

การประเมินและการวิเคราะห์ตัวแปรจลนศาสตร์และเวลาของการปั่นล้อยืดเส้น เพื่อประยุกต์ใช้ในงานฟื้นฟูและการกีฬา

ธฤณวัชร ไชยโคตร*, ณัฐพร แก้วโชติ*, อัมพรา พรหมศรี*

บทคัดย่อ

การฝึกทักษะการปั่นล้อยืดเส้นในผู้ป่วยและนักกีฬาล้อยืดเส้นที่มีประสิทธิภาพต้องอาศัยการวิเคราะห์รายละเอียดของตัวแปรจลนศาสตร์และตัวแปรเวลา โดยตัวแปรจลนศาสตร์สามารถบ่งบอกถึงปริมาณและคุณภาพของการออกแรงที่กระทำต่อวงล้อ และการถ่ายทอดแรงไปยังดุมล้อเพื่อให้ล้อขับเคลื่อน ตัวแปรเวลาถูกใช้ทางคลินิกเพื่อแสดงรูปแบบการปั่นและรอบการปั่นล้อยืดเส้นที่เหมาะสม ดังนั้นตัวแปรจลนศาสตร์และเวลาจึงแสดงถึงประสิทธิภาพการใช้พลังงานและงานของการปั่นล้อยืดเส้นที่เกิดขึ้น และบ่งชี้ถึงความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของกล้ามเนื้ออย่างเฉียบพลัน การวิเคราะห์ตัวแปรทั้งสองกลุ่มจึงมีความสำคัญต่อความสำเร็จของการฟื้นฟูและความสามารถในการปั่นล้อยืดเส้นของผู้ป่วยและนักกีฬาล้อยืดเส้น บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อนำความสำคัญของตัวแปรจลนศาสตร์และเวลา และการวิเคราะห์เพื่อประยุกต์ใช้ทางกีฬาและทางคลินิก เพื่อพัฒนาทักษะการปั่นล้อยืดเส้นให้มีประสิทธิภาพสูงสุดและลดความเสี่ยงของการบาดเจ็บที่เกิดจากการใช้งานมากเกินไป

คำสำคัญ : ล้อยืดเส้น, จลนศาสตร์การปั่นล้อยืดเส้น, ตัวแปรเวลา, การฝึกทักษะการปั่นล้อยืดเส้น

* อาจารย์ประจำ คณะวิทยาศาสตร์สุขภาพ มหาวิทยาลัยคริสเตียน

Corresponding author, email: dhissanuvachc@christian.ac.th, Tel 089-1848522

Received : November 11, 2022; Revised : January 17, 2023; Accepted : February 17, 2023

Evaluation and Analysis of Kinetic and Temporal Parameters of Wheelchair Propulsion for Practical Implications of Rehabilitation and Sports

Dhissanuvach Chaikhot*, Natthaphorn Kaewchot, Umpira Promsri*

Abstract

Effective wheelchair propulsion training for patients and athletes relies largely upon an in-depth analysis of the kinetic and temporal variables of wheelchair propulsion. The kinetic parameters indicate the quantity and quality of force applied on the handrim and translation into the hub to propel the wheel. The temporal parameters are used clinically to demonstrate an optimal pattern and cadence of propulsion. Thus, the kinetic and temporal parameters illustrate the effectiveness of energy expenditure and external propulsion work done and indicate the risk of upper limb injuries. The analysis of these parameters is, therefore, crucial for the success of rehabilitation and wheelchair propulsion training in both patients and athletes. The objectives of this article were to highlight the significance of kinetic and temporal parameters of wheelchair propulsion and their analyses for sport and clinical implications to optimize wheelchair propulsion performance and minimize the risk of overuse injury.

Keywords : Wheelchair, Propulsion kinetic, Temporal parameters, Wheelchair propulsion training

* Instructor, College of Health Science, Christian University of Thailand

Corresponding author, email: dhissanuvachc@christian.ac.th, Tel 089-1848522

Received : November 11, 2022; **Revised :** January 17, 2023; **Accepted :** February 17, 2023

บทนำ

มนุษย์ใช้การเดินเป็นวิธีการเคลื่อนที่หลักในชีวิตประจำวัน อย่างไรก็ตาม ยังมีคนอีกจำนวนมากที่ไม่สามารถเดินได้ ดังนั้น วีลแชร์แบบปั่นมือ (Manual wheelchair) จึงเป็นอุปกรณ์สำคัญในการเคลื่อนที่ของประชากรกลุ่มดังกล่าว จากข้อมูลพบว่ามากกว่าครึ่งหนึ่งของผู้ป่วยที่มีภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรง (Amyotrophic lateral sclerosis) สมองพิการ (Cerebral palsy) ปลอกประสาทเสื่อมแข็ง (Multiple sclerosis) สมองฝ่อหลายระบบ (Multiple system atrophy) ก้านสมองเสื่อม (Progressive supranuclear palsy) และการบาดเจ็บของไขสันหลัง (Spinal cord injury) ต้องพึ่งพาวีลแชร์ในการเคลื่อนที่ในชีวิตประจำวัน (Leaman & La, 2017) เช่นเดียวกับผู้สูงอายุที่มีสถิติการใช้วีลแชร์แบบปั่นมือสูงเป็นอันดับหนึ่งตามอัตราการเพิ่มขึ้นของสัดส่วนประชากรผู้สูงอายุ (World Health Organization, 2017) จากรายงานขององค์การอนามัยโลกพบว่า 15% ของประชากรโลก หรือมากกว่า 1 พันล้านคน มีความพิการในรูปแบบใดรูปแบบหนึ่ง (World Health Organization, 2020) คาดการณ์ว่าประมาณ 1% ของประชากรโลก หรือมากกว่า 75 ล้านคน มีความพิการที่ต้องใช้วีลแชร์ในชีวิตประจำวัน นอกจากนี้ ยังพบว่าความชุกของการใช้และความต้องการใช้วีลแชร์แบบปั่นมือเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วทั้งประเทศที่พัฒนาแล้วและประเทศที่กำลังพัฒนา รวมทั้งประเทศไทย (World Health Organization, 2017)

จากการสำรวจในปี พ.ศ. 2560 พบว่าประเทศไทยมีผู้พิการ 3.7 ล้านคน มากกว่า 47% ของประชากรกลุ่มดังกล่าวมีความลำบากหรือข้อจำกัดในการร่วมกิจกรรมในชุมชน (สำนักงานสถิติแห่งชาติ, 2563) คาดการณ์ว่ามีประชากรที่ต้องใช้วีลแชร์ในการดำเนินชีวิตประจำวันกว่า 8 แสนคน หรือประมาณครึ่งหนึ่งของจำนวนผู้พิการด้านการเคลื่อนไหวทั้งหมด และจำนวนผู้ใช้วีลแชร์จะสูงขึ้นทุกปีตามจำนวนประชากรที่มากขึ้น โดยเฉพาะประชากรผู้สูงอายุ (กระทรวงการพัฒนาสังคมและความมั่นคงของมนุษย์, 2564) การใช้วีลแชร์ในสังคมไทยมี 2 รูปแบบ คือ 1) การใช้นั่งเพื่อให้ผู้อื่นช่วยเข็น ผู้ใช้วีลแชร์ลักษณะดังกล่าวเรียกว่า “ผู้นั่งวีลแชร์” (Wheelchair bound persons) มักพบในศูนย์ดูแลผู้สูงอายุและสถานบริการทางสุขภาพ และ 2) การใช้วีลแชร์ด้วยการปั่นมือด้วยตนเอง (Self-propelled) เพื่อการเคลื่อนที่และการเดินทาง โดยอาจเรียกผู้ใช้วีลแชร์ลักษณะดังกล่าวว่า “ผู้ใช้วีลแชร์โดยอิสระ” (Independent wheelchair users) (ธฤชนวัชร ไชยโคตร, 2565) ในปัจจุบันพบจำนวนประชากรกลุ่มนี้มากขึ้นอย่างเด่นชัด เนื่องจากโครงสร้างสังคมผู้สูงอายุของประเทศไทย รวมทั้งสังคมไทยเริ่มให้ความสำคัญกับผู้พิการมากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะการขยายโอกาสและสิทธิขั้นพื้นฐานในการดำรงชีวิตอย่างมีคุณค่าและศักดิ์ศรี การปั่นวีลแชร์ด้วยตนเองของผู้ใช้วีลแชร์โดยอิสระ แบ่งได้เป็น 3 ลักษณะได้แก่ 1) เพื่อการเคลื่อนที่ภายในที่พักอาศัย (Indoor self-mobility) ซึ่งมีความเร็วของการปั่นค่อนข้างช้าและมีระยะทางสั้นในแต่ละรอบการปั่น การเคลื่อนที่เกือบทั้งหมดเกิดขึ้นภายในที่พักอาศัย (Vasquez et al., 2020) 2) เพื่อการเคลื่อนที่ภายนอกและการเดินทาง (Outdoor mobility and transportation) เริ่มพบมากขึ้นในประเทศไทย 3) เพื่อกิจกรรมทางกีฬา (Wheelchair sport activity) ซึ่งปัจจุบันกีฬาวีลแชร์ได้รับความนิยมเพิ่มขึ้นอย่างมาก เช่น กีฬาวีลแชร์บาสเกตบอล วีลแชร์เทนนิส วีลแชร์ฟันดาบ และวีลแชร์รักบี้ เป็นต้น

อย่างไรก็ตาม การปั่นวีลแชร์ที่ไม่เหมาะสมอย่างต่อเนื่องนำไปสู่การบาดเจ็บที่พบได้บ่อยของรยางค์แขนและหัวไหล่ ส่งผลให้กิจกรรมทางกายและคุณภาพชีวิตลดลง มีรายงานว่ามากกว่าร้อยละ 70 ของผู้ใช้วีลแชร์แบบปั่นมือมีการบาดเจ็บของรยางค์แขนและหัวไหล่ สาเหตุหลักเกิดจากรูปแบบการปั่นวีลแชร์เป็นการเคลื่อนที่ที่ด้อยประสิทธิภาพเชิงกล (Mechanical inefficiency) ส่งผลให้กล้ามเนื้อรยางค์แขนได้รับความเครียดมากเกินไป (Repetitive stress) จากสถิติพบว่า มากกว่าร้อยละ 49 ของผู้ใช้วีลแชร์มีอาการชามือจากพังผืดกดทับเส้นประสาท (Carpal tunnel syndrome) โดยเฉพาะอาการปวดไหล่ ซึ่งมีอุบัติการณ์สูงกว่าร้อยละ 60 ทั้งกลุ่มนักกีฬาและกลุ่มที่ใช้วีลแชร์ในชีวิตประจำวัน (Fullerton, Borckardt, & Alfano,

2003) โดยพบพยาธิสภาพที่ข้อต่อ Acromio-clavicular มากที่สุด (ร้อยละ 64) ภาวะเส้นเอ็นภายในข้อไหล่ถูกกดเบียด (Impingement syndromes) (ร้อยละ 33) และภาวะอักเสบของเอ็นกล้ามเนื้อ เช่น Rotator cuff tendinitis (ร้อยละ 24) และ Bicipital tendinitis (ร้อยละ 21) (Heyward, Vegter, De & Van, 2017) ดังนั้น ผู้ป่วยที่เริ่มใช้วีลแชร์แบบปั่นมือ เช่น ผู้ป่วยที่เพิ่งได้รับการบาดเจ็บของไขสันหลัง หรือ ผู้สูงอายุ รวมทั้งกลุ่มนักกีฬาวีลแชร์หรือผู้ใช้วีลแชร์รายเก่าที่มีรูปแบบการปั่นล้อที่ไม่เหมาะสม ที่อาจมีอาการบาดเจ็บของแขนหรือหัวไหล่ จำเป็นต้องได้รับการฟื้นฟูด้วยการฝึกการใช้วีลแชร์ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เทคนิคการปั่นวีลแชร์ที่เหมาะสมและปลอดภัย เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและสมรรถนะการปั่นล้อและลดการบาดเจ็บที่เกิดขึ้น

องค์ความรู้ทางชีวกลศาสตร์ของการปั่นวีลแชร์ที่มีมากขึ้นในปัจจุบัน ทำให้เข้าใจสาเหตุและการป้องกันการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นบ่อยได้ดีขึ้น หากเข้าใจว่าแรงถูกสร้างมาอย่างไรและถูกส่งไปยังวงล้อ (Handrim) อย่างไร จะช่วยให้เข้าใจว่าแรงเหล่านี้มีความสัมพันธ์อย่างไรกับการเพิ่มประสิทธิภาพเชิงกลในการปั่นล้อ นอกจากนี้ จะทำให้สามารถวิเคราะห์กลไกการบาดเจ็บได้ดียิ่งขึ้น เช่นเดียวกับการเคลื่อนไหวซ้ำ ๆ รูปแบบอื่น ที่อาจเพิ่มความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อและกระดูกได้ แต่การปั่นวีลแชร์ก็มีข้อดีมากกว่าข้อเสียอยู่มาก ในแง่ของการส่งเสริมกิจกรรมทางกาย และการมีส่วนร่วมทางสังคม (Social participation) คุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น ดังนั้นวีลแชร์แบบปั่นมือจึงเป็นทางเลือกที่ดีที่สุดเพื่อเพิ่มการเคลื่อนไหวร่างกายในประชากรที่ไม่สามารถเดินได้ หากผู้ใช้วีลแชร์ได้เรียนรู้วิธีการที่จะใช้งานอย่างเหมาะสมและปลอดภัย ในบทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทบทวนองค์ความรู้ทางชีวกลศาสตร์ของการปั่นล้อวีลแชร์ การประเมินทางชีวกลศาสตร์ของการปั่นล้อที่สามารถประยุกต์ใช้ได้ทางคลินิกและภาคสนาม และเพื่อเน้นย้ำความสำคัญของการประเมินและการวิเคราะห์ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการปั่นล้อที่สำคัญ คือตัวแปรจลนศาสตร์ (Kinetic parameters) และตัวแปรเวลา (Temporal parameters) เพื่อการประยุกต์ใช้ทางคลินิกทั้งด้านการวินิจฉัย การฟื้นฟู รวมทั้งด้านการกีฬา

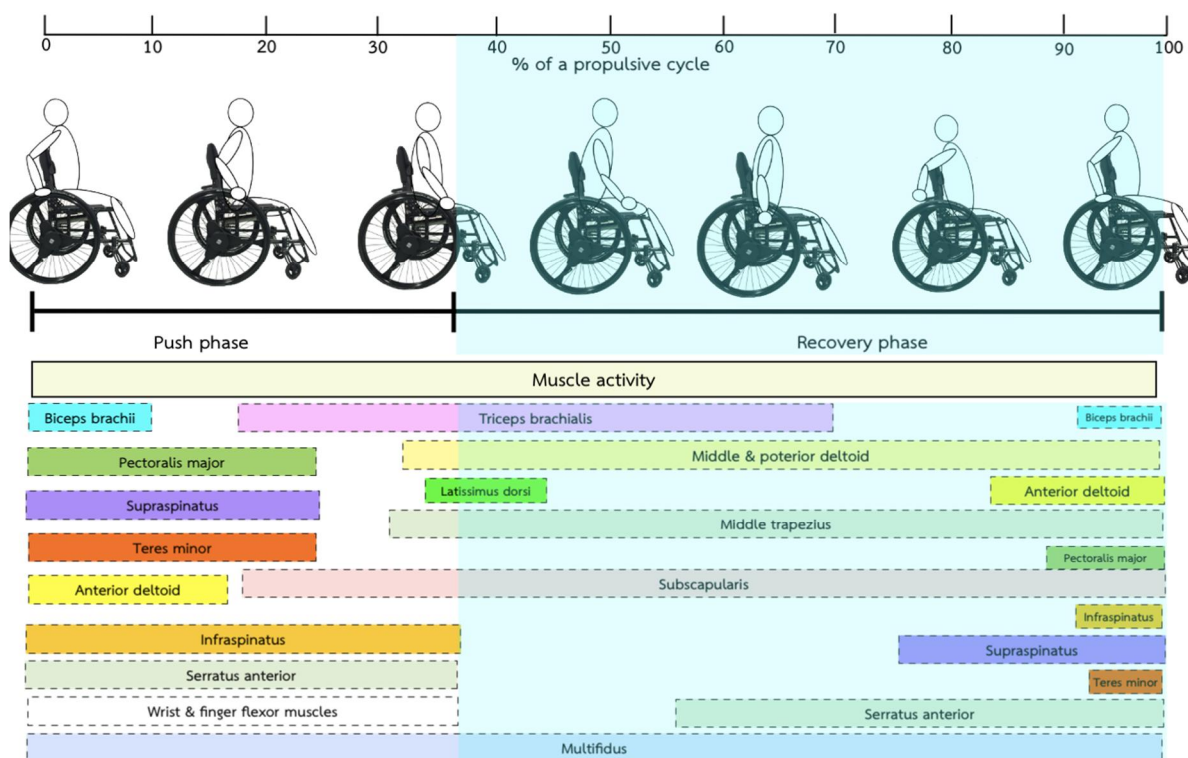
ลักษณะการปั่นล้อวีลแชร์ (Wheelchair propulsion characteristics)

การปั่นล้อวีลแชร์เป็นรูปแบบการเคลื่อนที่ด้วยแรงขยับแขนและหัวไหล่ ในทางชีวกลศาสตร์จัดการปั่นล้อวีลแชร์เป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวซ้ำ ๆ ที่ประกอบด้วยวงจร 2 ระยะ (Repetitive biphasic cyclic movement) ดังแสดงในรูปที่ 1 คือ 1) ระยะออกแรงปั่นหรือระยะผลักแรง (Push phase) เป็นระยะที่มีมือจับวงล้อเพื่อออกแรงหมุนวงล้อ เริ่มตั้งแต่มือจับวงล้อ ให้แรง จนถึงตำแหน่งสุดท้ายที่มือจับวงล้อก่อนปล่อยมือ มีระยะเวลาประมาณร้อยละ 40 ของวงจรการปั่นล้อ (Propulsion cycle) 2) ระยะปล่อยมือ (Recovery phase) เป็นระยะที่เริ่มต้นตั้งแต่มือปล่อยจากวงล้อและสิ้นสุดก่อนที่มือจะจับวงล้อเพื่อเข้าสู่วงจรการปั่นล้อต่อไป เนื่องจากมือไม่ได้ให้แรงกระทำต่อวงล้อ ระยะนี้จึงไม่มีแรงภายนอกมากระทำต่อวงล้อ แต่ล้อยังคงเคลื่อนที่ไปด้านหลังจากแรงส่งจากระยะออกแรงปั่น (Vanlandewijck, Theisen & Daly 2001) โดยมีกล้ามเนื้อสำคัญที่ทำงานตามวงจรการปั่นล้อทั้ง 2 ระยะ (รูปที่ 1) ดังต่อไปนี้

1) ระยะผลักแรง มีกล้ามเนื้ออกอก Biceps brachii ทำงานสูงสุดในขณะมือจับวงล้อ (Hand contact) ในช่วงเริ่มต้นของระยะผลักแรง ร่วมกับการทำงานของกล้ามเนื้อ Deltoid anterior ในช่วงเวลาดังกล่าว กล้ามเนื้อ Pectoralis major ทำงานอย่างต่อเนื่องตลอดระยะการผลักแรง โดยมีกล้ามเนื้อ Deltoid anterior และ Pectoralis major ทำหน้าที่เป็น Prime movers ของการปั่นล้อระยะผลักแรง นอกจากนี้กล้ามเนื้อ Triceps brachialis มีการทำงานตั้งแต่ช่วงกลางจนถึงช่วงท้ายของระยะผลักแรง โดยพบการทำงานสูงสุดอยู่ในจังหวะปล่อยมือจากวงล้อ (Hand release) โดยทั่วไปในการปั่นล้อด้วยความเร็วปกติจะไม่พบการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้อง แต่เมื่อต้องการเร่งความเร็วการปั่นให้มากขึ้น เช่น ในกิจกรรมกีฬา

จะพบการทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus abdominis และกล้ามเนื้อ Multifidus (Cavallone, Vieira, Quaglia & Gazzoni, 2022)

2) ระยะปล่อยมือ มีกล้ามเนื้อหลักที่ทำหน้าที่เหยียดแขนท่อนบนไปด้านหลังคือ กล้ามเนื้อ Posterior deltoid นอกจากนี้กล้ามเนื้อ Supraspinatus และ Middle deltoid ทำงานประสานกันในการกางแขนท่อนบน โดยมีกล้ามเนื้อ Subscapularis ช่วยหมุนไหล่เข้าด้านใน และกล้ามเนื้อ Trapezius ทำหน้าที่เคลื่อนสะบักเข้าหากัน (Scapular retraction) (Rankin, Richter & Neptune, 2011)



รูปที่ 1 วงจรการปั่นล้อและการทำงานของกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องในแต่ละระยะการปั่นล้อ
(ที่มา: ดัดแปลงจาก Vanlandewijck et al., 2001 และ Rankin et al., 2011)

ความเข้าใจในรายละเอียดทางชีวกลศาสตร์ที่เกิดขึ้นในวงจรการปั่นล้อ จะช่วยให้บุคลากรทางการแพทย์สามารถวิเคราะห์หัวตัวแปรต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องในเชิงลึก และมีความสำคัญทางคลินิกทั้งในด้านการวินิจฉัยตั้งแต่ระยะแรกที่เริ่มพบการเปลี่ยนแปลงหรือเบี่ยงเบนไปจากเกณฑ์ หรือในกระบวนการฟื้นฟูผู้ป่วยที่ต้องใช้วีลแชร์ หรือในนักกีฬาเพื่อเพิ่มทักษะการปั่นล้อที่มีประสิทธิภาพและปลอดภัย

การประเมินชีวกลศาสตร์ของการปั่นล้อวีลแชร์ (Biomechanical evaluation of wheelchair propulsion)

การประเมินการปั่นล้อวีลแชร์สามารถทำได้ทั้งในห้องปฏิบัติการ ห้องตรวจผู้ป่วยในโรงพยาบาล หรือภาคสนาม โดยห้องหรือบริเวณทดสอบควรมีความยาวอย่างน้อย 15 เมตร ไม่มีสิ่งกีดขวาง มีแสงสว่างเพียงพอ ควรทดสอบบนพื้นเรียบแข็ง มั่นคง ไม่ลื่น หากพื้นปูด้วยพรมจะทำให้พื้นมีแรงเสียดทานมากขึ้น ซึ่งต้องระบุชนิดของพื้นที่ใช้ในการทดสอบด้วย วีลแชร์ที่ใช้ทดสอบอาจเป็นวีลแชร์ของผู้ป่วยที่ใช้ในชีวิตประจำวันหรือการแข่งขัน หรือวีลแชร์ชนิดเบา (Light weight) หรือชนิดเบาพิเศษ (Ultralight weight) ที่จัดเตรียมไว้เพื่อการทดสอบ บันทึกน้ำหนักของวีลแชร์ ความสูงของที่นั่งเหนือพื้น ความยาวของ

เส้นผ่านศูนย์กลางของล้อ ความกว้างและความลึกของวีลแชร์ ในการทดสอบต้องถอดล้อปกติของวีลแชร์ ออกแล้วแทนที่ด้วยล้อวัดงาน (Biomechanics wheel) ข้างเดียวหรือสองข้าง กรณีแทนที่ด้วยล้อวัดงาน ข้างเดียว ควรเป็นข้างถนัดหรือข้างที่ต้องการทดสอบ ล้อวัดงานที่นิยมใช้เพื่อนำข้อมูลมาวิเคราะห์ทางคลินิก และการวิจัย ได้แก่ Optipush และ Smartwheel จะมีเซ็นเซอร์วัดและบันทึกวัดแรงต่าง ๆ ในสามมิติ (3D-force sensor) ที่กระทำต่อวงล้อและดุมล้อ โดยทั่วไปล้อวัดงานมีหลายขนาดเพื่อให้เหมาะสมกับวีลแชร์ รุ่นต่าง ๆ โดยขนาดที่ใช้บ่อยคือ ล้อมีน้ำหนัก 4 กิโลกรัม เส้นผ่านศูนย์กลางวงล้อยาว 56 เซนติเมตร (ระยะ A ในรูปที่ 2) เส้นผ่านศูนย์กลางล้อยาว 64 (ระยะ B ในรูปที่ 2) กรณีติดตั้งล้อวัดงานข้างเดียว ล้ออีกข้าง ควรจะมีขนาด น้ำหนักที่เท่ากับล้อวัดงานเพื่อสร้างความสมดุลขณะปั่น (Leaman & La, 2017)

ก่อนการทดสอบ ผู้ป่วยหรือนักกีฬาต้องสร้างความคุ้นเคยกับวีลแชร์ที่สวมล้อวัดงาน พื้นผิว อุปกรณ์ทดสอบต่าง ๆ รวมทั้งสิ่งแวดล้อมของพื้นที่ทดสอบ โดยให้ผู้ถูกทดสอบทดลองปั่นวีลแชร์ด้วยความเร็วปกติที่รู้สึกสบายเป็นเส้นตรง 3 นาที จำนวน 4 รอบ ระหว่างรอบพัก 2 นาที ใช้เวลาในการปั่นรวมทั้งสิ้น 12 นาที วิธีการทดสอบมีหลากหลายรูปแบบ แต่ที่เป็นมาตรฐานและง่ายต่อการทดสอบทั้งทางคลินิก และภาคสนามคือ ให้ผู้ถูกทดสอบออกแรงปั่นวีลแชร์ที่จอดนิ่ง และปั่นด้วยความเร็วปกติที่รู้สึกสบาย เป็นเส้นตรงเป็นเวลา 10 วินาทีหรือให้ได้ระยะทาง 10 เมตร อย่างน้อยจำนวน 2 รอบ มีช่วงพัก 3 นาทีระหว่างรอบ นำค่าตัวแปรจลนศาสตร์และตัวแปรเวลามาวิเคราะห์ต่อไป (Chaikhot, Taylor & Hettinga, 2018)

ตัวแปรจลนศาสตร์ของการปั่นล้อ (Kinetic parameters of wheelchair propulsion)

จลนศาสตร์ของการปั่นล้อ หมายถึง การศึกษาและวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแรงต่าง ๆ ที่กระทำต่อวงล้อจากมือผู้ปั่นวีลแชร์เพื่อทำให้ล้อหมุนและเคลื่อนที่ ตัวแปรทางจลนศาสตร์ของการปั่นล้อ สามารถบอกได้ว่าแรงที่ถูกสร้างขึ้นและถูกใช้ไปอย่างไรขณะปั่นล้อ มีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงใด รวมทั้งสามารถบอกถึงกำลังขับเคลื่อน (Power output, PO) มากน้อยอย่างไร ซึ่งตัวแปรเหล่านี้มีสัมพันธ์กับพลังงานที่ต้องใช้ (Energy cost) เพื่อให้ได้งานการปั่นล้อ (Work of propulsion) และยังสัมพันธ์กับระดับความเครียดของกล้ามเนื้อและข้อต่อ (Physiological strain) ซึ่งส่งผลต่อการบาดเจ็บที่พบได้บ่อยในผู้ใช้วีลแชร์แบบปั่นมือ จากตารางที่ 1 แสดงตัวแปรจลนศาสตร์และตัวแปรเวลา ของการปั่นล้อและค่าจำกัดความของแต่ละตัวแปร

ในการปั่นวีลแชร์ให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า มือของผู้ปั่นจะต้องออกแรงหมุนล้อให้ชนะแรงเฉื่อย ของวีลแชร์ และแรงเสียดสีระหว่างล้อกับพื้น ซึ่งตัวแปรที่เกี่ยวกับแรงจากมือของผู้ปั่นมีหน่วยเป็น นิวตัน (Newton, N) การวิเคราะห์รูปแบบการกำเนิดแรงในสามมิติที่วงล้อ จะทำให้ทราบรูปแบบการออกแรงที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของล้อ รวมทั้งลักษณะแรงที่เสี่ยงต่อการบาดเจ็บได้ กลุ่มของแรงดังกล่าวประกอบด้วย

F_x เป็นแรงที่กระทำต่อดุมล้อ (Wheel hub) ในทิศทางไปด้านหน้าระนาบขนานกับพื้น (Horizontally forward) ดังรูปที่ 2

F_y เป็นแรงที่กระทำต่อดุมล้อในแนวตรงทิศทางขึ้นด้านบน (Vertically upward)

F_z หรือแรงที่กระทำต่อดุมล้อในแนวระนาบทิศทางชี้ออก (Horizontally outward)

F_{tot} เป็นแรงผลลัพธ์ (Resultant force) ของแรงในแนวแกน x y และ z ที่กระทำต่อวงล้อในการออกแรงปั่น 1 ครั้ง (Total force) คำนวณได้จากสมการที่ 1

$$F_{tot} = \sqrt{(F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)} \quad (\text{สมการที่ 1})$$

F_r เป็นแรงในแนวที่กระทำต่อวงล้อจากจุดสัมผัสแรงจากมือ (Point of force application, PFA) ไปตามแนวรัศมีของวงล้อ (Radial force) โดย F_r กับ F_z ทำให้เกิดแรงฝืดที่จำเป็นเพื่อให้สามารถออกแรงในแนวเส้นสัมผัสกับวงล้อ หรือ F_t ได้

F_t เป็นแรงในแนวเส้นสัมผัสกับวงล้อ (Tangential force) เป็นเพียงแนวแรงเดียวที่ทำให้เกิดการหมุนของล้อเคลื่อนที่ไปด้านหน้า หรืออาจเรียกว่า แรงหมุนล้อ คำนวณได้จากสมการที่ 2

$$F_t = M_z \cdot R^{-1} \quad (\text{สมการที่ 2})$$

โดยที่ M_z คือ ทอร์ก หรือแรงเชิงมุม (Torque หรือ Moment, M) ที่ทำให้แกนของดุมล้อหมุน และ R คือ รัศมีของวงล้อ

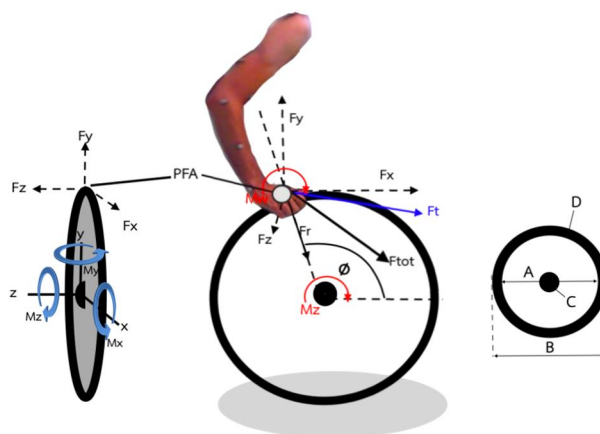
ดังนั้น F_t มีค่าเป็นบวก เนื่องจากส่งผลให้ล้อหมุนเคลื่อนไปข้างหน้า หาก F_t มีค่าลบ (Negative force, F_{neg}) จะมีผลด้านการหมุนของล้อ แม้ว่าโดยปกติการปั่นล้อ F_t จะมีค่าเป็นบวก อย่างไรก็ตาม ยังปรากฏ F_{neg} ได้ในวงจรการปั่นล้อ ซึ่งมักพบได้ทั้งก่อนและหลังระยะผลักแรง ดังรูปที่ 3 นอกจากนี้ θ หมายถึง มุมที่มือสัมผัสและออกแรงกระทำกับวงล้อ (Push angle) ในระนาบขนานกับพื้น

ในการปั่นล้อเพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า นอกเหนือจากแรงที่กระทำต่อวงล้อแล้ว มือของผู้ปั่นล้อยังต้องส่งทอร์กกระทำต่อวงล้อ เพื่อทำให้เกิดแรงเชิงมุมซึ่งเป็นแรงบิดและหมุนแกนล้อ โดยทอร์กมีหน่วยเป็น นิวตันเมตร (Newton.meter, Nm) ในการปั่นวีลแชร์จะมีทอร์กเกิดขึ้นที่ข้อมือในตำแหน่ง PFA หรือเรียกว่า M_w (Wrist moment) โดยทอร์กที่ทำให้เกิดการหมุนแกนล้อ ใช้สัญลักษณ์ M_z โดย M_z มีค่ามากกว่า 1 ในระยะผลักแรง และน้อยกว่า 1 ในระยะปล่อยมือ หาก M_z มีค่าเป็นลบ หรือเรียกว่า ทอร์กลบ (Negative torque) ใช้สัญลักษณ์ M_{neg} จะหมายถึงแรงบิดที่ทำให้เกิดการต้านการหมุนของแกนล้อ ดังรูปที่ 4 การคำนวณ M_z หาได้จาก F_t คูณด้วยรัศมีของวงล้อ ดังสมการที่ 3

$$M_z = F_t \cdot R \quad (\text{สมการที่ 3})$$

ทอร์กของข้อมือ (Moment of wrist, M_w) มีความสัมพันธ์กับแรง F_r และ F_z เกิดขึ้นในตำแหน่ง PFA ใกล้เคียงกับตำแหน่งข้อต่อ metacarpophalangeal joint (MCP) ของนิ้วกลาง โดยสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 4

$$\tan \theta = M_x \cdot M_z^{-1} \quad (\text{สมการที่ 4})$$



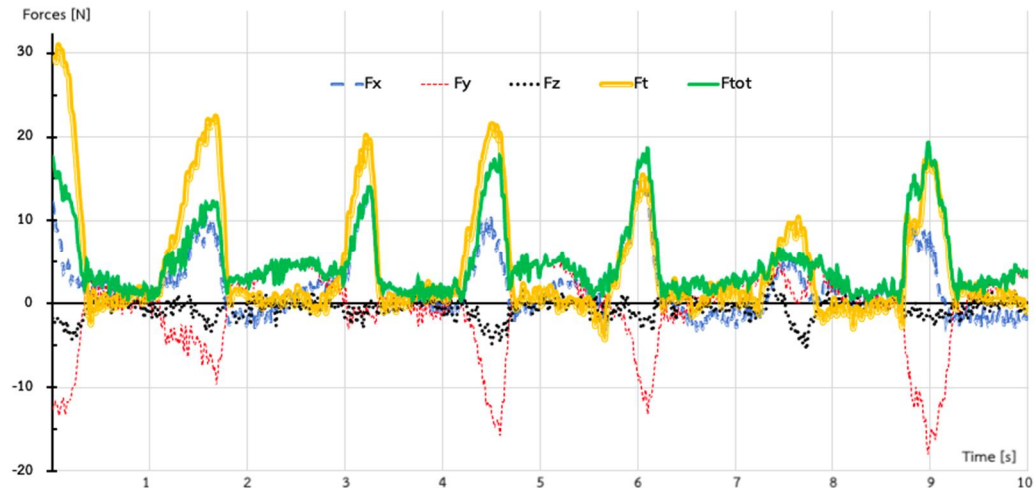
รูปที่ 2 โครงสร้างล้อและแรงกระทำต่อล้อในขณะปั่น

(ที่มา : ดัดแปลงจาก Vanlandewijck et al., 2001) (หมายเหตุ : F_x = force in x-axis; F_y = force in y-axis; F_z = force in z-axis; F_{tot} = resultant force; F_r = radial force; F_t = tangential force; M_x = torque around x-axis;

M_y = torque around y-axis; M_w = torque produced by wrist; M_z = torque around the hub;

PFA = point of force application; θ = push angle; A = handrim diameter; B = wheel diameter;

C = wheelhub; D = pneumatic tire)

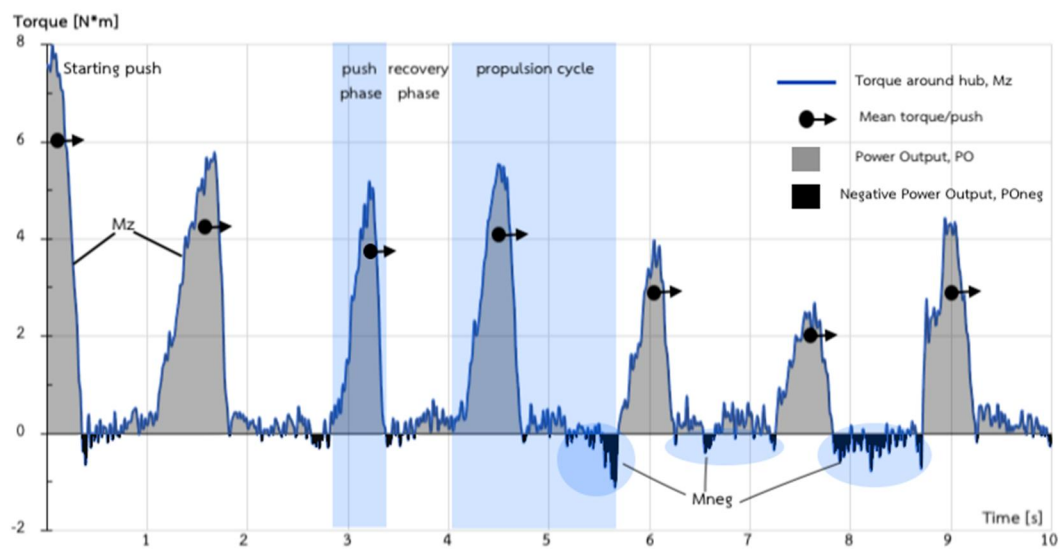


รูปที่ 3 ตัวอย่างสัญญาณแรงต่าง ๆ ในขณะปั่นล้อ

(ที่มา: สร้างแผนภูมิจากข้อมูลดิบที่ได้จากการทดสอบการปั่นล้อด้วยล้อวัดงาน Smartwheel (Three Rivers Holdings, AZ, USA) ในสตรีอายุ 31 ปี ส่วนสูง 165 เซนติเมตร น้ำหนัก 66 กิโลกรัม ปั่นวีลแชร์จากหยุดนิ่งด้วยความเร็วปกติที่รู้สึกสบายเป็นเวลา 10 วินาที; หมายถึง: F_x = force in x-axis; F_y = force in y-axis; F_z = force in z-axis; F_t = tangential force; F_{tot} = resultant force; F_r = radial force)

ตัวแปรเวลาของการปั่นล้อ (Temporal parameters of wheelchair propulsion)

ตัวแปรเวลามีความสำคัญที่ทำให้เข้าใจลักษณะการปั่นล้อของแต่ละบุคคล เป็นตัวแปรที่ถูกใช้ในการวิเคราะห์ว่าจังหวะการปั่นล้อแบบใดจึงจะเหมาะสมที่สุด การวิเคราะห์ตัวแปรเวลาทำได้โดยวิเคราะห์สัญญาณ M_z ในระหว่างการปั่นล้อ ดังรูปที่ 4 ตัวแปรเวลาที่สำคัญได้แก่



รูปที่ 4 ตัวอย่างสัญญาณทอร์กในขณะปั่นล้อ

(ที่มา: สร้างแผนภูมิจากข้อมูลดิบที่ได้จากการทดสอบการปั่นล้อด้วยล้อวัดงาน Smartwheel (Three Rivers Holdings, AZ, USA) ในสตรีอายุ 31 ปี ส่วนสูง 165 เซนติเมตร น้ำหนัก 66 กิโลกรัม ปั่นวีลแชร์จากหยุดนิ่งด้วยความเร็วปกติที่รู้สึกสบายเป็นเวลา 10 วินาที)

1) ความเร็วของการปั่นล้อ (Speed) หมายถึงความเร็วปกติที่ปั่นแล้วรู้สึกสบาย ซึ่งเป็นความเร็วที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน คำนวณได้จากระยะทางหารด้วยเวลาที่ใช้ในการปั่นล้อ จากการศึกษาพบว่าความเร็วในการปั่นวีลแชร์จะลดลงเมื่ออายุสูงขึ้น และเพศชายจะมีความเร็วของการปั่นล้อเร็วกว่าเพศหญิง ในอายุที่เท่ากัน ผู้ป่วยที่มีระดับการบาดเจ็บของไขสันหลังต่ำกว่าจะปั่นวีลแชร์เร็วกว่าผู้ป่วยที่มีระดับการบาดเจ็บของไขสันหลังสูงกว่า ความเร็วของการปั่นล้อยังสัมพันธ์กับการบาดเจ็บของกล้ามเนื้ออย่างค้ำและหัวไหล่ นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่น ๆ ที่มีผลทำให้ความเร็วของการปั่นล้อยลดลง เช่น พื้นผิวที่มีแรงเสียดทาน ความชันของพื้นผิว แรงดันลมยางล้อต่ำกว่าค่าปกติ เป็นต้น ความเร็วของการปั่นล้อนormal ที่รู้สึกสบายจะมีค่าประมาณ 0.71 – 0.98 เมตร/วินาที ในคนวัยหนุ่มสาวที่ไม่มีประสบการณ์การใช้วีลแชร์ (Chaikhot et al., 2018)

2) ความถี่ของการปั่นวงล้อ (Push frequency) หมายถึงจำนวนครั้งในการออกแรงปั่นล้อใน 1 นาที ความถี่ของการปั่นล้อเป็นตัวแปรเวลาที่สำคัญเนื่องจากมีความสัมพันธ์โดยตรงกับการใช้ออกซิเจน (Oxygen consumption) และค่าประสิทธิภาพการปั่นล้อ (Gross mechanical efficiency, GE) หากความถี่ของการปั่นล้อสูง การใช้ออกซิเจนจะมากขึ้น และค่าประสิทธิภาพการปั่นล้อจะลดลง ส่งผลโดยตรงต่อการบาดเจ็บของกล้ามเนื้ออย่างค้ำและหัวไหล่ โดยทั่วไป ความถี่ของการปั่นล้อจะมีค่าประมาณ 40-70 ครั้งต่อนาทีในการปั่นล้อที่ความเร็วปกติที่รู้สึกสบาย ขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้อง (Hers, Sawatzky & Sheel, 2016)

3) เวลาของการปั่นวงล้อ (Push time) หมายถึงช่วงเวลาที่มือออกแรงปั่นวงล้อแต่ละครั้งในระยะผลักแรง (Push phase) ที่ทำให้เกิดแรงบิดส่งล้อ (Positive torque) เวลาของการปั่นวงล้อมีความสัมพันธ์แบบผกผันกับความถี่ของการปั่นวงล้อ หากเวลาของการปั่นวงล้อมาก ความถี่ของการปั่นวงล้อจะน้อยลง ดังนั้น การปั่นล้อที่มีประสิทธิภาพ เวลาของการปั่นล้อควรจะนาน เพื่อแรงจะถูกส่งไปยังวงล้อได้มากขึ้น การเคลื่อนที่ไปข้างหน้าก็จะได้ระยะทางไกลขึ้น ค่าปกติประมาณ 0.2 – 0.4 วินาที (Lenton et al., 2013)

4) เวลาของวงจรการปั่นล้อ (Cycle time) หมายถึง ช่วงเวลาของวงจรปั่นล้อ 1 รอบ ตั้งแต่มือจับวงล้อออกแรง ปล่อยมือจากวงล้อ จนถึงก่อนวงจรใหม่จะเริ่มขึ้น เวลาของวงจรการปั่นล้อมีความสัมพันธ์แบบผกผันกับความเร็วของการปั่นล้อ หากความเร็วสูงขึ้นเวลาของวงจรการปั่นล้อจะน้อยลง และเวลาของการปั่นวงล้อก็จะลดลงด้วย มีรายงานว่าค่าเวลาของการปั่นล้อประมาณ 0.95 – 1.6 วินาที ขึ้นอยู่กับความเร็วของการปั่นล้อ (Chaikhot et al., 2018)

5) มุมของการปั่นวงล้อ (Push angle หรือ θ) หมายถึง องศาที่มีแรงกระทำต่อวงล้อจากตำแหน่งมือจับวงล้อจนถึงมือปล่อยวงล้อในแต่ละรอบ คำนวณได้จากองศาสุดท้ายลบด้วยองศาเริ่มต้นของมือที่สัมผัสวงล้อเพื่อออกแรงปั่น หากมุมของการปั่นวงล้อมากจะทำให้แรงถูกส่งไปยังวงล้อมีประสิทธิภาพมากขึ้น การปั่นล้อก็จะมีประสิทธิภาพและได้ระยะทางมากขึ้น จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าค่ามุมของการปั่นล้อเป็นช่วงค่อนข้างกว้างตามความเร็วของการปั่นล้อ ประมาณ 30 – 90 องศา (Mason, Lenton, Leicht & Goosey-Tolfrey, 2014)

6) สัดส่วนระยะออกแรงปั่น (% Push phase) หมายถึงค่าร้อยละของช่วงเวลาของการออกแรงจากวงจรการปั่นล้อทั้งหมด สัดส่วนระยะออกแรงปั่นสะท้อนระดับประสิทธิภาพของการปั่นล้อ หากสัดส่วนระยะออกแรงปั่นมีค่ามากร่วมกับความถี่ของการปั่นวงล้อน้อยทำให้ GE เพิ่มขึ้นได้ สัดส่วนระยะออกแรงปั่นโดยทั่วไปจะประมาณ 27% -40% (Chaikhot et al., 2020)

ตารางที่ 1 ตัวแปรจลนศาสตร์และตัวแปรเวลาของการปั่นล้อวีลแชร์ในการประยุกต์ใช้ทางคลินิกและการกีฬา

ตัวแปร	หน่วย	คำจำกัดความ
ตัวแปรจลนศาสตร์ (Kinetic parameters)		
Ft	N	แรงตามแนวเส้นสัมผัสล้อ (Tangential force) ซึ่งเป็นแรงที่มีประสิทธิภาพสูงสุดที่กระทำต่อวงล้อ
Ftot	N	แรงผลลัพธ์ของแรงทั้งหมดในแนวแกน x y และ z (Total force) ที่กระทำต่อวงล้อในการออกแรงปั่น 1 ครั้ง
Fneg	N	ผลรวมของแรงชะลอตัว (Negative force) ในการออกแรงปั่น 1 ครั้ง
Mz	Nm	แรงบิดสูงสุด (Maximum torque) ที่กระทำต่อล้อในการออกแรงปั่น 1 ครั้ง
Mneg	Nm	แรงบิดต้านล้อหมุน (Negative torque) ในการออกแรงปั่น 1 ครั้ง
ตัวแปรเวลา (Temporal parameters)		
ความเร็ว (Speed)	m/s	ความเร็วของการปั่น ค่าวนได้จากระยะทางที่ปั่นได้หารด้วยเวลาที่ใช้ในการปั่น
เวลาการปั่นล้อ (Push time)	s	ช่วงเวลาที่มือออกแรงปั่นล้อแต่ละครั้ง ที่ทำให้เกิดแรงบิดส่งล้อ (Positive torque)
เวลาของวงจรการปั่นล้อ (Cycle time)	s	ช่วงเวลาของวงจรปั่นล้อ 1 รอบ ตั้งแต่มีข้อจับล้อ ออกแรงปั่น ปลอยมือจากวงล้อ จนถึงก่อนวงจรใหม่จะเริ่มขึ้น
สัดส่วนระยะออกแรงปั่น (% Push phase)	%	ร้อยละของช่วงเวลาที่ใช้ในการปั่นแรงจากวงจรการปั่นล้อทั้งหมด
ความถี่การปั่นล้อ (Push frequency)	pushes/min	จำนวนครั้งในการปั่นล้อต่อ 1 นาที มีหน่วยเป็น ครั้ง/นาที
มุมการปั่นล้อ (Push angle)	degrees (°)	องศาของมือบนวงล้อ จากตำแหน่ง Initial contact ถึง End push ในแต่ละรอบ
ระยะทางการปั่น (Push distance)	m	ระยะทางที่วีลแชร์เคลื่อนที่ไปจากการออกแรงปั่นแต่ละครั้ง
หมายเหตุ : m = เมตร (Meters); s = วินาที (Seconds); m/s = เมตร/วินาที (Meters/second); N = นิวตัน (Newton); Nm = นิวตันเมตร (Newton meter)		

ตารางที่ 2 ตัวอย่างค่าตัวแปรจลนศาสตร์และตัวแปรเวลาของการปั่นล้อยที่ประมวลจากล้อวัดงาน

Push #	Kinetic parameters								Temporal parameters						
	Peak Ftot [N]	Ave Ftot [N]	Peak Ft [N]	Ave Ft [N]	Peak Fneg [N]	Peak Mz [Nm]	Ave Mz [Nm]	Peak Mneg [Nm]	Speed [m/s]	Push Angle [deg]	Push Distance [m]	Push Frequency [1/s]	Push Time [s]	Cycle Time [s]	% Push Phase [%]
1	17.63	12.04	30.97	24.04	-2.52	7.97	6.18	-0.65	0.67	38.14	0.81	0.79	0.31	1.27	24.28
2	12.40	8.99	22.47	16.92	-1.26	5.78	4.35	-0.32	0.71	61.70	0.74	0.57	0.49	1.74	28.02
3	14.07	10.21	20.16	15.13	-1.05	5.18	3.89	-0.27	0.75	40.78	0.88	0.79	0.30	1.26	23.48
4	17.74	12.36	21.52	16.51	-4.30	5.53	4.25	-1.11	0.79	58.27	0.69	0.61	0.38	1.63	23.52
5	18.75	15.60	15.43	12.66	-1.57	3.97	3.26	-0.41	0.73	31.9	0.83	0.63	0.24	1.59	14.94
6	6.04	5.48	10.39	9.19	-3.04	2.67	2.36	-0.78	0.71	24.52	0.84	0.79	0.19	1.27	15.09
7	19.38	14.66	17.22	12.67	-	4.43	3.26	-	-	47.81	-	-	0.38	-	-
Ave 3 rd -5 th	14.15	10.91	16.88	13.37	-2.49	4.34	3.44	-0.643	0.75	38.87	0.81	0.71	0.28	1.44	19.26
Ave 1 st -7 th	15.14	11.33	19.74	15.30	-2.29	5.08	3.94	-0.59	0.73	43.30	0.80	0.70	0.33	1.46	21.55

หมายเหตุ: เป็นข้อมูลรายงานผลตัวอย่าง ที่ได้จากทดสอบการปั่นล้อยด้วยล้อวัดงาน Smartwheel (Three Rivers Holdings, AZ, USA) ในสตรียอายุ 31 ปี ส่วนสูง 165 เซนติเมตร นำหนัก 66 กิโลกรัม ปั่นล้อยด้วยความเร็วปกติที่รู้สึกสบายเป็นเวลา 10 วินาที มีจำนวนการปั่น 7 รอบ ความเร็วเฉลี่ย 0.73 เมตร/วินาที ได้ระยะทางทั้งสิ้น 7.3 เมตร; - หมายถึง ข้อมูลปั่นที่ไม่สมบูรณ์ เกิดขึ้นเนื่องจากการปั่นล้อยไม่ครบวงจรที่สมบูรณ์

การวิเคราะห์และการประยุกต์ใช้ทางคลินิก (Clinical analysis and implications)

การวิเคราะห์ตัวแปรด้านจลนศาสตร์และตัวแปรเวลาของการปั่นล้อเพื่อประยุกต์ใช้ในทางคลินิก มีองค์ประกอบการวิเคราะห์ที่สำคัญ 3 ด้าน ได้แก่ การวิเคราะห์ข้อมูลทั่วไป การวิเคราะห์วงจรเริ่มต้นปั่น (Start-up pushes) และการวิเคราะห์วงจรการปั่นในระยะเสถียร หลักเกณฑ์การพิจารณามีดังต่อไปนี้

1) การวิเคราะห์ข้อมูลทั่วไป เป็นการวิเคราะห์ภาพรวมการปั่นล้อในภาพรวม จากตัวอย่างตารางที่ 2 มีข้อมูลสำคัญ 4 ตัวแปรที่ต้องนำมาพิจารณา ได้แก่ Elapsed time, Distance, Average speed และ Number of pushes จากตัวอย่างตารางที่ 2 พบว่า

Elapsed time = 10 s

หมายถึง ระยะเวลาในการทดสอบการปั่น ตามวิธีการทดสอบตัวอย่าง คือ 10 วินาที

Distance = 7.30 m

หมายถึง ระยะทางที่ปั่นได้ในระยะเวลาที่กำหนด (10 วินาที) คือ 7.3 เมตร

Average speed = 0.73 m/s

หมายถึง ความเร็วเฉลี่ยในการเคลื่อนที่ คือ 0.73 เมตร/วินาที

Number of pushes = 7

หมายถึง จำนวนวงจรการปั่นล้อ ในตัวอย่างนี้ ผู้ถูกทดสอบสามารถปั่นได้ 7 วงจร

หลักการวิเคราะห์และประยุกต์ใช้: ข้อมูลในส่วนนี้จะทำให้ทราบระยะทางที่ปั่นได้ในเวลาที่กำหนด (10 วินาที) ด้วยความเร็วและจำนวนรอบการปั่น เมื่อเปรียบเทียบกับข้อมูลอ้างอิงหรือข้อมูลของตนเองเพื่อวิเคราะห์ความก้าวหน้าของการฝึกทักษะการปั่นล้อ

2) การวิเคราะห์วงจรเริ่มต้นปั่น หมายถึงการวิเคราะห์ลักษณะการออกแรงปั่นล้อจากจุดหยุดนิ่งไปสู่การเริ่มการเคลื่อนที่ เพื่อวิเคราะห์ความราบรื่นของการออกแรง ความมีประสิทธิภาพของการควบคุมการเคลื่อนที่ โดยมีตัวแปรสำคัญที่ต้องพิจารณาได้แก่ Peak force, Push angle, Speed และ Distance ของวงจรการปั่นล้อ 2 วงจรแรก จากตัวอย่างตารางที่ 2 พบว่า

Peak force: 1st push = 17.63 N; 2nd push = 12.40 N

หมายถึง แรงปั่นสูงสุดของวงจรการปั่นที่ 1 คือ 17.63 นิวตัน และวงจรการปั่นที่ 2 คือ 12.40 นิวตัน

Push angle: 1st push = 38.14°; 2nd push = 61.70°

หมายถึง มุมของการปั่นวงล้อ ของวงจรการปั่นที่ 1 คือ 38.14 องศาและวงจรการปั่นที่ 2 คือ 61.70 องศา

Speed: 1st push = 0.67 m/s; 2nd push = 0.71 m/s

หมายถึง ความเร็วในการเคลื่อนที่ของวงจรการปั่นที่ 1 คือ 0.67 เมตร/วินาที และวงจรการปั่นที่ 2 คือ 0.71 เมตร/วินาที

Distance: 1st push = 0.81 m; 2nd push = 0.74 m

หมายถึง ระยะทางของวงจรการปั่นที่ 1 คือ 0.81 เมตร และวงจรการปั่นที่ 2 คือ 0.74 เมตร

หลักการวิเคราะห์และประยุกต์ใช้: การวิเคราะห์แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในวงจรการปั่นที่ 1 และ 2 สะท้อนโหนดของกล้ามเนื้อและข้อต่อในการสร้างแรงเพื่อเคลื่อนที่จากจุดหยุดนิ่ง ในทางทฤษฎี การลด Peak force ให้น้อยลงในขณะที่ยังสามารถเคลื่อนที่ด้วยความเร็วที่เหมาะสม สามารถลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บได้ จากตัวอย่างเป็นลักษณะเฉพาะที่พบได้บ่อยในผู้ใช้วีลแชร์ที่ขาดประสบการณ์ ซึ่งพบว่า Peak force ของวงจรการปั่นที่ 1 ค่อนข้างสูงมาก (17.63 N) และลดลงอย่างชัดเจนในวงจรการปั่นที่ 2 (12.40 N) ในทางตรงข้าม มุมการปั่นวงล้อของวงจรการปั่นที่ 1 (38.14°) เพิ่มขึ้นอย่างชัดเจนในวงจรการปั่นที่ 2 (61.70°) ปรากฏการณ์ดังกล่าวทำให้การปั่นล้อในระยะเริ่มต้นกระตุก กระชาก ไม่ราบรื่น และสิ้นเปลืองพลังงาน วิธีการป้องกัน Peak force สูงจนเกินไป ทำได้โดยการฝึกทักษะการปั่นวีลแชร์ (Wheelchair propulsion training) เพื่อปรับมุมการปั่นล้อและการออกแรงปั่นให้เหมาะสม อาจลดความเร็วในการเริ่มต้นการปั่นลง 0.05 m/s หรือมากกว่า จากตัวอย่าง จะเห็นได้ว่าความเร็วของวงจรการปั่นที่ 1 ค่อนข้างสูง (0.67 m/s) เมื่อเทียบกับความเร็วเฉลี่ย (0.73 m/s) การลดความเร็วของวงจรการปั่นที่ 1 ลง แล้วค่อย ๆ เพิ่มความเร็วขึ้นในวงจรการปั่นที่ 2 และ 3 ตามลำดับ นอกจากจะทำให้การเริ่มต้นปั่นล้อราบรื่นแล้วยังเป็นการลดงานการปั่นล้อให้ลดลง และลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บลงได้ (Chaikhot et al., 2020)

3) การวิเคราะห์ห้วงจรการปั่นในระยะเสถียร หมายถึงการวิเคราะห์ห้วงจรการปั่นล้อในช่วงที่รูปแบบการปั่นมีความราบรื่นและต่อเนื่อง มักเป็นช่วงกลางของการทดสอบการปั่นล้อตั้งแต่วงจรที่ 3 เป็นต้นไป โดยทั่วไปจะไม่นำวงจรสุดท้ายมาคำนวณ เนื่องจากเป็นวงจรการปั่นที่ไม่สมบูรณ์ โดยทั่วไปตัวแปรที่นำมาวิเคราะห์ขั้นตอนนี้มักเป็นตัวแปรเดียวกับตัวแปรที่ใช้วิเคราะห์ห้วงจรเริ่มต้นปั่น และมีตัวแปรสำคัญอื่น ๆ ได้แก่ Peak/average force ratio, Peak negative force, Push time, Cycle time, Push frequency และ % Push phase โดยค่าตัวแปรเหล่านี้จะเป็นค่าเฉลี่ยของวงจรการปั่นล้อในระยะดังกล่าว จากตัวอย่างตารางที่ 2 ตัวแปรที่ต้องพิจารณาในระยะนี้ค่อนข้างหลากหลายขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์และการนำไปใช้ประโยชน์ เช่น

Peak force = 14.15 N หมายถึง แรงปั่นสูงสุดเฉลี่ย 14.15 นิวตัน

Average push force = 10.91 N หมายถึง แรงปั่นเฉลี่ย 10.91 นิวตัน

Peak/average force ratio = 1.25 หมายถึง แรงหมุนล้อสูงสุด (Peak Ft) มากกว่าแรงหมุนล้อเฉลี่ย (Ave Ft) 1.25 เท่า โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ ประมาณ 1 เท่า

Peak negative force = -2.49 N หมายถึง แรงต้านล้อสูงสุดเฉลี่ย -2.49 นิวตัน โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ -5 – 0 N

Speed = 0.75 m/s หมายถึง ความเร็วเฉลี่ย 0.75 เมตร/วินาที โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ 1.0 – 1.3 เมตร/วินาที (functional speed)

Push frequency = 0.71 push/s หมายถึง ความถี่ของการปั่นล้อ 0.71 รอบ/วินาที โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ 0.8 - 0.9 รอบ/วินาที

Push time = 0.28 s หมายถึง เวลาของการปั่นล้อเฉลี่ย 0.28 วินาที โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ 0.25 – 0.45 วินาที

Cycle time = 1.44 s หมายถึง เวลาของวงจรการปั่นล้อเฉลี่ย 1.44 วินาที โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ 0.75 – 1.59 วินาที

Push distance = 0.81 m หมายถึง ระยะทางของวงจรการปั่นล้อเฉลี่ย 0.81 เมตร โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ 0.7 – 1.8 เมตร

Push angle = 38.87° หมายถึง มุมของการปั่นวงล้อเฉลี่ย 38.87 องศา โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ เฉลี่ยมากกว่า 40 องศา

% Push phase = 19.26% หมายถึง สัดส่วนระยะผลักแรง เท่ากับร้อยละ 19.26 โดยค่ามาตรฐานการทดสอบ ร้อยละ $25 - 40$

(หมายเหตุ ค่ามาตรฐานการทดสอบที่ใช้อ้างอิง (Cowan, Boninger, Sawatzky, Mazoyer & Cooper, 2008) ขึ้นอยู่กับน้ำหนักของผู้ทดสอบ พื้นที่ทดสอบ วิธีการทดสอบ ชนิด โครงสร้าง น้ำหนักของ วิลแชร์ และความเร็วในการปั่น)

หลักการวิเคราะห์และประยุกต์ใช้: การวิเคราะห์ห้วงจรการปั่นในระยะเสถียรมีความสำคัญมากในการฟื้นฟูผู้ป่วยหรือนักกีฬาที่ได้รับการบาดเจ็บกล้ามเนื้อและข้อไหล่จากการใช้วิลแชร์ รวมทั้งใช้เป็นเครื่องมือประเมินความก้าวหน้าของการฝึกทักษะการใช้วิลแชร์ในกลุ่มที่เริ่มใช้วิลแชร์ เพื่อสร้างความมั่นใจในการปั่นให้ปลอดภัย ไม่สร้างภาระต่อกล้ามเนื้อและข้อไหล่มากจนเกินไป โดยเป้าหมายหลักคือ การลด Peak force และ Peak negative force หากพบว่า การปั่นล้อนั้นมี Peak force และ Peak negative force สูงจนเกินไป รวมทั้งค่า Peak/average force ratio ควรเข้าใกล้ 1 ให้มากที่สุด เพื่อลดการใช้แรง การปั่นล้อนที่สูงเกินไปโดยไม่จำเป็น สำหรับผู้ถูกทดสอบรายนี้ ควรได้รับโปรแกรมการฝึกทักษะการปั่นล้อนเพื่อลด Peak force เพื่อความราบรื่นในการปั่นล้อนและลดโอกาสการบาดเจ็บของข้อไหล่

นอกจากนี้ ความเร็วยังเป็นตัวแปรที่สามารถบ่งชี้ถึงภาวะการบาดเจ็บหรือกล้ามเนื้ออ่อนแรง หากพบว่าความเร็วลดลงเมื่อเปรียบเทียบกับทดสอบก่อนหน้านี้หรือเทียบเคียงกับค่ามาตรฐานการทดสอบ (Normative data) โดยทั่วไปความเร็วของการปั่นล้อนปกติที่รู้สึกสบายจะมีค่าประมาณ $0.7 - 1.3$ เมตร/นาที่ และความถี่ในการปั่นล้อนมีค่าประมาณ $0.7 - 0.9$ รอบ/วินาที ซึ่งจากข้อมูลตัวอย่าง แม้ผู้ถูกทดสอบรายนี้มีความเร็วและความถี่ของการปั่นล้อนอยู่ในเกณฑ์ดังกล่าว อย่างไรก็ตาม ความเร็วของการปั่นล้อนที่เหมาะสมในการใช้ชีวิตประจำวันนอกบ้าน (Outdoor functional speed) คือ $1.0 - 1.3$ เมตร/นาที่ ดังนั้นอาจพิจารณาโปรแกรมการฝึกเพื่อเพิ่มทักษะความเร็วให้มากขึ้นให้เพียงพอต่อกิจกรรมการใช้ชีวิตนอกบ้านได้ และอาจพิจารณาโปรแกรมเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่ทำงานหลักในระยะการออกแรงปั่น โดยเฉพาะกลุ่มกล้ามเนื้อ Rotator cuff, Biceps brachii และ Anterior deltoid เป็นต้น โดยทั่วไปในทางทฤษฎี การปั่นด้วยความเร็วที่มีประสิทธิภาพและเหมาะสมในการใช้ชีวิตประจำวันนอกบ้าน ตัวแปร Push time, % Push phase, Push angle ควรมีค่ามาก แต่ Push frequency ควรมีค่าน้อย ซึ่งตัวแปรเวลาเหล่านี้มีความสำคัญอย่างมากในการวิเคราะห์ลักษณะการปั่นล้อนเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานการทดสอบ หรือเปรียบเทียบกับค่าของตนเองที่ถูกทดสอบก่อนหน้านี้เพื่อดูพัฒนาการในการปั่นล้อน (Vegter et al., 2015)

สรุป

ในงานการฟื้นฟูด้วยการฝึกทักษะการปั่นวิลแชร์ที่เหมาะสม มีประสิทธิภาพและความปลอดภัย ต้องอาศัยการวิเคราะห์รายละเอียดของตัวแปรจลนศาสตร์และตัวแปรเวลาของการปั่นล้อน การวิเคราะห์ตัวแปรจลนศาสตร์สามารถทำให้ทราบคุณภาพและปริมาณการออกแรงกระทำต่อวงล้อและการถ่ายทอดแรงดังกล่าวไปยังดุมล้อเพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนที่ โดยมีตัวแปรที่สำคัญคือ แรงตามแนวเส้นสัมผัสวงล้อ ซึ่งเป็นแนวแรงที่มีประสิทธิภาพสูงสุดที่กระทำต่อวงล้อ และแรงผลลัพธ์สูงสุดของแรงในแนวแกน x y และ z (Peak ftot) เพื่อการปั่นล้อนที่มีประสิทธิภาพ ผู้ป่วยหรือนักกีฬาวิลแชร์ควรออกแรง F_t ในสัดส่วนที่มากเพื่อทำให้เกิดทอร์ก (M_z) หมุนแกนล้อเคลื่อนที่ได้มาก ในขณะที่ควรลดแรง Peak ftot เพื่อลดการใช้พลังงาน

และลดความเครียดของกล้ามเนื้อและข้อต่อ ในทางคลินิก ตัวแปรเวลาแสดงถึงเทคนิคและรอบการปั่นวีลแชร์ที่เหมาะสม โดยข้อเสนอแนะที่สำคัญคือ ลดความถี่ของการปั่นล้อ เพิ่มมุมการปั่นวงล้อ เพิ่มเวลาการปั่นวงล้อ ร่วมกับเพิ่มสัดส่วนระยะออกแรงปั่น ในงานฟื้นฟูและการฝึกทักษะการปั่นล้อ หากสามารถพัฒนาตัวแปรด้านจลนศาสตร์และตัวแปรเวลาให้ดีขึ้น จะส่งผลให้ประสิทธิภาพและสมรรถนะการปั่นล้อดีขึ้นด้วย ซึ่งจะช่วยให้ความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของกล้ามเนื้ออย่างเฉียบพลันและหิวโหฬารลดลง และทำให้ผู้ใช้วีลแชร์สามารถใช้งานได้ในระยะยาว ส่งผลดีต่อระดับการมีกิจกรรมทางกาย การลดภาวะพึ่งพิง การมีส่วนร่วมในสังคม และคุณภาพชีวิต อีกทั้งเพิ่มความสามารถการแข่งขันในนักกีฬาวีลแชร์ ดังนั้นการวิเคราะห์ตัวแปรทั้งสองกลุ่มนี้จึงมีความสำคัญต่อความสำเร็จของการฟื้นฟูและความสามารถในการปั่นวีลแชร์ของผู้ป่วยและนักกีฬา โดยเฉพาะเพื่อพัฒนาทักษะการปั่นล้อของผู้ใช้วีลแชร์แต่ละรายให้มีประสิทธิภาพสูงสุด เพื่อลดโอกาสการบาดเจ็บที่เกิดจากการใช้งานมากเกินไปได้

เอกสารอ้างอิง

- กระทรวงการพัฒนาสังคมและความมั่นคงของมนุษย์. (2564). รายงานข้อมูลสถานการณ์ด้านคนพิการในประเทศไทย. สืบค้นจาก https://dep.go.th/images/uploads/files/Situation_dep64.pdf
- ธัญญ์วรัช ไชยโคตร. (2565). ความสำคัญทางคลินิกของการเปลี่ยนแปลงตามวัยทางชีวกลศาสตร์ ของการปั่นเก้าอี้ล้อในผู้สูงอายุ. *วารสารมหาวิทยาลัยคริสเตียน*, 28(2), 175-194.
- สำนักงานสถิติแห่งชาติ. (2563). การสำรวจความพิการ พ.ศ. 2560. สืบค้นจาก http://www.nso.go.th/site/2014en/Survey/social/SocialSecurity/Disabilitysurvey/2017/Full_Report.pdf
- Cavallone, P., Vieira, T., Quaglia, G., & Gazzoni, M. (2022). Electromyographic activities of shoulder muscles during Handwheelchair. Q vs pushrim wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 106(1), 103833.
- Chaikhot, D., Reed, K., Petroongrad, W., Athanasiou, F., van Kooten, D., & Hettinga, F. J. (2020). Effects of an upper-body training program involving resistance exercise and high-intensity arm cranking on peak handcycling performance and wheelchair propulsion efficiency in able-bodied men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 34(8), 2267-2275.
- Chaikhot, D., Taylor, M. J., & Hettinga, F. J. (2018). Sex differences in wheelchair propulsion biomechanics and mechanical efficiency in novice young able-bodied adults. *European Journal of Sport Science*, 18(5), 650-658.
- Cowan, R. E., Boninger, M. L., Sawatzky, B. J., Mazoyer, B. D., & Cooper, R. A. (2008). Preliminary outcomes of the smartwheel users' group database: A proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 260-268.
- Fullerton, H. D., Borckardt, J. J., & Alfano, A. P. (2003). Shoulder pain: a comparison of wheelchair athletes and nonathletic wheelchair users. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(12), 1958-1961.

- Heyward, O. W., Vegter, R. J., De Groot, S., & Van Der Woude, L. H. (2017). Shoulder complaints in wheelchair athletes: A systematic review. *PloS One*, 12(11), e0188410.
- Hers, N., Sawatzky, B.J., Sheel, A.W. (2016). Age-related changes to wheelchair efficiency and sprint power output in novice able-bodied males. *Ergonomics*, 59(2), 291-297.
- Leaman, J., & La, H. M. (2017). A comprehensive review of smart wheelchairs: past, present, and future. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 47(4), 486-499.
- Lenton, J. P., van der Woude, L. H. V., Fowler, N. E., Nicholson, G., Tolfrey, K., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2013). Hand-rim forces and gross mechanical efficiency at various frequencies of wheelchair propulsion. *International Journal of Sports Medicine*, 34(2), 158-164.
- Mason, B., Lenton, J., Leicht, C., & Goosey-Tolfrey, V. (2014). A physiological and biomechanical comparison of over-ground, treadmill and ergometer wheelchair propulsion. *Journal of Sports Sciences*, 32(1), 78-91.
- Rankin, J. W., Richter, W. M., & Neptune, R. R. (2011). Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 44(7), 1246-1252.
- Vanlandewijck, Y., Theisen, D., & Daly, D. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics. *Sports Medicine*, 31(5), 339-367.
- Vasquez, S. G., D’Innocenzo, M. E., Pearlman, J., Zigler, C., Mendez, Y. G., Rozen, P. & Praptoraharjo, I. (2020). Wheelchair user’s voice: A pilot study in Indonesia. *bioRxiv*. [pre-print] doi: <https://doi.org/10.1101/2020.01.16.908772>.
- Vegter, R. J., Hartog, J., de Groot, S., Lamothe, C. J., Bekker, M. J., van der Scheer, J. W., et al. (2015). Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 12(1), 1-14.
- World Health Organization. (2017). *Global priority research agenda for improving access to high-quality affordable assistive technology*. Retrieved from <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/254660/WHO-EMP-IAU-2017.02-eng.pdf?sequence=1>
- World Health Organization. (2020). *Disability and health*. Retrieved from <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health> 1 December 2020

