

Modern Orthosis Providing Ambulation for Thoracic Paraplegia

พญ. กิ่งแก้ว ปาจารย์

ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล

คนปรกติเมื่อผ่านพ้นวัยสองขาไปแล้ว การเดินก็ไม่ใช่สิ่งที่หลายคนเอาใจใส่มากนัก ความสามารถในการเอาชนะแรงโน้มถ่วงของโลก และแรงเฉื่อยในการเคลื่อนไปในแนวราบไม่ใช่สิ่งที่ต้องใช้ความพยายามอีกต่อไป

ธรรมชาติได้สร้างคนเราให้มีการทำงานอย่างประสมประสานสอดคล้อง เพื่อให้มีการใช้พลังงานน้อยที่สุดในการเดิน Suanders' group⁽¹⁾ ได้แยกแยะกลไกเหล่านี้ ออกเป็น 6 ขั้นตอน ในแต่ละก้าวเดิน (gait determinants) ได้แก่ การหมุนและขยับตัวของเชิงกราน (pelvic rotation และ pelvic tilt) การงอของข้อเข่าในจังหวะที่เหมาะสม ผลของการทำงานเหล่านี้ทำให้จุดศูนย์กลางของร่างกายเคลื่อนขึ้นลงในแนวดิ่งน้อยลง ส่วนการทำงานประสานกันของข้อเข่าและข้อเท้าจะทำให้การเคลื่อนของจุดศูนย์กลางในแนวดิ่งกล่าวนี้มนวลมากขึ้น และสุดท้ายคือ การขยับของเชิงกรานในแนวขวางซึ่งมีผลทั้งช่วยลดพลังงานในการเดิน และทำให้การเดินนิ่มนวลขึ้น

ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อน gait determinants ดังกล่าว สูญเสียไปมาก พลังงานที่ต้องใช้เพิ่มขึ้นนับเป็นอุปสรรคสำคัญที่ขัดขวางความสามารถในการเดินของผู้ป่วยเหล่านี้ ถ้ากล่าวเฉพาะผู้ป่วยที่มี complete lesion เป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่าในระดับ T1-T10 จะไม่สามารถฝึกให้เดินจนถึงระดับใช้งานได้เลย ส่วนระดับ T12-L1 ก็มีเพียงคนใช้ส่วนน้อยเท่านั้นที่สามารถใช้ braces และไม่จำเป็นต้องช่วยในการเดินช่วงสั้น ๆ ระดับที่จะเดินถึงขั้นใช้งานได้จริงจะต้องเป็น L2 ลงไป⁽²⁾

ในปัจจุบันมีการคิดค้นกายอุปกรณ์ใหม่ ๆ เพื่อช่วยยกระดับการเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อน ระดับลำตัวซึ่งแต่เดิมถือว่าเป็นไปไม่ได้ แม้ว่าอุปกรณ์บางอย่างอยู่ในขั้นทดลองและยังไม่มีใช้ในประเทศไทย การติดตามความก้าวหน้าของงานค้นคว้าวิจัยก็เป็นสิ่งที่จำเป็นเพื่อเป็นแนวทางในการดูแลและให้คำปรึกษาต่อคนไข้

กายอุปกรณ์ และเครื่องช่วยเดินจำเป็นต้องได้รับการออกแบบเพื่อทดแทนความสามารถของผู้ป่วยที่สูญเสียไป

1. ให้มีความมั่นคงของลำตัวและขา ไม่ล้มพับลงไปง่าย ๆ

2. ช่วยให้มีการเคลื่อนตัวไปข้างหน้าได้ดี

ในกรณีที่ต้องการให้มีการเดินแบบก้าวสลับขา กายอุปกรณ์ก็มีความจำเป็นต้อง

3. ช่วยให้ขาแต่ละข้างเหวี่ยงไปข้างหน้าให้พ้นพื้น และ

4. ส่งเสริมให้ลำตัวเคลื่อนที่ตามไปได้สะดวก

การพิจารณาเลือกใช้กายอุปกรณ์ดังกล่าวนี้ สิ่งที่จะต้องคำนึงถึงก็คือ⁽⁴⁾

1. Independence ผู้ป่วยควรจะสามารถใส่และถอดกายอุปกรณ์นั้นได้เอง รวมทั้งการลุกนั่งโดยไม่ต้องใช้ผู้ช่วย และควรจะรวมไปถึงความสามารถในการเดินขึ้นลงทางลาดชันหรือบันไดเตี้ย ๆ ก้าวสองก้าวได้

2. การใช้พลังงานสำหรับการเดินควรจะน้อยที่สุด

3. ความสวยงาม จำเป็นต้องคำนึงถึงว่า ผู้ป่วยทุกคนต้องการเดินให้ใกล้เคียงคนปกติมากที่สุด ดังนั้นกายอุปกรณ์

ไม่ควรจะเทอะทะ และจะดีมากขึ้นถ้าสามารถสวมเสื้อผ้าทับกายอุปกรณ์เหล่านั้นได้

4. ความซับซ้อนของระบบ ถ้าระบบซับซ้อนมาก อาจมีปัญหาขัดข้องได้ง่าย ยากต่อการดูแลรักษา
5. ราคา ซึ่งรวมทั้งค่าอุปกรณ์ และค่าใช้จ่ายในการฝึกการใช้งาน

ระบบของกายอุปกรณ์ที่มีและเริ่มใช้ในปัจจุบัน

1. Purely Mechanical Orthosis ได้แก่ Para-Walker, Reciprocating Gait Orthosis
2. Hybrid Orthosis ประกอบด้วยการทำงานร่วมของ Mechanical Orthosis กับ Functional Electrical Stimulation (FES)
3. Purely Functional Electrical Stimulation

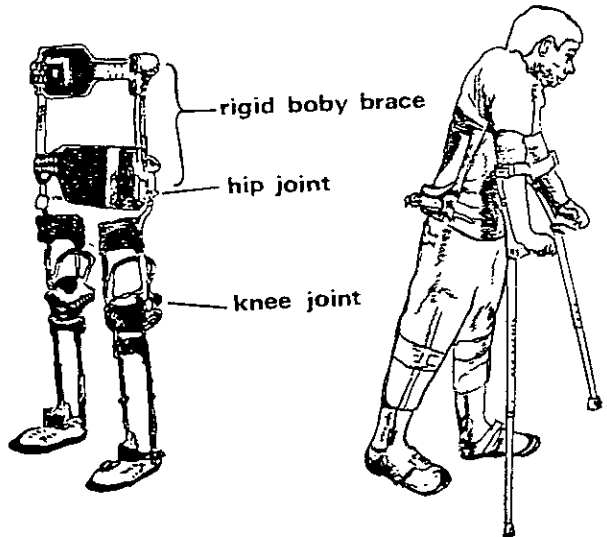
PURELY MECHANICAL ORTHOSIS

1. Para Walker คิดค้นจาก The Orthotic Research and Locomotor Assessment Unit ของ The Robert Jones & Agnes Hunt Orthopaedic Hospital เมือง Oswestry, England มีชื่อเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า Hip Guidance Orthosis (HGO) Rose⁽⁵⁾ ได้ออกแบบคิดค้นตั้งแต่ปี ค.ศ. 1979 โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาการเดินจาก Myelodysplasia ให้สามารถเดินแบบก้าวสลับขาได้ เพิ่งได้รับการดัดแปลงมาใช้ในคนไข้ผู้ใหญ่ที่มีปัญหาการเดินจาก spinal cord injury ในช่วง 10 ปีมานี้เอง

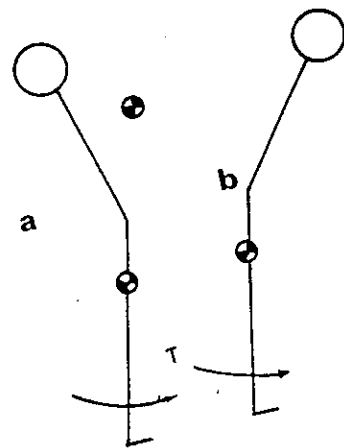
Rose ได้อธิบายถึงองค์ประกอบและหลักการทำงานของกายอุปกรณ์ชนิดนี้ ได้แก่

1. Rigid Body Brace ช่วยป้องกัน abduction และ adduction ของขา
2. ข้อสะโพกซึ่งมี friction ต่ำ, มี flexion และ extension stop ซึ่งปรับได้เพื่อไม่ให้เดินก้าวยาวเกินไป
3. ข้อสะโพกและข้อเข่าถูก lock และ unlock ได้ง่าย เพื่อความสะดวกในการลุกนั่ง

4. สายรัดต่าง ๆ ถูกออกแบบให้สวมใส่และถอดได้ง่าย
5. มีความแข็งแรงทนทาน ไม่ยากต่อการดูแลรักษา
6. ชิ้นส่วนต่าง ๆ สามารถถูกถอดและประกอบใหม่ได้ง่าย



รูปที่ 1. แสดงองค์ประกอบของ Para Walker และแสดงการเดินโดยการใช้ Para Walker และ Crutches



รูปที่ 2. แสดงการจัดท่าเดิน โดยให้แนวศูนย์กลางผ่านหน้าต่อเท้า ทั้งในขณะสะโพกเหยียด (a) และงอ (b)

การที่ผู้ป่วยสามารถก้าวเดินสลับขาได้ ส่วนหนึ่งเกิดจากกำลังของกล้ามเนื้อแขน และไหล่ ซึ่งช่วยให้เคลื่อนไปข้างหน้าใน stance phase ส่วนการเคลื่อนของขาใน swing phase เกิดจากน้ำหนักของขาเองที่ทำให้เกิด pendulum movement (2b) ซึ่งการจะทำให้เกิดการ swing ได้ จะต้องจัดแนวให้แนวโน้มถ่วงผ่านหน้าต่อเท้าที่จะ swing ซึ่งขณะนั้นสะโพกจะอยู่ในท่าอง

ในการเดินของผู้ป่วยจะต้องพยายามจัดให้แนวศูนย์ถ่วงตกหน้าต่อเท้าเสมอไม่ว่าสะโพกจะอยู่ในท่าเหยียดหรืองอ (2a, 2b) เหตุผลแรกดังที่กล่าวแล้ว ส่วนเหตุผลที่สองก็คือ ใน stance phase ที่สะโพกเริ่มเหยียด ขาอีกข้างจะถูกยกขึ้น จังหวะนั้นถ้าไม่พยายามจัดแนวศูนย์ถ่วงให้ก่อนมาข้างหน้า ผู้ป่วยอาจหงายหลังได้

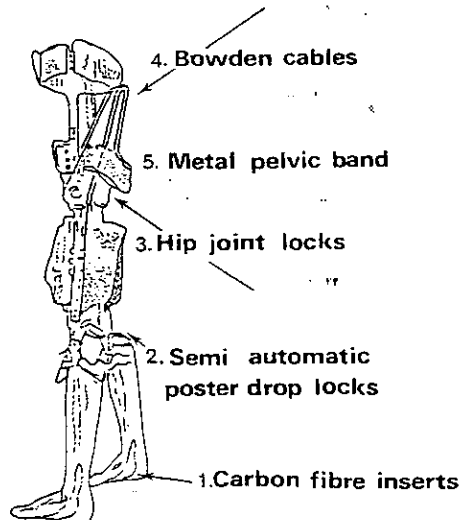
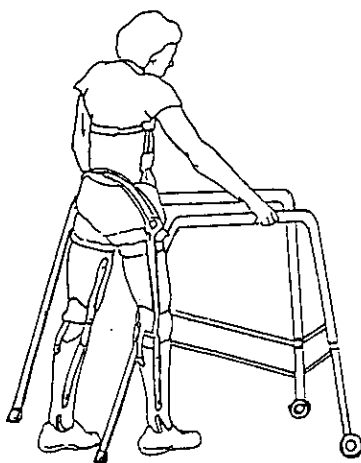
จากการศึกษาเปรียบเทียบในผู้ป่วยระดับ T4-T9 โดย Nene และ Patrick(6) พบว่าใช้พลังงานในการเดินน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ long leg braces

ส่วนผลของการนำมาใช้ Summer และคณะ(7) ได้สำรวจในผู้ป่วยอัมพาตระดับ C8-T12 จำนวน 20 ราย พบว่าหลังจากที่ได้รับ ParaWalker ไปแล้วเป็นเวลา 20 เดือน ผู้ป่วย 85% ยังคงใช้อย่างสม่ำเสมอ โดยที่สามารถ

สวมใส่และถอดกายอุปกรณ์นี้ได้เอง แต่ก็มีปัญหาอุปสรรคเรื่องการทำกิจวัตรประจำวัน เนื่องจากขณะใช้ ParaWalker จำเป็นต้องใช้ไม้ค้ำยันร่วมด้วย ทำให้ไม่สามารถใช้มือหยิบจับสิ่งของอื่น ๆ ได้สะดวก และจากการสังเกตการใช้ ParaWalker ในผู้ใหญ่ พบว่ามีความคล่องแคล่วในการเดินน้อยกว่าผู้ป่วยเด็ก สำหรับการเลือกใช้ถ้าพิจารณาตามทฤษฎีแล้วต้องการกำลังของกล้ามเนื้อแขน โดยเฉพาะอย่างยิ่ง latissimus dorsi ผู้ป่วยที่ใช้ Para Walker จึงน่าจะใช้ได้ในผู้ป่วยระดับต่ำกว่า C8 แต่เนื่องจากระดับสูงมากขนาดนี้ ผู้ป่วยจะมีปัญหาเมื่อยล้าได้ง่าย ในทางปฏิบัติจะมีการสั่งให้เฉพาะในผู้ป่วยระดับ T4 และต่ำกว่า(8)

Reciprocating Gait Orthosis (RGO)

เกือบสามสิบปีมาแล้วที่มีการคิดค้น RGO เพื่อใช้ในผู้ป่วยเด็ก แต่ก็พบว่ามีปัญหาอยู่มาก จึงมีการปรับปรุงแก้ไขรูปแบบให้ดีขึ้น จนกระทั่งล่าสุดในปี ค.ศ. 1983 RGO รูปแบบของ Douglas แห่ง Louisiana State University (LSU)(9) ได้รับการกล่าวถึงและยอมรับกันทั่วไปเช่นเดียวกับ HGO, วัตถุประสงค์ของการใช้ RGO ในช่วงแรก ๆ ก็ต้องการใช้ในผู้ป่วยเด็กเช่นเดียวกัน แต่ต่อมาได้พัฒนาเพื่อใช้ในผู้ป่วยผู้ใหญ่



รูปที่ 3. แสดงองค์ประกอบของ The Louisiana State University Reciprocating Gait Orthosis และการเดินโดยการใช้ Walker

องค์ประกอบและหลักการทำงานของ LSU RGO⁽¹⁰⁾

1. Moulded polypropylene ankle-foot orthosis ซึ่งมี carbon fiber สอดอยู่เพื่อช่วยเรื่องความมั่นคงแข็งแรง
2. ข้อเท้าประกอบด้วย semiautomatic posterior bale locks และ patella straps
3. ส่วนต้นขาจะมี Moulded polypropylene thigh pieces ซึ่งถูกรัดด้วย velcro straps เชื่อมต่อกับข้อสะโพก ซึ่งสามารถถูกปรับให้องศาต้องการนั่ง และถูก lock ในท่าเหยียดขณะยืนขึ้น
4. Bowden cables มีสองเส้น เส้นหน้าควบคุมการเหยียดสะโพก (ทั้งสองข้าง) เส้นหลังควบคุมการงอสะโพก สายเคเบิลทั้งสองเส้นนี้เองที่ทำหน้าที่ควบคุมการก้าวสลับขา ในขณะที่ร่างกายโน้มตัวตามขาที่ก้าวไปข้างหน้า ขณะที่สะโพกหน้าเหยียดตัวขึ้นจะมีการส่งแรงไปขาข้างตรงข้ามให้ค่อย ๆ เริ่ม swing ตาม
5. ส่วนสะโพกจะถูกรัดด้วย metal pelvic band ในบางรายโดยเฉพาะ lesion ระดับสูง ๆ อาจใช้ moulded pelvic girdle เพื่อให้ความมั่นคงดีขึ้น ส่วนลำตัวประกอบด้วย stomach pad, side struts และ velcro straps

การออกแบบ LSU RGO มีวัตถุประสงค์เพื่อช่วยให้การยืนมั่นคง และสามารถก้าวเดินสลับขาได้ โดยใช้กำลังของกล้ามเนื้อแขน และลำตัวตอนบน

ถึงแม้ว่า RGO จะได้รับการพิสูจน์ว่าสามารถใช้ได้ดีในผู้ป่วยจำนวนมาก กล่าวคือ ใช้พลังงานน้อยกว่าการใช้ brace แบบเดิม⁽¹¹⁾ สามารถเดินได้จนถึงระดับใช้งานได้ ปัญหาของ fitting และ training การใช้กายอุปกรณ์ชนิดนี้ก็ยังเป็นเรื่องยาก ต้องการกลุ่มผู้รักษาที่มีความชำนาญและเอาใจใส่มากเป็นพิเศษ

Hybrid Orthosis

ประกอบด้วยการทำงานร่วมของ Mechanical Orthosis กับ FES โดย Karlj และ Grobelnik⁽¹²⁾ ได้เริ่มใช้ long leg braces และ FES ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1973 แต่ไม่

ประสบความสำเร็จเท่าที่ควร เนื่องจากปัญหาของ long leg braces ก็คือน้ำหนักมาก สวมใส่ยาก จนกระทั่งมีการคิดค้น ParaWalker โดย Rose ในปี ค.ศ. 1979 ดังกล่าว จึงมีการนำเอา ParaWalker มาร่วมใช้กับ FES เริ่มต้นด้วยการนำ surface electrode กระตุ้นกล้ามเนื้อ quadriceps ทำให้ผู้ป่วยที่ใช้ ParaWalker ลุกนั่งได้ดีขึ้น

ต่อมาในปี ค.ศ. 1987 McClelland และคณะ⁽¹³⁾ ได้ศึกษาการใช้ ParaWalker ร่วมกับการกระตุ้นกล้ามเนื้อ gluteus medius และ gluteus maximus เพื่อช่วยแก้ปัญหาของการใช้ ParaWalker ในผู้ใหญ่ซึ่งมักพบมี adduction moment เกิดขึ้นที่ข้อสะโพกของขาที่ลงน้ำหนัก ทำให้เกะกะต่อขาข้างตรงข้ามที่กำลังอยู่ในช่วง swing การกระตุ้นกล้ามเนื้อ gluteus medius ข้างที่ลงน้ำหนักน่าจะช่วยแก้ปัญหานี้ได้ และเป็นการลดแรงที่ต้องกดลงบนไม้ค้ำยันได้ด้วย แต่จากการศึกษาต่อมาของ Nene และ Patrick⁽¹⁴⁾ ในปี ค.ศ. 1990 ในผู้ป่วยระดับ T4-T7 พบว่าการกระตุ้นในกล้ามเนื้อดังกล่าวสามารถลดการใช้พลังงานต่อหน่วยระยะทางไม่มากนักเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ ParaWalker อย่างเดียว แต่ก็คาดหวังว่าถ้ามีการใช้ระยะยาวก็น่าจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางสรีระวิทยาซึ่งอาจทำให้ความสามารถในการเดินดีขึ้น

Hirokawa และคณะ⁽¹¹⁾ ได้ทดลองใช้ Reciprocating Gait Orthosis ร่วมกับการกระตุ้นกล้ามเนื้อ quadriceps และ hamstrings ด้านตรงกันข้าม ทำให้เกิดการงอเข้าและเหยียดเข้าสลับข้างกัน โดยศึกษาในผู้ป่วยระดับ T1-T10 เปรียบเทียบการใช้พลังงานต่อหน่วยเวลากับการใช้ long leg brace, RGO และ HGO พบว่าการใช้ RGO ร่วมกับ FES นี้ใช้พลังงานน้อยที่สุดถ้าเดินด้วยอัตราเร็วต่ำกว่า 0.28 เมตร/วินาที แต่ถ้าเดินด้วยอัตราเร็วสูงกว่านี้ การใช้ HGO อย่างเดียวจะใช้พลังงานต่ำกว่า

Solomonow และคณะ⁽¹⁵⁾ ปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องของ RGO โดยใช้ชื่อว่า RGO generation II กล่าวคือ มีการแก้ปัญหาที่ผู้ป่วยส่วนมากเมื่อใส่กายอุปกรณ์นี้แล้วจะไม่สามารถลุกขึ้นยืนเอง เนื่องจากแขนมักมีกำลัง

ไม่พอ และข้อเข่าของ RGO รุ่นเก่าจะล็อกก็ต่อเมื่อขาของผู้ป่วยเหยียดเต็มที่แล้ว ดังนั้นถ้าผู้ป่วยมีข้อเข่าเหยียดไม่สุด แม้เพียงเล็กน้อย ก็จะมีปัญหาทันที ใน RGO รุ่นใหม่นี้ ได้รับการปรับปรุงให้มี four-channel reciprocal stimulator กระตุ้นกล้ามเนื้อ quadriceps และ hamstrings ให้มีการงอและเหยียดเข้าสลับขา กัน โดยที่ผู้ป่วยสามารถปรับขนาดของกระแสไฟฟ้า และจังหวะของการเดินเองได้ นอกจากนี้มีการปรับปรุงข้อเข่า และสะโพกให้สามารถปรับล็อกได้ เพื่อให้เหมาะกับผู้ป่วยแต่ละคน การศึกษาการใช้ RGO generation II พบว่าผู้ป่วยสามารถเดินได้ไกลกว่าเดิม 6-7 เท่า

จะเห็นได้ว่าการใช้ Hybrid orthosis เป็นการให้ความพยายามแก้ปัญหาหลาย ๆ อย่างของการใช้ mechanical orthosis อย่างเดียว และมีแนวโน้มไปในทางที่ดี คงจะมีการพัฒนาต่อไปจนถึงขั้นที่ใช้งานได้

Purely Functional Stimulation

การใช้ electrical stimulation เพื่อเป็น electrical orthosis ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อนล่างที่ lower motor neuron pathway ยังคงสภาพปกติ กำลังอยู่ในช่วงพัฒนาอย่างมาก โดยช่วงแรก ๆ ให้ความพยายามเพื่อให้ผู้ป่วยสามารถด้วยวิธี swing-to หรือ swing-through ต่อมาได้มีการศึกษาเพิ่มเพื่อให้สามารถเดินแบบก้าวสลับขาได้ และทำให้ผู้ป่วยสามารถลุกนั่งเองได้ด้วย Badj⁽¹⁶⁾ และคณะได้รายงานการใช้ four channel stimulation โดยวาง surface electrode และกระตุ้นให้ขาสองข้างมีการงอและเหยียดเข้าสลับกันตามที่ผู้ป่วยกด switches ตามจังหวะการเดินและทำให้ขาสองข้างเหยียดพร้อมกันเมื่อผู้ป่วยยืนเฉย ๆ อย่างไรก็ดีตามจากรายงานนี้พบว่าใช้เวลาค่อนข้างนานในการฝึก และยังไม่ได้สรุปถึงขั้นที่ว่า การเดินนี้จะไปถึงระดับที่ใช้งานได้

ส่วนการใช้คอมพิวเตอร์เข้ามาร่วมในระบบการควบคุม แต่ก็ยังอยู่ในขั้นพัฒนาเพื่อแก้ไขปัญหาพื้นฐานต่าง ๆ การวางตำแหน่งการกระตุ้น การออกแบบระบบที่ใช้กระตุ้นและควบคุม และรูปแบบที่เหมาะสมของการ

ฝึกฝนการใช้งาน นอกจากปัญหาพื้นฐานเหล่านี้แล้ว ก็จำเป็นต้องพิจารณาเรื่องอื่น ๆ ด้วย เช่น อัตราการใช้พลังงาน และความเป็นไปได้ที่จะสามารถนำไปใช้ช่วยในการเดินได้จริง

โดยสรุปจนถึงปัจจุบัน purely mechanical system เท่านั้น ที่ได้รับการพิสูจน์ และเริ่มใช้แพร่หลายจนถึงขั้นใช้งานได้จริง ซึ่งนับว่าเป็นความหวังใหม่ของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อนในระดับสูง ๆ ที่จะเปิดโอกาสให้ก้าวเดินอีกครั้ง ทั้งนี้คงต้องอาศัยความตั้งใจและร่วมมือกับหลาย ๆ ฝ่าย ทั้งตัวผู้ป่วยเอง แพทย์ผู้รักษา และญาติพี่น้อง ตลอดจนสังคมรอบข้างว่าได้ตั้งใจกันให้โอกาสแก่ผู้ป่วยมากน้อยเพียงไร

เอกสารอ้างอิง

1. Saunders JB, et al. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg* 1953;35A:543-58.
2. Rosman N, Spira E. Paraplegic use of walking braces : A survey. *Arch Phys Med* 1974;55:310-4.
3. Rose GK. Orthoses for the severely handicapped; rational or empirical choice. *Physiotherapy* 1980;66:76-81.
4. Stallard J, Patrick JH. A review of the fundamental design problems of providing ambulation for paraplegic patients. *Paraplegia* 1989;27:70-5.
5. Rose GK. The principles and practice of hip guidance articulations. *Prosthetics and Orthotics International* 1979; 3:37-43.
6. Nene AV, Patrick JH. Energy cost of paraplegic locomotion with the ORLAU ParaWalker. *Paraplegia* 1989;27: 5-18.
7. Summers BN, McClelland MR, El Masri WS. A Clinical review of the adult hip guidance orthosis (Parawalker) in traumatic paraplegia. *Paraplegia* 1988;26:19-26.
8. Butler PB, Major R. The ParaWalker : A rational approach to the provision of reciprocal ambulation for paraplegic patients. *Physiotherapy* 1987;73:393-7.
9. Douglas R, Larson PL, D'Ambrosia R, McCall RE. The LSU reciprocating-gait orthosis. *Orthopedics* 1986;6:834-6.
10. Beckman J. The Louisiana State University reciprocating gait orthosis. *Physiotherapy* 1987;73:386-92.
11. Hirogawa S, Le T et al. Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electrical stimulation of the thigh muscles. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:687-94.

12. Kralj A, Grobelnik S. Functional electrical stimulation: new hope for paraplegic patients. Bull Prosthet Res 1973; 70:75-102.
13. McClelland M, Andrew BJ, et al. Augmentation of the Oswestry ParaWalker Orthosis by means of surface electrical stimulation : gait analysis of three patients. Paraplegia 1987;25:32-8.
14. Nene AP, Patrick JH. Energy cost of paraplegic locomotion using the ParaWalker-electrical stimulation "hybrid" orthosis. Arch Phys Rehabil 1990;71:117-20.
15. Solomonow M, et al. The RGO Generation II: muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics. orthopedics 1989;12:1309-15.
16. Badj T, Kralj A. The use of a four-channel electrical stimulator as an ambulatory aid for paraplegic patients physical Therapy 1983;7:1116-20.