บทที่ 1
บทนำ

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

1.1 ความเป็นมา

เนื่องจากปัจจุบันคนพิการเพิ่มขึ้นเป็นจำนวนมาก อันเนื่องมาจากอุบัติเหตุต่างๆ จึงเริ่มมีแนวคิดที่พัฒนาความเป็นอยู่ หรือคุณภาพชีวิตให้ดีขึ้น ซึ่งถ้ามองในแง่การพัฒนาอุปกรณ์เพื่ออำนวยความสะดวกให้คนพิการให้สามารถช่วยเหลือตัวเองได้แล้ว รถเข็นสำหรับคนพิการเป็นอุปกรณ์อำนวยความสะดวกอันหนึ่ง ที่ผ่านมาได้มีการพัฒนาจากรถเข็นชนิดใช้มือขับเคลื่อน เป็นรถเข็นไฟฟ้าที่ใช้แบตเตอรี่เป็นแหล่งพลังงาน อย่างไรก็ตามยังคงมีความจำเป็นต้องใช้มือในการควบคุมการเคลื่อนที่ รถเข็นชนิดนี้จึงไม่สามารถนำไปใช้กับคนพิการแขนท่อนล่างหรือมือได้ จากการศึกษาพบว่าแม้มือจะขาดหรือสูญเสียแขนท่อนล่างไปก็ตาม แขนท่อนบนยังคงมีเส้นประสาทมาเลี้ยงอยู่ ดังนั้นหากสามารถนำเอาสัญญาณจากเส้นประสาทเหล่านี้มาใช้เป็นประโยชน์ได้ก็จะเป็นการดี ดังนั้นในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการควบคุมรถเข็นสำหรับคนพิการโดยใช้สัญญาณกล้ามเนื้อ(Electromyography:EMG)

สัญญาณกล้ามเนื้อเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการแลกเปลี่ยนอิออนบวกและอิออนลบระหว่างภายในและภายนอกของกลุ่มเซลล์กล้ามเนื้อ (muscle fibre or muscle cell) อันเนื่องมาจากการสั่งงานจากสมองมาที่เส้นประสาทกล้ามเนื้อซึ่งมีประโยชน์ในการวิเคราะห์ทางการแพทย์ และการนำไปประยุกต์ใช้งาน เช่นตรวจวัดความสามารถของกล้ามเนื้อ ตรวจวัดความล้า ความผิดปกติของกล้ามเนื้อ [1], [2] การฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วย[3] เป็นต้น ซึ่งในงานวิจัยนี้อาศัยหลักการของสัญญาณกล้ามเนื้อที่มีการทำงานของกล้ามเนื้อที่แตกต่างกัน จะให้ผลของสัญญาณที่แตกต่างกัน ดังนั้นหลักสำคัญในการใช้สัญญาณกล้ามเนื้อไปควบคุมรถเข็น ก็คือการแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อให้ได้ว่ามีความแตกต่างกัน เมื่อมีการทำงานของกล้ามเนื้อที่แตกต่างกันเช่น การยกของ, การเกร็งท่อนแขน เป็นต้น

ในอดีตจนถึงปัจจุบันได้มีงานวิจัยมากมายเกี่ยวกับการแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อ ซึ่งงานวิจัยส่วนใหญ่จะนำไปประยุกต์ในการควบคุมแขนเทียม ในการแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อเพื่อใช้ในแขนเทียมสำหรับคนพิการ เริ่มมีมาตั้งแต่สมัยสงครามโลกครั้งที่ 2 และเนื่องจากการใช้สัญญาณกล้ามเนื้อในการควบคุมแขนเทียมนั้นเป็นวิธีการแบบไม่ทำลาย(noninvasive method) จึงทำให้มีการพัฒนาเรื่อยมาจนถึงปัจจุบัน[4] แต่อย่างไรก็ตามยังไม่มีรายงานการใช้สัญญาณกล้ามเนื้อไปควบคุมรถเข็น

หลักสำคัญในการแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อก็คือการหาตัวแทนสัญญาณ(Feature Extraction) และวิธีการแยกแยะสัญญาณ(Pattern Recognition) ความสำคัญของการหาตัวแทนสัญญาณนั้นกระทำเพื่อลดมิติ(dimension)ของข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อที่เก็บเข้ามา ซึ่งเป็นการลด

ความซับซ้อนในการแยกแยะสัญญาณในขั้นตอนต่อไป และนอกจากนั้นยังเป็นการดึงลักษณะสำคัญของสัญญาณออกมาเพื่อความง่ายในการแยกแยะสัญญาณต่อไป ถ้าเลือกตัวแทนสัญญาณที่ไม่เหมาะสมจะทำให้ในส่วนของการแยกแยะเป็นไปได้ยากลำบากและให้ผลไม่ดีเท่าที่ควร

Karlik ใช้พารามิเตอร์ของ autoregressive model (4^{th} order) เป็นตัวแทนของสัญญาณก่อนที่จะเข้าระบบเครือข่ายประสาท(Neural Network) เขาชี้ให้เห็นว่าสัญญาณกล้ามเนื้อมีความเป็น stationary ที่เพียงพอที่จะใช้ autoregressive model ได้[5] และในเวลาต่อมา Asres ได้พิสูจน์ให้เห็นว่าวิธีนี้เป็นวิธีที่ให้ผลดี(95%)[6]

Saridis ใช้วิธีวิเคราะห์สัญญาณเชิงสถิติ(statistical analysis)[1] ค่าทางสถิติที่ใช้ได้แก่ zero crossing, cross covariance, moment อันดับต่างๆเป็นต้น โดยใช้ตัวแยกแยะเป็น Linear discriminant function ต่อมา Hudgins ก็ใช้ตัวแทนสัญญาณเป็นค่าทางสถิติเหมือนกัน แต่นำมาใช้กับระบบเครือข่ายประสาท(Neural Network)ได้ผลความสามารถในการแยกแยะประมาณ 90%[7]

นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยอีกมากมายที่เสนอวิธีที่แตกต่างกัน เช่น การใช้ผลการแปลงฟูริเยร์เป็นลักษณะตัวแทนสัญญาณก่อนที่จะเข้าระบบเครือข่ายประสาท[8],[9] , การใช้ค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัล(Cepstral coefficient) [10], ค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัลร่วมกับวิธีวัดความคล้ายคลึงสูงสุด (Maximum likelihood Method)[11], โมเดลแบบซ่อนเร้นของมาร์คอฟ(Hidden markov model) กับระบบเครือข่ายประสาท[12], ฟัซซี่โลจิก(Fuzzy logic)[13],[14], การอินทิเกรตของสัญญาณร่วมกับระบบเครือข่ายประสาท[15], การแยกแยะสัญญาณโดยใช้ระบบเครือข่ายประสาทแบบไฟไนต์อิมพัลส์เรสปอนส์(Finite impulse response neural networks)[16] เป็นต้น

ในตารางที่ 1.1 สรุปและเปรียบเทียบผลการศึกษาโดยวิธีต่างๆที่กล่าวมาข้างต้น จากตารางจะเห็นได้ว่าตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆคือ บริเวณท่อนแขนกับต้นแขน(biceps) ซึ่งในการที่จะประยุกต์ในงานวิจัยนี้ ถ้าเลือกตำแหน่งต้นแขนก็จะสามารถนำไปใช้กับกรณีที่ส่วนท่อนแขนขาดได้ แต่ถ้าเลือกติดกับที่ท่อนแขนก็จะใช้ได้กับคนที่พิการที่มือเท่านั้น ดังนั้นหากเลือกทำการวัดที่ต้นแขน(biceps)ก็จะสามารถนำไปใช้งานได้กว้างขวางกว่า

ส่วนจำนวนช่องสัญญาณที่ใช้ในงานวิจัยที่แสดงในตารางนั้นมีตั้งแต่ 1 ช่องสัญญาณจนถึง 4 ช่องสัญญาณด้วยกัน แต่เนื่องจากในงานวิจัยนี้ไม่จำเป็นต้องได้ผลความสามารถในการแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อที่สูงมากนัก และเพื่อความสะดวกและความง่ายของระบบจึงเลือกที่จะใช้ 1 ช่องสัญญาณ

เป็นการยากที่จะเปรียบเทียบความสามารถในการแยกแยะของแต่ละวิธีของผลงานวิจัยข้างต้น เพราะผู้ทำวิจัยแต่ละคนก็ทำการทดลองต่างกัน เช่น อุปกรณ์ที่ใช้เก็บสัญญาณกล้ามเนื้อ อิเล็กโทรด ตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรด จำนวนครั้งในการเก็บสัญญาณ วิธีทดสอบความสามารถในการแยกแยะ ความสามารถในการควบคุมการทดลองให้มีความสม่ำเสมอในการใช้กล้ามเนื้อ หรืออิริยาบถแบบเดิม ซึ่งจะเป็นประเด็นสำคัญ หรือหัวข้อในการทำงานวิจัยต่อไปได้ เพราะยังไม่มีบทความใดที่แสดงการเปรียบเทียบวิธีทั้งหมดพร้อมๆกัน

ตารางที่ 1.1 สรุปผลงานวิจัยที่ผ่านมา

วิธีการหา ตัวแทนสัญญาณ และการแยกแยะ	ตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรด	จำนวนช่องสัญญาณ	ความสามารถในการแยกแยะ (เฉลี่ย)	จำนวนอิริยาบถที่แยกแยะ	ปี
Statistical analysis and linear discriminant classification [4]	ไบเซ็ปส์ ไตรเซ็ปส์	2	90%	8	1982
Power spectrum (FFT) ใช่ร่วมกับระบบเครือข่ายประสาท [8]	ท่อนแขน	4	81%	6	1992
แบ่งเสปกตรัมเป็นช่วงๆใช้ร่วมกับระบบเครือข่ายประสาท [9]	ข้อมือ	1	66%	5 (การเคลื่อนที่ของนิ้วมือ)	1992
ใช้ค่าอินทริเกรต กับระบบเครือข่ายประสาท[15]	ท่อนแขน	4	95.5%	6	1993
Autoregressive paremeter และ กำลังของสัญญาณ กับระบบเครือข่ายประสาท [5]	ไบเซ็ปส์	1	97%	5	1994
FFT กับ Fuzzy c mean กับระบบเครือข่ายประสาท [14]	ไบเซ็ปส์	4	85%	3 (ความแข็งแรงในการเกร็ง)	1994
Autoregressive parameter กับระบบเครือข่ายประสาท [6]	ท่อนแขน	4	95%	6	1996
ระบบเครือข่ายประสาทแบบ Finite impulse response [16]	ไบเซ็ปส์ ไตรเซ็ปส์	1	85%	2	1996
ใช้ค่าสถิติทางเวลา กับ ISO-Fuzzy system [13]	ไบเซ็ปส์ ไตรเซ็ปส์	2	90%	4	1996
Hidden markov multilayer percepton [12]	ไบเซ็ปส์ ไตรเซ็ปส์	2	80%	6	1996

ในการเลือกอิริยาบถในการแยกแยะสัญญาณก็มีหลายแบบด้วยกัน อย่างไรก็ตามสามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบหลักคืออิริยาบถแบบ static กับ dynamic ซึ่งส่วนใหญ่งานวิจัยที่กล่าวข้างต้นจะวัดเป็นแบบ dynamic คือมีการเปลี่ยนแปลงอิริยาบถ เช่น การงอแขน กำมือ แบมือ เป็นต้น แต่ในงานวิจัยนี้วัดเป็นแบบ static เพราะเชื่อว่าน่าจะให้เสถียรภาพในการแยกแยะที่ดีกว่า และเหมาะสมกับการวัดเป็นช่วงๆ(ไม่ได้วัดสัญญาณตลอด) มากกว่า

1.2 วัตถุประสงค์

1.สร้างอุปกรณ์วัดสัญญาณกล้ามเนื้อ

2.แยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อโดยใช้ระบบเครือข่ายประสาท

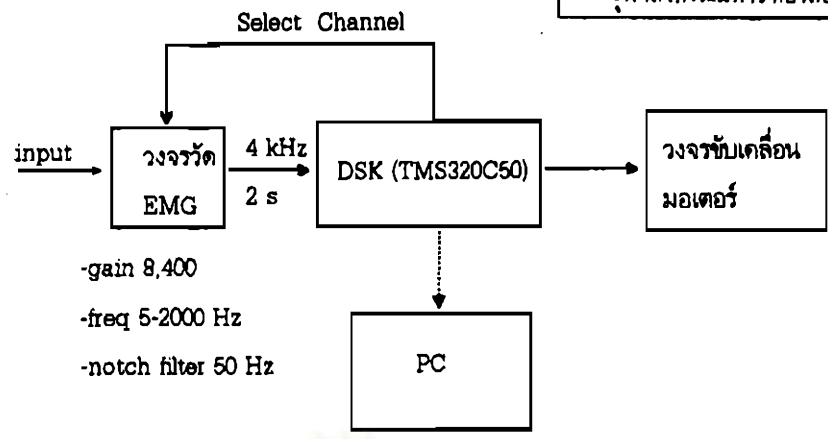
3.สร้างรถเข็นที่ทำการควบคุมจากสัญญาณกล้ามเนื้อ และทำการทดสอบสมรรถภาพ

1.3 วิธีการดำเนินการ

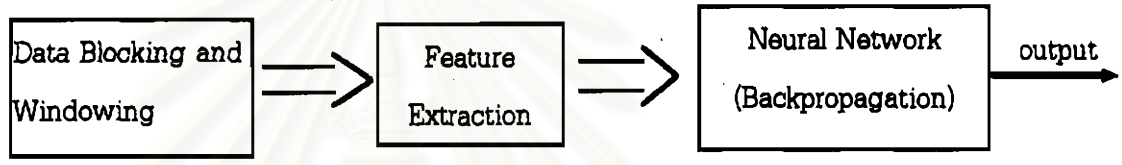
รถเข็นที่ควบคุมด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อประกอบด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วนคือ 1.วงจรวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ 2.ระบบแยกแยะสัญญาณ 3.รถเข็นและระบบควบคุม ในการประดิษฐ์วงจรวัดสัญญาณกล้ามเนื้อนั้น เนื่องจากสัญญาณกล้ามเนื้อมีขนาดเล็กมาก และมีสัญญาณรบกวนสูง จึงต้องทำการออกแบบวงจรให้สามารถใช้งานภายใต้ข้อแม้เหล่านี้ให้ได้ รายละเอียดเกี่ยวกับการประดิษฐ์วงจรวัดสัญญาณกล้ามเนื้อนี้จะกล่าวในบทที่ 3 ส่วนของการแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อให้ได้ว่าเป็นอิริยาบถใดนั้น จะกระทำโดยใช้ระบบเครือข่ายประสาทเป็นหลักเนื่องจากสัญญาณกล้ามเนื้อมีความซับซ้อนสูง ไม่สามารถจะหาแบบจำลองได้ง่าย ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการแยกแยะสัญญาณจะกล่าวต่อไปในบทที่ 4 และผลการวิเคราะห์จะกล่าวในบทที่ 5 และส่วนของการออกแบบระบบควบคุม และคำสั่งต่างๆในการขับเคลื่อนรถเข็น ซึ่งจะกล่าวละเอียดในบทที่ 6

การดำเนินงานเริ่มจากการศึกษาความรู้เบื้องต้นที่ต้องใช้ในงานวิจัย เช่น วิธีการวัดสัญญาณ การใช้งานบอร์ด DSK หลังจากนี้ทำการสร้างระบบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขึ้นเพื่อทำการเก็บผลตัวอย่างสัญญาณกล้ามเนื้อของแต่ละอิริยาบถ เมื่อได้ข้อมูลของสัญญาณเพียงพอแล้ว ก็จะทำการศึกษาลักษณะของสัญญาณกล้ามเนื้อเพื่อหาอัลกอริธึมที่เหมาะสมในการแยกแยะสัญญาณ โดยในขั้นแรกจะทำการจำลองแบบ(simulation)บนคอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม MATLAB ในการทดสอบอัลกอริธึม หลังจากนั้นจึงนำอัลกอริธึมนั้นมาใช้จริงกับ TMS320C50 ดังนั้นระบบโดยรวมจะเป็นดังรูปที่ 1.1 และบล็อกไดอะแกรมในการแยกแยะแสดงในรูปที่ 1.2

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมของการควบคุมรถเข็น



รูปที่ 1.2 บล็อกไดอะแกรมของการแยกแยะสัญญาณ

ในงานวิจัยนี้ มีความแตกต่างกับงานวิจัยที่ได้กล่าวมาข้างต้น โดยจะเป็นการประยุกต์ใช้กับรถเข็นสำหรับคนพิการ ซึ่งในงานวิจัยนี้ออกแบบทำการควบคุมแบบกึ่งเวลาจริงคือการเก็บข้อมูลเข้าไปประมวลผลจะเก็บเป็นคาบเวลา จะไม่เก็บสัญญาณกล้ามเนื้อตลอดเวลา และจะแสดงสถานะโดยใช้หลอดไฟ LED ดังนั้นในการเกร็งกล้ามเนื้อจึงไม่จำเป็นต้องเกร็งตลอด(ถ้าต้องการให้รถเคลื่อนที่ในทิศทางใดทิศทางหนึ่งตลอดเวลา) แต่จะต้องเข้าจังหวะกับการเก็บสัญญาณโดยจะใช้การป้อนกลับจากหลอด LED ผ่านตาของผู้ควบคุม ในการประมวลผลว่าจะให้รถเคลื่อนที่ไปในทิศทางใดจะทำการเข้ารหัสอิริยาบถที่แยกแยะได้ในแต่ละครั้ง โดยออกแบบให้รหัสมีความผิดพลาดในการเคลื่อนที่โดยที่ไม่ได้ออกคำสั่งให้เคลื่อนที่น้อยที่สุดและจะยอมให้เกิดความผิดพลาดในการสั่งให้เคลื่อนที่ แต่รถไม่เคลื่อนที่ตามที่สั่งมากกว่าได้ ทั้งนี้เพื่อความปลอดภัยในการขับเคลื่อน สำหรับผลงานวิจัยที่ผ่านมานั้นส่วนใหญ่จะทำไปเพื่อประยุกต์ใช้กับแขนเทียมโดยไม่มีการเข้ารหัส และจะต้องเกร็งแขนตลอด(ถ้าต้องการจะให้แขนเทียมขยับตลอด) ผลงานวิจัยส่วนใหญ่ก็ไม่ได้กล่าวถึงวิธีการนำไปประยุกต์ใช้ชัดเจนมากนัก

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ใช้สำหรับคนพิการขาขาดและแขนท่อนล่างขาดที่ต้องนั่งรถเข็น
2. สามารถนำไปใช้ฟื้นฟูผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตได้
3. เป็นพื้นฐานในการพัฒนาการทำแขนเทียม
4. เป็นการพัฒนาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ ซึ่งจะนำไปสู่การลดการนำเข้าของอุปกรณ์ทางการแพทย์จากต่างประเทศ

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย