



กทปส

รายงานฉบับสมบูรณ์

โครงการขอรับการส่งเสริมและสนับสนุนจากเงินกองทุนวิจัยและพัฒนา
กิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ

ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำ
กายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

Monitoring Systems and Assistive Devices for Disability and
Patient Rehabilitations via Communication Networks

รศ. ดร. ณีฎฐา จินดาเพ็ชร และ คณะ

ธันวาคม 2560

กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์
สาธารณะ (สำนักงาน กสทช.)

แบบ กทปส. ME-003

รายงานฉบับสมบูรณ์

ทุนส่งเสริมและสนับสนุนการวิจัยและพัฒนา
สัญญารับทุนเลขที่ T๒-๑-๐๐๑๐/๕๗

ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
Monitoring Systems and Assistive Devices for Disability and Patient Rehabilitations via
Communication Networks

คณะนักวิจัย

- | | |
|--------------------------------|------------------------|
| 1. รศ. ดร. ญัฐฐา จินดาเพ็ชร | นักวิจัยหัวหน้าโครงการ |
| 2. รศ. บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา | นักวิจัยร่วม |
| 3. ผศ. สุระพล เขียวมนตรี | นักวิจัยร่วม |
| 4. อ. สายแก้ว เจือจันทร์ | นักวิจัยร่วม |
| 5. ดร. รักษ์กฤตว์ ดวงสร้อยทอง | นักวิจัยร่วม |
| 6. รศ. คณดิธ เจษฎ์พัฒนานนท์ | นักวิจัยร่วม |
| 7. อ. ประพร ศรีวรรณวิทย์ | นักวิจัยร่วม |
| 8. ดร. ดุจดาว บุรณะพาณิชย์กิจ | นักวิจัยร่วม |
| 9. รศ. ดร. เกริกชัย ทองหนู | นักวิจัยร่วม |

ได้รับทุนอุดหนุนจาก

กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์
สาธารณะ (สำนักงาน กสทช.)

ธันวาคม 2560

บทสรุปผู้บริหาร

ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
ธันวาคม 2560

จากรายงานการสำรวจสำมะโนประชากรและเคหะ สำนักงานสถิติแห่งชาติ กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสารประจำปี พ.ศ. 2553 พบว่าจำนวนของผู้ทุพพลภาพจำแนกตามลักษณะความพิการเพศและเขตการปกครองภาคใต้มีจำนวน 22,911 คน การพัฒนาคุณภาพชีวิตของกลุ่มบุคคลเหล่านี้ให้สามารถช่วยเหลือตนเองและสามารถทำกิจวัตรประจำวันได้ด้วยตนเองจำเป็นต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิด การฟื้นฟูสมรรถภาพด้วยวิธีทางกายภาพบำบัดจึงถือเป็นสิ่งสำคัญที่ใช้ในการดูแลรักษา ปัญหาหลักที่เป็นอุปสรรคในการรักษาทางกายภาพบำบัดที่มีประสิทธิภาพคือผู้ป่วยขาดการมีส่วนร่วมอย่างต่อเนื่องและสม่ำเสมอเนื่องจากการฝึกไม่ได้ตามเป้าหมายตามที่นักกายภาพบำบัดที่ตั้งไว้ ขาดการสร้างแรงกระตุ้นในการฝึก ไม่สามารถติดตามและควบคุมโปรแกรมการฟื้นฟูสมรรถภาพเมื่อผู้ป่วยออกจากโรงพยาบาล รวมทั้งความไม่สะดวกในด้านต่าง ๆ เช่น การเดินทาง จำนวนเครื่องมือและแพทย์ที่ไม่เพียงพอ เป็นต้น โครงการวิจัยนี้จึงได้คิดพัฒนาระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดทางไกลผ่านเครือข่ายสื่อสารโดยที่ไม่ต้องเดินทางมาทำกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาลทุกครั้ง ทำให้นักกายภาพบำบัดหรือแพทย์สามารถติดตามการทำกายภาพบำบัดของผู้พิการและผู้ป่วยท่านนั้นได้อย่างมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น ทำให้ผู้พิการและผู้ป่วยฟื้นตัวเร็ว สุขภาพจิตดี และสามารถเข้าถึงบริการด้านสุขภาพผ่านเครือข่ายสื่อสารได้อย่างทั่วถึงเท่าเทียมกับคนทั่วไป

โครงการระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนี้เป็นการบูรณาการงานวิจัย 3 ส่วนเป็นหนึ่งเดียวโดยพัฒนา 1) ส่วนของระบบติดตามผลและประมวลผลภาพ 2) ส่วนของอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด 3) ส่วนของอุปกรณ์เชื่อมต่อเข้ากับระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต อุปกรณ์ดังกล่าวทุกตัวเชื่อมต่อกับเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ และสามารถเชื่อมต่อผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ตไปยังฐานเก็บข้อมูลที่โรงพยาบาลได้

ผลลัพธ์ที่ได้จากโครงการคือ 1) ต้นแบบระดับห้องปฏิบัติการ จากระบบที่เสนอทั้ง 3 ระบบ 2) ยื่นขอสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร 3 เรื่อง 3) บทความวิชาการระดับนานาชาติอย่างน้อย 6 เรื่อง นอกจากนี้ได้มีการนำระบบที่พัฒนาขึ้นไปทดลองใช้งานที่โรงพยาบาลสงขลานครินทร์และศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ซึ่งวาสุหเทศบาลนครหาดใหญ่ ได้ผลเป็นที่น่าพอใจจากข้อมูลเชิงสถิติในการประเมินความพึงพอใจจากผู้พิการและผู้ป่วยกายภาพบำบัด สามารถพัฒนาต่อยอดเพื่อประโยชน์สาธารณะให้ทั่วถึงในวงกว้าง

รศ. ดร. ญัฐรา จินดาเพ็ชร และ คณะ

ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

รศ. ดร. ญัฐฐา จินดาเพ็ชร

ธันวาคม 2560

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการระบบติดตามผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารที่สามารถรองรับอุปกรณ์ช่วยทำกายภาพบำบัดที่มีความหลากหลาย แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถออกแบบการรักษาสำหรับผู้ป่วยแต่ละคนผ่านการเชื่อมต่อระบบอินเทอร์เน็ตครอบคลุม 3 ชั้นตอน คือ การตั้งค่าอุปกรณ์ การติดตาม และการให้คำแนะนำกลับไปยังผู้ป่วย ระบบได้รับการออกแบบให้รองรับได้หลายอุปกรณ์และหลากหลายชนิดในการทำกายภาพบำบัดโดยการใช้รูปแบบข้อความ http ที่มีรูปแบบเดียวกัน ทำให้แพลตฟอร์มเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตใด ๆ สามารถโปรแกรมเพื่อการควบคุมอุปกรณ์ช่วยทำกายภาพบำบัดที่หลากหลายและเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้ทั้ง WLAN LAN หรือเครือข่ายมือถือ ในโครงการนี้ได้พัฒนาอุปกรณ์ช่วยทำกายภาพบำบัด 5 ชนิด ได้แก่ 1) อุปกรณ์ประมวลผลภาพสำหรับวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด 2) อุปกรณ์ประมวลผลภาพ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด 3) อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ 4) อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย 5) อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกทำการพัฒนาบริหารปอดและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า NK-Table โดยแต่ละอุปกรณ์สื่อสารกับระบบฐานข้อมูลที่โรงพยาบาลแม่ข่ายผ่านอินเทอร์เน็ต แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถใช้สมาร์ทโฟนหรือคอมพิวเตอร์เพื่อตั้งค่าอุปกรณ์และโปรแกรมการออกกำลังกาย ติดตาม และให้คำแนะนำไปยังผู้ป่วย จากผลการทดสอบ ณ สถานพยาบาลจริงพบว่าระบบสามารถรองรับการทำงานของหลายอุปกรณ์พร้อม ๆ กันได้อย่างถูกต้อง ผลการทดสอบเสถียรภาพของระบบสามารถยืนยันการส่งข้อมูลไปยังระบบฐานข้อมูลด้วยอัตราความสำเร็จที่สูง

Monitoring Systems and Assistive Devices for Disability and Patient Rehabilitations via Communication Networks

Assoc. Prof. Dr. Nattha Jindapetch

December 2017

Abstract

This research presents a patient monitoring system that can support heterogeneous IoT (Internet of Things) rehabilitation devices. The physicians can plan the treatment for each patient via network and internet connection system according to three sub processes: devices configuration, monitor, and feedback. The proposed system has been designed to support multiple devices and various types of rehabilitation devices by using the common HTTP message format. This allows various IoT platforms to be programmed to control various rehabilitation devices and connect the internet via WLAN, LAN, or cellular network. There are five types of rehabilitation devices: 1) image processing device for measuring the degree of shoulder movement for shoulder rehabilitation, 2) image processing device for measuring of the lung volume for Triflo pulmonary rehabilitation, 3) pressure measurement device for BreatheMAX muscular breathing rehabilitation, 4) EMG and angle measurement device for isotonic knee rehabilitation with sand bag, and 5) torque measurement device for isokinetic knee rehabilitation with NK-Table. Each rehabilitation device communicates to the data server/database server at the host hospital via the internet. Physician/ physiotherapist can use a smart phone or a computer to online perform devices configuration, monitor, and feedback to the patients. The network and internet connection test reported that the system can support many users' devices sending the measurement data concurrently and correctly. The system reliability test reported the very high success rate of sending data of all to the data server and database server.

สารบัญ

บทสรุปผู้บริหาร	i
บทคัดย่อ.....	ii
Abstract	iii
สารบัญ	iv
สารบัญภาพ	vi
สารบัญตาราง	xiii
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 หลักการและเหตุผลความจำเป็น.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	2
1.3 ขอบเขต และกิจกรรมการดำเนินงาน.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.5 ตัวชี้วัดผลผลิต.....	4
1.6 ตัวชี้วัดผลลัพธ์	4
บทที่ 2 การศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณและระบบที่มีอยู่ในท้องตลาด	5
2.1 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	5
2.2 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด	8
2.3 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด	13
2.4 ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต	22
บทที่ 3 กรอบแนวคิดในการดำเนินงาน วิธีการ และแผนการดำเนินงาน	29
3.1 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด	30
3.2 แนวคิดระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด..	33
3.3 เครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต.....	39
บทที่ 4 ระบบฐานข้อมูล	44
บทที่ 5 แผนการดำเนินงาน การกำหนดระยะเวลาการดำเนินงาน และบุคลากร.....	54
5.1 แผนการดำเนินงาน	54
5.2 แผนการนำเสนอผลงาน	62
5.3 แผนการส่งมอบงาน	62
5.4 บุคลากรในโครงการ	63
บทที่ 6 การออกแบบและทดสอบฟังก์ชัน	66
6.1 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด	66

6.2 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด	83
6.3 ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต	95
บทที่ 7 การพัฒนาหน้าตาอินเทอร์เน็ตเฟสกับผู้ใช้และเชื่อมต่อกับระบบฐานข้อมูล	99
7.1 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด	99
7.2 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด	110
7.3 ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต	128
7.4 การทดสอบเชื่อมต่ออุปกรณ์การทำกายภาพกับระบบฐานข้อมูล.....	139
บทที่ 8 การทดสอบระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่าน เครือข่ายสื่อสาร	147
8.1 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรมกายภาพบำบัด.....	147
8.2 ผลหน้าเว็บของโปรแกรมกายภาพบำบัด	148
8.3 ผลการทดสอบเสถียรภาพของระบบ	160
8.4 ผลความพึงพอใจของผู้ใช้งาน	168
บทที่ 9 สรุปผลการดำเนินการโครงการ	174
9.1 ผลลัพธ์ที่ดำเนินการได้	174
9.2 การเผยแพร่และถ่ายทอดเทคโนโลยี.....	177
9.3 การต่อยอดเชิงพาณิชย์	181
บรรณานุกรม	183
ภาคผนวก ก สติธิบัตร/อนุสติบัตร.....	ก
ภาคผนวก ข บทความในวารสารวิชาการ.....	ข

สารบัญภาพ

รูปที่ 2-1 การใช้งาน 3D motion analysis เพื่อวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis) [8].....	8
รูปที่ 2-2 การใช้งาน Digital inclinometer [9].....	9
รูปที่ 2-3 วิธีการใช้งาน Goniometer ในการวัดองศาของการเคลื่อนไหว.....	9
รูปที่ 2-4 ทำ flexion สำหรับการประเมินองศาการเคลื่อนไหวข้อไหล่ [10]	10
รูปที่ 2-5 ทำ abduction สำหรับการประเมินองศาการเคลื่อนไหวข้อไหล่ [10]	10
รูปที่ 2-6 Volume-oriented IS (Coach 2®).....	11
รูปที่ 2-7 Flow-oriented IS (Triflo II®).....	12
รูปที่ 2-8 Pressure-oriented IS (BreatheMAX).....	12
รูปที่ 2-9 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Hector Engineering.....	14
รูปที่ 2-10 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Threshold Inspiratory muscle training	15
รูปที่ 2-11 อุปกรณ์ฝึกหายใจ The POWERbreathe® Kinetic training resistance.....	15
รูปที่ 2-12 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Powerlung® Trainer	15
รูปที่ 2-13 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Ultrabreathe.....	16
รูปที่ 2-14 อุปกรณ์ฝึกหายใจ POWERbreathe® Sports Inspiratory Muscle.....	16
รูปที่ 2-15 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Portex Inspiratory Muscle Trainer with Resistors.....	16
รูปที่ 2-16 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Pllex, inspiratory resistive trainer	17
รูปที่ 2-17 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Water Pressure Threshold Bottle (WPTB) (Jones et al., 2004).....	17
รูปที่ 2-18 อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX®.....	18
รูปที่ 2-19 การออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก—เหยียดเข่า	19
รูปที่ 2-20 การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริก—เหยียดเข่า (ซ้าย) และ งอเข่า (ขวา)	20
รูปที่ 2-21 การออกกำลังกายแบบไอโซโทนิค—เหยียดเข่า.....	20
รูปที่ 2-22 เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่า CON-TREX®	21
รูปที่ 2-23 เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่า NK-Table	21
รูปที่ 3-1 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร	30
รูปที่ 3-2 แผนภาพการทำงานของระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหว	31
รูปที่ 3-3 Flow-oriented IS (Triflo II®)	32

รูปที่ 3-4 แผนภาพการทำงานของระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟู ปริมาตรปอด.....	33
รูปที่ 3-5 บล็อกไดอะแกรมของระบบวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ.....	34
รูปที่ 3-6 Flowchart ของระบบวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ	35
รูปที่ 3-7 โครงสร้างของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า	37
รูปที่ 3-8 โครงสร้างพื้นฐานของระบบเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ	39
รูปที่ 3-9 ตัวอย่างแรกของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ	40
รูปที่ 3-10 ตัวอย่างที่สองของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ	40
รูปที่ 3-11 ตัวอย่างแรกของระบบที่สองของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ.....	41
รูปที่ 3-12 ตัวอย่างที่สองของระบบที่สองของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ	41
รูปที่ 3-13 ตัวอย่างที่สามของระบบที่สองของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ	41
รูปที่ 3-14 โครงสร้างพื้นฐานของระบบเครือข่ายเชื่อมต่อจากศูนย์ส่งเสริมสุขภาพผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต	42
รูปที่ 3-15 การดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต	43
รูปที่ 4-1 ความสัมพันธ์ของตารางข้อมูลทั้งหมดของระบบระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและ ผู้ป่วยใน.....	46
รูปที่ 6-1 แผนภาพการทำงานของระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่	67
รูปที่ 6-2 แผนภาพการทำงานของการตรวจสอบจำนวนครั้งของการยกแขนที่สามารถทำได้เกินค่าเทรชโฮลด์	68
รูปที่ 6-3 การวัดองศาของหัวไหล่ด้วยท่า Abduction	69
รูปที่ 6-4 การวัดองศาของหัวไหล่ด้วยท่า Flexion.....	70
รูปที่ 6-5 การวัดองศาของหัวไหล่ที่ผิดพลาดเนื่องจากการตรวจจับไม่สมบูรณ์	71
รูปที่ 6-6 การตรวจจับภาพผิดพลาดทำให้ไม่มีการวัดองศา (ค่าองศาที่แสดงเป็นค่าล่าสุดที่วัดได้).....	72
รูปที่ 6-7 องศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ที่วัดได้และการกระจายตัวของข้อมูล.....	73
รูปที่ 6-8 เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของการวัดองศาข้อไหล่.....	74
รูปที่ 6-9 แผนภาพการทำงานของระบบติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด.....	76
รูปที่ 6-10 การติดตามการเคลื่อนไหวของลูกบอล	77
รูปที่ 6-11 กราฟการติดตามการเคลื่อนไหวของลูกบอล.....	78
รูปที่ 6-12 ตัวอย่างของการกำหนดระดับความสูงที่ใช้ในการฝึกฝน	78
รูปที่ 6-13 ผังการทำงานของระบบสมองกลฝังตัวสำหรับควบคุมอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX	85
รูปที่ 6-14 ลักษณะของอุปกรณ์วัดแรงกระทำและรูปแบบการต่อเข้ากับอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX ...	86

รูปที่ 6-15 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันเมื่อหายใจออกที่อ่านจากเซนเซอร์วัดแรงดันและการคำนวณกับค่าแรงดันในหน่วย เซนติเมตรน้ำ (cmH ₂ O)	87
รูปที่ 6-16 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันเมื่อหายใจเข้าที่อ่านจากเซนเซอร์วัดแรงดันและการคำนวณกับค่าแรงดันในหน่วย เซนติเมตรน้ำ (cmH ₂ O)	87
รูปที่ 6-17 โครงสร้างของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	88
รูปที่ 6-18 การเตรียมอุปกรณ์เพื่อทดลองหามุมจากเซนเซอร์วัดความเร่ง	90
รูปที่ 6-19 ตัวอย่างการวัดมุมที่ 0, 30, 45 และ 60 องศา ของเซนเซอร์วัดความเร่ง.....	91
รูปที่ 6-20 ระบบบริหารแบบไอโซคิเนติกสำหรับการฟื้นฟูข้อเท้า พัฒนาโดย นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์.....	93
รูปที่ 6-21 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร	96
รูปที่ 6-22 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร	96
รูปที่ 6-23 ระบบการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร	97
รูปที่ 6-24 ข้อมูลการฝึกจากอุปกรณ์ชุดฝึก BreatheMAX ส่งผ่านทาง RS-232	98
รูปที่ 6-25 คำสั่ง HTML สำหรับบันทึกข้อมูลจากอุปกรณ์ชุดฝึก BreatheMAX	98
รูปที่ 6-26 ข้อมูลจากอุปกรณ์ชุดฝึก BreatheMAX ที่ถูกบันทึกบน Data server	98
รูปที่ 7-1 แผนผังการทำงานของโปรแกรม	100
รูปที่ 7-2 การระบุตัวตนและท่าทางขององศาที่ต้องการทำกายภาพบำบัด	100
รูปที่ 7-3 ค่า Configuration ที่ส่งกลับมาให้กับระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่	101
รูปที่ 7-4 ค่าพารามิเตอร์ต่างที่ผู้ป่วยได้ทำกายภาพบำบัดล่าสุดที่ส่งกลับมาให้กับระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่	101
รูปที่ 7-5 การสรุปค่าพารามิเตอร์ทั้งหมดที่ได้รับจาก Server.....	102
รูปที่ 7-6 การแสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่.....	103
รูปที่ 7-7 ค่าพารามิเตอร์ที่ส่งเข้าสู่ Server.....	103
รูปที่ 7-8 การแสดงผลบนหน้าจอผู้ใช้งานการติดตามผลการฟื้นฟูปริมาณรอบ	105
รูปที่ 7-9 หน้าจอ Graphical User Interface ของระบบติดตามผลการฟื้นฟูปริมาณรอบ.....	106
รูปที่ 7-10 แผนผังการทำงานของโปรแกรม	107
รูปที่ 7-11 หน้าจอ Graphical User Interface ซึ่งแสดงรายละเอียดเกี่ยวกับเป้าหมายในการบริหารและจำนวนครั้งที่ทำการบริหาร.....	109

รูปที่ 7-12 หน้าจอ Graphical User Interface ซึ่งแสดงผลการคำนวณปริมาณปรอด ระยะเวลาคงค้างของ บอลเป้าหมายและผลลัพธ์จากการเปรียบกับเป้าหมายในการบริหาร	109
รูปที่ 7-13 กราฟแสดงผลการติดตามการเคลื่อนที่ของลูกบอลแต่ละลูก	110
รูปที่ 7-14 แผนผังซอฟต์แวร์ของอุปกรณ์ BreatheMAX.....	111
รูปที่ 7-15 รหัส HTTP ของข้อมูลการการฝึกหนึ่งครั้งเพื่อบันทึกไปยัง Data server และ หน้าต่างแสดงผลบน Mango ของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX (แสดงค่าล่าสุดที่รับค่าจากฝั่งผู้ป่วย)	113
รูปที่ 7-16 บล็อกไดอะแกรมของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	114
รูปที่ 7-17 โครงสร้างของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	114
รูปที่ 7-18 การแสดงผลที่หน้าจอผู้ใช้งานอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย.....	115
รูปที่ 7-19 ลำดับการทำงานของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	117
รูปที่ 7-20 หน้าจอแสดงผลของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	118
รูปที่ 7-21 ขั้นตอนการป้อนข้อมูลผู้ป่วยและดึงข้อมูลจากระบบฐานข้อมูล	119
รูปที่ 7-22 ขั้นตอนของการทำบริหาร.....	120
รูปที่ 7-23 ส่วนแสดงผลขณะทำการบริหาร.....	120
รูปที่ 7-24 ส่วนแสดงผลของการทำบริหารและการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล.....	121
รูปที่ 7-25 หน้าต่างแสดงผลบน Mango ของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	121
รูปที่ 7-26 การแสดงผลที่หน้าจอผู้ใช้งานอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วย NK-Table ดัดแปลง	123
รูปที่ 7-27 หน้าต่างแสดงส่วนของการระบุข้อมูลผู้ป่วย.....	124
รูปที่ 7-28 หน้าต่างแสดงส่วนของการกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วย	124
รูปที่ 7-29 หน้าต่างส่วนของการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล.....	125
รูปที่ 7-30 ตัวอย่างการใช้งานเบื้องต้นขั้นตอนการป้อนข้อมูลผู้ป่วย	126
รูปที่ 7-31 ตัวอย่างการใช้งานเบื้องต้นขั้นตอนการกำหนดค่าและการทำบริหาร	126
รูปที่ 7-32 ตัวอย่างการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล	127
รูปที่ 7-33 หน้าต่างแสดงผลบนระบบเก็บข้อมูล (Mango) ของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วย NK-Table ดัดแปลง (แสดงค่าล่าสุดที่รับค่าจากฝั่งผู้ป่วย).....	128
รูปที่ 7-34 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่าย สื่อสาร	129
รูปที่ 7-35 หน้าเว็บของระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่าน เครือข่ายสื่อสาร	131

รูปที่ 7-36 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่าน เครือข่ายสื่อสาร	131
รูปที่ 7-37 หน้าเว็บของระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัด ผ่านเครือข่ายสื่อสาร	132
รูปที่ 7-38 การแสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่	133
รูปที่ 7-39 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo.....	134
รูปที่ 7-40 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX	135
รูปที่ 7-41 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย.....	136
รูปที่ 7-42 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง	137
รูปที่ 7-43 การแสดงผลที่หน้า login ของระบบ	137
รูปที่ 7-44 หน้าเมนูแสดงการใช้งานของผู้ดูแลระบบ	138
รูปที่ 7-45 หน้าเมนูแสดงการใช้งานของแพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้ทำวิจัยอุปกรณ์ของระบบ	138
รูปที่ 7-46 หน้าเมนูแสดงการใช้งานของผู้พิการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้.....	138
รูปที่ 7-47 แสดงหน้าเมนู Setup.....	139
รูปที่ 7-48 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่าย สื่อสาร	140
รูปที่ 7-49 ตัวอย่างผลของหน้าจอเว็บสำหรับการตั้งค่าของอุปกรณ์ให้กับผู้ป่วย	140
รูปที่ 7-50 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับค่า Configuration	142
รูปที่ 7-51 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับค่า Configuration ของ getcurrent	144
รูปที่ 7-52 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่าน เครือข่ายสื่อสาร	144
รูปที่ 7-53 ผลข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูลสำหรับอุปกรณ์หนึ่งในการทำกายภาพบำบัด.....	145
รูปที่ 7-54 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับข้อมูลจากอุปกรณ์จำนวนพร้อมกัน 10 users.....	146
รูปที่ 8-1 การดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต	148
รูปที่ 8-2 การแสดงผลที่หน้า login ของระบบ	149
รูปที่ 8-3 หน้าเมนูแสดงความสามารถในการใช้งานของแพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้พัฒนาอุปกรณ์ของ ระบบ	149
รูปที่ 8-4 หน้าเว็บของระบบรายงานผลการวัดค่าโดยเริ่มต้นจากการเลือกผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ต้องการดูข้อมูล	150
รูปที่ 8-5 ตัวอย่างหน้าเว็บของฟังก์ชัน Device แสดงรายการอุปกรณ์ของผู้ป่วยหรือผู้พิการที่เลือก	150

รูปที่ 8-6 การแสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานการวัดองค์ประกอบของอากาศเคลื่อนไหวข้อไหล่.....	151
รูปที่ 8-7 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo.....	152
รูปที่ 8-8 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX.....	153
รูปที่ 8-9 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	154
รูปที่ 8-10 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง	154
รูปที่ 8-11 ตัวอย่างการแสดงผลข้อมูลทั้งหมดของการทำกายภาพบำบัดบนหน้าเว็บในรูปแบบข้อความของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	155
รูปที่ 8-12 ตัวอย่างหน้าเว็บแสดงการตั้งค่าของอุปกรณ์การทำกายภาพบำบัดของอุปกรณ์บริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก.....	155
รูปที่ 8-13 ตัวอย่างหน้าเว็บแสดงการแก้ไขการตั้งค่าของอุปกรณ์การทำกายภาพบำบัดของระบบวัดองค์ประกอบข้อไหล่.....	156
รูปที่ 8-14 หน้าเว็บแสดงฟังก์ชัน Feedback	156
รูปที่ 8-15 ผลการส่งข้อความจากฟังก์ชัน Feedback ผ่านเครือข่ายในรูปแบบอีเมล	157
รูปที่ 8-16 ผลการส่งข้อความจากฟังก์ชัน Feedback ผ่าน SMS	157
รูปที่ 8-17 ตัวอย่างการแสดงผลข้อมูลประวัติการส่งข้อความ Feedback ให้กับผู้ป่วย.....	157
รูปที่ 8-18 ตัวอย่างแสดงหน้าฟังก์ชัน Device สำหรับการใช้งานของผู้ฝึกการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้.....	158
รูปที่ 8-19 ตัวอย่างแสดงหน้าฟังก์ชัน Monitor สำหรับผู้ฝึกการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้.....	159
รูปที่ 8-20 หน้าเว็บส่วนฟังก์ชัน Setup ของ Device.....	159
รูปที่ 8-21 หน้าเว็บส่วนฟังก์ชัน Setup ของ Staff.....	160
รูปที่ 8-22 หน้าเว็บส่วนฟังก์ชัน Setup ของ Patient	160
รูปที่ 8-23 แบบสอบถามความพึงพอใจของอาสาสมัครผู้ใช้บริการจำนวน 98 คน	169
รูปที่ 8-24 ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัครผู้ใช้บริการจำนวน 98 คน	169
รูปที่ 8-25 ข้อมูลสถานภาพสมรส การศึกษา และอาชีพ ของอาสาสมัครผู้ใช้บริการจำนวน 98 คน	170
รูปที่ 8-26 ความพึงพอใจต่อเจ้าหน้าที่/บุคลากร.....	170
รูปที่ 8-27 ความพึงพอใจด้านผลการฝึกด้วยอุปกรณ์	170
รูปที่ 9-1 การนำเสนอระบบแก่ผู้บริหารและเจ้าหน้าที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ซีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่.....	177
รูปที่ 9-2 การทดลองใช้ระบบที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ซีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่	178
รูปที่ 9-3 บรรยากาศงาน มอ. วิชาการ 2017	179
รูปที่ 9-4 การเผยแพร่ทางรายการข่าวค่ำ ช่อง BNT	179

รูปที่ 9-5 การเผยแพร่ทางรายการพิราบคาบข่าว ช่อง BNT.....	180
รูปที่ 9-6 บรรยากาศงาน 50 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์ ม.อ.	180
รูปที่ 9-7 บรรยากาศงานเปิดศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข	181

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2-1 สรุปการทบทวนวรรณกรรมการเปรียบเทียบ feature ของระบบที่พิจารณาในโครงการวิจัยนี้ และระบบที่มีอยู่.....	7
ตารางที่ 4-1 ตารางข้อมูลของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ (Device).....	47
ตารางที่ 4-2 ตารางข้อมูลของผู้ป่วยที่เข้าโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Patient)	48
ตารางที่ 4-3 ตารางข้อมูลของผู้ใช้งาน (แพทย์ นักกายภาพบำบัด) (Staff).....	49
ตารางที่ 4-4 ตารางข้อมูลของค่ากำหนดของแต่ละอุปกรณ์สำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Threshold)..	49
ตารางที่ 4-5 ตารางข้อมูลของการจัดเก็บข้อมูลที่ตรวจวัดได้จากโปรแกรมการฝึกของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ.....	50
ตารางที่ 4-6 ตารางข้อมูลของคำแนะนำแก่ผู้ป่วยหรือผู้ฝึกการสำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพตามแต่ละสัปดาห์	51
ตารางที่ 4-7 ตารางข้อมูลของผู้ใช้งานระบบทั้งหมด (User).....	51
ตารางที่ 4-8 ตารางข้อมูลของประวัติโปรแกรมการฝึกกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยหรือผู้ฝึกการแต่ละคน (Patient_History).....	52
ตารางที่ 5-1 แผนปฏิบัติการที่สอดคล้องกับแผนงบประมาณ.....	55
ตารางที่ 5-2 แผนการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ฝึกการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (แผนงานหลัก).....	56
ตารางที่ 5-3 แผนการดำเนินงานของระบบประมวลผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ของผู้ป่วยข้อไหล่ติด	57
ตารางที่ 5-4 แผนการดำเนินงานของระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามผลการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณทรปอด Triflo	58
ตารางที่ 5-5 แผนการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารปอด BreatheMAX	59
ตารางที่ 5-6 แผนการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า	60
ตารางที่ 5-7 แผนการดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต	61
ตารางที่ 6-1 เกณฑ์ของการฝึกที่ความยากระดับต่างๆ	79
ตารางที่ 6-2 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 1	80
ตารางที่ 6-3 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 2	80
ตารางที่ 6-4 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 3	81
ตารางที่ 6-5 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 4	81
ตารางที่ 6-6 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 5	82
ตารางที่ 6-7 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 6	82

ตารางที่ 7-1 การวัดองค์ประกอบของอากาศเคลื่อนไหวเพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด	102
ตารางที่ 7-2 การวัดค่าจากอุปกรณ์ประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด	104
ตารางที่ 7-3 การวัดค่าจากอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX.....	112
ตารางที่ 7-4 การวัดค่าจากอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย	116
ตารางที่ 7-5 การวัดค่าจากอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง	122
ตารางที่ 7-6 การทดสอบการรับค่า Configuration.....	141
ตารางที่ 7-7 การทดสอบการรับค่า getcurrent.....	143
ตารางที่ 7-8 การทดสอบ Publisher จาก Mango ไปที่ mySQL	145
ตารางที่ 8-1 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์วัดองค์ประกอบของอากาศเคลื่อนไหวข้อไหล่ (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์).....	161
ตารางที่ 8-2 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์วัดองค์ประกอบของอากาศเคลื่อนไหวข้อไหล่ (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์).....	162
ตารางที่ 8-3 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอด Triflo (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์).....	163
ตารางที่ 8-4 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอด Triflo (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์).....	163
ตารางที่ 8-5 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์).....	164
ตารางที่ 8-6 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์).....	165
ตารางที่ 8-7 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารข้อเข่าไอโซโทนิกด้วยถุงทราย (สถานที่ทดลอง: หาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่).....	166
ตารางที่ 8-8 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารข้อเข่าไอโซโทนิกด้วยถุงทราย (สถานที่ทดลอง: หาดใหญ่ชีวาสุข).....	166
ตารางที่ 8-9 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารข้อเข่า NK-Table (สถานที่ทดลอง: คณะวิศวกรรมศาสตร์).....	167
ตารางที่ 8-10 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารข้อเข่า NK-Table (สถานที่ทดลอง: ห้องปฏิบัติการ คณะวิศวกรรมศาสตร์).....	167
ตารางที่ 8-11 ปัญหาที่พบในการรับส่งข้อมูลของอุปกรณ์กับระบบเก็บข้อมูลและฐานข้อมูล	168
ตารางที่ 9-1 เปรียบเทียบตัวชี้วัดผลผลิตกับผลลัพธ์ที่ดำเนินการได้	174

บทที่ 1 บทนำ

โครงการระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ที่ยื่นขอรับทุนนี้ เป็นการรวมงานวิจัยและพัฒนา 3 ระบบ เข้าด้วยกัน โดยมีชื่อระบบและผู้รับผิดชอบในวงเล็บดังนี้

- ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด (ดร. รักษ์กฤตว์ ดวงสร้อยทอง รศ. คณดิถ เจษฎ์พัฒนานนท์ และ นางสาวปรพร ศรีวรรณวิทย์)
- ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด (รศ. บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ผศ. สุระพล เรียงมนตรี รศ. ดร. ญัฐา จินดาเพ็ชร ดร. กิตติคุณ ทองพูล และ นางสาวสายแก้ว เจือจันทร์)
- ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต (ดร. ดุจดาว บุรณะพาณิชย์กิจ และ รศ. ดร. เกริกชัย ทองหนู)

1.1 หลักการและเหตุผลความจำเป็น

จากการสำรวจรายงานสำมะโนประชากรและเคหะ จากสำนักงานสถิติแห่งชาติ กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสารประจำปี พ.ศ. 2553 พบว่าจำนวนของผู้ทุพพลภาพ จำแนกตามลักษณะความพิการ เพศ และเขตการปกครองภาคใต้ มีจำนวน 22,911 คนแบ่งเป็นเพศชาย 13,625 คน และเพศหญิง 9,286 คน ความบกพร่องของผู้ทุพพลภาพนี้สามารถจำแนกเป็น แขน/ขาขาด ตั้งแต่ข้อมือ/ข้อเท้า อย่างน้อย 1 ข้าง หรือ อัมพาต การพัฒนาคุณภาพชีวิตของกลุ่มบุคคลเหล่านี้จำเป็นต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิด การฟื้นฟูโดยการกายภาพบำบัดจึงถือเป็นสิ่งสำคัญที่ใช้ในการดูแลรักษา และถือเป็นการเพิ่มคุณภาพชีวิตให้กับบุคคลเหล่านี้ อีกทั้งเป็นการเสริมสร้างกำลังใจเพื่อที่จะใช้ในการดำรงชีวิตโดยไม่คิดว่าตนเองเป็นภาระแก่สังคม กระบวนการรักษานั้นจำเป็นต้องใช้การกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพของร่างกายอย่างต่อเนื่อง จากการวิเคราะห์กระบวนการรักษาพบว่า ปัญหาหลักที่เป็นอุปสรรคในการกายภาพบำบัดที่มีประสิทธิภาพคือผู้ป่วยขาดการทำกายภาพบำบัดที่มีประสิทธิภาพ เนื่องจากการบำบัดที่ผิดวิธีไม่ถูกต้องตามหลักกายภาพ ดังนั้นจึงทำให้ทุกครั้งที่มาพบแพทย์เพื่อติดตามอาการ ผลที่ออกมาจึงไม่ดีเท่าที่ควร

นอกจากนี้จากเหตุการณ์ความไม่สงบและอุบัติเหตุทำให้มีผู้พิการเพิ่มมากขึ้น รวมถึงผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงจำนวนไม่น้อยที่ต้องเดินทางมาทำกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาลเป็นประจำทุกวัน ทำให้เพิ่มความแออัดในโรงพยาบาล รวมทั้งเสียเวลาและค่าใช้จ่ายในการเดินทางมาโรงพยาบาล และความไม่สะดวกของญาติที่ต้องมารับ-ส่ง ด้วยเหตุนี้แพทย์จึงอนุญาตผู้พิการและผู้ป่วยบางรายทำกายภาพบำบัดด้วยตนเองที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพใกล้บ้านได้ แต่ก็ยังมีผู้พิการและผู้ป่วยหลายคนที่ทำกายภาพบำบัดด้วยตนเองไม่ถูกต้อง เช่น

เหยียดแขนไม่สุด เหยียดขาไม่สุด หรือทำไม่ครบตามจำนวนที่แพทย์สั่ง เป็นต้น ทำให้การฟื้นฟูกล้ามเนื้อไม่
เป็นไปตามความคาดหวังของแพทย์

โครงการวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะพัฒนาระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำ
กายภาพบำบัดทางไกลผ่านเครือข่ายสื่อสาร อุปกรณ์ช่วยเหลือประกอบด้วย อุปกรณ์ช่วยในการออกกำลังกาย
เพื่อการกายภาพบำบัดที่ถูกต้องและสามารถทำได้ด้วยตนเองหรือไปทำที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพใกล้บ้าน โดยที่ไม่
ต้องเดินทางมาทำกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาลทุกครั้ง ส่งผลให้ร่างกายรวมถึงสภาพจิตใจฟื้นตัวได้เร็วขึ้น
เนื่องจากอุปกรณ์ทุกตัวเชื่อมต่อกับเครือข่ายสื่อสาร จึงสามารถเชื่อมต่อกับฐานเก็บข้อมูลที่โรงพยาบาล ทำให้
แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถติดตามการทำกายภาพบำบัดของผู้พิการหรือผู้ป่วยแต่ละรายได้อย่างมี
ประสิทธิภาพยิ่งขึ้น ทำให้ผู้พิการและผู้ป่วยฟื้นตัวเร็ว สุขภาพจิตดี และสามารถเข้าถึงบริการทางด้านสุขภาพ
ผ่านเครือข่ายสื่อสารได้อย่างทั่วถึง เท่าเทียมกับคนทั่วไป

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

- 1) เพื่อพัฒนาระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการออกกำลังกายเพื่อการ
กายภาพบำบัดที่ถูกต้องและสามารถทำได้ด้วยตนเองที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพใกล้บ้าน ที่เชื่อมต่อกับ
เครือข่ายสื่อสารทำให้ผู้ดูแลหรือแพทย์สามารถเข้าถึงข้อมูลได้ทุกที่ทุกเวลา ประกอบด้วย 2 ระบบ คือ
 - 1.1) ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำ
กายภาพบำบัด
 - 1.2) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายที่ถูกต้องตามหลักกายภาพและสามารถ
ทำกายภาพบำบัดเองได้
- 2) เพื่อพัฒนาระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตสำหรับระบบติดตามการทำกายภาพบำบัด

1.3 ขอบเขต และกิจกรรมการดำเนินงาน

โครงการระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่าย
สื่อสารนี้ เป็นการบูรณาการงานวิจัย 3 ระบบ เรียงร้อยเข้าด้วยกันเป็นหนึ่งเดียว พัฒนาให้อุปกรณ์ต่าง ๆ ไม่ว่าจะ
จะเป็นอุปกรณ์ทางการกายภาพบำบัด อุปกรณ์เชื่อมต่อเข้ากับระบบสื่อสาร โดยมีขอบเขตและกิจกรรม
การดำเนินงานของแต่ละระบบดังนี้

1.3.1 ขอบเขตและกิจกรรมการดำเนินงานของระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้ พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด

- 1) ออกแบบและติดตั้งอุปกรณ์ที่ใช้ในการประมวลผลภาพ
- 2) พัฒนาโปรแกรมของการทำกายภาพบำบัดโดยผ่านการให้คำปรึกษาและรับรองจากนัก
กายภาพบำบัด

- 3) พัฒนาวิธีการตรวจจับการเคลื่อนไหวร่างกายของผู้พิการหรือผู้ป่วยให้เป็นไปตามโปรแกรมของการทำกายภาพบำบัดที่ได้ออกแบบไว้
- 4) พัฒนาระบบเฝ้าติดตามการทำกายภาพบำบัด ให้สามารถทำได้ทั้งติดตามแบบที่มีการติดต่อผ่านการสื่อสารทางไกลระหว่างผู้พิการหรือผู้ป่วยกับนักกายภาพบำบัดในระหว่างที่ทำกายภาพบำบัด ณ ขณะทำกายภาพบำบัด และแบบที่มีการเก็บบันทึกเป็นข้อมูลการทำกายภาพบำบัดไว้เพื่อมาทำการติดตามและวินิจฉัยต่อไปได้
- 5) ทดสอบใช้งานจริงกับอาสาสมัคร

1.3.2 ขอบเขตและกิจกรรมการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด

- 1) ออกแบบและพัฒนาเครื่องมือเพื่อใช้ในการเก็บสัญญาณกล้ามเนื้อ
- 2) ออกแบบและพัฒนาระบบเชื่อมต่ออุปกรณ์เก็บสัญญาณกล้ามเนื้อแบบไร้สายกับสถานีฐาน (Base station)
- 3) วิเคราะห์หาลักษณะเด่นของสัญญาณซึ่งส่งผลต่อการฟื้นตัวของกล้ามเนื้อที่ทำการกายภาพบำบัด
- 4) วิเคราะห์ข้อมูลและการฟื้นตัวของผู้ป่วยร่วมกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
- 5) ทดสอบใช้งานจริงกับอาสาสมัคร

1.3.3 ขอบเขตและกิจกรรมการดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

- 1) ทำการออกแบบระบบเครือข่ายเชื่อมต่อระบบติดตามผลและประมวลผลภาพและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด
- 2) ออกแบบ User interface สำหรับโปรแกรมที่ใช้งานระบบผ่าน Web Application
- 3) พัฒนาโปรแกรมที่ใช้งานระบบผ่าน Web Application กับระบบต่าง ๆ ในห้องปฏิบัติการ
- 4) ทำการประกอบรวมระบบทั้งหมดเข้าด้วยกัน และทดสอบในห้องปฏิบัติการ
- 5) นำระบบทั้งหมดไปทดสอบใช้งานจริงกับผู้พิการและผู้ป่วยกายภาพบำบัด

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) ผู้พิการและผู้ป่วยที่ต้องฟื้นฟูโดยการกายภาพบำบัดสามารถทำกายภาพบำบัดอย่างถูกต้องด้วยตนเอง
- 2) สามารถลดภาระในการมาโรงพยาบาลเพื่อการกายภาพบำบัด
- 3) สามารถทำกายภาพบำบัดได้อย่างถูกวิธีและสม่ำเสมอ ส่งผลให้ร่างกายสามารถฟื้นตัวได้เร็วขึ้น
- 4) แพทย์หรือผู้ดูแลสามารถติดตามความคืบหน้าและให้คำปรึกษาในการทำกายภาพบำบัดได้สะดวกโดยผ่านเครือข่ายสื่อสาร
- 5) ผู้พิการและผู้ป่วยได้รับความสะดวกสบายในการดำรงชีวิตและเข้าถึงเทคโนโลยีการสื่อสารได้อย่างทั่วถึง

1.5 ตัวชี้วัดผลผลิต

- 1) ยื่นขอสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรอย่างน้อย 1 เรื่อง
- 2) บทความในวารสารวิชาการระดับนานาชาติอย่างน้อย 5 เรื่อง
- 3) ต้นแบบระดับห้องปฏิบัติการ จากระบบที่เสนอทั้ง 3 ระบบ

หมายเหตุ: สำหรับตัวอย่างรายชื่อวารสารวิชาการระดับนานาชาติที่พิจารณาแสดงดังภาคผนวก ก

1.6 ตัวชี้วัดผลลัพธ์

- 1) การใช้ประโยชน์ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์และสถานีนอนามัยหรือศูนย์ส่งเสริมสุขภาพใกล้บ้านผู้พิการ
- 2) ข้อมูลเชิงสถิติในการประเมินความพึงพอใจจากผู้พิการและผู้ป่วยกายภาพบำบัด

บทที่ 2 การศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณและระบบที่มี อยู่ในท้องตลาด

จากความเจริญก้าวหน้าทางด้านเทคโนโลยีและด้านการแพทย์ในปัจจุบันทำให้การรักษาและการดูแลผู้ป่วยสามารถทำได้โดยสะดวกและรวดเร็วยิ่งขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วย ผู้พิการ หรือผู้สูงอายุ ที่อยู่ห่างไกลจากโรงพยาบาลหรือไม่สะดวกที่จะเดินทางมายังโรงพยาบาลสามารถประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายดังกล่าวโดยการใช้เทคโนโลยีของระบบแพทย์ทางไกลผ่านระบบโทรคมนาคม (Telemedicine) ได้ จากการสืบค้นมีโครงการวิจัยและสิทธิบัตรที่เกี่ยวข้องดังนี้

2.1 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

โครงการวิจัยที่เสนอขอรับทุนจาก กทปส. นี้เป็นโครงการที่พัฒนาต่อยอดและปรับปรุงจากโครงการเรื่อง “ระบบเฝ้าติดตามสุขภาพและบ้านอัจฉริยะสำหรับผู้สูงอายุ” ซึ่งได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการการวิจัยแห่งชาติ (วช.) เป็นการออกแบบเพื่อให้สอดคล้องกับการดำรงชีวิตของผู้สูงอายุ มีการติดตามสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจจับการล้มในห้องน้ำด้วยกล้องวิดีโอแบบรักษาความเป็นส่วนตัว การเปิดปิดเครื่องใช้ไฟฟ้าอัตโนมัติ เป็นต้น สรุปข้อแตกต่างและการปรับปรุงจากระบบเดิม ให้ดีขึ้นและสอดคล้องกับผู้พิการและผู้พิการกายภาพบำบัดดังนี้

- เพิ่มอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด คือ ระบบประมวลผลภาพและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ช่วยให้ทำกายภาพบำบัดด้วยตนเองอย่างถูกต้อง
- ประสิทธิภาพและความน่าเชื่อถือของระบบเครือข่ายภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

สรุปการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับระบบที่พิจารณาในโครงการวิจัยนี้ เทียบกับระบบที่มีอยู่แล้ว แสดงดังตารางที่ 2-1 ซึ่งได้สรุปเปรียบเทียบคุณลักษณะ (feature) ในประเด็นต่าง ๆ ดังนี้

- กลุ่มผู้ป่วยและอาการของโรค (Target patient/ disease) ส่วนใหญ่เป็นกลุ่มผู้ป่วยที่ต้องการกายภาพบำบัดเพื่อบริหารกล้ามเนื้อ
- ความหลากหลายของอุปกรณ์ที่ใช้ฝึก (Training device/instrument) ส่วนใหญ่ระบบที่พบมีอุปกรณ์การฝึกทำกายภาพบำบัดเพียงชนิดเดียว
- การตั้งเป้าหมายในการฝึก (Goal setting rule) เป็นการตั้งเป้าหมายในการฝึก เช่นการเพิ่มขึ้นของกล้ามเนื้อที่ได้รับการฝึกเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละเท่าไร

- การออกคำสั่งการถ่ายภาพและการแก้ไขแบบออนไลน์ (Online prescription upload/amendment) แพทย์/นักกายภาพบำบัดสามารถกำหนดการถ่ายภาพบำบัดแบบออนไลน์ได้ และสามารถแก้ไขคำสั่งได้
- ความสามารถในการปรับเป้าหมายการฝึก (Adjustable goal) แพทย์/นักกายภาพบำบัดสามารถปรับเป้าหมายได้หากว่าผลการฝึกทำได้ดีกว่าหรือน้อยกว่าเป้าหมายเดิมที่วางไว้
- การมอนิเตอร์หรือเฝ้าระวังผู้ป่วย (Patient monitor) เป็นการเฝ้าดูว่าผู้ป่วยสามารถทำกายภาพบำบัดได้ถูกต้องหรือไม่อย่างไร สามารถทำได้ทั้งออนไลน์และออฟไลน์
- การรายงานผลกลับไปยังผู้ป่วย (Feedback report) เป็นการให้คำแนะนำกลับไปยังผู้ป่วยหากว่าการถ่ายภาพไม่ถูกต้องหรือได้น้อยกว่าเป้าหมาย
- การสื่อสารระหว่างแพทย์/นักกายภาพบำบัดกับผู้ป่วย (Caregiver-Patient communication) สามารถทำได้ทั้งออนไลน์และออฟไลน์ ด้วยช่องทางการสื่อสารทางใดทางหนึ่ง

สรุปจากตารางที่ 2-1 ระบบที่มีอยู่เป็นระบบเชิงเดี่ยวที่มีอุปกรณ์ในระบบชนิดเดียว ส่วนการติดต่อสื่อสารระหว่างแพทย์กับผู้ป่วยก็เป็นไปในลักษณะเดียวกันโดยอาศัยระบบสื่อสารที่มีอยู่ในปัจจุบัน

ในตารางที่ 2-1 แถวสุดท้าย คณะผู้วิจัยระบุความชัดเจนว่า ระบบที่จะพัฒนาขึ้นนั้นแตกต่างจากระบบที่มีอยู่ เห็นได้ชัดว่าโครงการวิจัยมีจุดเด่น คือ มีอุปกรณ์การฝึกกายภาพบำบัดหลากหลายชนิดที่มีการพัฒนาขึ้นตามความต้องการของผู้ใช้งาน การทำงานก็แตกต่างกันไป เช่น ใช้การประมวลผลภาพ การวัดค่าจากเซนเซอร์ การวัดและวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อ เป็นต้น ซึ่งจะทำให้เกิดการพัฒนารูปแบบข้อมูลที่เป็นมาตรฐานที่สามารถรองรับอุปกรณ์หลากหลายได้ และโครงการวิจัยนี้จะพัฒนาคุณลักษณะของระบบให้ครอบคลุมประเด็นต่าง ๆ ที่กล่าวมาข้างต้น

ตารางที่ 2-1 สรุปการทบทวนวรรณกรรมการเปรียบเทียบ feature ของระบบที่พิจารณาในโครงการวิจัยนี้และระบบที่มีอยู่

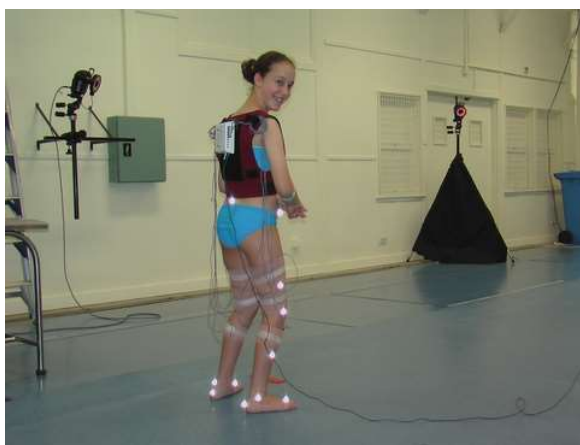
Article	Feature							
	Target patient/disease	Training device/instrument	Goal setting rule	Online prescription upload/amendment	Adjustable goal	Patient monitor	Feedback report	Caregiver-Patient communication
Haptic Robotic telerehabilitation System [6]	Stroke	Single type	Goal-Setting-Theory	No	No	Yes Graphic user interface	Yes	Yes (visual and audio)
Home healthcare monitoring [7]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	Yes	Yes Information view (text/plot)	Automatic scoring and reporting	Yes (text)
TheraDrive [8]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	Yes	Yes Information view (text/plot)	No	No
UniTherapy [9]	Neuro-rehabilitation/ Stroke	Multiple types	No info.	No	Yes	Yes Information view (text/plot)	No	No
Web-based telerehabilitation [10]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	Yes	rehabilitation progress monitoring	Yes	Yes (text)
A Low Cost telerehabilitation Device [11]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	No	progress visualization	Yes	Yes (Web-based)
Heart Health [12]	Cardio-vascular Disease	Single type	Manually set by medical expert	Yes	No	Yes (text)	Automatic analytic feedback generation	Yes (text)
Proposed system	Generic (based on training device)	Multiple types	Manually set by medical expert	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes (text)

2.2 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำ กายภาพบำบัด

การใช้เครื่องมือเพื่อช่วยวินิจฉัยหรือการตรวจประเมินสภาพร่างกายของผู้ป่วยทางด้านกายภาพบำบัด สามารถช่วยให้วัดผลได้สะดวกหรือมีความแม่นยำมากขึ้น อย่างไรก็ตามการเลือกใช้เครื่องมือนี้ขึ้นอยู่กับวิธีการใช้งานตามลักษณะของเครื่องมือหรือตำแหน่งที่ต้องการตรวจประเมิน และราคาของอุปกรณ์ ดังนั้นโครงการวิจัยนี้จึงศึกษาอุปกรณ์ที่มีอยู่ในโรงพยาบาลโดยมุ่งเน้นไปที่การใช้เครื่องมือเพื่อวัตถุประสงค์ของการเคลื่อนไหวเพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด และการวัดปริมาณรอบเพื่อใช้กับอุปกรณ์ออกกำลังกาย สำหรับผู้ที่มีภาวะปวดแพหลังการผ่าตัด ดังรายละเอียดในหัวข้อ 2.2.1 และ 2.2.2 ตามลำดับ

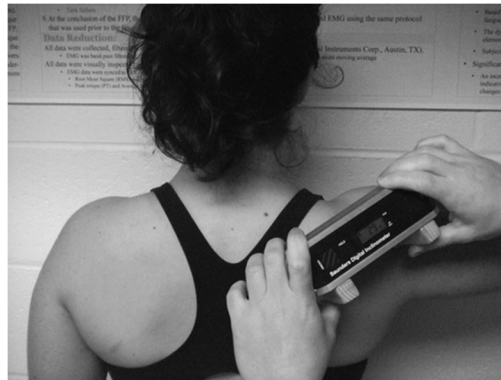
2.2.1 การวัดองศาของการเคลื่อนไหวเพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด

ปัจจุบันเครื่องมือที่ใช้วัดมุมหรือองศาของการเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของท่าทางมีหลายชนิด เช่น 3D motion analysis เป็นเครื่องมือที่มีการติดตั้ง marker ตามจุดต่าง ๆ ของร่างกาย และใช้กล้องจำนวนหลายตัวเพื่อถ่ายภาพการเคลื่อนไหวในแต่ละอิริยาบถในมุมมองต่างๆ ดังรูปที่ 2-1 เครื่องมือนี้สามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหวท่าทางในมุมมองต่าง ๆ โดยอาศัยเซนเซอร์ที่ติดตามร่างกายและแสดงผลทางคอมพิวเตอร์ อย่างไรก็ตาม เครื่องมือชนิดนี้มีราคาสูงมาก จำเป็นต้องมีการตั้งค่าระบบ ติดตั้งอุปกรณ์ หรือสอบเทียบระบบก่อนการใช้งานจริง ตลอดจนผู้ป่วยต้องจ่ายค่าบริการเพิ่มเติม



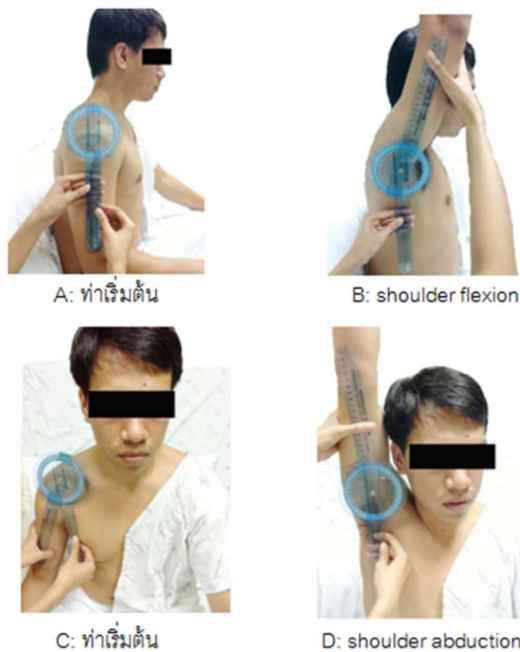
รูปที่ 2-1 การใช้งาน 3D motion analysis เพื่อวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis) [8]

เครื่องมือที่ใช้วัดองศาของการเคลื่อนไหวอีกชนิดหนึ่งคือ Inclinometer เป็นเครื่องมือที่ใช้วัดองศา โดยใช้หลักการของการวัดระดับของเหลว เครื่องมือชนิดนี้พกพาสะดวกแต่มีราคาที่สูงเช่นกัน และผู้วัดต้องมีความรู้ในเรื่องของตำแหน่งของร่างกายที่จะวัดองศาของการเคลื่อนไหว ดังรูปที่ 2-2 การใช้งาน Digital inclinometer [9]



รูปที่ 2-2 การใช้งาน Digital inclinometer [9]

สำหรับเครื่องมือที่นิยมใช้งานจริงในโรงพยาบาลคือ Goniometer เป็นเครื่องมือที่ใช้วัดองศาของการเคลื่อนไหวเพื่อใช้ตรวจประเมินของการทำกายภาพบำบัด เนื่องจากมีราคาถูก พกพาสะดวก และใช้งานค่อนข้างง่าย แต่การใช้เครื่องมือชนิดนี้จำเป็นต้องมีความรู้เรื่องวิธีการใช้งานของอุปกรณ์ในการวัดท่าทางต่างๆ และตำแหน่งของจุดที่ต้องการวัดองศาของการเคลื่อนไหว ดังรูปที่ 2-3 วิธีการใช้งาน Goniometer ในการวัดองศาของการเคลื่อนไหว



รูปที่ 2-3 วิธีการใช้งาน Goniometer ในการวัดองศาของการเคลื่อนไหว

ต่อมาได้มีการพัฒนาเครื่องมือเพื่อช่วยให้มีการวัดองศาของการเคลื่อนไหวของข้อไหล่เพื่อให้สามารถวัดองศาการเคลื่อนไหวหรือประเมินผลเองได้ โดยไม่จำเป็นต้องมีผู้เชี่ยวชาญและทราบผลทางคลินิกอย่าง

รวดเร็ว [10] แต่วิธีนี้ไม่สามารถวัดองศาได้ละเอียด และเป็นการประเมินแบบคร่าว ๆ เครื่องมือชนิดนี้มีลักษณะเป็นแผ่นครึ่งวงกลมและแบ่งพื้นที่เป็น 6 ส่วนตามแนวรัศมี ส่วนละ 60 องศา และอ่านผลตามพื้นที่ของแถบแนวรัศมีของเครื่องมือ โดยมีวิธีการประเมินองศาการเคลื่อนไหวข้อไหล่ 2 ท่า คือ ท่า flexion และท่า abduction ดังรูปที่ 2-4 ท่า flexion สำหรับการประเมินองศาการเคลื่อนไหวข้อไหล่ [10]

และรูปที่ 2-5 ท่า abduction สำหรับการประเมินองศาการเคลื่อนไหวข้อไหล่ [10]

ตามลำดับ



รูปที่ 2-4 ท่า flexion สำหรับการประเมินองศาการเคลื่อนไหวข้อไหล่ [10]



รูปที่ 2-5 ท่า abduction สำหรับการประเมินองศาการเคลื่อนไหวข้อไหล่ [10]

2.2.2 การทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด

การผ่าตัดช่องอกหรือช่องท้องอาจส่งผลให้เกิดภาวะแทรกซ้อนต่อระบบทางเดินหายใจได้แก่ ภาวะปอดแฟบ และปริมาตรของปอดลดต่ำลง ทำให้เกิดอาการหายใจหอบเหนื่อย มีเสมหะคั่ง ทำให้ฟื้นตัวได้ช้า และเพิ่มค่าใช้จ่ายในการรักษามากขึ้น การฟื้นฟูเพื่อเพิ่มการขยายตัวของปอดด้วยเทคนิคทางกายภาพบำบัดควรได้รับตั้งแต่มีก่อนและหลังการผ่าตัด เพื่อป้องกันการเกิดภาวะแทรกซ้อน เทคนิคทางกายภาพบำบัดดังกล่าวได้แก่ การฝึกหายใจ การฝึกไอ การออกกำลังกาย รวมทั้งการฝึกใช้อุปกรณ์เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอด

อุปกรณ์ฝึกหายใจเพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดที่นิยมใช้โดยทั่วไป คือ Incentive Spirometer (IS) สามารถแบ่งออกเป็น 3 ชนิดคือ volume-oriented, flow-oriented และ pressure-oriented IS อุปกรณ์แต่ละชนิดมีหลักการทำงาน ขนาด วิธีใช้งานที่แตกต่างกัน ดังรายละเอียดต่อไปนี้

1. Volume-oriented IS เป็นอุปกรณ์ฝึกเพิ่มปริมาตรปอดโดยการกำหนดเป้าหมายของการฝึกเป็นหน่วยปริมาตร ดังรูปที่ 2-6 ผู้ป่วยจะต้องหายใจให้ได้ปริมาตรของปอดตามที่กำหนด เพื่อให้ Marker ขยับและคงค้างตำแหน่งให้ได้ประมาณ 3-5 วินาที จึงจะทำให้ปอดขยายตัว อุปกรณ์ชนิดนี้มีข้อดีคือ ผู้ป่วยไม่จำเป็นต้องออกแรงมาก แต่มีราคาสูง จึงไม่นิยมใช้ในประเทศไทย



รูปที่ 2-6 Volume-oriented IS (Coach 2®)

2. Flow-oriented IS เป็นอุปกรณ์ฝึกเพิ่มปริมาตรปอดที่ผู้ฝึกจะต้องออกแรงสูดหายใจเพื่อให้อากาศในอุปกรณ์มีอัตราไหลที่เพียงพอต่อการขยับ marker ในอุปกรณ์ให้เคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งที่กำหนด ดังรูปที่ 2-7 ข้อดีของอุปกรณ์นี้คือสามารถเพิ่มปริมาตรปอดและความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ มีขนาดเล็ก ใช้งานง่าย ข้อเสียคือกระตุ้นการหอบเหนื่อยได้ง่าย แต่เป็นอุปกรณ์ที่มีราคาถูก ทำให้นิยมใช้ในประเทศไทยเป็นอย่างมาก



รูปที่ 2-7 Flow-oriented IS (Triflo II®)

3. Pressure-oriented IS เป็นอุปกรณ์ฝึกเพิ่มปริมาตรปอดโดยการเพิ่มความต้านทานของการสูดหายใจจากแรงดันใต้น้ำ ดังรูปที่ 2-8 ผู้ป่วยต้องหายใจให้ได้แรงดันมากพอเพื่อเอาชนะแรงดันใต้น้ำ ทำให้สามารถเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจได้ดี ข้อเสียคือ จำเป็นต้องใช้มาโนมิเตอร์เพื่อวัดความดันที่แท้จริงของการสูดหายใจทำให้ไม่สะดวกต่อการฝึกเพิ่มปริมาตรปอดด้วยตนเอง



รูปที่ 2-8 Pressure-oriented IS (BreatheMAX)

การฝึกเพื่อฟื้นฟูปริมาตรปอด จำเป็นต้องกระทำอย่างสม่ำเสมอ และต้องอาศัยความร่วมมือในการฝึกจากผู้ป่วยจึงจะมีประสิทธิภาพสูงสุด รวมถึงการฝึกด้วยตนเองที่บ้าน และกลับมาพบแพทย์อย่างต่อเนื่องเพื่อติดตามอาการ อย่างไรก็ตามผู้ป่วยขาดความร่วมมือในการฝึกตามโปรแกรมอย่างเคร่งครัด ทำให้ไม่ได้ผลการรักษาตามที่วางแผนไว้ และยังไม่มียุทธศาสตร์ติดตามการฝึกด้วยตนเองที่บ้านของผู้ป่วย ส่งผลให้ผู้ป่วยต้องเสียค่าใช้จ่ายและเสียเวลาเดินทางมาฟื้นฟูที่โรงพยาบาลนานขึ้น นอกจากนี้การทำกายภาพบำบัดไม่สม่ำเสมอหรือทำกายภาพบำบัดด้วยตนเองที่ไม่ถูกวิธีจะยิ่งเพิ่มภาระให้แก่แพทย์และผู้ป่วยมากยิ่งขึ้น

2.3 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำ กายภาพบำบัด

ในส่วนของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดในโครงการนี้ จะทำการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยบริหารปอดและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า ซึ่งมีความต้องการสูงเป็นอันดับต้น โดยรายละเอียดอุปกรณ์ประเภทดังกล่าวที่มีอยู่ในท้องตลาดแสดงดังต่อไปนี้

2.3.1 อุปกรณ์ช่วยบริหารปอด

จากการที่ประเทศไทยมีจำนวนผู้สูงอายุเพิ่มขึ้น จำนวนผู้ป่วยเกี่ยวกับทางเดินหายใจจะเพิ่มขึ้นด้วย และการดูแลผู้ป่วยสูงอายุจะเปลี่ยนจาก Hospital care มาเป็น Home care มากขึ้น การเพิ่มความแข็งแรงและความคงทนในการทำงานของกล้ามเนื้อหายใจเข้า การระบายอากาศที่ดีขึ้น รวมทั้งเพิ่มสมรรถภาพในการออกกำลังกายได้ดีขึ้น ลดอาการเหนื่อยหอบ ทำให้คุณภาพชีวิตของผู้ป่วยดีขึ้น การฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้า (inspiratory muscle training) มีประโยชน์ในการฟื้นฟูผู้ป่วยในหลายประเภท เช่น ผู้ป่วยโรคถุงลมโป่งพอง โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง (multiple sclerosis) ซึ่งเป็นโรคของกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่มีผลมาจากการเกิดความบกพร่องในเส้นทางการส่งสัญญาณจากสมอง การฝึกจะทำให้ผู้ป่วยนั้นหายใจได้ลึกขึ้นและเพิ่มประสิทธิภาพในการไอ จึงทำให้ผู้ป่วยนั้นมีภาวะแทรกซ้อนทางระบบปอดและหายใจน้อยลง [11] ในกลุ่มผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองนั้นมีการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อซี่กใดซี่กหนึ่งและส่งผลกระทบต่อกล้ามเนื้อหายใจในซี่กนั้นด้วย จากการศึกษาของ [12] ทำการศึกษาในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองโดยการวัดการเคลื่อนไหวของกะบังลม พบว่ามีการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อกะบังลมลดลงในช่วงที่อ่อนแรงในระหว่างการหายใจแบบได้อำนาจจิต เมื่อเปรียบเทียบกับหายใจแบบอัตโนมัติ ซึ่งชี้ให้เห็นว่ากล้ามเนื้อกะบังลมในซี่กใดซี่กหนึ่ง (hemidiaphragm) จะมีการอ่อนแรงในร่างกายซี่กเดียวกัน

2.3.1.1 เทคนิคการฝึกกล้ามเนื้อหายใจ (Respiratory muscle training techniques)

การฝึกกล้ามเนื้อหายใจ สามารถทำได้โดย 3 เทคนิคดังนี้

1. การฝึกด้วยเทคนิค voluntary isocapnic hyperpnea (VIH) เป็นการฝึกในลักษณะแต่ละบุคคล เพื่อให้หายใจได้เป้าหมายในการฝึกสูงสุด เป็นระยะเวลา 30 นาที ซึ่งในขณะที่ฝึกจะป้องกันการเกิดภาวะ hypocapnia โดยการให้ผู้ฝึกหายใจอากาศจากส่วนที่เป็น dead space ในถุงเก็บอากาศ (reservoir bag) อย่างไรก็ตามการศึกษาล่าสุดส่วนใหญ่ก็ใช้อุปกรณ์ที่ให้ออกซิเจนเพื่อไม่ให้เกิดภาวะ hypoxemia ในขณะที่รักษาระดับให้เป็น isocapnia ซึ่งโปรแกรมการฝึกจะฝึก 3-5 ครั้งต่อสัปดาห์

2. การฝึกด้วยเทคนิค inspiratory resistive loading Inspiratory flow resistive loading (IFRL) เป็นเทคนิคการฝึกในแต่ละบุคคลเพื่อหายใจผ่านอุปกรณ์ที่มีตัวแรงต้านทานที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางหลาย ๆ ขนาด ต่อกับอุปกรณ์ ยังมีขนาดเล็กแรงต้านทานในการฝึกหายใจยิ่งมาก โดยตัวแรงต้านทานนี้จะมีทั้งหมด 6 ขนาด

และเมื่อหายใจออกจะผ่าน one way valve จากการศึกษาวิจัยพบว่าการฝึกด้วยเทคนิคนี้เป็นการเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ

3. การฝึกด้วยเทคนิค inspiratory threshold loading โดย inspiratory pressure threshold loading (IPTL) เป็นเทคนิคการฝึกในแต่ละบุคคลเพื่อหายใจผ่านอุปกรณ์เพื่อให้เกิดเป็น negative pressure ที่มากกว่าแรงต้านทานที่กำหนดไว้เพื่อให้เกิดการหายใจเข้า โดยแรงต้านทานสามารถปรับได้ตามความต้องการและมีความใกล้เคียงกับแรงต้านทานในการหายใจเข้าอย่างอิสระ

2.3.1.2 อุปกรณ์สำหรับฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้า (Inspiratory muscle training devices)

จากงานวิจัยต่าง ๆ จะพบว่าอุปกรณ์ในการฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้านั้นมีมากมายหลายชนิด ขึ้นกับความสะดวก เหมาะสมกับเทคนิคที่เลือกใช้ ราคา และสามารถหาได้ง่าย ตัวอย่างของอุปกรณ์ในการฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้าได้แก่

Hector Engineering อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-9 ได้ปรับปรุงเครื่องในการฝึกหายใจเพื่อการศึกษาวิจัย โดยได้สร้างตัวที่สามารถนับจำนวนการฝึกและข้อมูลแสดงผลที่เกี่ยวข้องกับระยะเวลาการฝึกโดยอุปกรณ์ชิ้นนี้ไม่มีขายทั่วไป



a. Breath training device

b. Counter output device

รูปที่ 2-9 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Hector Engineering

ที่มา: <http://www.hectorengineering.com/?page=projects>

Threshold inspiratory muscle training อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-10 เป็นการให้แรงต้านโดยไปตั้งค่าที่สปริง อุปกรณ์นี้ประกอบด้วย flow-independent one-way valve ที่สามารถปรับตั้งค่าแรงต้านทานได้อย่างเฉพาะเจาะจงได้โดยหน่วยเป็นเซนติเมตรน้ำ



รูปที่ 2-10 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Threshold Inspiratory muscle training

ที่มา: <http://thresholdimt.respironics.eu/>

The POWERbreathe® Kinetic training resistance อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-11 เป็นการออกแบบพิเศษเพื่อให้เหมาะสมกับการเปลี่ยนแปลงของความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจได้ตลอดเวลา และสามารถปรับค่าได้



รูปที่ 2-11 อุปกรณ์ฝึกหายใจ The POWERbreathe® Kinetic training resistance

ที่มา: <http://www.healthmg.com.au/content/cms/Product/3389/>

Powerlung® Trainer อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-12 เป็นอุปกรณ์ในการฝึกหายใจเข้าและออกต้านแรงเพื่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ



รูปที่ 2-12 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Powerlung® Trainer

ที่มา: <http://www.kimballtrombone.com/breathing/respiratory-training-for-musicians/>

Ultrabreathe อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-13 เป็นอุปกรณ์ในการฝึกหายใจเข้าและออกต้านแรงเพื่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ โดยมีขนาดเล็กและราคาถูกกว่า Powerlung® Trainer



รูปที่ 2-13 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Ultrabreathe

ที่มา: <http://www.kimballtrombone.com/breathing/respiratory-training-for-musicians/>

POWERbreathe® Sports Inspiratory Muscle อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-14 เป็นอุปกรณ์ที่สามารถปรับแรงต้านทานในการหายใจเข้าได้ ซึ่งแรงต้านจะมากกว่าปกติเนื่องจากไว้สำหรับฝึกนักกีฬาเพื่อเพิ่มสมรรถภาพ โดยส่วนใหญ่นิยมใช้กับนักกีฬาของประเทศอังกฤษ



รูปที่ 2-14 อุปกรณ์ฝึกหายใจ POWERbreathe® Sports Inspiratory Muscle

ที่มา: <http://www.comparestoreprices.co.uk/keep-fit/unbranded-powerbreathe-sports-inspiratory-muscle-trainer.asp>

Portex Inspiratory Muscle Trainer with Resistors อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-15 เป็นอุปกรณ์ที่ออกแบบเพื่อเพิ่มกำลังของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยมีตัวต้านทานสำหรับต่อเข้ากับอุปกรณ์ที่มีสีต่างกัน 6 สี แสดงถึงแรงต้านทานที่ให้ค่าต่างกัน



รูปที่ 2-15 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Portex Inspiratory Muscle Trainer with Resistors

ที่มา: <http://www.bestshoppingcenter.net/medical/products.php?q=Portex+Inspiratory+Muscle+Trainer+with+Resistors+Noseclips+10cs>

Plex, Inspiratory resistive trainer อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-16 เป็นอุปกรณ์ที่สามารถเปลี่ยนแปลงแรงต้านทานในการฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้าโดยการหมุนเนื่องจากมีช่องขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่แตกต่างกัน



รูปที่ 2-16 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Plex, inspiratory resistive trainer

ที่มา:<http://www.bestshoppingcenter.net/medical/reviews.php?q=Respironics+Pflex+Inspiratory+Muscle+Trainer+10cs>

Water pressure threshold bottle (WPTB) อุปกรณ์ฝึกหายใจดังแสดงในรูปที่ 2-17 เป็นอุปกรณ์ threshold loaded breathing device มีประโยชน์เพื่อฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดย [13] ได้ทำการศึกษาในผู้สูงอายุที่มีสุขภาพดี โดยดูผลของการตอบสนองทางระบบหัวใจและหลอดเลือดและระบบหายใจ โดยผลนั้นชี้ให้เห็นว่า อัตราการหายใจช้าลง (Bradypnea) และมีอัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นเล็กน้อย ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าเพิ่มขึ้น การขยายตัวของทรวงอกดีขึ้นและสามารถออกกำลังกายด้วยการยกแขนได้นานขึ้น [14] เครื่องมือที่ใช้ในการฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้ามีมากมายหลายชนิด ส่วนใหญ่มีราคาแพงมาก และจำเป็นต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศ สำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้เป็นอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นโดย รศ. ดร. ชูลี โจนส์ อาจารย์ประจำภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น เป็นอุปกรณ์ใช้ง่ายและสามารถปรับแรงต้านได้โดยการปรับระดับน้ำในขวด รวมทั้งขณะทำการฝึกหายใจเข้าจะเห็นฟองของน้ำเกิดขึ้นซึ่งทำให้ผู้ป่วยรู้สึกสนุกกับการฝึก และยังกระตุ้นการขับเสมหะได้ด้วย สำหรับข้อด้อยก็คือเป็นอุปกรณ์ที่ขนาดใหญ่กว่าอุปกรณ์ที่มีขายทั่วไป



รูปที่ 2-17 อุปกรณ์ฝึกหายใจ Water Pressure Threshold Bottle (WPTB) (Jones et al., 2004)

ต้นแบบอุปกรณ์ Threshold loaded breathing device

อุปกรณ์ WPTB ดังรูปที่ 2-18 เป็นอุปกรณ์ที่ประกอบด้วยขวดพลาสติกที่มีท่อต่อออกมาจากขวด 2 ท่อผ่านฝาปิดขวดพลาสติก ท่อยาวเรียกว่า outlet tube และเชื่อมต่อกับท่อพลาสติก (corrugate tube) ที่มี mouthpiece เพื่อให้ผู้ป่วยใช้ปากอมเพื่อฝึกการหายใจเข้า และท่อยาวกว่าเรียกว่า inlet tube จะต่อกับท่อพลาสติกที่อยู่ภายในขวดพลาสติกเพื่อให้ท่ออยู่ใต้น้ำ สำหรับขวดพลาสติกจะมีขีดระดับต่างๆ เพื่อใส่น้ำเพื่อปรับแรงต้านทานในการฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้า ผู้ฝึกจะต้องฝึกในท่านั่งตัวตรงหลังไม่พึ่งพิงปากอม mouthpiece และสูดหายใจเข้าทางปากผ่าน outlet tube ซึ่งจะทำให้แรงดันอากาศภายในขวดพลาสติกลดลง เมื่อค่าแรงดันภายในขวดเปลี่ยนเป็นลบมากขึ้นและมีค่ามากกว่าแรงดันของน้ำที่ใส่ไว้ ทำให้อากาศจากภายนอกขวดพลาสติกไหลเข้าสู่ภายในขวดผ่านทาง inlet tube ซึ่งจะเห็นฟองอากาศฟุดขึ้นภายในขวดโดยอากาศที่เพิ่มขึ้นนี้จะไปทดแทนอากาศที่ถูกดูดออกไปทางท่อ outlet และความสูงของน้ำภายในของ inlet tube จะเปรียบเสมือนลิ้นปิดเปิด ที่จะถูกเปิดได้ต้องมีแรงดันที่มีค่าลบมากกว่าแรงดันที่อยู่ภายใน inlet tube ซึ่งก็คือแรงต้านทานในการฝึกกล้ามเนื้อหายใจเข้า (threshold pressure) [13]



รูปที่ 2-18 อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX®

อุปกรณ์ Threshold loaded breathing device ที่ได้รับการพัฒนา

2.3.2 อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า

มูลนิธิโรคข้อในพระราชูปถัมภ์ สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารีรายงานว่า ในปัจจุบันคนไทยมีแนวโน้มที่จะมี ภาวะข้อเข่าเสื่อม มากขึ้นเรื่อย ๆ โดยเฉพาะผู้สูงอายุ ผู้ที่มีน้ำหนักมาก ผู้ที่ออกกำลังกายหักโหม การนั่งพับเพียบ การขึ้น-ลงบันไดบ่อย ๆ รวมทั้งผู้ประสบอุบัติเหตุ นอกจากนี้อาจจะมาจากการเป็นโรคข้อกระดูก เช่น โรคข้ออักเสบรูมาตอยด์ การติดเชื้อในข้อ หรือโรคเกาต์ เป็นต้น

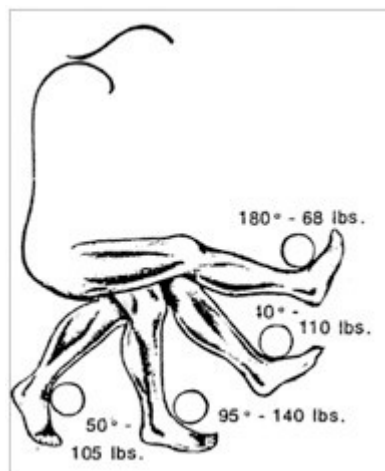
การทำกายภาพบำบัด และการออกกำลังการบริหารกล้ามเนื้อ โดยเฉพาะการบริหารกล้ามเนื้อต้นขา ให้แข็งแรง กล้ามเนื้อที่แข็งแรงจะช่วยลดแรงที่กระทำต่อข้อเข่า จึงเป็นทางหนึ่งที่จะช่วยชะลอการสึกหรอของกระดูกอ่อนบริเวณข้อเข่า และช่วยบรรเทาอาการปวดข้อเข่าได้ ทำให้คุณภาพชีวิตดีขึ้นโดยไม่ต้องพึ่งยารักษาที่อาจส่งผลข้างเคียง และการผ่าตัดที่มีราคาแพง

2.3.2.1 การออกกำลังกายเพื่อบริหารกล้ามเนื้อบริเวณข้อเข่า

การออกกำลังกายเพื่อบริหารกล้ามเนื้อบริเวณข้อเข่า แบ่งได้ 3 ชนิด ตามลักษณะการทำงานของกล้ามเนื้อ คือ

(1) การออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก (Isokinetic Exercise)

เป็นการออกกำลังกายที่การทำงานของกล้ามเนื้อเป็นไปอย่างสม่ำเสมอ ตลอดช่วงเวลาของการเคลื่อนไหว โดยสามารถกำหนดความเร็วคงที่ในการเคลื่อนไหวเป็นหน่วยองศาต่อวินาที และปรับเปลี่ยนแรงต้านในการออกกำลังให้ผู้ป่วยได้ออกแรงอยู่ในช่วงความเร็วคงที่ตลอดเวลา แสดงดังรูปที่ 2-19 จากรายงานการวิจัยพบว่าการออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก ให้ประสิทธิภาพการออกกำลังกายสูงสุด [15] จึงเข้ามามีบทบาทในการรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมเป็นอย่างมาก



รูปที่ 2-19 การออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก—เหยียดเข่า
ที่มา: <http://powerspeed-training.com/rangeofmotion.html>

(2) การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริก (Isometric Exercise)

เป็นการออกกำลังกายแบบมีการหดตัวของกล้ามเนื้อ โดยที่ความยาวของกล้ามเนื้อคงที่ แต่มีการเกร็งหรือตึงตัว (Tension) ของกล้ามเนื้อเพื่อต้านกับแรงต้านทาน เมื่อมีการออกกำลังชนิดนี้ด้วยวิธีต่าง ๆ จะไม่มีการเคลื่อนไหว โดยกำหนดน้ำหนักต้านในการออกกำลังให้คงที่ตลอดเวลา แต่มีการเกร็งของกล้ามเนื้อในลักษณะออกแรงเต็มที่ในระยะสั้น ๆ ดังแสดงในรูปที่ 2-20 เป็นการเหยียดเข่าและงอเข่า การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริกนี้ จะมีผลต่อการเพิ่มขนาดและความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหากทำเป็นประจำ



รูปที่ 2-20 การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริก—เหยียดเข่า (ซ้าย) และ งอเข่า (ขวา)

ที่มา: <http://www.jneuroengrehab.com/content/9/1/35/figure/F1>

(3) การออกกำลังกายแบบไอโซโทนิค (Isotonic Exercise)

เป็นการออกกำลังกายแบบมีการหดตัวของกล้ามเนื้อ โดยที่ความยาวของกล้ามเนื้อมีการเปลี่ยนแปลง และอวัยวะมีการเคลื่อนโดยใช้ความเร็วในการเคลื่อนไหวประมาณ 60 องศาต่อวินาที เป็นการบริหารกล้ามเนื้อตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายโดยกำหนดน้ำหนักต้านในการออกกำลังให้คงที่ตลอดเวลา ดังแสดงในรูปที่ 2-21 แสดงการออกกำลังกายแบบไอโซโทนิคด้วยการเหยียดเข่า อาจจะมีตุ้มน้ำหนักเพื่อเพิ่มแรงต้านในการออกกำลังกาย



รูปที่ 2-21 การออกกำลังกายแบบไอโซโทนิค—เหยียดเข่า

ที่มา: <http://www.jneuroengrehab.com/content/9/1/35/figure/F1>

2.3.2.2 เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่า

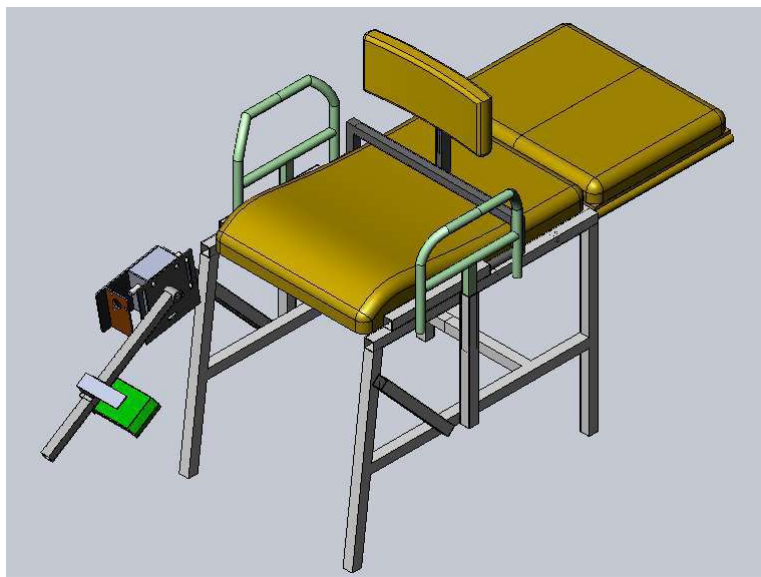
เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่า ที่มีอยู่ในท้องตลาดได้รับการออกแบบให้ทำงานได้หลายโหมด เช่น เครื่องบริหารกล้ามเนื้อ CON-TREX® ในรูปที่ 2-22 สามารถรองรับการออกกำลังกายแบบ ไอโซคิเนติก, ไอโซเมตริก และ ไอโซโทนิค พร้อมสัญญาณไบโอฟีดแบค เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่าลักษณะนี้มีเสถียรภาพในการทำงานและประสิทธิภาพสูง แต่มีราคาสูงตามไปด้วย จึงมีเฉพาะสถานพยาบาลขนาดใหญ่บางแห่งเท่านั้นที่มีเครื่องมือแบบนี้

เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่าที่ราคาถูกและนิยมใช้ในสถานพยาบาลทั่วไป ได้แก่ NK-Table แสดงดังรูปที่ 2-23 ตัวเครื่องประกอบด้วยบาร์ซึ่งปรับค่าได้หรืออาร์มต้านการเคลื่อนไหวในแต่ละข้าง อาร์ม

ส่วนนี้มีไว้เพื่อจำกัดช่วงการเคลื่อนไหวของการบริหารและเพื่อเปลี่ยนขนาดแรงภายในของมุมการเคลื่อนไหว ทำให้ผู้ป่วยสามารถออกกำลังกายแบบไอโซโทนิคได้ แต่อย่างไรก็ตามการใช้ NK-Table จำเป็นต้องได้รับการดูแลใกล้ชิดจากนักกายภาพบำบัดหรือพยาบาลผู้ดูแลที่มีความชำนาญ เนื่องจากอาจจะเกิดอันตรายกับผู้ป่วยได้หากใช้ด้วยตัวเองตามลำพัง



รูปที่ 2-22 เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่า CON-TREX®
รองรับการออกกำลังกายแบบ ไอโซคิเนติก, ไอโซเมตริก และ ไอโซโทนิค พร้อมสัญญาณไบโอฟีดแบค
ที่มา: <http://www.physiomed.de/index.php?id=1094>



รูปที่ 2-23 เครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่า NK-Table

2.4 ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

เนื่องจากลักษณะของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนั้น อุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดจะทำหน้าที่อ่านสัญญาณไฟฟ้าจากเซนเซอร์แล้วแปลงเป็นข้อมูล ข้อมูลดังกล่าวจะถูกส่งต่อไปยังเครื่องเซิร์ฟเวอร์ผ่านทางระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ข้อมูลที่เก็บรวบรวมไว้จะถูกนำไปประมวลผลเพื่อการติดตามผลของเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัดต่อไป ดังนั้นจึงได้ทำศึกษาตามคุณลักษณะของเทคโนโลยีต่าง ๆ ที่พบเห็นได้ในปัจจุบันซึ่งสามารถนำมาปรับใช้กับระบบได้

2.4.1 ระบบเครือข่าย

2.4.1.1 บลูทูธ (Bluetooth) [16]

มาตรฐานที่เป็นข้อกำหนดสำหรับการสื่อสารแบบไร้สายของเครือข่ายส่วนบุคคล (Personal Area Networks หรือ PAN) บลูทูธเป็นตัวช่วยให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สามารถเชื่อมต่อถึงกันได้โดยผ่านทางคลื่นวิทยุ ไม่ว่าจะเป็น โทรศัพท์มือถือ คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล เครื่องพิมพ์ เป็นต้น เริ่มแรกบลูทูธถูกสร้างขึ้นมาเพื่อใช้กับโทรศัพท์มือถือ ซึ่งเวอร์ชันของบลูทูธในปัจจุบันสามารถทำงานร่วมกับอุปกรณ์ใช้พลังงานต่ำ เช่น อุปกรณ์เซ็นเซอร์ตรวจจับทางการแพทย์ เป็นต้น และยังสามารถส่งข้อมูลไปยังอุปกรณ์สื่อสารที่ต่อพ่วงกับคอมพิวเตอร์และมือถือด้วยความเร็วสูง โดยใช้อัตราการส่งข้อมูลอยู่ที่ 3 เมกะบิตต่อวินาที (Mbps) การรับส่งข้อมูลความเร็วสูงของบลูทูธใช้มาตรฐาน IEEE 802.11g โดยสามารถส่งได้ระยะทาง 200 ฟุตจากตัวส่งซึ่งเป็นมาตรฐานการส่งข้อมูลไร้สายทั่วไป ข้อมูลรับส่งความเร็วสูงของบลูทูธนี้ทำให้ยังสามารถส่งผ่านภาพวิดีโอ, เพลง และรูปภาพระหว่างโทรศัพท์มือถือ คอมพิวเตอร์ และทีวี

จุดเด่นของบลูทูธ

- สามารถใช้งานอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ ได้อย่างสะดวกสบาย
- ระหว่างการส่งข้อมูลจะไม่ถูกแทรกแซงข้อมูลถ้าเทียบกับเทคโนโลยีอย่าง NFC (Near Field Communication)

2.4.1.2 Wi-Fi (Wireless fidelity) [17]

เทคโนโลยีที่ได้รับความนิยมในปัจจุบันนี้ที่ช่วยให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สามารถทำการแลกเปลี่ยนข้อมูล หรือเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตแบบไร้สายโดยผ่านทางคลื่นวิทยุ ซึ่งสามารถทำงานได้ตามมาตรฐานของเครือข่ายคอมพิวเตอร์แบบไร้สาย ซึ่งอยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.11 โดยการเชื่อมต่อกับอินเทอร์เน็ตของอุปกรณ์พกพาต่างๆ ไม่ว่าจะเป็น คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล เครื่องเล่นเกมส์ โทรศัพท์สมาร์ตโฟน แท็บเล็ต กล้องดิจิทัลและเครื่องเสียงดิจิทัล สามารถทำงานได้โดยผ่านอุปกรณ์ที่เรียกว่า แอคเซสพอยต์หรือฮอตสปอต บริเวณที่ระยะทำการของแอคเซสพอยต์ครอบคลุมอยู่ที่ประมาณ 20 เมตรในอาคาร ถ้าเป็นที่

โล่งแจ้งจะได้ระยะที่ไกลกว่านี้ Wi-Fi มีความปลอดภัยในการเชื่อมต่อกับอินเทอร์เน็ตน้อยกว่าแบบมีสาย (เช่น Ethernet) เพราะผู้บุกรุกไม่จำเป็นต้องเชื่อมต่อทางกายภาพ ด้วยเหตุนี้ Wi-Fi จึงได้พัฒนาเทคโนโลยีการเข้ารหัสต่างๆ เช่น WEP, WPA, WPA2 เป็นต้น เพื่อให้แน่ใจว่าอุปกรณ์ที่ได้รับการเชื่อมต่อสามารถป้องกันการโจมตีได้

จุดเด่นของ Wi-Fi

- ลดค่าใช้จ่ายในการวางระบบเครือข่าย สำหรับบริเวณที่ไม่สามารถวางสายเคเบิลได้
- การเข้ารหัส Wi-Fi Protected Access (WPA2) ถือว่ามีความปลอดภัยที่ดี

2.4.1.3 Zigbee [18]

มาตรฐานการสื่อสารแบบไร้สายที่มีอัตราการรับส่งข้อมูลความเร็วต่ำ รับส่งข้อมูลได้น้อย ในระยะทางสั้น จึงใช้พลังงานต่ำ และราคาถูก ทำให้สามารถรองรับระบบที่เรียกว่าเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สาย (Wireless Sensor Network) ได้ ซึ่งระบบเครือข่ายแบบนี้จะสามารถทำงานได้ทุกสถานที่ และอยู่ได้นานเป็นเดือนเป็นปี จึงเหมาะสมสำหรับใช้งานด้านการติดตามเฝ้าระวัง (Monitoring) ต่าง ๆ ซึ่งเทคโนโลยี Zigbee นี้ใช้ประยุกต์สำหรับงานต่าง ๆ เช่น ระบบอัตโนมัติ การควบคุมระยะไกล เป็นต้น โดย Zigbee ใช้มาตรฐาน IEEE802.15.4 ซึ่งใช้เชื่อมอุปกรณ์เซ็นเซอร์ขนาดเล็กหลายตัวเข้าหากันในการสื่อสารส่งข้อมูลถึงกัน ซึ่งเซนเซอร์แต่ละตัวจะใช้พลังงานต่ำ ส่งสัญญาณจากตัวหนึ่งไปอีกตัวหนึ่งผ่านคลื่นวิทยุ และส่งต่อกันไปเรื่อย ๆ จนทำให้เป็นการสื่อสารในเครือข่ายที่มีประสิทธิภาพ

จุดเด่นของ Zigbee

- ใช้พลังงานน้อยสำหรับเทคโนโลยีสื่อสารไร้สายระยะสั้น
- อุปกรณ์ที่ใช้มีราคาถูก รวมถึงค่าติดตั้งและการดูแลที่น้อย

2.4.1.4 3G (ระบบเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่) [19]

ระบบเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่เป็นการติดต่อกันทางโทรศัพท์ไร้สายโดยใช้คลื่นความถี่เป็นพาหะ โดยปัจจุบันเราจะใช้เทคโนโลยีของเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่ในยุคที่ 3 ซึ่งเป็นระบบโทรศัพท์เคลื่อนที่ไร้สายที่ส่งสัญญาณแบบระบบดิจิทัล ยุคนี้สามารถใช้งานได้ทั้งระบบเสียงและข้อมูล แต่มีการเพิ่มประสิทธิภาพในการรับส่งข้อมูลให้รวดเร็วขึ้นกว่าในยุคที่ 2 มีการพัฒนาเทคโนโลยีสำหรับการสื่อสาร ได้แก่ WCDMA, HSDPA, HSUPA, CMA2000 1x Ev-DO ทั้งนี้ระบบเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่อาจพัฒนาไปถึงยุคที่ 4 ซึ่งเป็นระบบโทรศัพท์เคลื่อนที่ไร้สายที่ได้เพิ่มประสิทธิภาพในการรับส่งข้อมูลให้รวดเร็วขึ้นกว่าในยุคที่ 3 มีการพัฒนาเทคโนโลยีสำหรับการสื่อสารข้อมูล ได้แก่ เทคโนโลยี LTE, UMB

จุดเด่นของ 3G

- ความเร็วสูงในการเชื่อมต่อ การติดต่อ และรับส่งข้อมูล
- ความสามารถในการเชื่อมต่อกับระบบอยู่ตลอดเวลา

2.4.2 เซิร์ฟเวอร์

เซิร์ฟเวอร์สำหรับเก็บข้อมูลที่ส่งมาจากจุดตรวจวัดมีความสำคัญต่อระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการออกกำลังกาย เซิร์ฟเวอร์ต้องมีความเสถียรและสามารถรองรับภาระงานได้เป็นอย่างดี การเลือกใช้เซิร์ฟเวอร์ขึ้นอยู่กับลักษณะงานที่ทำและสภาพแวดล้อมตลอดจนทรัพยากรบุคคลที่รองรับ ในการวิจัยจะเน้นเพียง 3 เซิร์ฟเวอร์หลักคือ Windows Server 2012 R2, Linux Server และ Embedded Server

2.4.2.1 Windows Server 2012 R2

Windows Server 2012 R2 เป็นระบบปฏิบัติการที่พัฒนาขึ้นโดยบริษัท Microsoft ซึ่งมีจุดแข็งทางด้านความเสถียรของระบบ เนื่องจากพัฒนาขึ้นมาเพื่อเป็นแพลตฟอร์มให้แก่ระบบแม่ข่ายขององค์กร โดยมีลักษณะเฉพาะของระบบ ดังต่อไปนี้ [20]

1. สามารถทำเครื่องเซิร์ฟเวอร์เสมือนได้หลายเครื่องในเซิร์ฟเวอร์จริง ทำให้สามารถใช้ทรัพยากรที่ลงทุนไปแล้วได้อย่างเต็มที่ ด้วยเทคโนโลยี Hyper-V ผู้ใช้สามารถใช้งานระบบปฏิบัติการที่ต่าง ๆ กัน เช่น Windows, Linux และระบบปฏิบัติการอื่นได้พร้อม ๆ กันบนเครื่องเซิร์ฟเวอร์เครื่องเดียวกัน
2. สามารถใช้เทคโนโลยีการเก็บข้อมูลเช่น storage area network (SAN) และอุปกรณ์เก็บข้อมูลมาตรฐานทั่วไปได้คุ้มกับการลงทุน ผู้ใช้งานจะมีที่เก็บข้อมูลที่มีประสิทธิภาพและเชื่อถือได้ตลอดเวลา
3. สามารถปรับเปลี่ยนระบบให้ใช้งานต่อได้อย่างอัตโนมัติเมื่อ เซิร์ฟเวอร์ อุปกรณ์เก็บข้อมูล และระบบเครือข่ายบางส่วนมีปัญหาโดยที่ระยะเวลาที่ระบบใช้งานไม่ได้สั้นสั้นมาก
4. สามารถจัดการเซิร์ฟเวอร์ได้ง่ายและทำได้อย่างอัตโนมัติ
5. รองรับการใช้งานเว็บและโปรแกรมประยุกต์ได้หลากหลายทั้งในรูปแบบทั่วไปและรูปแบบของ Cloud หรือเป็นรูปแบบลูกผสมก็ได้
6. มีระบบรักษาความปลอดภัยข้อมูลที่มีประสิทธิภาพทั้งในรูปแบบทั่วไปและรูปแบบของ Cloud หรือเป็นรูปแบบลูกผสมก็ได้

ระบบปฏิบัติการ Windows Server 2012 R2 มีหลายเวอร์ชัน เพื่อรองรับการใช้งานของกลุ่มธุรกิจและองค์กรแต่ละประเภท [21] ได้แก่

1. Windows Server 2012 R2, Foundation Edition สำหรับเซิร์ฟเวอร์เอนกประสงค์ รองรับเพียงโปรเซสเซอร์เดียว และไม่รองรับการทำเครื่องคอมพิวเตอร์เสมือน เน้นการประหยัด เหมาะสำหรับใช้งานในธุรกิจขนาดเล็กโดยมีผู้งานสูงสุดไม่เกิน 15 คน
2. Windows Server 2012 R2, Essentials Edition สำหรับเซิร์ฟเวอร์เอนกประสงค์ซึ่งรองรับการให้บริการแบบ cloud รองรับโปรเซสเซอร์สูงสุดได้ 2 ตัว และรองรับการทำเครื่องคอมพิวเตอร์เสมือนได้ 1 เครื่อง เหมาะสำหรับใช้งานในธุรกิจขนาดเล็กโดยมีผู้งานสูงสุดไม่เกิน 25 คน

3. Windows Server 2012 R2, Standard Edition เป็น Windows Server เต็มรูปแบบ และรองรับการทำเครื่องคอมพิวเตอร์เสมือนได้ 2 เครื่อง เหมาะสำหรับใช้งานในธุรกิจซึ่งมีเครื่องคอมพิวเตอร์ในระบบไม่มากหรือไม่ได้มีความต้องการใช้งานเครื่องคอมพิวเตอร์เสมือนเป็นหลัก

4. Windows Server 2012 R2, Datacenter Edition เป็น Windows Server เต็มรูปแบบ และรองรับการทำเครื่องคอมพิวเตอร์เสมือนได้ไม่จำกัด เหมาะสำหรับใช้งานในองค์กรขนาดใหญ่ซึ่งมีแอปพลิเคชันทำงานอยู่บนเครื่องคอมพิวเตอร์เสมือนและมีการใช้งานร่วมกับระบบ cloud ด้วย

2.4.2.2 Linux Server

Linux เป็นระบบปฏิบัติการซึ่งได้รับการพัฒนามาจากระบบปฏิบัติการ UNIX โดยความร่วมมือของนักพัฒนาผ่านทางระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ทั้งยังแจกจ่าย Linux ที่พัฒนาขึ้นให้ผู้ที่สนใจสามารถใช้งานได้ฟรี และรวมถึงยอมรับฟังความคิดเห็นเกี่ยวกับข้อผิดพลาด แนวทางการพัฒนา และความร่วมมือในการพัฒนาให้เกิด Linux เวอร์ชันใหม่ ๆ อีกด้วย Linux สามารถทำงานได้แบบหลายงาน (Multi-tasking) หลายผู้ใช้ (Multi-user) มี X-Window เป็นส่วนติดต่อผู้ใช้แบบกราฟิก ทั้งยังสนับสนุนระบบเครือข่ายได้หลากหลายรูปแบบ [22]

จุดเด่นของ Linux มีรายละเอียดดังนี้ [23]

1. สามารถดาวน์โหลดระบบปฏิบัติการ Linux มาใช้ได้ฟรี
2. สามารถทำงานได้บนเครื่อง PC ที่มีหน่วยประมวลผลกลางตั้งแต่ 80386 ขึ้นไป ซึ่งเป็นเครื่องที่มีราคาถูก และสนับสนุนอุปกรณ์ต่อพ่วงอื่นๆ เช่น ซีดีรอม ฮาร์ดดิสก์ และเครื่องพิมพ์
3. สามารถใช้งานอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์บนเครื่องได้อย่างเต็มประสิทธิภาพ เนื่องจากสามารถทำงานพร้อมกันหลาย ๆ งานได้อย่างรวดเร็ว
4. เป็นระบบที่มีประสิทธิภาพ เนื่องจากข้อบกพร่องจะถูกแก้ไขอย่างรวดเร็วจากผู้ใช้งานและนักพัฒนาที่มีอยู่มาก
5. รองรับการทำงานแบบ Multi-user Multi-tasking
6. สามารถใช้งานร่วมกับ DOS และ Microsoft Windows ได้
7. สนับสนุนระบบไฟล์ของระบบปฏิบัติการอื่น ๆ เช่น DOS (FAT), Windows 98 (FAT 32), NetWare (NCP), MINIX, NTFS เป็นต้น สามารถโอนถ่ายข้อมูลระหว่างกันได้ง่าย
8. เป็นระบบปฏิบัติการแบบเปิด โปรแกรมต่าง ๆ บน Linux ถูกแจกจ่ายไปพร้อมกับ Source Code ผู้ใช้งานสามารถปรับปรุงแก้ไขโปรแกรมต่าง ๆ ตามความต้องการได้

2.4.2.3 Embedded Server

Embedded Server หรือ เรียกว่า Embedded Web Server (EWS) เป็นระบบที่ประกอบด้วยหน่วยประมวลผลที่ใช้ไมโครโปรเซสเซอร์หรือไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นหลัก รูปร่างทางกายภาพโดยทั่วไปจะ

ประกอบด้วยแผ่นวงจรพิมพ์ขนาดเล็กที่ใช้แหล่งจ่ายไฟตรงจากภายนอกและเชื่อมต่อกับระบบเครือข่ายผ่านทางพอร์ต RJ-45 นอกจากนี้ บางระบบอาจจะมีที่เสียบันทึกข้อมูลในรูปแบบของ SD card [24]

ประสิทธิภาพ Embedded Server มีหน่วยประมวลผลที่เพียงพอสำหรับการให้บริการเก็บข้อมูล สืบค้นข้อมูล และเน้นการทำงานที่เป็นงานเดี่ยว (single thread) หน่วยความจำที่ใช้ทั้ง ROM และ RAM โดยทั่วไปมีขนาดจำกัด โพรโทคอลหลักที่ใช้ คือ HTTP ทำให้ผู้ใช้สามารถเรียกใช้บริการด้วยเว็บเบราว์เซอร์ทั่วไปได้ ระบบปฏิบัติการที่ใช้จะมีขนาดเล็ก หรือบางระบบอาจจะไม่ใช้ระบบปฏิบัติการ ตัวอย่างของ Embedded Server เช่น OMEGA iServer EIS-PCB [25]

Embedded Server มีลักษณะเด่นหลายประการ ดังนี้ [26]

1. ใช้ HTTP เป็นโพรโทคอลหลัก ทำให้สามารถใช้งานในระบบที่ต่างกันได้ ไม่ถูกปิดกั้นโดยอุปกรณ์เครือข่าย รองรับการใช้งานผ่านเว็บเบราว์เซอร์ทั่วไปได้
2. ในการประมวลผล ไม่จำเป็นต้องใช้ความเร็วของหน่วยประมวลผลสูงก็สามารถประมวลผลได้
3. ในการเก็บบันทึกข้อมูล ไม่จำเป็นต้องใช้หน่วยความจำที่มีขนาดใหญ่
4. ไม่มีระบบจัดการไฟล์ข้อมูล ใช้หน่วยความจำภายในเพื่อเก็บข้อมูลที่จะส่งไปให้เมื่อถูกร้องขอจากผู้ใช้
5. เน้นการทำงานที่มีลักษณะเป็นงานเดี่ยว
6. มีลักษณะทางกายภาพขนาดเล็ก พกพาง่าย ติดตั้งเพื่อใช้งานได้สะดวก

2.4.3 ระบบเก็บรวบรวมข้อมูล

ระบบเก็บรวบรวมข้อมูลที่ส่งมาจากเครื่องมือวัดมีความสำคัญต่อระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการออกกกำลังกาย ระบบเก็บรวบรวมข้อมูลต้องมีความเสถียรและสามารถรองรับภาระงานได้เป็นอย่างดี การเลือกใช้ระบบเก็บรวบรวมข้อมูลขึ้นอยู่กับลักษณะงานที่ทำและสภาพแวดล้อมตลอดจนทรัพยากรบุคคลที่รองรับ ในการวิจัยจะเน้นการศึกษาเพียง 4 ระบบหลักคือ AIRS, Mango, SensorMap และ SOS

2.4.3.1 ระบบ AIRS

AIRS เป็นซอฟต์แวร์ที่มีความสามารถในการตรวจวัด และเก็บบันทึกค่าของข้อมูลจาก Smartphone ที่ใช้ระบบปฏิบัติการ Android ข้อมูลจากเซนเซอร์ที่ติดตั้งอยู่ภายใน Smartphone หรือข้อมูลของระบบโทรศัพท์เอง นอกจากนี้ยังสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก โดยผ่าน Bluetooth ได้แก่ การวัดคลื่นหัวใจ การวัดความดัน การวัดจังหวะการเต้นของชีพจร เป็นต้น ข้อมูลที่บันทึกไว้สามารถนำวิเคราะห์และใช้ประโยชน์ในการต่อไปได้ สำหรับการเก็บข้อมูลนั้น ผู้ใช้งานสามารถเลือกการเก็บบันทึกข้อมูลได้ 2 รูปแบบ ได้แก่ แบบ Local และแบบ Remote [27]

ผู้ใช้งานสามารถดาวน์โหลด และติดตั้ง AIRS บน Android Smart Phone ได้จาก Google Play Store โดยไม่มีค่าใช้จ่าย

2.4.3.2 ระบบ Mango

โปรแกรม Mango [28] เป็นซอฟต์แวร์โอเพนซอร์ส แบบ Machine-to-Machine (M2M) เป็นโปรแกรมที่สามารถติดต่อสื่อสารข้อมูลระหว่างเซนเซอร์กับซอฟต์แวร์ที่ทำงานอยู่บนเครื่องเซิร์ฟเวอร์ โปรแกรม Mango จะทำงานบนเซิร์ฟเวอร์เป็นหลัก โปรแกรมเขียนขึ้นด้วย Ajax การดาวน์โหลดและติดตั้งสามารถทำได้ง่าย เนื่องจากเป็นโปรแกรมที่เผยแพร่ให้ใช้ฟรี และสามารถติดตั้งบนแพลตฟอร์มที่หลากหลาย สามารถจัดการการเข้าถึงข้อมูลของผู้ใช้ มีระบบ Login และระบบแจ้งเตือน สามารถรับข้อมูลจากอุปกรณ์อื่น ๆ ผ่านโพรโทคอลที่สนับสนุน ได้แก่ BACnet I/P, Modbus (ASCII, RTU, TCP, and UDP), 1-wire, SNMP, SQL, HTTP, POP3, NMEA 0183 และ โพรโทคอลอื่น ๆ ที่พัฒนาโดยผู้ผลิตฮาร์ดแวร์เพื่อเชื่อมต่อกับ Mango [28]

นอกจากนี้โปรแกรม Mango ยังสนับสนุนแหล่งข้อมูลที่สร้างขึ้นเพื่อใช้ทดสอบหรือเปรียบเทียบกับระบบอื่น ๆ อีกด้วย ซึ่งสามารถดาวน์โหลด โปรแกรม Mango ได้ที่ URL ของ เว็บไซต์ Mango (<http://mango.serotoninsoftware.com/home.jsp>)

2.4.3.3 ระบบ SensorMap

SensorMap เป็น Application หนึ่ง ที่แสดงผลข้อมูลเซนเซอร์บนแผนที่ และมีเครื่องมือที่ใช้ในการเลือกประมวลผลข้อมูลเซนเซอร์เพื่อแสดงค่าข้อมูลเซนเซอร์ในรูปแบบที่ผู้ใช้ต้องการ ซึ่ง SensorMap สามารถพัฒนาได้จากหลายภาษาแต่ยังไม่มีมาตรฐานที่แน่นอน

ในปี พ.ศ. 2553 – 2555 บริษัท Microsoft มีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับ SensorMap ได้รวบรวมข้อมูลเซนเซอร์ในหลายพื้นที่แล้วนำข้อมูลมาแสดงผลโดยจำแนกตามประเภทของเซนเซอร์ งานวิจัยชิ้นนี้ สามารถเป็นแนวทางในการพัฒนาให้แก่ผู้ที่สนใจได้ [29]

2.4.3.4 ระบบ SOS (Sensor Observation Service)

SOS เป็นโพรโทคอลที่ทำงานอยู่ในกระบวนการ Service ของ Sensor Web ประกอบด้วยกระบวนการในการทำงานของระบบ ดังต่อไปนี้ [30]

1. SWE (Sensor Web Enablement) เป็นกรอบความคิดที่พัฒนาขึ้นเพื่อเชื่อมโยงโครงข่ายของอุปกรณ์ตรวจวัด ให้สามารถแลกเปลี่ยนข้อมูล และทำงานร่วมกันได้ผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ตด้วย Web Service Technology โดยกรอบความคิดนี้ ครอบคลุมมาตรฐานการทำงานร่วมกันของ OGC, OASIS, IEEE และ ISO

2. OGC (Open Geospatial Consortium) ได้นำกรอบความคิดของ SWE มาพัฒนาเป็นชุดโพรโทคอลที่แบ่งการทำงานออกได้เป็น 2 กลุ่ม คือ Services Protocol และ Data Encoding Protocol

3. โพรโทคอล Sensor Model Language (SML) เป็นมาตรฐานที่กำหนดแนวคิดโครงสร้างและการเข้ารหัสข้อมูลที่เป็นมาตรฐานสำหรับข้อมูลรายละเอียดและคุณสมบัติของเครื่องตรวจวัดเพื่อใช้ในการแลกเปลี่ยนข้อมูลผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต เป็นหนึ่งในมาตรฐาน OGC ในหมวด Sensor Web Enablement โดย SML สนับสนุนการค้นหาเครื่องตรวจวัด โดยการระบุตัวตนของเครื่องตรวจวัดให้เป็นที่รู้จักและสามารถสืบค้นได้ผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยถูกออกแบบมาเพื่ออธิบายข้อมูลของเครื่องตรวจวัดและระบบเครื่องตรวจวัด และสามารถจัดกลุ่ม และคัดกรองโดยใช้กฎเกณฑ์เฉพาะ เช่น เวลา ตำแหน่ง เป็นต้น

4. โพรโทคอล Sensor Observation Service (SOS) เป็นมาตรฐานที่ให้บริการการเชื่อมต่อ เพื่อจัดการข้อมูลเครื่องตรวจวัดและการร้องขอข้อมูลที่ได้จากเครื่องตรวจวัด โดยเฉพาะข้อมูลการสังเกตการณ์ปรากฏการณ์ต่างๆ จากเครื่องตรวจวัดหลากหลายประเภท ไม่ว่าจะเป็นเครื่องตรวจวัดที่ตั้งอยู่ในสถานที่ที่ต้องการตรวจวัด เช่น เครื่องตรวจวัดปริมาณน้ำฝน เครื่องตรวจวัดระยะไกล (ดาวเทียมด้านอุตุนิยมวิทยา) เครื่องตรวจวัดประเภทเคลื่อนที่ (รถตรวจมลพิษเคลื่อนที่) หรือ เครื่องตรวจวัดที่ตั้งอยู่กับที่ (สถานีตรวจวัดอากาศภาคพื้นดิน)

5. การทำงานร่วมกันระหว่าง SML และ SOS เนื่องจาก SOS และ SML ต่างเป็นโพรโทคอลหนึ่งในมาตรฐาน OGC ในหมวด Sensor Web Enablement ซึ่งทำงานร่วมกันในรูปแบบต้นทางและปลายทาง โดย SOS เปรียบเสมือนเป็นโพรโทคอลปลายทางที่เป็นตัวเชื่อมโยงข้อมูลจากเครื่องตรวจวัดต่าง ๆ เพื่อสามารถจัดการและร้องขอข้อมูลจากเครื่องตรวจวัด ที่สามารถระบุลักษณะเฉพาะของเครื่องตรวจวัดแต่ละตัวได้ โดยผ่านโพรโทคอล SML ที่ทำหน้าที่ระบุข้อมูลรายละเอียดและคุณสมบัติของเครื่องตรวจวัด และจัดกลุ่มของลักษณะเครื่องตรวจวัดโดยใช้กฎเกณฑ์เฉพาะ เพื่อสามารถสืบค้นได้ผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

บทที่ 3 กรอบแนวคิดในการดำเนินงาน วิธีการ และ แผนการดำเนินงาน

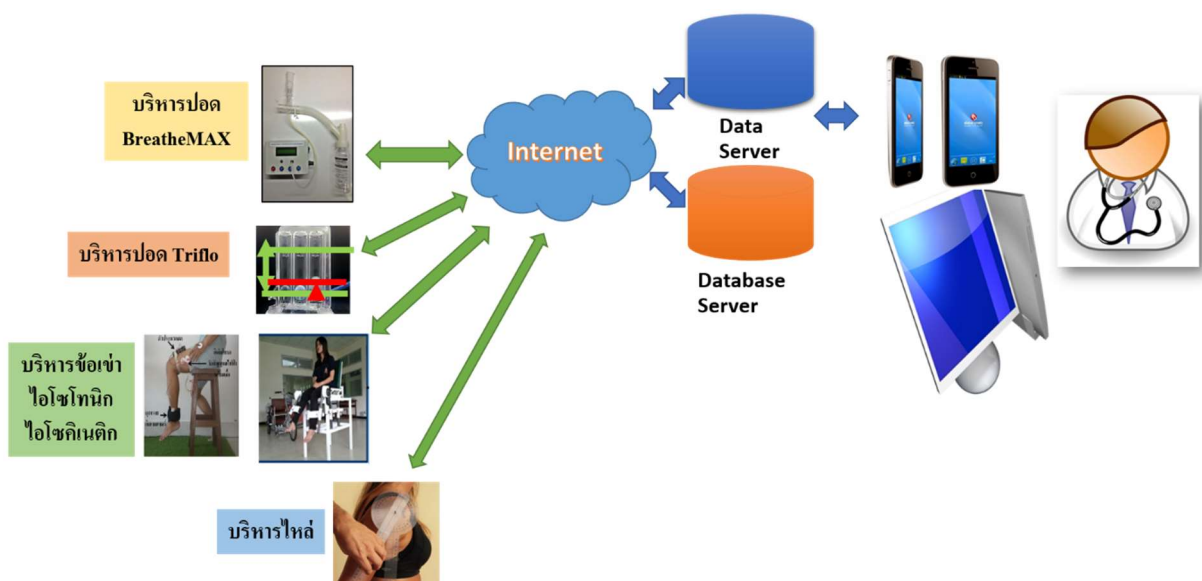
โครงการระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนี้ เป็นการรวมงานวิจัยและพัฒนา 3 ระบบ เข้าด้วยกันภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพดังแสดงใน

รูปที่ 3-1 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

ประกอบด้วย

- ระบบติดตามและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด (ดร. รักษกฤตว์ ดวงสร้อยทอง รศ. คณดิถ เจษฎ์พัฒนานนท์ และ นางสาวปรพร ศรีวรรณวิทย์)
- ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด (รศ. บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ผศ. สุระพล เขียวมนตรี รศ. ดร. ณีฎฐา จินดาเพ็ชร แพทย์หญิงชนนิษ ลิ้มสกุล และ นางสาวสายแก้ว เจือจันทร์)
- ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต (ดร. ดุจดาว บุรณะพานิชย์กิจ และ รศ. ดร. เกริกชัย ทองหนู)

ระบบทั้ง 3 ระบบข้างต้น จะทำงานประสานกันผ่านเครือข่ายและเชื่อมต่อมายังสถานีฐาน (Base station) เพื่อเชื่อมต่อไปยังระบบอินเทอร์เน็ต ซึ่งแพทย์ที่ปลายทางสามารถเฝ้าติดตามการทำกายภาพบำบัดของผู้พิการและผู้ป่วยได้ รายละเอียดด้านเทคนิคของแต่ละระบบแสดงดังหัวข้อย่อยดังนี้



3.1 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำ กายภาพบำบัด

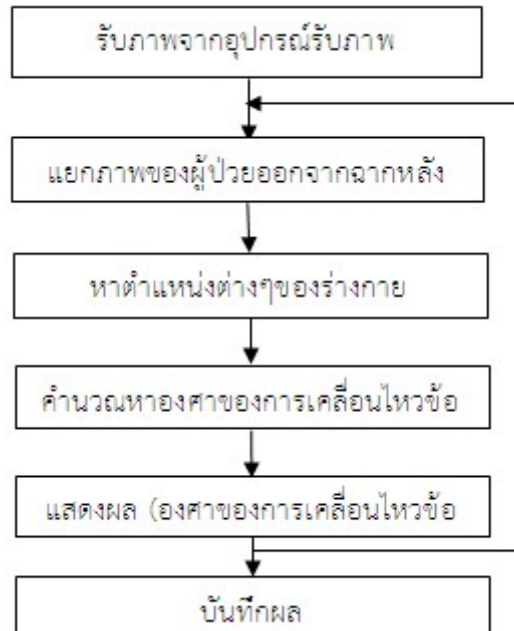
ระบบประมวลผลภาพสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกลจากสถานพยาบาล ลดความยุ่งยากในการใช้เครื่องมือเฉพาะทางหรือการติดตั้งเซนเซอร์ที่ตัวผู้ป่วย และสามารถเก็บข้อมูลให้แก่ผู้ให้การรักษาที่อยู่ห่างไกลได้ โครงการวิจัยนี้เสนอแนวคิดเบื้องต้นในการสร้างต้นแบบของระบบประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดและสามารถติดตามผลของการรักษาได้ ในงานวิจัยนี้เสนอระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวเพื่อใช้ในการผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด และการวัดปริมาตรปอดเพื่อใช้กับอุปกรณ์ออกกำลังกายสำหรับผู้ที่มีภาวะปอดแฟบหลังการผ่าตัด ดังมีรายละเอียดในหัวข้อ 3.1.1 และ 3.1.2 ตามลำดับ

3.1.1 แนวคิดระบบประมวลผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในการผู้ป่วยที่มี ปัญหาข้อไหล่ติด

ปัจจุบันผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับข้อไหล่ติดมีมากขึ้นและได้รับการรักษาทางกายภาพบำบัด โดยทั่วไปแล้วเป็นการรักษาแบบ Face to face therapy และใช้อุปกรณ์ในการวัดองศาของการเคลื่อนไหวในการตรวจประเมิน เช่น 3D motion analysis, Inclinator, Goniometer ซึ่งบางชนิดอาจมีราคาแพง หรือเป็นอุปกรณ์ทางกลหรือเซนเซอร์ที่ต้องมีความรู้ในการใช้งาน จึงทำให้ผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกล หรือคนไข้ที่เคลื่อนไหวเองได้ลำบาก มีความไม่สะดวกและเสียเวลาในการเดินทางมาที่โรงพยาบาล และยังมีค่าใช้จ่ายที่เพิ่มขึ้นอีกด้วย ดังนั้นหลังจากที่ผู้ป่วยได้รับการรักษาจากโปรแกรมการฟื้นฟูสมรรถภาพทางกายที่บ้าน (Home based rehabilitation) จึงมีความจำเป็นที่ต้องทราบผลของการบริหารร่างกายตามโปรแกรมนั้นได้ดีเพียงใด เพราะฉะนั้นงานวิจัยนี้จึงนำเสนอวิธีการตรวจประเมินและติดตามผลสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่โดยใช้อุปกรณ์รับภาพที่หาได้ง่าย ราคาถูก สามารถวิเคราะห์และเก็บข้อมูลเพื่อส่งข้อมูลให้กับผู้รักษาหรือโรงพยาบาลที่อยู่ห่างไกลได้

ระบบที่นำเสนอนี้ เริ่มจากการรับภาพจากอุปกรณ์รับภาพ เช่น กล้องเว็บแคม แล้วทำการแยกภาพผู้ป่วยออกจากฉากหลัง หลังจากนั้นทำการหาตำแหน่งตัวแทนส่วนต่าง ๆ ของร่างกายจากภาพผู้ป่วยที่แยกออกมาจากขั้นตอนก่อนหน้า เช่น ส่วนหัวไหล่ ส่วนมือ เมื่อได้ตำแหน่งตัวแทนของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายแล้วจะนำไปคำนวณหาองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่พร้อมกับแสดงผล และในขั้นตอนสุดท้ายจะทำการบันทึกผลเพื่อใช้ในการตรวจประเมิน วิเคราะห์ผล ซึ่งข้อมูลที่ได้ถูกเก็บบันทึกนี้สามารถส่งออกไปให้กับผู้รักษา

หรือโรงพยาบาลที่อยู่ห่างไกลเพื่อติดตามผลของการรักษาจากการบริหารร่างกายตามโปรแกรม โดยระบบนี้มีแผนผังการทำงาน ดังรูปที่ 3-2 แผนภาพการทำงานของระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหว



รูปที่ 3-2 แผนภาพการทำงานของระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหว

3.1.2 แนวคิดระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด

โครงการวิจัยนี้มีแนวคิดที่จะใช้อุปกรณ์ Triflo II® แสดงดังรูปที่ 3-3 Flow-oriented IS (Triflo II®)

เนื่องจากมีใช้โดยทั่วไปในเกือบทุกโรงพยาบาลของประเทศไทย เพราะเป็นอุปกรณ์มีขนาดเล็ก พกพาสะดวก ใช้งานง่าย ราคาถูก และเป็นอุปกรณ์ที่สามารถเพิ่มปริมาตรปอดในผู้ป่วยได้หลายประเภท ได้แก่ ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดช่องอกหรือช่องท้อง ผู้ป่วยที่มีปัญหากล้ามเนื้ออ่อนแรง และผู้ป่วยที่มีอาการปอดแฟบ ดังนั้นโครงการวิจัยนี้จึงได้มุ่งเน้นศึกษาอุปกรณ์ดังกล่าวและคิดค้นระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดและฟื้นฟูปริมาตรปอด เพื่อให้ผู้ป่วยที่ไม่สะดวกในการเดินทางมาโรงพยาบาลได้รับการฟื้นฟูตามแผนที่วางไว้



รูปที่ 3-3 Flow-oriented IS (Triflo II®)

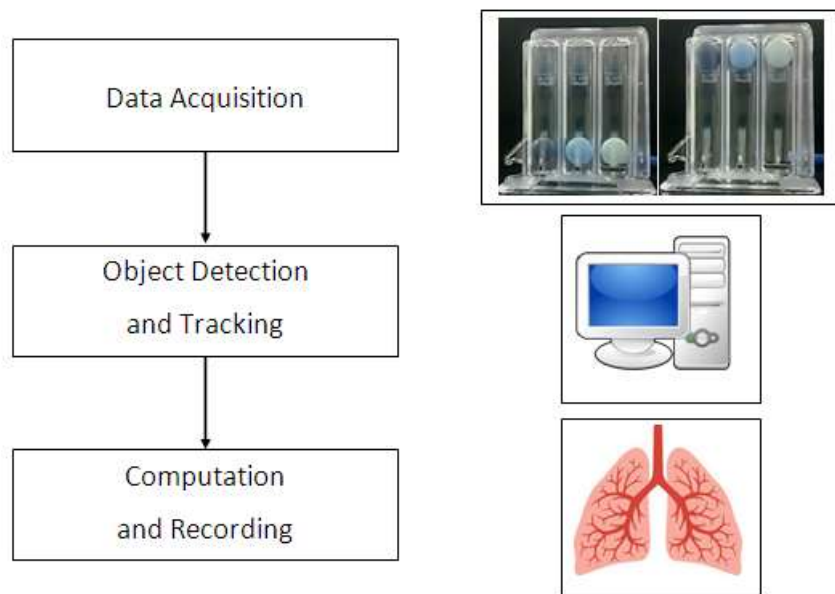
การออกกำลังกายฟื้นฟูและการตรวจประเมินการฟื้นฟูปริมาณปอดด้วยการใช้ Triflo II® เป็นการตรวจวัดจากแรงสูดอากาศหรืออัตราการไหลของอากาศภายในตัวอุปกรณ์ซึ่งเป็นแรงทางกลชนิดหนึ่ง ดังนั้นการส่งข้อมูลของการทำกายภาพบำบัดไปยังแพทย์สามารถทำได้โดยการตรวจจับภาพอุปกรณ์ Tri-flow แล้วนำไปประมวลผลและตรวจวัดอัตราการไหลของอากาศจากการลอยตัวของลูกบอลในอุปกรณ์ Triflo II®

ระบบประมวลผลภาพเป็นทางเลือกหนึ่งที่เหมาะสมสำหรับการวัดปริมาณปอดจากอุปกรณ์ Triflo II® เนื่องจากสามารถตรวจวัดได้โดยไม่ต้องดัดแปลงอุปกรณ์ Tri-flow เพื่อติดตั้งตัวรับค่า เช่น flow sensor หรือ pressure sensor ทำให้อุปกรณ์ไม่เกิดการรั่วไหลของอากาศ ลดการติดเชื้อหรือการสูดเอาสิ่งแปลกปลอมเข้าไปภายในระบบหายใจ การทำกายภาพบำบัดโดยระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณปอด

รูปที่ 3-4 แผนภาพการทำงานของระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณปอด

จะทำการรับภาพ (Data Acquisition) การใช้งานอุปกรณ์ Triflo II® จากนั้นจึงตรวจจับและติดตาม (Object Detection and Tracking) ตำแหน่งของลูกบอลภายในอุปกรณ์ เพื่อนำตำแหน่งหรือความสูงของลูกบอลและเวลาที่ใช้ในการลอยตัวของลูกบอล มาคำนวณหาปริมาณปอดและบันทึกผล (Computation and Recording)

เมื่อผู้ป่วยทำกายภาพบำบัดครบตามจำนวนครั้งที่กำหนด ระบบจะทำการคำนวณหาปริมาณปอดโดยเฉลี่ยของผู้ป่วย และนำค่านี้ไปใช้เปรียบเทียบกับผลการทำกายภาพบำบัดในครั้งถัดไปพร้อมทั้งส่งข้อมูลดังกล่าวไปยังแพทย์ ทำให้แพทย์สามารถทราบผลการฟื้นฟูปริมาณปอดและความสม่ำเสมอของการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยได้



รูปที่ 3-4 แผนภาพการทำงานของระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด

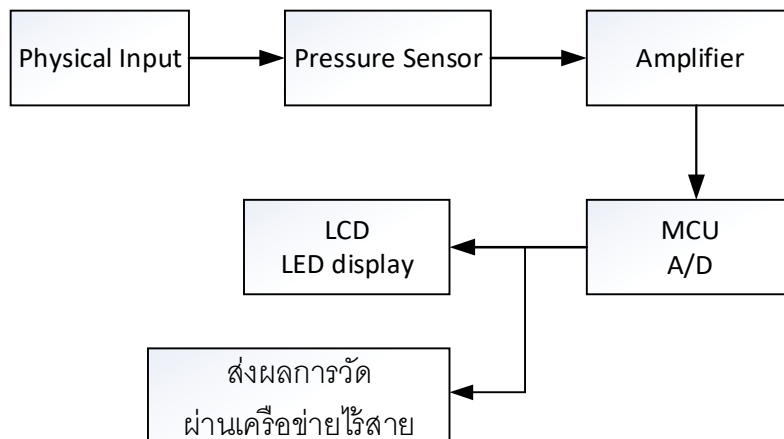
3.2 แนวคิดระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด

ในส่วน of ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดในโครงการนี้ จะทำการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยบริหารปอดและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า ซึ่งมีความต้องการสูงเป็นอันดับต้น โดยมีแนวคิดที่จะพัฒนาระบบติดตามการออกกำลังกายผ่านระบบเครือข่ายสื่อสาร เพื่อให้ผู้พิการและผู้ป่วยออกกำลังกายได้ถูกต้องและครบตามจำนวนที่แพทย์สั่ง ดังรายละเอียดต่อไปนี้

3.2.1 แนวคิดระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารปอด

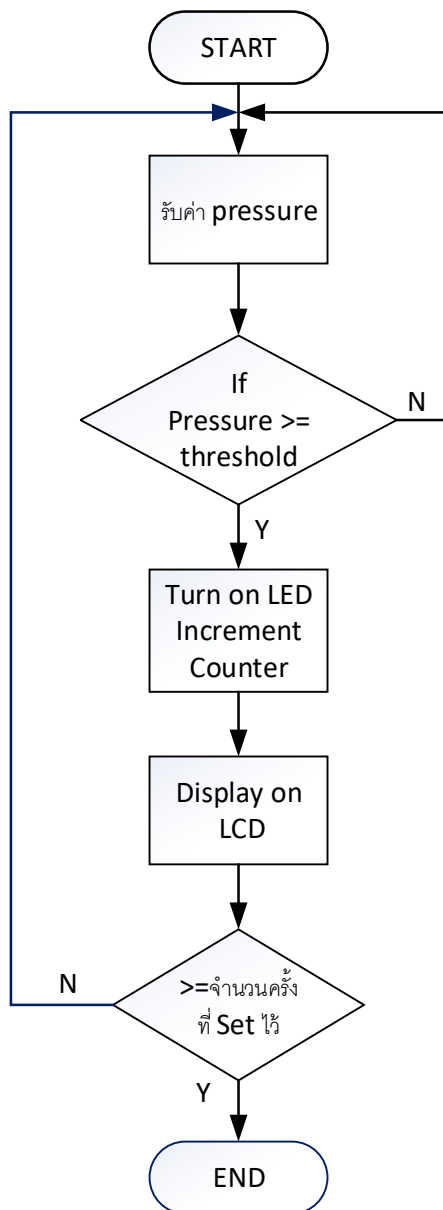
จากเครื่องมือดังกล่าวข้างต้น อุปกรณ์ที่สามารถวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX มีความเหมาะสม เพราะสามารถวินิจฉัยความผิดปกติของระบบหายใจ แปลผลการตรวจได้ง่าย และแยกระดับความรุนแรงของกล้ามเนื้อหายใจอ่อนแรงได้ โดยใช้เทคนิคการวัดแบบ noninvasive สามารถติดตามความก้าวหน้าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ และการตอบสนองต่อการรักษาของผู้ป่วยได้

โครงสร้างทั่วไปของระบบประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก ๆ คือ ส่วนที่รับค่าความดัน โดยผ่านตัวตรวจจับแรงดัน (Pressure sensor) ซึ่งจะเปลี่ยนค่าความดันให้เป็นปริมาณทางไฟฟ้า (Electrical output) โดยมีไมโครโพรเซสเซอร์เป็นหน่วยประมวลผล ในการตรวจจับค่าความดันที่มากกว่าค่า threshold และนับจำนวนครั้งในการฝึก ซึ่งรายละเอียดของส่วนประกอบต่าง ๆ แสดงดังรูปที่ 3-5 บล็อกไดอะแกรมของระบบวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ



รูปที่ 3-5 บล็อกไดอะแกรมของระบบวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ

สำหรับการพัฒนาอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX ในส่วนของซอฟต์แวร์ คือ การเขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงาน หลังจากที่ผู้ใช้งานได้ออกแรงเป่าหรือดูด BreatheMAX แล้ว ซึ่งมี flowchart การทำงานแสดงดังรูปที่ 3-6 Flowchart ของระบบวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ



รูปที่ 3-6 Flowchart ของระบบวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ

ดังได้อธิบายไว้ก่อนหน้านี้ ในกรณีของผู้ป่วยหลังการผ่าตัด ภาวะแทรกซ้อนที่พบบ่อยคือภาวะปอดแฟบ การบริหารด้วย Triflo เป็นอุปกรณ์พื้นฐานที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป ง่าย และไม่จำเพาะในผู้ป่วยสามารถใช้ได้ทุกคน แม้แต่คนปกติ เพื่อเพิ่มปริมาตรปอด ดังนั้น อุปกรณ์นี้จึงสามารถนำไปใช้ได้กับผู้ป่วยหลายประเภท เช่น ผู้ป่วยผ่าตัดทุก ๆ ประเภท ผู้ป่วยปอดติดเชื้อ ผู้ป่วยอัมพฤกษ์-อัมพาต ผู้สูงอายุ คนท้อง คนอ้วน ผู้ป่วยเด็กที่มีปัญหาทางปอด และผู้ป่วยใส่สายระบายทรวงอก เป็นต้น โดยนักกายภาพบำบัดทุกคนสามารถให้โปรแกรมการออกกำลังกายแก่ผู้ป่วยทุกประเภทได้โดยใช้อุปกรณ์ Triflo นี้ ดังนั้นโปรแกรมการออกกำลังกายจะปรับเปลี่ยนไปตามความสามารถของผู้ป่วย การใช้เครื่องมือที่ออกแบบมาจะทำให้นักกายภาพบำบัดสามารถติดตามความก้าวหน้าของการฝึกและทำให้ทราบถึงปัญหาในระหว่างการฝึกได้ด้วยพร้อมกับการแก้ปัญหา นอกจากนี้ นักกายภาพบำบัดยังสามารถให้โปรแกรมการออกกำลังกายแก่ผู้ป่วยที่เหมาะสมในผู้ป่วยแต่ละรายไป

ฝึกที่บ้านได้ในระยะยาว เพื่อเป็นการป้องกันการเกิดโรคซ้ำ หรือเพื่อคงไว้ซึ่งความแข็งแรงและปริมาณปอด โดยเฉพาะในผู้สูงอายุที่มีแนวโน้มปริมาณปอดลดลงจากภาวะเสื่อม

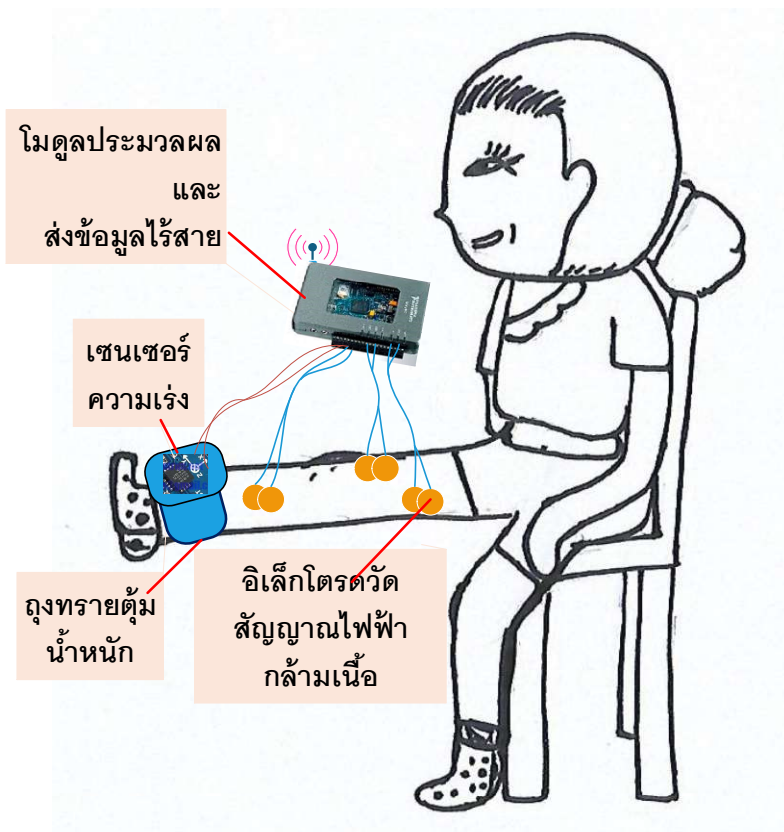
ดังนั้นในโครงการวิจัยนี้ ทางผู้วิจัยได้จัดทำอุปกรณ์สำหรับการทำกายภาพปอดไว้ 2 ชนิดด้วยกัน คือ Triflo และ BreatheMAX® โดย Triflo มีข้อดีในการช่วยขยายปริมาณปอดและป้องกันการเกิดปอดแฟบ ในขณะที่ BreatheMAX® นั้นมีประโยชน์ต่อการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจ และช่วยระบายเสมหะ ซึ่งน่าจะครอบคลุมผู้ป่วยทั้งกลุ่มหลังผ่าตัด คนไข้พิการ และผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องการหายใจได้พอสมควร ทั้งนี้การเลือกใช้อุปกรณ์ชนิดใดนั้น ขึ้นอยู่กับดุลยพินิจของนักกายภาพที่ดูแลผู้ป่วยคนนั้น ผู้ป่วยบางคนอาจได้รับอุปกรณ์เพียงอย่างเดียวหนึ่ง หรือทั้ง 2 อย่าง ร่วมกับโปรแกรมการกายภาพอื่น ๆ ขึ้นอยู่กับการวางแผนของนักกายภาพ สำหรับการใช้อุปกรณ์เหล่านี้ อาจยังต้องอาศัยการช่วยเหลือจากผู้ดูแลผู้ป่วยใกล้ชิด (care giver) เช่น ญาติ หรือคนดูแล จึงอาจจำเป็นต้องสอนการใช้งานให้แก่ผู้ดูแลผู้ป่วยด้วย

3.2.2 แนวคิดระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้า

เพื่อให้ผู้พิการและผู้ป่วยสามารถออกกำลังกายบริหารข้อเท้าด้วยตนเองด้วยความปลอดภัย โครงการวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะพัฒนาระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้า โดยเลือกการออกกำลังกายแบบไอโซโทนิคด้วยการเหยียดเข่าดังแสดงในรูปที่ 3-7 โครงสร้างของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้า

ประกอบด้วย ชุดวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขา เซนเซอร์วัดความเร่ง ถ่วงทรายตุ้มน้ำหนักรัดข้อเท้า โมดูลประมวลผลและส่งข้อมูลไร้สาย

ในการออกกำลังกาย ให้ผู้พิการและผู้ป่วยนั่งบนเก้าอี้ที่มีพื้นราบลักษณะเดียวกับเก้าอี้ NK-Table อาจจะมีพนักแขนเพื่อช่วยพยุงตัวเวลาลุก-นั่ง เหยียดเข่าด้วยความเร็วคงที่โดยออกแรงที่กล้ามเนื้อขา มีถ่วงทรายรัดที่ข้อเท้าแทนตุ้มน้ำหนักในกรณี NK-Table สามารถเลือกน้ำหนัก 0.5, 1 หรือ 2 กิโลกรัม แล้วแต่กรณี ขณะเหยียดเข่าชุดวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาจะทำการวัดสัญญาณส่งไปยังอุปกรณ์ประมวลผลเพื่อคำนวณความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ขณะเดียวกันโมดูลประมวลผลก็รับสัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเร่งเพื่อคำนวณความเร็วในการเหยียดเข่า และวัดแรงบิดได้ทางอ้อมจากน้ำหนักถ่วงทราย การออกกำลังกายแต่ละครั้ง และส่งผลไปยังเครื่องเซิร์ฟเวอร์ในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ



รูปที่ 3-7 โครงสร้างของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้า

ในการบริหารกล้ามเนื้อให้แข็งแรง ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าดังอธิบายข้างต้น เน้นการบริหารกล้ามเนื้อเฉพาะส่วน Quadriceps ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อส่วนสำคัญในการเหยียดข้อเข่าของผู้สูงอายุ ผู้ป่วยผ่าตัดข้อเข่า และผู้ป่วยอัมพฤกษ์ ที่ต้องการความมั่นคงของข้อเข่า กล้ามเนื้อส่วน Quadriceps นี้ เป็นกล้ามเนื้อเพื่อช่วยพยุงข้อเข่า และช่วยลดการกดกระแทกต่อข้อเข่าโดยตรง ดังนั้นในการบริหารกล้ามเนื้อ หากสามารถทำให้กล้ามเนื้อส่วนนี้แข็งแรงขึ้นได้ จะสามารถช่วยให้ผู้ป่วยยืนได้มั่นคงมากขึ้นโดยไม่มีอาการเข่าทรุด (หมายเหตุ: นักกายภาพบำบัดในพื้นที่สามารถให้โปรแกรมกายภาพอย่างอื่นเพิ่มเติมแก่ผู้สูงอายุหรือผู้ป่วย เพื่อการฝึกเดินในลำดับต่อไป)

เนื่องจากโครงการวิจัยนี้อยู่ในขั้นตอนการพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบที่สามารถจัดเก็บข้อมูลการออกกำลังกายและส่งสัญญาณจากระยะไกล ในขั้นตอนเริ่มแรก ผู้วิจัยมุ่งเป้าหมายไปที่การออกกำลังกายกล้ามเนื้อเหยียดเข่าในผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมเป็นลำดับแรก เนื่องจากเป็นโรคที่พบบ่อยในชุมชน และเป็นโรคที่ทำให้เกิดภาวะทุพพลภาพในผู้สูงอายุ แต่หากการพัฒนาอุปกรณ์เป็นได้ด้วยดี และหากมีโครงการวิจัยต่อเนื่องในอนาคต ก็จะสามารถนำอุปกรณ์มาพัฒนาต่อยอดเพื่อปรับใช้กับการออกกำลังกายกล้ามเนื้อมัดอื่น ๆ ที่ใช้ในการเดินได้ เช่น กล้ามเนื้อกางสะโพก (Gluteus medius) กล้ามเนื้อเหยียดสะโพก (Gluteus maximus) กล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า (Gastrosoleus) หรือแม้กระทั่งการออกกำลังกายของกล้ามเนื้อหลาย ๆ มัดพร้อมกันในลักษณะของ closed kinetic chain

ในโครงการวิจัยนี้ ข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการวัด จะถูกใช้เพื่อช่วยการวิเคราะห์ การทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยที่ใช้กล้ามเนื้อในการบริหารอย่างถูกต้องเหมาะสม โดยจะทำการวัดสัญญาณ จากกล้ามเนื้ออย่างน้อย 2 มัด จากนั้น ทำการประมวลผลที่เครื่องรับสัญญาณหรือมือถือ แล้วส่งข้อมูลจากการ วิเคราะห์ไปยังเซิร์ฟเวอร์ โดยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ จะให้สัญญาณกราฟ EMG (Electromyography) ที่มีแอมพลิจูดสูง และขึ้นเป็นชุดในขณะที่กล้ามเนื้อมัดนั้น ๆ ทำงาน นักกายภาพบำบัดจะต้องเป็นผู้ติด อิเล็กโทรดเอง โดยจะติดที่จุด motor point ของกล้ามเนื้อมัดนั้น ๆ ซึ่งนักกายภาพบำบัดจะมีความชำนาญใน การหาจุด motor point ของคนไข้แต่ละคน ส่วนการติดก็มัดจะขึ้นกับการทำงานของกล้ามเนื้อระยะบางส่วน นั้น ๆ สำหรับความถี่ของการส่งสัญญาณ EMG จะกำหนดตามรูปแบบการสื่อสาร หรือโปรโตคอลของ เครื่องมือ อย่างไรก็ตามในทางกายภาพบำบัด นักกายภาพบำบัดจะดูพัฒนาการของผู้ป่วยสัปดาห์ละครั้งเพื่อ ปรับโปรแกรมการออกกำลังกายให้ช่วยเพิ่มความสามารถของผู้ป่วย

ทางผู้วิจัยจะจัดทำอุปกรณ์ออกกำลังกายให้สามารถวัดมุมของการเคลื่อนไหว ROM (Range of Motion) ของผู้ป่วยขณะมีการออกกำลังกายของกล้ามเนื้อเหยียดเข่า และมีตัววัดสัญญาณกล้ามเนื้อแบบผิว (surface EMG) ติดอยู่ที่กล้ามเนื้อทั้งหมดสามมัด ได้แก่ rectus femoris, vastus lateralis และ vastus medialis oblique ในขั้นตอนการเริ่มใช้งานจะต้องมีการปรับเทียบอุปกรณ์ก่อน โดยการติดอุปกรณ์ตาม ตำแหน่งกล้ามเนื้อแต่ละมัด และให้ผู้ป่วยออกกำลังกายเหยียดเข่าด้วยตัวเองเป็นลักษณะของ isotonic contraction ซึ่งตัวอุปกรณ์จะทำการหาค่าเฉลี่ยสัญญาณกล้ามเนื้อไว้ หลังจากนั้นผู้จัดทำจะทำการเซต อุปกรณ์ให้มีเป้าหมาย 2 อย่าง คือ ก) ผู้ป่วยต้องมีการเคลื่อนไหวเข่าจากองศาเริ่มต้น ถึงองศาสูงสุด เกร็งค้าง ใ่ว้นอย่างน้อย 6 วินาที แล้วจึงมีการเคลื่อนไหวกลับไปองศาเริ่มต้น โดยในการส่งข้อมูลจะมีค่าองศา เริ่มต้น (starting position) องศาสูงสุด (peak position) เวลาที่เกร็งค้าง (duration of sustained contraction) ที่องศาสูงสุด พิสัยข้อ (range of motion) เป็นระยะมุมในการเหยียด-งอเข่า วัดจากองศา เริ่มต้นถึงองศาสูงสุด ค่าสัมบูรณ์เฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MAV) และ ค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (RMS) ผู้ป่วยต้องมีสัญญาณ EMG เฉลี่ย (MAV, RMS) ไม่น้อยกว่า 80% ของค่าที่ แพทย์กำหนด (Baseline) ในช่วงที่มีการเคลื่อนไหวที่ 90 องศา หากผู้ป่วยออกกำลังกายเหยียดเข่าแล้ว ระบบจะ ทำการจัดเก็บว่าผู้ป่วยสามารถออกกำลังกายได้ตามเป้าหมายทั้งหมดกี่ครั้ง หรือออกกำลังกายแต่ไม่ได้ตาม เป้าหมายกี่ครั้ง แล้วส่งข้อมูลจากระยะไกลมาถึงโรงพยาบาลทุกครั้งหลังออกกำลังกายเสร็จสิ้น ซึ่งแนวทางนี้จะ ส่งผลดี ทำให้นักกายภาพหรือแพทย์สามารถดูข้อมูลได้อย่างรวดเร็ว สามารถตรวจสอบได้ว่าทำทั้งหมดกี่ครั้ง ถึงเป้าหมายกี่ครั้ง อีกทั้งยังใช้พื้นที่ในการจัดเก็บข้อมูลน้อยกว่าการเก็บสัญญาณแบบกราฟหรือภาพ และสามารถส่งข้อมูลได้รวดเร็ว สำหรับในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถเหยียดเข่าได้ถึง 90 องศา เนื่องจากมีภาวะเข่าติด หรือกล้ามเนื้ออ่อนแรง จำเป็นต้องทำการเซตเป้าหมายของมุมใหม่ ให้อยู่ในช่วงการเคลื่อนไหวเท่าที่ผู้ป่วยทำ ได้ นอกจากนี้ ความหนักในการออกกำลังกาย กำหนดตามลักษณะของการใส่ถุงทรายที่ข้อเท้าเพื่อถ่วงน้ำหนัก ซึ่งขึ้นกับผู้ป่วยแต่ละราย หากพิจารณาจากสัญญาณกล้ามเนื้อแล้วมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ หรือเกิน 100% ของ baseline ก็สามารถลองเพิ่มน้ำหนักในการออกกำลังกายเข้าไปได้

3.3 เครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

การนำเอาระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายและเทคโนโลยีการสื่อสารมาใช้งานทางการแพทย์เป็นการปฏิวัติรูปแบบของวิทยาการทางการแพทย์ให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น มีความต่อเนื่องในการติดตามผู้ป่วยอย่างใกล้ชิด และสามารถปรับปรุงข้อมูลของการรักษาพยาบาลได้อย่างทันสมัย โครงการวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะนำเสนอวิธีการสร้างต้นแบบของระบบการเฝ้าระวังติดตามดูแลสุขภาพผู้พิการและผู้ป่วยกายภาพบำบัด โดยเน้นการใช้งานเครือข่ายสื่อสารไร้สายและการเชื่อมต่อกับระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ตดังรายละเอียดต่อไปนี้

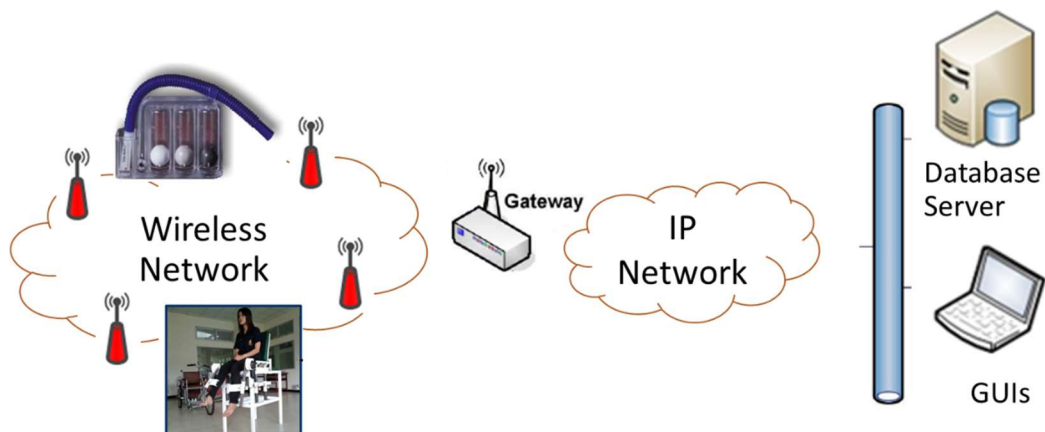
3.3.1 แนวคิดภาพรวมของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

แนวคิดที่จะนำเสนอวิธีการสร้างต้นแบบของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตของระบบการเฝ้าระวังติดตามดูแลสุขภาพผู้พิการและผู้ป่วยกายภาพบำบัด สามารถแบ่งระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตนั้นออกเป็นสองส่วนหลัก ๆ คือ ระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ และระบบเครือข่ายภายนอกศูนย์ส่งเสริมสุขภาพซึ่งเชื่อมต่อกับอินเทอร์เน็ต ดังต่อไปนี้

3.3.1.1 แนวคิดของระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

ระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพนั้นเกี่ยวข้องทั้งกับระบบติดตามและประมวลผลภาพ (monitoring by image processing) และอุปกรณ์ทางการแพทย์กายภาพบำบัดสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด (monitoring by signal processing) โดยมีโครงสร้างภาพรวมของระบบดัง

รูปที่ 3-8 โครงสร้างพื้นฐานของระบบเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ



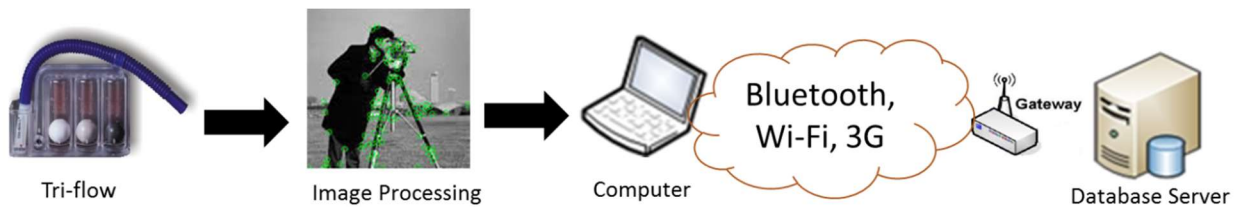
รูปที่ 3-8 โครงสร้างพื้นฐานของระบบเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

แนวคิดของระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพสามารถแบ่งการทำงานของระบบออกเป็นสองระบบใหญ่ๆ โดยการทำงานของระบบทั้งสองจะแยกส่วนกันในการส่งข้อมูลเข้าเครื่องเซิร์ฟเวอร์ดังนี้

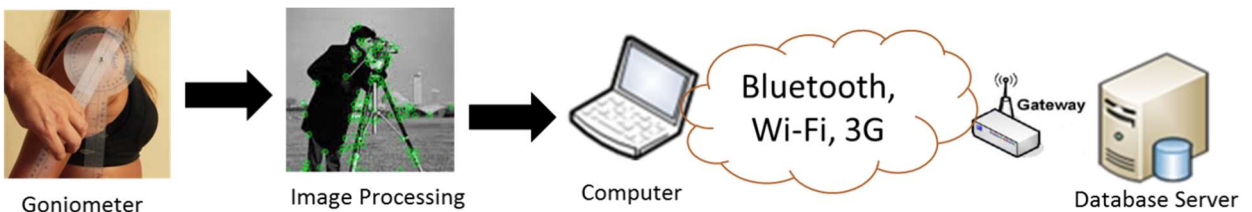
1. ระบบที่หนึ่งซึ่งเรียกว่า monitoring by image processing จะทำงานในลักษณะของการสื่อสารที่รองรับเทคโนโลยีแบบมัลติมีเดีย ซึ่งเป็นระบบการสื่อสารสำหรับข้อมูลขนาดใหญ่ที่เป็นไฟล์รูปภาพ วิดีโอ ซึ่งต้องส่งผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ตความเร็วสูง เพื่อนำข้อมูลเข้าสู่เครื่องเซิร์ฟเวอร์ได้อย่างถูกต้องครบถ้วนดังรูปที่ 3-9 ตัวอย่างแรกของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

และ รูปที่ 3-10 ตัวอย่างที่สองของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

โดยในที่นี้ระบบจะสามารถทำการวิเคราะห์สัญญาณข้อมูลภาพเพื่อประมวลผลเป็นข้อมูลที่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้ต่อนักกายภาพบำบัดหรือเจ้าหน้าที่พยาบาล



รูปที่ 3-9 ตัวอย่างแรกของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ



รูปที่ 3-10 ตัวอย่างที่สองของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

2. ระบบที่สองซึ่งเรียกว่า monitoring by signal processing คือระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดนั้น สามารถที่จะทำงานตรวจวัดสัญญาณของผู้พิการและผู้ป่วยด้วยการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ดังรูปที่ 3-11 ตัวอย่างแรกของระบบที่สองของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

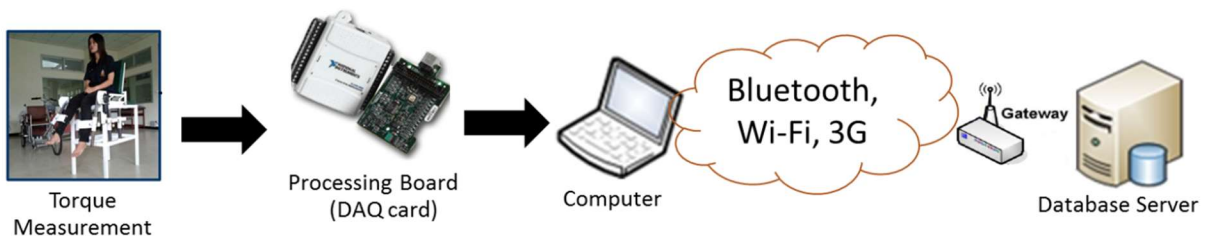
หรือตรวจวัดสัญญาณข้อมูลจากอุปกรณ์ที่ผู้พิการและผู้ป่วยใช้ทำกายภาพบำบัด ดังรูปที่ 3-12 ตัวอย่างที่สองของระบบที่สองของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

และ รูปที่ 3-13 ตัวอย่างที่สามของระบบที่สองของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

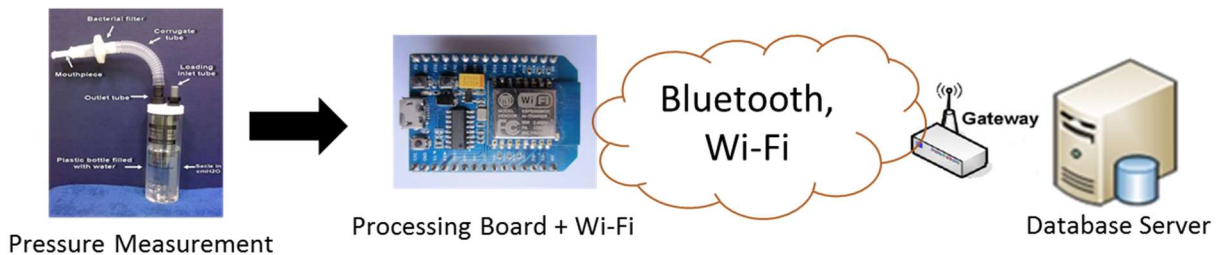
ซึ่งขึ้นอยู่กับลักษณะของอุปกรณ์นั้นๆ เช่น แรงบิด (Torque) , ปริมาตรของแรงดัน (Pressure) เป็นต้น จากนั้นจะทำการส่งผ่านระบบเครือข่ายสื่อสารรูปแบบใดรูปแบบหนึ่งที่สามารถรองรับการทำงานได้ไปยังเครื่องเซิร์ฟเวอร์



รูปที่ 3-11 ตัวอย่างแรกของระบบที่ส่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ



รูปที่ 3-12 ตัวอย่างที่สองของระบบที่ส่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ



รูปที่ 3-13 ตัวอย่างที่สามของระบบที่ส่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

จากรูปที่ 3-9 ตัวอย่างแรกของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

ถึง รูปที่ 3-13 ตัวอย่างที่สามของระบบที่ส่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

แสดงตัวอย่างของระบบต่าง ๆ ที่จะถูกเชื่อมต่อกับเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพด้วยเทคโนโลยีการสื่อสารในรูปแบบต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นในระบบเครือข่าย Ethernet ที่เป็นเทคโนโลยีระบบแลนผ่านตัวเกตเวย์ ตัวอย่างของระบบเครือข่าย Ethernet นั้นอาจเป็นระบบ Wireless LAN (WLAN) [10] ซึ่งเป็นระบบเครือข่ายที่กำหนด IP (IP Network) โดยระบบเครือข่ายนี้สามารถทำการเชื่อมต่อเข้ากับเซิร์ฟเวอร์ที่ติดตั้งไว้ภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ ในที่นี้ระบบสามารถแสดงผลข้อมูลทุกส่วนด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่ได้ทำการพัฒนาขึ้นผ่าน Web Application โดยระบบสามารถทำการแสดงผลข้อมูลได้ทั้ง Online [11] และ

Offline สำหรับข้อมูลแบบ Online คือข้อมูลที่แสดงผลแบบ Real time หรือข้อมูล ณ เวลาปัจจุบัน ส่วนข้อมูลแบบ Offline นั้นระบบจะทำการจัดเก็บข้อมูลในลักษณะของไฟล์ หรือเพิ่มข้อมูลไว้ในเครื่องบริการ โดยจัดแบ่งเก็บข้อมูลตามช่วงเวลา หรือวัน ที่ระบบได้กำหนดขึ้น

3.3.1.2 แนวคิดของระบบเครือข่ายเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

การเชื่อมต่อระหว่างเครือข่ายภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพกับทางโรงพยาบาล หรือกับนักกายภาพบำบัดผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ตแสดงดังรูปที่ 3-14 โครงสร้างพื้นฐานของระบบเครือข่ายเชื่อมต่อจากศูนย์ส่งเสริมสุขภาพผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

จากเครื่องให้บริการข้อมูล หรือเซิร์ฟเวอร์ดังรูปที่ 3-9 ตัวอย่างแรกของระบบที่หนึ่งของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

ถึง รูปที่ 3-13 ตัวอย่างที่สามของระบบที่สองของเครือข่ายสื่อสารในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ

จะทำการเชื่อมต่อกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ นักกายภาพบำบัด หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลที่คอยดูแลเรื่องการทำกายภาพผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ซึ่งแพทย์หรือเจ้าหน้าที่ที่สามารถเรียกดูข้อมูลของผู้ป่วยและผู้พิการที่ทำกายภาพบำบัดจากศูนย์ส่งเสริมสุขภาพได้จากระบบตามลักษณะการทำงานที่แตกต่างกันออกไป



รูปที่ 3-14 โครงสร้างพื้นฐานของระบบเครือข่ายเชื่อมต่อจากศูนย์ส่งเสริมสุขภาพผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

อีกทั้งระบบเครือข่ายจากศูนย์ส่งเสริมสุขภาพยังมีส่วนของการเชื่อมต่อกับญาติพี่น้องหรือผู้เกี่ยวข้องกับผู้ป่วยหรือผู้พิการผ่านทางอินเทอร์เน็ตได้ด้วย สามารถแสดงผลข้อมูลด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่ได้ทำการพัฒนาขึ้นผ่าน Web Application ดังนั้นผู้ใช้งานดังกล่าวสามารถที่จะเรียกดูข้อมูล เพื่อเฝ้าระวังดูแลความเป็นอยู่ของผู้พิการหรือผู้พิการกายภาพได้นอกเหนือจากการทำงานของแพทย์และเจ้าหน้าที่พยาบาล

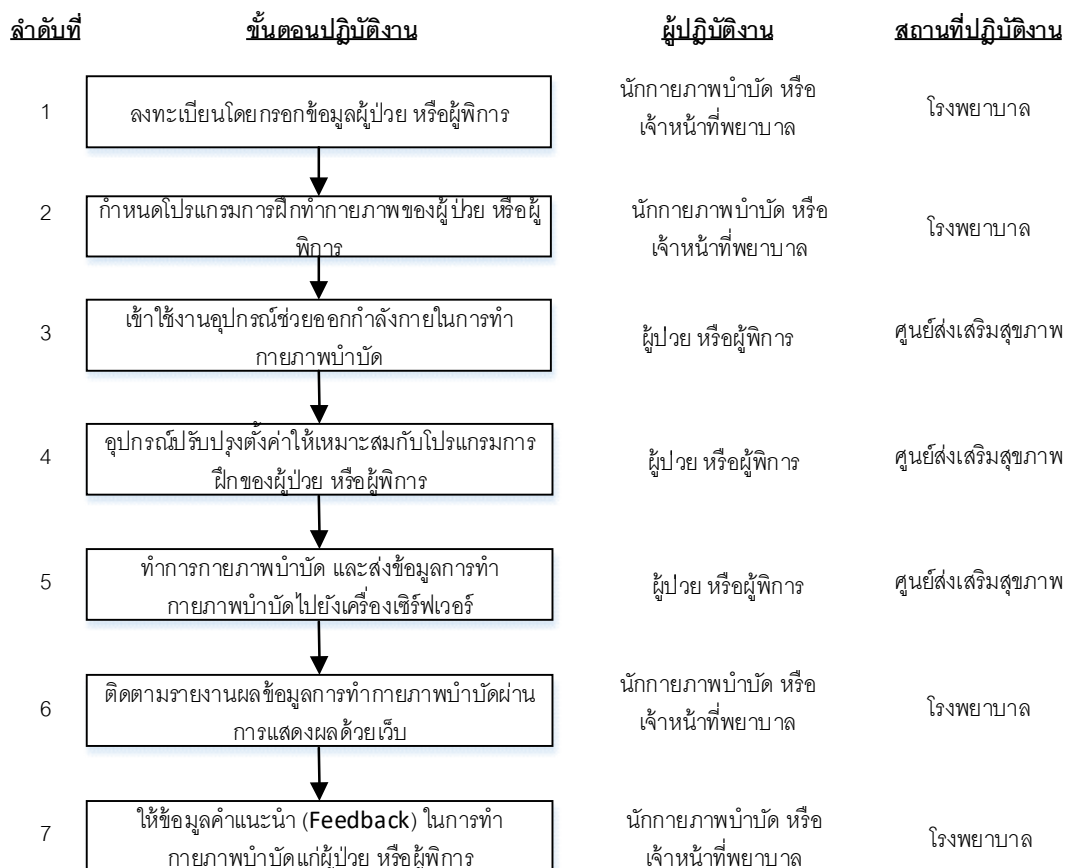
อย่างไรก็ตาม เนื่องจากข้อมูลของผู้ป่วยเป็นข้อมูลความลับเฉพาะบุคคล ดังนั้นจึงจำเป็นต้องคำนึงถึงความปลอดภัยของการจัดเก็บข้อมูลที่ได้มา โดยจะทำการเข้ารหัสในฐานข้อมูลที่มีการจัดเก็บ และจำกัดการเข้าถึงข้อมูลของผู้ใช้งานอย่างเหมาะสม นอกจากนี้แล้ว ในการเข้าถึงข้อมูลของผู้ป่วย สามารถเพิ่มความปลอดภัยด้วย 2-Step Verification โดยการใช้รหัสผ่านของผู้ใช้งานเดียวกันกับ Facebook หรือ Gmail อย่างไรก็ตามการ ในการใช้งาน Application ทั้งสองนี้ ผู้ใช้จำเป็นต้องกำหนดการเข้าถึงแบบ 2-Step Verification ซึ่งต้องผ่านการยืนยันตัวตนทุกครั้ง ทำให้อาจเกิดความยุ่งยากต่อการใช้งาน Application และระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือคนพิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

นอกจากนี้แล้ว ทางเลือกในการเพิ่มความปลอดภัยในการเข้าถึงข้อมูล ยังสามารถทำ 2-Step Verification ได้ โดยการติดต่อกับผู้ใช้บริการมือถือให้รองรับการส่ง SMS อย่างไรก็ตามทางเลือกนี้จะทำให้มีค่าใช้จ่ายเพิ่มขึ้นกับหน่วยงานที่นำระบบไปใช้งาน

3.3.2 วิธีการดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตนั้นประกอบด้วยผู้ใช้งานสองกลุ่มคือ ผู้ป่วยหรือผู้พิการ และเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัด โดยกลุ่มแรกจะเป็นกลุ่มผู้ใช้งานระบบที่จะเป็นผู้ให้ข้อมูลกับระบบ จึงต้องทำการวัดผลข้อมูลจากผู้ใช้งานกลุ่มแรก แล้วจึงนำไปให้กลุ่มที่สองเป็นผู้ตรวจสอบและติดตามข้อมูลดังกล่าว โดยการดำเนินงานของระบบเครือข่ายกับกลุ่มผู้ป่วยหรือผู้พิการ และกลุ่มของของเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัดได้แสดงดัง

รูปที่ 3-15 การดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต



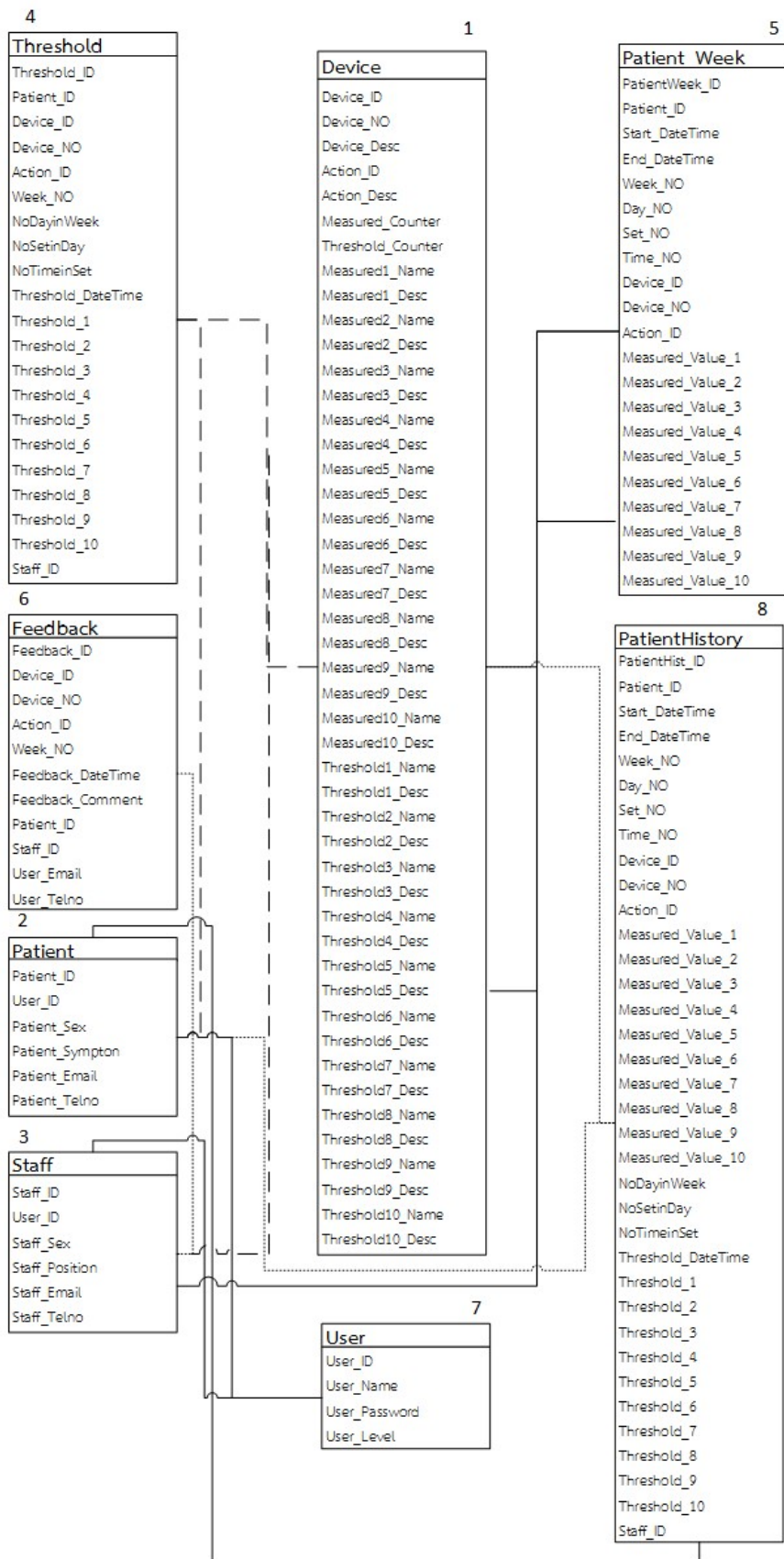
รูปที่ 3-15 การดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

บทที่ 4 ระบบฐานข้อมูล

ข้อมูลจากการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการจะถูกจัดเก็บลงในเครื่องเซิร์ฟเวอร์ผ่านทางเครือข่ายสื่อสารในรูปแบบที่รองรับการทำงานได้จริง โครงการนี้ได้ออกแบบระบบฐานข้อมูล เพื่อเก็บรวบรวมข้อมูลของอุปกรณ์ต่าง ๆ ที่ใช้ในการรองรับการทำงานของระบบทั้งหมดดังรูปที่ 4-1 โดยแบ่งออกได้เป็น 8 ตารางดังต่อไปนี้

- ตารางที่ 4-1.** ตารางข้อมูลของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ (Device) โดยใช้เก็บข้อมูลของอุปกรณ์โดยระบบในโครงการในเฟสนี้มีอุปกรณ์ทั้งหมด 5 อุปกรณ์ (ระบบวัดองศาข้อไหล่, ระบบอุปกรณ์ Triflo, อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX, อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย, อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก) แต่ได้ออกแบบให้รองรับการเพิ่มชนิดของอุปกรณ์ในอนาคตได้ ในแต่ละอุปกรณ์จะเก็บรหัสของอุปกรณ์แยกตามชนิด หมายเลขอุปกรณ์ คำอธิบายอุปกรณ์ หมายเลขลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์ ลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์ จำนวนของค่าที่วัดได้ของอุปกรณ์ จำนวนของค่ากำหนดของอุปกรณ์ ค่าของสัปดาห์สูงสุดสำหรับใช้อุปกรณ์นั้น สำหรับค่าเทรสโฮลด์และที่วัดได้จากการทำกายภาพบำบัดรองรับไว้ที่ 10 ค่าเพื่อให้อุปกรณ์ต่าง ๆ สามารถกำหนดได้ โดยไม่จำเป็นต้องใช้ทั้งหมด
- ตารางที่ 4-2.** ตารางข้อมูลของผู้ป่วยที่เข้าโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Patient) โดยใช้เก็บข้อมูลของผู้พิการหรือผู้ป่วยที่อยู่ในโปรแกรมการทำกายภาพบำบัด
- ตารางที่ 4-3.** ตารางข้อมูลของผู้ใช้งาน เป็นแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด (Staff) โดยใช้เก็บข้อมูลของแพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัด ซึ่งเป็นผู้ใช้งานระบบ และดูแลผู้พิการหรือผู้ป่วยที่อยู่ในโปรแกรมการทำกายภาพบำบัด
- ตารางที่ 4-4.** ตารางข้อมูลของค่ากำหนดของแต่ละอุปกรณ์สำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Threshold) โดยใช้เก็บข้อมูลค่ากำหนด หรือค่าเป้าหมายที่เมื่อผู้พิการหรือผู้ป่วยใช้อุปกรณ์ในการทำกายภาพบำบัดแล้วจะต้องทำให้ได้มากกว่าค่าที่กำหนดไว้จึงจะถือว่าผู้พิการหรือผู้ป่วยทำกายภาพได้อย่างสัมฤทธิ์ผล ซึ่งค่าดังกล่าวจะถูกกำหนดโดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด โดยค่าดังกล่าวจะขึ้นอยู่กับลักษณะของผู้พิการหรือผู้ป่วยแต่ละราย และแต่ละสัปดาห์ของการทำกายภาพบำบัด
- ตารางที่ 4-5.** ตารางข้อมูลของการจัดเก็บข้อมูลที่ตรวจวัดได้จากโปรแกรมการฝึกของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ (Patient Week) โดยใช้เก็บข้อมูลซึ่งเป็นผลจากการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดทั้งหมดที่อยู่ในระบบ

- ตารางที่ 4-6. ตารางข้อมูลของคำแนะนำแก่ผู้ป่วยหรือผู้พิการสำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพตามแต่ละ
สัปดาห์ (Feedback) โดยเก็บข้อมูลคำแนะนำจากแพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนัก
กายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัด
- ตารางที่ 4-7. ตารางข้อมูลของผู้ใช้งานระบบทั้งหมด (User)
- ตารางที่ 4-8. ตารางข้อมูลของประวัติโปรแกรมการฝึกกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยหรือผู้พิการแต่ละคน
(Patient_History)



รูปที่ 4-1 ความสัมพันธ์ของตารางข้อมูลทั้งหมดของระบบระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยใน

ตารางที่ 4-1 ตารางข้อมูลของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ (Device)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
Device_ID (๙)	รหัสของอุปกรณ์แยกตามชนิด device type	ตัวอักษร, varchar(30)
Device_NO (๙)	อุปกรณ์ชนิดเดียวกันตัวที่ 1,2,3,... device number	ตัวอักษร varchar(1), ตัวเลข int(4)
Device_Description	คำอธิบายอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Action_ID (๙)	หมายเลขลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์	ตัวอักษร, varchar(30)
Action_Description	ลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured_Counter	จำนวนของค่าที่วัดได้ของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_Counter	จำนวนของค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Max_WeekNo	ค่าของสัปดาห์สูงสุดสำหรับใช้อุปกรณ์นั้น	ตัวเลข, int(11)
Measured1_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 1 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured1_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 1 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured2_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 2 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured2_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 2 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured3_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 3 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured3_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 3 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured4_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 4 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured4_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 4 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured5_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 5 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured5_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 5 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured6_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 6 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured6_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 6 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured7_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 7 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured7_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 7 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured8_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 8 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured8_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 8 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured9_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 9 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured9_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 9 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured10_Name	ชื่อของค่าที่วัดได้ที่ 10 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Measured10_Desc	คำอธิบายของค่าที่วัดได้ที่ 10 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold1_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 1 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
Threshold1_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 1 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold2_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 2 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold2_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 2 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold3_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 3 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold3_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 3 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold4_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 4 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold4_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 4 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold5_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 5 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold5_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 5 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold6_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 6 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold6_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 6 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold7_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 7 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold7_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 7 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold8_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 8 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold8_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 8 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold9_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 9 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold9_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 9 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold10_Name	ชื่อของค่ากำหนดที่ 10 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)
Threshold10_Desc	คำอธิบายของค่ากำหนดที่ 10 ของอุปกรณ์	ข้อความ, varchar(255)

ตารางที่ 4-2 ตารางข้อมูลของผู้ป่วยที่เข้าโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Patient)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
Patient_ID (๕)	รหัสประจำตัวของผู้ป่วยหรือผู้พิการ	ตัวเลข, int(11)
User_ID	รหัสผู้ใช้งานระบบ	ตัวเลข, int(11)
Patient_Sex	เพศผู้ป่วยหรือผู้พิการ	ตัวอักษร, varchar(30)
Patient_Symptom	โรคประจำตัวผู้ป่วยหรือผู้พิการ	ข้อความ, varchar(255)
Staff_ID	รหัสประจำตัวของแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)

ตารางที่ 4-3 ตารางข้อมูลของผู้ใช้งาน (แพทย์ นักกายภาพบำบัด) (Staff)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
Staff_ID (๕)	รหัสประจำตัวของแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
User_ID	รหัสผู้ใช้งานระบบ	ตัวเลข, int(11)
Staff_Sex	เพศผู้ใช้งาน	ตัวอักษร, varchar(30)
Staff_Position	ตำแหน่งหน้าที่ของผู้ใช้งาน	ข้อความ, varchar(255)

ตารางที่ 4-4 ตารางข้อมูลของค่ากำหนดของแต่ละอุปกรณ์สำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Threshold)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
Threshold_ID(๕)	รหัสตารางข้อมูลค่ากำหนด	ตัวเลข, int(11)
Patient_ID	รหัสประจำตัวของผู้ป่วยหรือผู้พิการ	ตัวเลข, int(11)
Device_ID	รหัสของชนิดอุปกรณ์ที่ใช้ในการกายภาพบำบัด	ตัวอักษร, varchar(30)
Device_NO	อุปกรณ์ชนิดเดียวกันตัวที่ 1,2,3,... device number	ตัวอักษร varchar(1), ตัวเลข int(4)
Action_ID	หมายเลขลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Week_NO	หมายเลขของ week ที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Threshold_DateTime	วันและเวลาในการใช้งานกำหนดค่าอุปกรณ์ทำ กายภาพบำบัด , DD-MMM-YYYY HH:MM:SS	ข้อความ, varchar(255)
Threshold_1	ค่ากำหนดของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพตามแต่ ละ week	ตัวเลข, int(11)
Threshold_2	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_3	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_4	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_5	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_6	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_7	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_8	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_9	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_10	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Staff_ID	รหัสประจำตัวของผู้ใช้งาน	ตัวเลข, int(11)

ตัวอย่างข้อมูล : 58123456, A, A0001, 1, 1, 02-Dec-2015 15:00:00, 20, , , , , , , , , 001

ตารางที่ 4-5 ตารางข้อมูลของการจัดเก็บข้อมูลที่ตรวจวัดได้จากโปรแกรมการฝึกของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ

(Patient_Week)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
PatientWeek_ID (๕)	หมายเลขของตาราง Patient_week	ตัวเลข, int(11)
Patient_ID	รหัสประจำตัวของผู้ป่วยหรือผู้ฝึกการ	ตัวเลข, int(11)
Start_DateTime	วันและเวลาจริงเริ่มต้นในการใช้งานอุปกรณ์ทำกายภาพบำบัด , DD-MMM-YYYY HH:MM:SS	ข้อความ, varchar(255)
End_DateTime	วันและเวลาจริงสิ้นสุดในการใช้งานอุปกรณ์ทำกายภาพบำบัด , DD-MMM-YYYY HH:MM:SS	ข้อความ, varchar(255)
Week_NO	หมายเลขของ week ที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Day_NO	หมายเลขของวันที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Set_NO	หมายเลขของเซตที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Time_NO	หมายเลขของครั้งที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Device_ID	รหัสของชนิดอุปกรณ์ที่ใช้ในการกายภาพบำบัด	ตัวอักษร, varchar(30)
Device_NO	อุปกรณ์ชนิดเดียวกันตัวที่ 1,2,3,... device number	ตัวอักษร varchar(1), ตัวเลข int(4)
Action_ID	หมายเลขลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_1	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ เช่นค่า EMG signal, ค่าองศา เป็นต้น	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_2	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_3	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_4	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_5	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_6	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_7	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_8	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_9	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_10	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)

ตารางที่ 4-6 ตารางข้อมูลของคำแนะนำแก่ผู้ป่วยหรือผู้พิการสำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพตามแต่ละสัปดาห์
(Feedback)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
Feedback_ID (๕)	หมายเลขของตาราง Feedback	ตัวเลข, int(11)
Patient_ID	รหัสประจำตัวของผู้ป่วยหรือผู้พิการ	ตัวเลข, int(11)
Device_ID	รหัสของชนิดอุปกรณ์ที่ใช้ในการ กายภาพบำบัด	ตัวอักษร, varchar(30)
Device_NO	รหัสของชนิดอุปกรณ์ที่ใช้ในการ กายภาพบำบัด	ตัวอักษร, varchar(30)
Action_ID	หมายเลขลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Week_NO	หมายเลขของ week ที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Feedback_DateTime	วันและเวลาในการให้คำแนะนำของนัก กายภาพบำบัดหรือแพทย์ , DD-MMM-YYYY HH:MM:SS	ข้อความ, varchar(255)
Feedback_Comment	คำแนะนำของนักกายภาพบำบัดหรือแพทย์ ตามแต่ละ week ถึงผู้ป่วยหรือผู้พิการ / ข้อความบอกเล่าอาการของผู้ป่วยหรือผู้ พิการถึงนักกายภาพบำบัดหรือแพทย์	ข้อความ, varchar(255)
Patient_ID	รหัสประจำตัวของผู้ป่วยหรือผู้พิการ	ตัวเลข, int(11)
Staff_ID	รหัสประจำตัวของผู้ใช้งาน	ตัวเลข, int(11)
User_Telno	เบอร์โทรศัพท์มือถือของผู้ใช้งานระบบ	ข้อความ, varchar(255)
User_Email	อีเมลล์ของผู้ใช้งานระบบ	ข้อความ, varchar(255)

ตารางที่ 4-7 ตารางข้อมูลของผู้ใช้งานระบบทั้งหมด (User)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
User_ID (๕)	รหัสประจำตัวของรหัสผู้ใช้งานระบบ	ตัวเลข, int(11)
User_Name	ชื่อของรหัสผู้ใช้งานระบบ	ข้อความ, varchar(255)
User_Email	อีเมลล์ของรหัสผู้ใช้งานระบบ	ตัวอักษร, varchar(30)
User_Telno	เบอร์โทรศัพท์ของรหัสผู้ใช้งานระบบ	ข้อความ, varchar(255)
User_Password	รหัสผ่านของรหัสผู้ใช้งานระบบ	ตัวอักษร, varchar(30)
User_Level	ระดับชั้นของรหัสผู้ใช้งานระบบ	ตัวเลข, int(11)

ตารางที่ 4-8 ตารางข้อมูลของประวัติโปรแกรมการฝึกกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยหรือผู้พิการแต่ละคน (Patient_History)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูล	ชนิดข้อมูล
PatientWeek_ID (๕)	หมายเลขของตาราง Patient_week	ตัวเลข, int(11)
Patient_ID	รหัสประจำตัวของผู้ป่วยหรือผู้พิการ	ตัวเลข, int(11)
Start_DateTime	วันและเวลาจริงเริ่มต้นในการใช้งานอุปกรณ์ ทำกายภาพบำบัด , DD-MMM-YYYY HH:MM:SS	ข้อความ, varchar(255)
End_DateTime	วันและเวลาจริงสิ้นสุดในการใช้งานอุปกรณ์ ทำกายภาพบำบัด , DD-MMM-YYYY HH:MM:SS	ข้อความ, varchar(255)
Week_NO	หมายเลขของ week ที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Day_NO	หมายเลขของวันที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Set_NO	หมายเลขของเซตที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Time_NO	หมายเลขของครั้งที่ทำการกายภาพบำบัด	ตัวเลข, int(11)
Device_ID	รหัสของชนิดอุปกรณ์ที่ใช้ในการ กายภาพบำบัด	ตัวอักษร, varchar(30)
Device_NO	อุปกรณ์ชนิดเดียวกันตัวที่ 1,2,3,... device number	ตัวอักษร varchar(1), ตัวเลข int(4)
Action_ID	หมายเลขลักษณะท่าทางการใช้งานอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_1	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ เช่นค่า EMG signal, ค่าองศา เป็นต้น	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_2	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_3	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_4	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_5	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_6	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_7	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_8	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_9	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)
Measured_Value_10	ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ	ตัวเลข, int(11)

ชื่อข้อมูล	คำอธิบายข้อมูลที่จัดเก็บในฐานะข้อมูล	ชนิดข้อมูล
Threshold_DateTime	วันและเวลาในการใช้งานกำหนดค่าอุปกรณ์ ทำกายภาพบำบัด , DD-MMM-YYYY HH:MM:SS	ข้อความ, varchar(255)
Threshold_1	ค่ากำหนดของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำ กายภาพตามแต่ละ week	ตัวเลข, int(11)
Threshold_2	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_3	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_4	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_5	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_6	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_7	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_8	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_9	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Threshold_10	ค่ากำหนดของอุปกรณ์	ตัวเลข, int(11)
Staff_ID	รหัสประจำตัวของผู้ใช้งาน	ตัวเลข, int(11)

การเริ่มต้นการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการหรือผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนั้น แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดจะทำการตั้งค่าที่กำหนดผ่านระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านหน้าเว็บ ระบบจะทำการปรับปรุงข้อมูลของค่ากำหนดของแต่ละอุปกรณ์สำหรับโปรแกรมการฝึกทำกายภาพบำบัด หรือ ตาราง Threshold จากนั้นเมื่อผู้พิการหรือผู้ป่วยเริ่มใช้งานอุปกรณ์ในการทำกายภาพบำบัด อุปกรณ์ดังกล่าวจะส่งคำร้องเพื่อขอข้อมูลของค่ากำหนดล่าสุดสำหรับผู้พิการหรือผู้ป่วยคนนั้นจากรายการ Threshold ไปเป็นค่าเป้าหมายให้กับอุปกรณ์นั้น ๆ

จากนั้นเมื่ออุปกรณ์ในการทำกายภาพบำบัดถูกใช้โดยผู้พิการหรือผู้ป่วยก็จะทำการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ต่าง ๆ ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดไปยังเครื่องเซิร์ฟเวอร์เพื่อทำการจัดเก็บข้อมูลที่ตรวจวัดได้ของแต่ละอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพในตาราง Patient Week

เมื่อแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดต้องการให้คำแนะนำแก่ผู้ป่วยหรือผู้พิการ หลังจากดูรายงานผลจากระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารแล้วนั้น แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถให้คำแนะนำแก่ผู้ป่วยหรือผู้พิการสำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพตามแต่ละสัปดาห์ด้วยการใช้ตาราง Feedback โดยข้อมูลคำแนะนำจะส่งถึงผู้ป่วยหรือผู้พิการผ่านทางข้อความโทรศัพท์มือถือ (SMS) หรือจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ (Email)

บทที่ 5 แผนการดำเนินงาน การกำหนดระยะเวลาการดำเนินงาน และบุคลากร

5.1 แผนการดำเนินงาน

โครงการระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ที่ยื่นขอรับทุนนี้ เป็นการรวมงานวิจัยและพัฒนา 3 ระบบ เข้าด้วยกันดังนี้

- 1) ระบบติดตามผลและประเมินผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด มี 2 ระบบย่อย คือ
 - 1.1)ระบบประเมินผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด
 - 1.2)ระบบประเมินผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด
- 2) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด มี 2 ระบบย่อย คือ
 - 2.1)ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารปอด
 - 2.2)ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า
- 3) ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

แผนปฏิบัติการที่สอดคล้องกับแผนงบประมาณมีการแบ่งเป็น 4 งวด แสดงดังตารางที่ 5-1 โดยมีรายละเอียดของงานดังตารางที่ 5-2 นอกจากนี้แผนการดำเนินงานของระบบย่อยดังที่กล่าวข้างต้นแสดงดังตารางที่ 5-3 ถึง 5-7

ตารางที่ 5-1 แผนปฏิบัติการที่สอดคล้องกับแผนงบประมาณ

กิจกรรม	ระยะเวลา (Duration)	แผนปฏิบัติการ (Schedule)	
		เริ่มต้น	สิ้นสุด
ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง และทำการศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณและระบบต่าง ๆ จากอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาด	61 วัน	22 ก.ย. 58	22 พ.ย. 58
ออกแบบและทดสอบอุปกรณ์ของระบบต่าง ๆ ทำการเก็บข้อมูลและการวิเคราะห์	182 วัน	23 พ.ย. 58	22 พ.ค. 59
ทำการวิเคราะห์หาระเบียบวิธีที่เหมาะสม พัฒนาโปรแกรมประยุกต์สำหรับระบบทั้ง 3 ระบบและแยกทดสอบ และการทดสอบรวมระบบทั้ง 3 ระบบเข้าด้วยกัน พร้อมปรับปรุงแก้ไข	304 วัน	23 พ.ค. 59	22 มี.ค. 60
วิเคราะห์ข้อมูลและการฟื้นตัวของอาสาสมัคร ร่วมกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ และนำส่งรายงานฉบับสมบูรณ์	184 วัน	23 มี.ค. 60	22 ก.ย. 60
รวมทั้งสิ้น	731 วัน		

ตารางที่ 5-2 แผนการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (แผนงานหลัก)

ขั้นตอนการทำงาน	ระยะเวลาการดำเนินงาน(เดือน)																							
	ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4			ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1) ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง																								
2) ทำการศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณและระบบต่าง ๆ จากอุปกรณ์ที่มีอยู่ในห้องตลาด																								
2.1) ศึกษาคุณลักษณะของการเคลื่อนไหวทางกายภาพที่สอดคล้องกับการทำกายภาพบำบัด																								
2.2) ศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณกล้ามเนื้อที่สอดคล้องกับการทำกายภาพบำบัด																								
2.3) ศึกษารูปแบบการสื่อสารภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพที่เหมาะสม																								
2.4) บริการหรือกับแพทย์และนักกายภาพบำบัดสำหรับการออกแบบอุปกรณ์ระบบ																								
3) การออกแบบและทดสอบอุปกรณ์ต่าง ๆ																								
3.1) ออกแบบและติดตั้งอุปกรณ์ที่ใช้ในการประมวลผลภาพ																								
3.2) ออกแบบและพัฒนาเครื่องมือเพื่อใช้ในการฝึกกล้ามเนื้อ																								
3.3) ทำการออกแบบการสื่อสารสำหรับระบบต่าง ๆ																								
4) ทำการเก็บข้อมูลและทำการวิเคราะห์																								
4.1) ทำการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์สัญญาณภาพในบุคคลปกติ เพื่อศึกษาความแตกต่างของสัญญาณระหว่างคนปกติกับบุคคลที่ต้องการการรักษา																								
4.2) ทำการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อในบุคคลปกติ เพื่อศึกษาความแตกต่างของสัญญาณระหว่างคนปกติกับบุคคลที่ต้องการการรักษา																								
5) การวิเคราะห์หาระเบียบวิธีที่เหมาะสม																								
5.1) วิเคราะห์หาวิธีตรวจจับท่าทางที่เหมาะสม																								
5.2) วิเคราะห์หาลักษณะเด่นของสัญญาณซึ่งส่งผลการฟื้นตัวของกล้ามเนื้อที่ทำกายภาพ																								
5.3) วิเคราะห์หาวิธีลดความแปรปรวนของสัญญาณวิทยุให้ปรับตัวได้กับสภาพแวดล้อมภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ																								
6) ทำการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์สำหรับระบบทั้ง 3 ระบบ และแยกทดสอบ																								
7) ทำทดสอบรวมระบบทั้ง 3 ระบบเข้าด้วยกัน พร้อมปรับปรุงแก้ไข																								
8) วิเคราะห์ข้อมูลและการฟื้นตัวของอาสาสมัคร ร่วมกับแพทย์และนักกายภาพ พร้อมรับฟังความคิดเห็นของผู้ใช้ระบบ																								
9) สรุปผลการวิเคราะห์และเขียนรายงานการวิจัย																								

ตารางที่ 5-3 แผนการดำเนินงานของระบบประมวลผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ของผู้ป่วยข้อไหล่ติด

ขั้นตอนการทำงาน	ระยะเวลาการดำเนินงาน (เดือน)																							
	ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4			ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1. ศึกษาวิธีการตรวจประเมินผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่และเครื่องมือที่ใช้ในโรงพยาบาล	■	■																						
2. ศึกษาและออกแบบระบบเพื่อหองศาของการเคลื่อนไหวด้วยวิธีการประมวลผลภาพ			■	■	■	■	■	■																
2.1 ศึกษาและออกแบบวิธีการตรวจจับภาพ			■	■	■																			
2.2 ศึกษาและออกแบบวิธีการติดตามภาพ						■	■	■																
3. เขียนโปรแกรมวิเคราะห์หองศาของการเคลื่อนไหว						■	■	■	■	■	■	■	■	■										
3.1 เขียนโปรแกรมเพื่อแยกภาพร่างกายผู้ป่วยออกจากพื้นหลัง						■	■	■																
3.2 เขียนโปรแกรมเพื่อแยกภาพส่วนต่างๆ ของร่างกาย								■	■	■														
3.3 เขียนโปรแกรมเพื่อหาตัวแทนภาพและติดตามภาพ									■	■	■													
3.4 เขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณหองศาของการเคลื่อนไหว											■	■	■	■										
4. ทดสอบโปรแกรมการใช้งานร่วมกับระบบอื่นๆ พร้อมปรับปรุงแก้ไข												■	■	■	■	■	■							
5. วิเคราะห์ข้อมูลและการทำงานของโปรแกรมกับอาสาสมัคร																			■	■	■	■		
6. สรุปผลการวิเคราะห์และเขียนรายงานการวิจัย																					■	■	■	■

ตารางที่ 5-4 แผนการดำเนินงานของระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามผลการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด Triflo

ขั้นตอนการทำงาน	ระยะเวลาการดำเนินงาน (เดือน)																							
	ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4			ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1. ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องเพื่อเรียนรู้วิธีการตรวจจับและติดตามวัตถุด้วยระบบประมวลผลภาพด้วยวิธีการต่าง ๆ																								
2. ศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดและศึกษาวิธีการประมวลผลภาพที่เหมาะสมกับลักษณะของอุปกรณ์																								
3. ออกแบบระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด เช่น ระบบตรวจจับและติดตามวัตถุ ระบบการคำนวณปริมาตร																								
4. เขียนโปรแกรมประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด																								
5. ทำการทดสอบโปรแกรมและวิเคราะห์ผลการทดลองเพื่อวัดประสิทธิภาพและหาข้อบกพร่องของระบบ																								
6. ปรับปรุงแก้ไขและเพิ่มประสิทธิภาพของระบบ																								
7. วิเคราะห์ข้อมูลและทดสอบโปรแกรมกับอาสาสมัคร																								
8. สรุปผลและเขียนรายงานการวิจัย																								

ตารางที่ 5-5 แผนการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารปอด BreatheMAX

ขั้นตอนการทำงาน	ระยะเวลาการดำเนินงาน (เดือน)																							
	ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4			ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1. ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับการวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ อุปกรณ์ฝึกหายใจ																								
2. ศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดและศึกษาวิธีการและอุปกรณ์ที่เหมาะสมกับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อหายใจ																								
3. ออกแบบระบบติดตามและช่วยบริหารปอด การฟื้นฟูกล้ามเนื้อหายใจ อุปกรณ์ที่สามารถวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX																								
4. พัฒนาส่วนที่รับค่าความดัน โดยผ่านตัวตรวจจับแรงดัน (Pressure sensor) ซึ่งจะเปลี่ยนค่าความดันให้เป็นปริมาณทางไฟฟ้า (Electrical output) โดยมี microprocessor เป็นหน่วยประมวลผล																								
5. ทำการทดสอบโปรแกรมและวิเคราะห์ผลการทดลองเพื่อวัดประสิทธิภาพและหาข้อบกพร่องของระบบ																								
6. ปรับปรุงแก้ไขและเพิ่มประสิทธิภาพของระบบ																								
7. วิเคราะห์ข้อมูลและทดสอบโปรแกรมกับอาสาสมัคร																								
8. สรุปผลและเขียนรายงานการวิจัย																								

ตารางที่ 5-6 แผนการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเช่า

ขั้นตอนการทำงาน	ระยะเวลาการดำเนินงาน (เดือน)																							
	ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4			ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1. ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องเพื่อเรียนรู้วิธีการออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเช่า																								
2. ศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดและศึกษาวิธีการออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเช่าที่เหมาะสมและปลอดภัยในการกำลังกายโดยลำพัง																								
3. ออกแบบระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเช่า ที่สามารถวัดและประมวลผลความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ แรงบิดในการออกกำลังกาย ความเร็วในการเหยียดเข้า และส่งข้อมูลไร้สายมายังเซิร์ฟเวอร์ในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ																								
4. พัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบและเขียนโปรแกรมในการประมวลผลสัญญาณจากการออกกำลังกายบริหารข้อเช่า																								
5. ทำการทดสอบโปรแกรมและวิเคราะห์ผลการทดลองเพื่อวัดประสิทธิภาพและหาข้อบกพร่องของระบบ																								
6. ปรับปรุงแก้ไขและเพิ่มประสิทธิภาพของระบบ																								
7. วิเคราะห์ข้อมูลและทดสอบโปรแกรมกับอาสาสมัคร																								
8. สรุปผลและเขียนรายงานการวิจัย																								

ตารางที่ 5-7 แผนการดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

ขั้นตอนการทำงาน	ระยะเวลาการดำเนินงาน (เดือน)																							
	ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4			ไตรมาส 1			ไตรมาส 2			ไตรมาส 3			ไตรมาส 4		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1. ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง																								
2. ทำการศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณและระบบต่าง ๆ สำหรับรูปแบบการสื่อสารภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพที่เหมาะสมจากอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาด																								
3. การออกแบบการทำงานสำหรับระบบต่าง ๆ เช่น ระบบภายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ ระบบฐานข้อมูล ระบบโปรแกรมประยุกต์ผ่านเว็บ																								
4. ทำการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์สัญญาณข้อมูลของระบบต่าง ๆ ของเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ																								
5. ทำการทดสอบข้อมูลของระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพกับอุปกรณ์ที่ทำกายภายบำบัดในแบบต่าง ๆ																								
6. ทำการพัฒนาฐานข้อมูลสำหรับระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ																								
7. ทำการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ผ่านเว็บสำหรับแสดงผลข้อมูลของระบบเครือข่ายภายนอกศูนย์ส่งเสริมสุขภาพที่เชื่อมต่อกับอินเทอร์เน็ต อินเทอร์เน็ตสำหรับระบบทั้งหมด โดยทำการแยกทดสอบตามลักษณะของอุปกรณ์หรือสัญญาณตรวจวัด																								
8. ทำทดสอบรวมระบบทั้งหมดเข้าด้วยกัน พร้อมปรับปรุงแก้ไข																								
9 วิเคราะห์ข้อมูลและการฟื้นตัวของอาสาสมัคร ร่วมกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ																								
10. สรุปผลการวิเคราะห์และเขียนรายงานการวิจัย																								

5.2 แผนการนำเสนอผลงาน

จัดแสดงผลงานในงาน ตามแผนประชาสัมพันธ์ของ กทปส

5.3 แผนการส่งมอบงาน

งวดที่ 1. ส่งมอบรายงานเบื้องต้น พร้อมอิเล็กทรอนิกส์ไฟล์ จำนวน 5 ชุด ภายใน 61 วัน นับจากวันลงนามในสัญญา โดยมีรายละเอียดอย่างน้อยดังนี้

- แนวคิดการวิจัย แผนการดำเนินโครงการ
- ผลการศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณและระบบต่าง ๆ จากอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาด

งวดที่ 2. ส่งมอบรายงานความก้าวหน้าครั้งที่ 1 พร้อมอิเล็กทรอนิกส์ไฟล์ จำนวน 5 ชุด ภายใน 243 วัน นับจากวันลงนามในสัญญา โดยมีเนื้อหาผลการศึกษาของรายงานเบื้องต้น และรายละเอียดผลการศึกษาเพิ่มเติมอย่างน้อยดังนี้

- ผลการออกแบบและทดสอบอุปกรณ์ของระบบต่าง ๆ
- ผลการเก็บข้อมูลและการวิเคราะห์

งวดที่ 3. ส่งมอบรายงานความก้าวหน้าครั้งที่ 2 พร้อมอิเล็กทรอนิกส์ไฟล์ จำนวน 5 ชุด ภายใน 547 วัน นับจากวันลงนามในสัญญา โดยมีเนื้อหาผลรายงานความก้าวหน้าครั้งที่ 1 และรายละเอียดผลการศึกษาเพิ่มเติมอย่างน้อยดังนี้

- ผลการวิเคราะห์หาระเบียบวิธีที่เหมาะสม
- ผลการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์สำหรับระบบทั้ง 3 ระบบ และแยกทดสอบ
- ผลการทดสอบรวมระบบทั้ง 3 ระบบเข้าด้วยกัน พร้อมปรับปรุงแก้ไข

งวดที่ 4. ส่งมอบรายงานฉบับสมบูรณ์ พร้อมอิเล็กทรอนิกส์ไฟล์ จำนวน 5 ชุด ภายใน 731 วัน นับจากวันลงนามในสัญญา โดยมีรายละเอียดผลการศึกษาอย่างน้อยดังนี้

- ผลการวิเคราะห์ข้อมูลและการฟื้นตัวของอาสาสมัคร ร่วมกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
- ต้นแบบระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารระดับห้องปฏิบัติการ
- บทความในวารสารวิชาการอย่างน้อย 5 เรื่อง
- เอกสารประกอบการยื่นขอสิทธิบัตรหรืออนุสิทธิบัตรอย่างน้อย 1 เรื่อง
- รายงานสรุปผลการดำเนินโครงการครบถ้วนสมบูรณ์ตามที่ระบุไว้ในข้อเสนอโครงการ

5.4 บุคลากรในโครงการ

5.4.1 ที่ปรึกษา

โครงการมีที่ปรึกษาเป็นผู้เชี่ยวชาญทางด้านกายภาพบำบัด จำนวน 2 คน คือ

1) นางสมศรี เขียวมนตรี	<ul style="list-style-type: none">• นักกายภาพบำบัดชำนาญการ หน่วยกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์• ให้คำปรึกษาด้านการออกกำลังกายเพื่อบริหารปอด
2) แพทย์หญิง ชนนิษฐ์ ลิ้มสกุล	<ul style="list-style-type: none">• แพทย์ หน่วยเวชศาสตร์ฟื้นฟู โรงพยาบาลสงขลานครินทร์• ให้คำปรึกษาด้านการออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเข่า

5.4.2 นักวิจัย

โครงการมีนักวิจัยจำนวน 10 คน ซึ่งเป็นข้าราชการ/พนักงานมหาวิทยาลัย แบ่งหน้าที่รับผิดชอบในระบบต่าง ๆ ดังนี้

1) รศ. ดร. ณีฎฐา จินดาเพ็ชร	<ul style="list-style-type: none">• หัวหน้าโครงการ• ผู้ประสานงานโครงการ• นักวิจัยในระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด
2) รศ. บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา	<ul style="list-style-type: none">• นักวิจัยในระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด
3) ผศ. สุระพล เขียวมนตรี	<ul style="list-style-type: none">• นักวิจัยในระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด
4) นางสาวสายแก้ว เจือจันทร์	<ul style="list-style-type: none">• นักวิจัยในระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด
5) ดร. รักกฤตว์ ดวงสร้อยทอง	<ul style="list-style-type: none">• นักวิจัยในระบบติดตามผลและประมวผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด
6) รศ. คณดิถ เจษฎ์พัฒนานนท์	<ul style="list-style-type: none">• นักวิจัยในระบบติดตามผลและประมวผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด

7) นางสาวปรพร ศรีวรรณวิทย์	<ul style="list-style-type: none"> • นักวิจัยในระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด
8) ดร. ดุจดาว บุรณะพาณิชย์กิจ	<ul style="list-style-type: none"> • นักวิจัยในระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต
9) รศ. ดร. เกริกชัย ทองหนู	<ul style="list-style-type: none"> • นักวิจัยในระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

5.4.3 ผู้ประสานงานโครงการ

ผู้ประสานงานโครงการ 1 คน คือ รศ. ดร. ณิชฎา จินดาเพ็ชร

5.4.4 ผู้ช่วยวิจัย

ผู้ช่วยวิจัย 6 คน คือ นักศึกษาปริญญาโทหรือปริญญาเอก ช่วยวิจัยใน 3 ระบบ

1) นายสุนทร รุ่งเรืองใบหยก	<ul style="list-style-type: none"> • นักศึกษาปริญญาเอก • ดูแลพัฒนาระบบประมวลผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด
2) นายอัทธายุ หยุทอง	<ul style="list-style-type: none"> • นักศึกษาปริญญาโท • ดูแลพัฒนาระบบประมวลผลภาพสำหรับติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด
3) นางสาวนันทริกา เทียมชู	<ul style="list-style-type: none"> • นักศึกษาปริญญาเอก • ดูแลพัฒนาระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารปอด
4) นายเกียรติศักดิ์ เส็งช่วย	<ul style="list-style-type: none"> • ดูแลพัฒนาระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า
5) นายนนท์ปภิตต์ พรเฉลิมพงศ์	<ul style="list-style-type: none"> • นักศึกษาปริญญาโท • ดูแลพัฒนาระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ
6) นายเจิมพิภัช เจริญปัญญาศักดิ์	<ul style="list-style-type: none"> • ดูแลพัฒนาระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า

หมายเหตุ รายชื่อผู้ช่วยวิจัยมีการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากนักศึกษาจบการศึกษาและมีนักศึกษาคนอื่นมาแทน

5.4.5 ช่างเทคนิค

ช่างเทคนิค 2 คน (ทำงานบางเวลา) ในการผลิตต้นแบบและติดตั้งระบบ

นายเจษฎา บิลทยา	<ul style="list-style-type: none">ช่างเทคนิคดูแลพัฒนาบอร์ดต้นแบบและวงจรรีเลย์ทรานซิสเตอร์
รายชื่อมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับลักษณะงาน	<ul style="list-style-type: none">พัฒนาต้นแบบติดตั้งระบบ

5.4.6 เจ้าหน้าที่ธุรการ การเงิน

เจ้าหน้าที่ธุรการ การเงิน และพัสดุ จำนวน 1 คน คือ นางอุบลรัตน์ กำเหนิดเพชร

5.4.7 นักพัฒนาโปรแกรม

นักพัฒนาโปรแกรมพาร์ทไทม์ในการพัฒนาโปรแกรมในระบบทั้ง 3 ระบบให้เชื่อมโยงกันและเชื่อมโยงกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ตได้ รวมถึงการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ใช้บนสมาร์ตโฟน

นายราชศักดิ์ บุรณะพาณิชย์กิจ	<ul style="list-style-type: none">นักวิชาการคอมพิวเตอร์ดูแลพัฒนาระบบเครือข่ายภายนอกที่เชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต คือ ระบบฐานข้อมูล และโปรแกรมประยุกต์ผ่านเว็บ
นายธราดล วัฒนนาวิณ	<ul style="list-style-type: none">นักพัฒนาโปรแกรมดูแลการเชื่อมต่ออุปกรณ์ในการทำกายภาพกับเซิร์ฟเวอร์
ดร. กิตติคุณ ทองพูล	<ul style="list-style-type: none">นักพัฒนาโปรแกรมดูแลพัฒนาระบบเครือข่ายในศูนย์ส่งเสริมสุขภาพและเชื่อมต่ออุปกรณ์ในการทำกายภาพกับเซิร์ฟเวอร์

บทที่ 6 การออกแบบและทดสอบฟังก์ชัน

ในบทนี้มีรายละเอียดการออกแบบระบบตามกรอบแนวคิดในบทที่ 3 และแผนการดำเนินงานในบทที่ 5 พร้อมกับรายงานผลการทดสอบอุปกรณ์ของระบบต่าง ๆ กับอาสาสมัครว่ามีความถูกต้องตามฟังก์ชันที่ออกแบบไว้ โดยแบ่งตาม 3 ระบบย่อยดังนี้

6.1 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด

โครงการวิจัยนี้ศึกษาและสร้างต้นแบบเครื่องมือเพื่อช่วยวินิจฉัยหรือการตรวจประเมินสภาพร่างกายของผู้ป่วยทางด้านกายภาพบำบัด และสามารถช่วยให้ผู้ป่วยสามารถวัดผลของการทำกายภาพบำบัดได้ด้วยตนเองโดยไม่จำเป็นต้องไปตรวจประเมินหรือพบผู้ให้การรักษาที่สถานพยาบาลที่อยู่ห่างไกล โดยระบบที่นำเสนอจะใช้การประมวลผลภาพในการวัดองศาของการเคลื่อนไหวเพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด และการวัดปริมาตรปอดเพื่อใช้กับอุปกรณ์ออกกำลังกายสำหรับผู้ที่มีภาวะปอดแฟบหลังการผ่าตัด ดังรายละเอียดในหัวข้อ 6.1.1) และ 6.1.2) ตามลำดับ

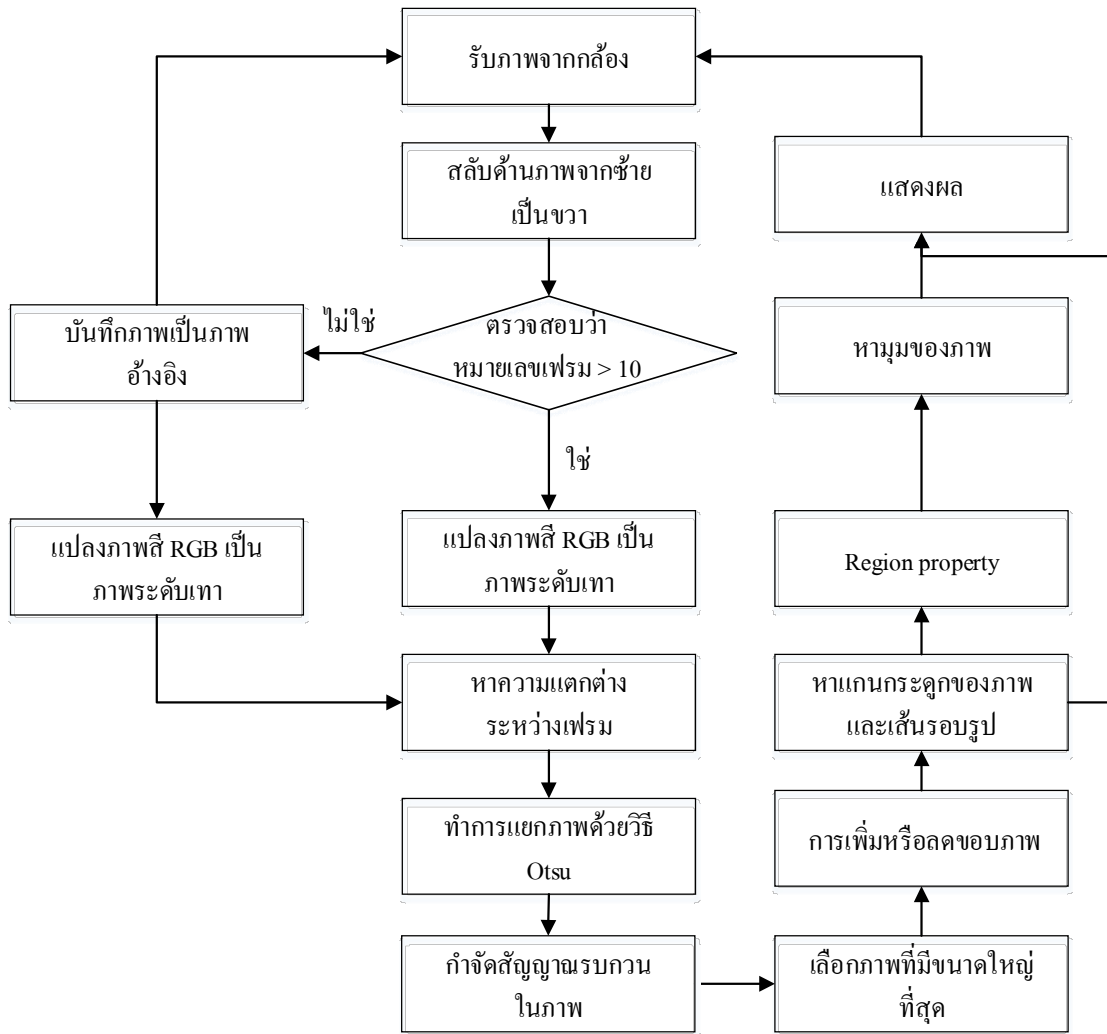
6.1.1 ระบบประมวลผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด

ปัจจุบันผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับข้อไหล่ติดมีมากขึ้นและได้รับการรักษาทางกายภาพบำบัด โดยทั่วไปแล้วเป็นการรักษาแบบ Face to face therapy และใช้อุปกรณ์ในการวัดองศาของการเคลื่อนไหวในการตรวจประเมิน เช่น 3D motion analysis, Inclinator, Goniometer ดังนั้นหลังจากที่ผู้ป่วยได้รับการรักษาจากโปรแกรมการฟื้นฟูสมรรถภาพทางกายที่บ้าน (Home based rehabilitation) จึงมีความจำเป็นที่ต้องทราบผลของการบริหารร่างกายตามโปรแกรมนั้นได้ดีเพียงใด ด้วยเหตุนี้ ผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกล หรือคนไข้ที่เคลื่อนไหวเองได้ลำบาก มีความไม่สะดวกและเสียเวลาในการเดินทางมาที่โรงพยาบาล และยังมีค่าใช้จ่ายที่เพิ่มขึ้นอีก เพราะฉะนั้นงานวิจัยนี้จึงนำเสนอวิธีการตรวจประเมินและติดตามผลสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่โดยใช้อุปกรณ์รับภาพที่หาได้ง่าย ราคาถูก สามารถวิเคราะห์และเก็บข้อมูลเพื่อส่งข้อมูลให้กับผู้รักษาหรือโรงพยาบาลที่อยู่ห่างไกลได้

6.1.1.1 การออกแบบระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่

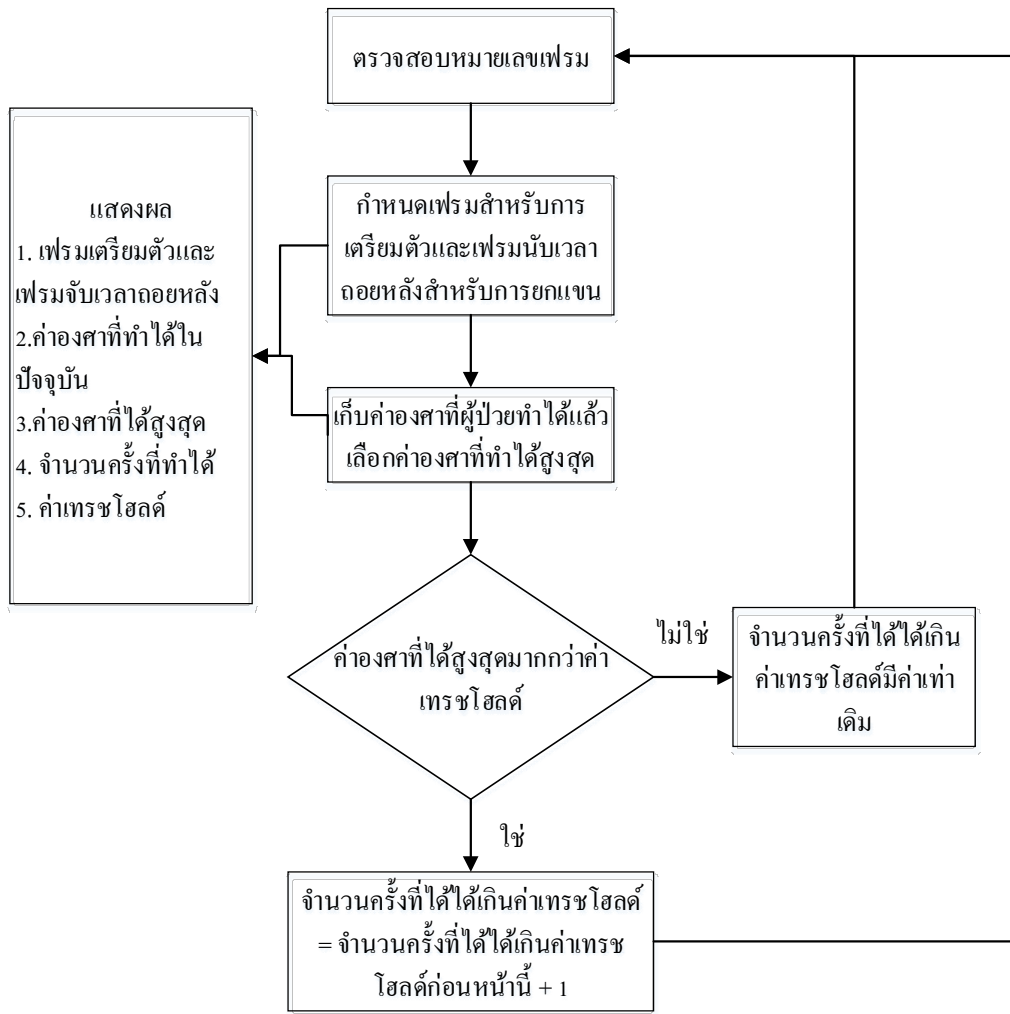
ระบบที่นำเสนอเริ่มจากการรับภาพจากอุปกรณ์รับภาพ เช่น กล้องเว็บแคม แล้วทำการสลับด้านซ้ายขวา (เหมือนกับการส่องกระจก เพื่อไม่ให้สับสนขณะทำการวัดองศา) แล้วทำการตรวจสอบว่าผ่านไปครบ 10 เฟรมหรือไม่ (เตรียมเพื่อสร้างภาพอ้างอิงหรือทำการปรับปรุงเพิ่มเติมในอนาคต) เมื่อครบ 10 เฟรมแล้วจะทำการแปลงภาพเป็นภาพระดับเทาเพื่อลดการคำนวณ หลังจากนั้นทำการแยกภาพผู้ป่วยออกจากฉากหลังด้วย

เทคนิคการหาความแตกต่างระหว่างเฟรม ต่อมาทำการแยกภาพด้วยเทคนิคการทำเทรซโฮลด์ หลังจากนั้นทำการกำจัดสัญญาณรบกวน แล้วทำการเลือกภาพวัตถุที่ใหญ่ที่สุด (ซึ่งจะเป็นภาพแชนที่เคลื่อนไหว) ต่อมาทำการปรับแต่งภาพโดยการเพิ่มหรือลดขอบภาพเพื่อปรับแต่งภาพสำหรับแสดงภาพแชนที่เคลื่อนไหวโดยแสดงเป็นเส้นรอบรูปและเส้นแนวแกนกระดูกของภาพแชนที่ตรวจจับได้ และขั้นตอนสุดท้ายคือการหาแนวแกนหลักของภาพแชนที่ตรวจจับได้เพื่อหามุมของการแชนที่เคลื่อนไหวเมื่อเทียบกับแกนตั้ง (แนวแกน Y) พร้อมกับการแสดงผล โดยระบบนี้มีแผนการทำงานดังรูปที่ 6-1



รูปที่ 6-1 แผนภาพการทำงานของระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่

หลังจากวัดองศาข้อไหล่แล้วระบบจะทำการตรวจสอบผู้ป่วยว่าสามารถยกแขนได้เกินเกณฑ์หรือค่าเทรซโฮลด์ที่กำหนดไว้โดยนักกายภาพบำบัดหรือไม่ โดยโปรแกรมนี้จะเริ่มการทำงานโดยกำหนดช่วงเวลาเตรียมตัว คำสั่งให้ผู้ป่วยเริ่มยกแขน และทำการตรวจสอบว่าสามารถทำได้เกินค่าเทรซโฮลด์ภายในเวลาที่กำหนด โดยการกำหนดจากการตรวจสอบหมายเลขเฟรม ซึ่งการเรียงลำดับหมายเลขเฟรมแต่ละเฟรม คือการเรียงลำดับภาพจากกล้องเว็บแคมที่ละภาพ มีแผนภาพการทำงานดังรูปที่ 6-2



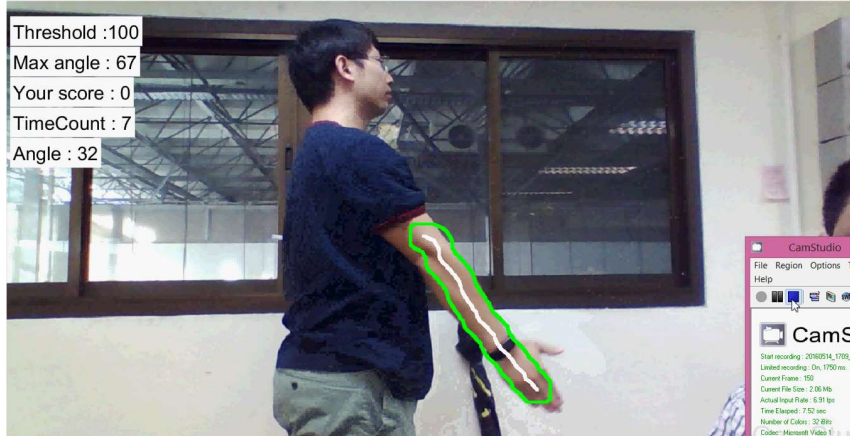
รูปที่ 6-2 แผนภาพการทำงานของ การตรวจสอบจำนวนครั้งของการยกแขนที่สามารถทำได้เกินค่าเทรชโฮลด์

6.1.1.2 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผล

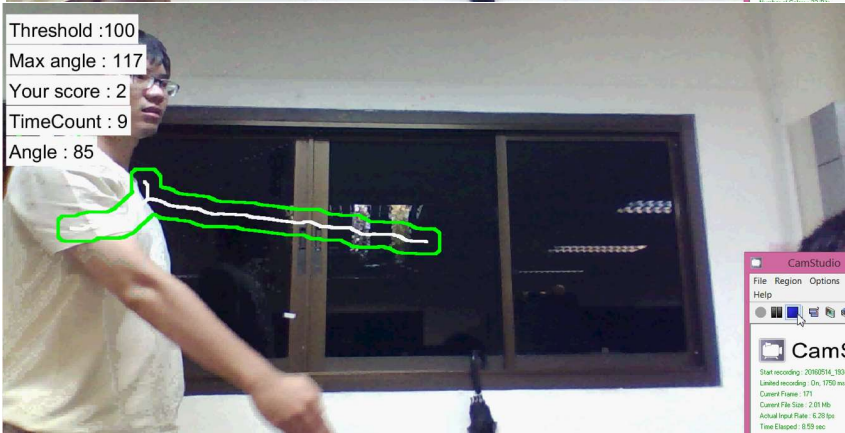
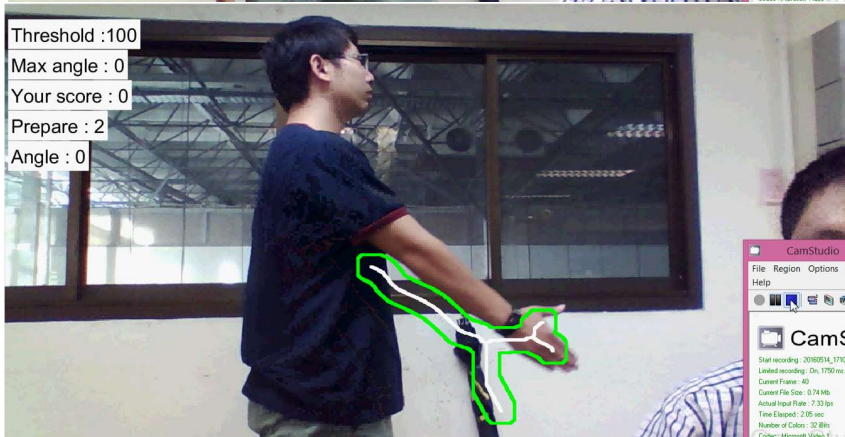
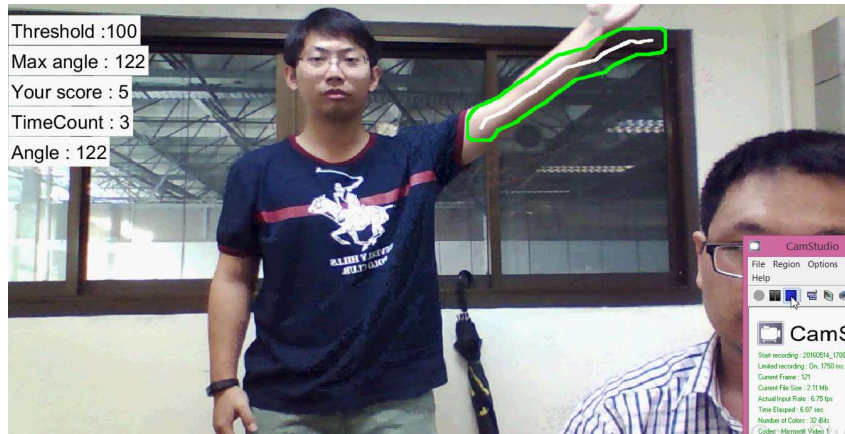
ผลการทดลองการวัดองศาของการเคลื่อนไหวของไหล่โดยใช้ท่า Abduction และ Flexion แสดงดังรูปที่ 6-3 และรูปที่ 6-4 ตามลำดับ จากผลการทดลองพบว่าโปรแกรมสามารถวัดองศาของการเคลื่อนไหวของแขนได้ โดยถึงแม้ว่าภาพของแขนที่ถูกตรวจจับจะแยกได้ไม่สมบูรณ์ เช่น ตรวจจับภาพแขนได้บางส่วน แต่ระบบก็ยังคงสามารถวัดมุมได้ถูกต้องหรือใกล้เคียง อย่างไรก็ตาม ในกรณีที่ระบบไม่สามารถแยกภาพแขนได้สมบูรณ์เพียงพอ หรือตรวจจับภาพแขนไม่ได้ หรือแขนไม่มีการเคลื่อนไหว จะทำให้การวัดองศาของระบบผิดพลาดได้ ดังแสดงในรูปที่ 6-5 และรูปที่ 6-6



รูปที่ 6-3 การวัดองศาของหัวไหล่ด้วยท่า Abduction



รูปที่ 6-4 การวัดองศาของหัวไหล่ด้วยท่า Flexion



รูปที่ 6-5 การวัดองศาของหัวไหล่ที่ผิดพลาดเนื่องจากการตรวจจับไม่สมบูรณ์

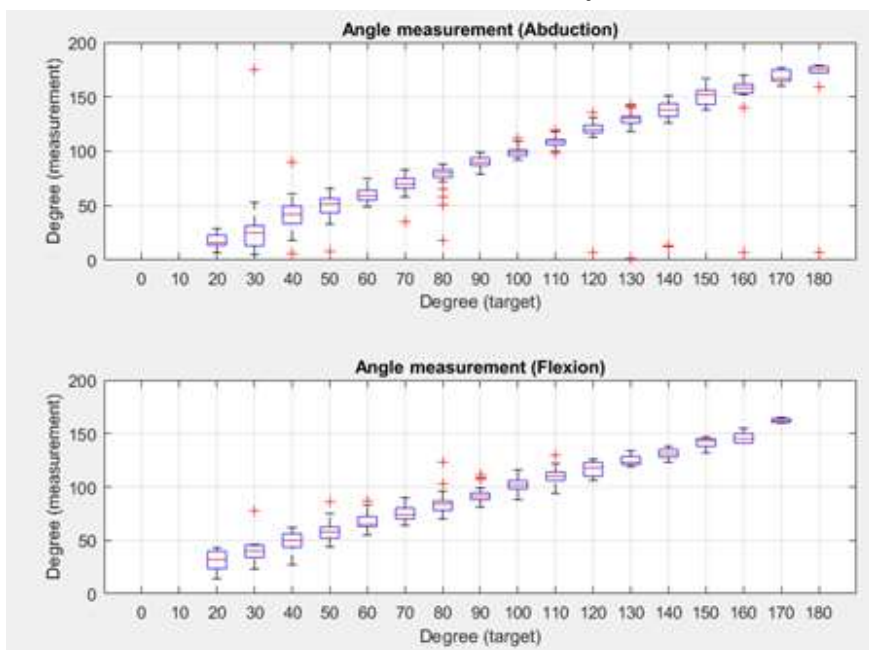


รูปที่ 6-6 การตรวจจับภาพผิดพลาดทำให้ไม่มีการวัดองศา (ค่าองศาที่แสดงเป็นค่าล่าสุดที่วัดได้)

ในส่วนของการตรวจสอบจำนวนครั้งของการยกแขนที่ผ่านค่าเทรชโฮลด์หรือค่าองศาขั้นต่ำที่นักกายภาพบำบัดได้กำหนดไว้พบว่ามีปัญหา เนื่องจากช่วงเวลาของการเตรียมตัวก่อนการยกแขน และช่วงเวลาการยกแขน จะใช้การตรวจสอบหมายเลขเฟรม ซึ่งการตรวจสอบหมายเลขเฟรมนี้ส่งผลกับการนับองศา เพราะช่วงเวลาที่ให้ผู้ป่วยเตรียมตัวยกแขนจะไม่ทำการนับองศา รวมทั้งความเร็วของการยกแขนยังส่งผลต่อความถูกต้องของการวัดองศาอีกด้วย นอกจากนี้จากการทดลองได้ให้อาสาสมัครทำการยกแขนทั้งท่า Abduction และ Flexion โดยการท่าหนึ่งรอบ คือ ยกแขนขึ้นจนสุดแล้วยกแขนลง ดังนั้นผลของจำนวนครั้งของการยกแขนที่สามารถยกได้เกินค่าเทรชโฮลด์ (Your score) นั้นควรมีค่าเป็น 1 แต่ผลลัพธ์ที่ได้มีค่ามากกว่า 1 ซึ่งเป็นผลจากความผิดพลาดในการกำหนดหมายเลขเฟรมที่ไม่สัมพันธ์กับช่วงเวลาจริงของการยกแขน กล่าวคือ จำนวนเฟรมที่กำหนดไว้ในตัวโปรแกรมได้ทำงานครบรอบไปแล้ว แต่ผู้ใช้งานยังยกแขนขึ้นลงไม่ครบ 1 รอบ ดังนั้นเมื่อผู้ใช้งานยกแขนได้ครบ 1 รอบจริง ตัวโปรแกรมจะทำงานไปแล้วหลายรอบจึงส่งผลให้ค่าที่ได้มีค่ามากเกินไป

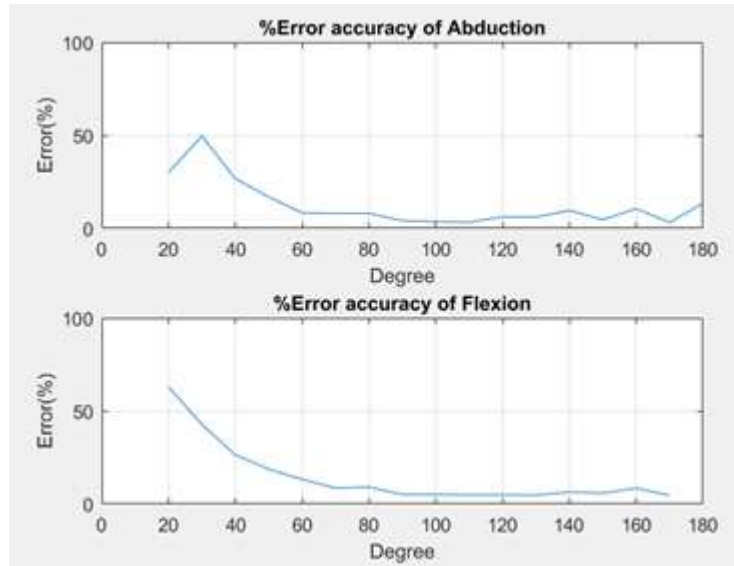
6.1.1.3 ผลการทดลองกับกลุ่มอาสาสมัคร

ผลการทดลองของการวัดองศาที่มีการกระจายข้อมูลของอาสาสมัครจำนวน 4 คน แต่ละคนทำการยกแขนขึ้นลง 2 ท่าทาง คือ ท่า Abduction และท่า Flexion โดยที่แต่ละท่าทางทำจำนวน 5 รอบ และวัดค่าตั้งแต่ 0-180 องศา (ท่ายืนตรงและแขนชี้ลงคือ 0 องศา และชูแขนขึ้นตรงคือ 180 องศา) พบว่าช่วงต้นและช่วงปลายของการวัดองศาประมาณ 0-20 และ 170-180 จะไม่สามารถตรวจจับภาพได้ จึงไม่มีข้อมูลอยู่ในกราฟ และมีผลของการวัดองศาบางค่ามีการแยกออกจากกลุ่มซึ่งเป็นผลจากการตรวจจับภาพผิดพลาดทำให้คำนวณองศาผิดพลาดด้วย ดังรูปที่ 6-7 เมื่อทำการตรวจสอบความผิดพลาดของการวัดองศาแต่ละช่วง พบว่าบางช่วงของการวัดองศาจะไม่สามารถอ่านค่าหรือเปรียบเทียบความถูกต้องได้



รูปที่ 6-7 องศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ที่วัดได้และการกระจายตัวของข้อมูล

สำหรับช่วง 20-60 จะค่อนข้างผิดพลาด แต่หลังจาก 60 องศาขึ้นไปจะเริ่มมีความผิดพลาดน้อยลง และจะเริ่มมีความผิดพลาดอีกครั้งในช่วงประมาณ 160-170 องศา เนื่องจากลำตัวของผู้ใช้งานได้บังฉากที่ใช้เปรียบเทียบความถูกต้อง หรือตัวโปรแกรมเองไม่สามารถแสดงค่าได้เพราะผลการตรวจจับภาพผิดพลาด จึงทำให้มีความผิดพลาดดังกล่าว ดังรูปที่ 6-8



รูปที่ 6-8 เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของการวัดองศาข้อไหล่

6.1.1.4 ปัญหาที่พบและข้อเสนอแนะ

- 1) การวัดองศาผิดพลาดเนื่องจากภาพแขนที่ถูกตรวจจับไม่สมบูรณ์ หรือตรวจจับภาพแขนไม่ได้ ดังนั้นจึงต้องตรวจจับภาพแขนให้ถูกต้องหรือสมบูรณ์มากขึ้นโดยการปรับปรุงวิธีการแยกภาพ
- 2) ขณะนี้ตัวโปรแกรมสามารถใช้งานได้เมื่อผู้ใช้งานเคลื่อนไหวแขนขึ้นลงเพียงด้านฝั่งขวามือของผู้ใช้งานเพียงข้างเดียว (ซึ่งบนจอแสดงผลของโปรแกรมจะแสดงภาพผู้ใช้งานทำการยกแขนขึ้นลงทางด้านซ้ายมือเหมือนภาพในกระจก) โดยผลการคำนวณองศาของภาพแขนที่ตรวจจับได้จะอยู่ในควอดแรนต์ที่ 1 และ 4 (ฝั่งซ้ายของจอแสดงผลเมื่อกำหนดให้แนวลำตัวของผู้ใช้งานเป็นแนวแกน Y และแนวหัวไหล่เป็นแนวแกน X) จะมีค่าเป็น 90 – 180 และ 0 – 90 องศาตามลำดับ แต่ถ้าหากผู้ใช้งานยกแขนซ้ายขึ้นลงผลลัพธ์ที่ได้จะผิดพลาด คือ องศาของภาพที่ตรวจจับได้ในควอดแรนต์ที่ 2 และ 3 จะสลับควอดแรนต์กัน กล่าวคือ ผลลัพธ์ที่ถูกต้องของภาพแขนที่ตรวจจับได้เมื่อตกอยู่ในในควอดแรนต์ที่ 2 และ 3 ควรมีค่าเป็น 90 - 180 และ 0 – 90 ตามลำดับ แต่ผลลัพธ์ที่ได้กลับมีค่าเป็น 0-90 และ 90 – 180 แทน
- 3) ระบบนี้สามารถใช้งานได้เมื่อผู้ใช้งานยืนตัวตรงหรือไม่มีการงอแขนขณะทำการวัดองศา ซึ่งจะทำให้การปรับปรุงในอนาคต
- 4) การนับจำนวนครั้งที่ทำได้ในโปรแกรมยังมีปัญหา คือในการยกหนึ่งครั้งอาจนับได้มากกว่าหนึ่งครั้งเนื่องจากผลของการนับหมายเลขเฟรม (การกำหนดเวลาเตรียมตัวและจับเวลาถอยหลังใช้การกำหนด

จากหมายเลขเฟรม) ซึ่งผลกระทบของการจับเวลาจากการนับหมายเลขเฟรมทำให้ความเร็วของการยก แขนมีผลต่อการวัดองศาด้วย

5) ผลของการเก็บค่าองศาที่ทำได้สูงสุดยังมีความผิดพลาดอยู่ ซึ่งอาจเป็นผลจากการตรวจจับภาพ ผิดพลาดทำให้วัดองศาผิดพลาดไปด้วย โดยจะปรับปรุงวิธีการตรวจจับภาพให้แม่นยำขึ้นต่อไป

6.1.2 ระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟู ปริมาตรปอด

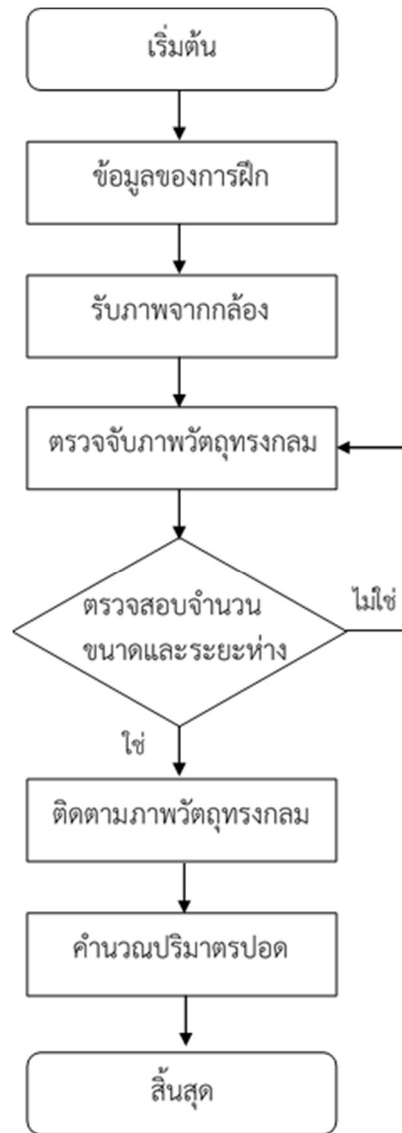
การวัดปริมาตรปอดเป็นการตรวจประเมินเพื่อชี้วัดผลการฟื้นฟูปริมาตรปอดของผู้ป่วยที่มีภาวะปอด แผลบ โดยผู้ป่วยที่มีภาวะปอดแผลบจะได้รับการฝึกเพื่อฟื้นฟูปริมาตรปอดด้วยเทคนิคต่าง ๆ ทางกายภาพบำบัด เช่น การหายใจเข้า การไอ การออกกำลังกาย รวมทั้งการฝึกใช้อุปกรณ์เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดซึ่ง การฝึกอาจใช้ระยะเวลาหลายสัปดาห์ ดังนั้นผู้ป่วยจำเป็นต้องกลับไปทำการฝึกฝนด้วยตนเองที่บ้านตาม โปรแกรมการฝึกจากนักกายภาพบำบัด ซึ่งโปรแกรมการฝึกที่ตีนั้นจะต้องมีการปรับเปลี่ยนระดับของการฝึก ตามสภาพการฟื้นฟูของปริมาตรปอดตลอดระยะเวลาของการฝึก ทางผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการประยุกต์ใช้ ระบบประมวลผลภาพสำหรับอุปกรณ์ Triflo ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดซึ่งเป็นที่ นิยมใช้โดยทั่วไปตามโรงพยาบาลในประเทศไทย โดยจะทำการตรวจวัดปริมาตรปอดปัจจุบันของผู้ป่วยพร้อม ทั้งติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอดและปรับเปลี่ยนระดับของการฝึกให้เหมาะสม

6.1.2.1 การออกแบบระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อ การฟื้นฟูปริมาตรปอด

การออกแบบระบบประมวลผลภาพสำหรับโครงการวิจัยนี้ กำหนดตามรูปร่างและลักษณะการใช้งาน ของอุปกรณ์ Triflo ซึ่งตัวอุปกรณ์ประกอบด้วยกระบอกพลาสติกใสสามกระบอก แต่ละกระบอกจะบรรจุลูก บอลพลาสติกสีอยู่ภายใน เมื่อผู้ป่วยออกแรงสูดอากาศผ่านท่อที่เชื่อมต่อกับอุปกรณ์ Triflo แรงสูดอากาศจะ ทำให้ลูกบอลลอยสูงขึ้นตามอัตราการไหลของแรงสูดอากาศ ดังนั้นระบบที่ออกแบบจึงต้องมีความสามารถในการตรวจหาภาพวัตถุทรงกลมพร้อมทั้งติดตามระดับความสูงของลูกบอลแต่ละลูกเพื่อนำระดับความสูงที่วัดได้ นี้ไปคำนวณเป็นอัตราการไหลของอากาศและคำนวณหาปริมาตรปอดในลำดับถัดไป

ขั้นตอนการทำงานของระบบแสดงดังรูปที่ 6-9 โดยเริ่มจากการรับข้อมูลของผู้ฝึกหรือระดับของการ ฝึกจากฐานข้อมูล จากนั้นจึงรับภาพจากกล้องบันทึกภาพวิดีโอและทำการตรวจจับภาพวัตถุทรงกลม พร้อมทั้ง ตรวจสอบว่าภาพที่ตรวจจับได้นั้นเป็นภาพวัตถุที่ถูกต้องหรือไม่ด้วยเงื่อนไขคือ ต้องตรวจจับภาพวัตถุทรงกลม ได้พร้อมกันสามลูก ทรงกลมทั้งสามมีขนาดเท่ากันและระยะห่างของทรงกลมแต่ละลูกมีค่าเท่ากัน เมื่อสามารถ ตรวจจับภาพวัตถุทรงกลมที่ถูกต้องได้แล้วจึงทำการติดตามภาพวัตถุทรงกลมแต่ละลูกและนำตำแหน่งความสูง ของทรงกลมแต่ละลูกไปใช้เพื่อคำนวณหาปริมาตรปอด

ประโยชน์ของการติดตามตำแหน่งของวัตถุทรงกลม นอกจากจะสามารถนำมาใช้เพื่อการคำนวณ ปริมาตรปอดได้แล้ว ยังสามารถนำตำแหน่งความสูงที่ติดตามได้นี้มาใช้เป็นเป้าหมายในการฝึกได้เช่น การวาง โปรแกรมการฝึกให้ผู้ป่วยสูดอากาศหายใจให้ลูกบอลสามารถลอยสูงขึ้นเกินครึ่งหนึ่งของระดับความสูงของ กระบอกพลาสติกได้เป็นระยะเวลาติดต่อกันเกินสามวินาที เมื่อผู้ป่วยสามารถทำได้ตามโปรแกรมที่กำหนด ระบบจะเพิ่มระดับของการฝึกขึ้น เช่น เพิ่มระดับความสูงหรือเพิ่มเวลาคงค้างของลูกบอลให้นานขึ้น เป็นต้น

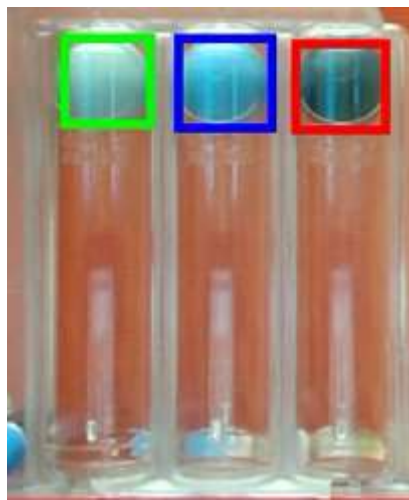


รูปที่ 6-9 แผนภาพการทำงานของระบบติดตามผลการถ่ายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด

การทดลองเพื่อตรวจจับภาพวัตถุทรงกลมและติดตามภาพวัตถุจากอุปกรณ์ Triflo เพื่อให้สามารถ ตรวจจับการทำงานของอุปกรณ์ Triflo ได้อย่างมีประสิทธิภาพจึงได้ทำการทดลองในสภาพแวดล้อมซึ่งมีฉาก พื้นหลังเป็นสีแดง ซึ่งจะทำให้สีของวัตถุทรงกลมและสีของฉากพื้นหลังตัดกันชัดเจน แต่เนื่องจากการตรวจจับ วัตถุทรงกลมจากภาพทั้งหมดนั้นใช้เวลาในการประมวลผลค่อนข้างมาก จึงแบ่งภาพออกเป็นสองส่วนคือ ภาพ

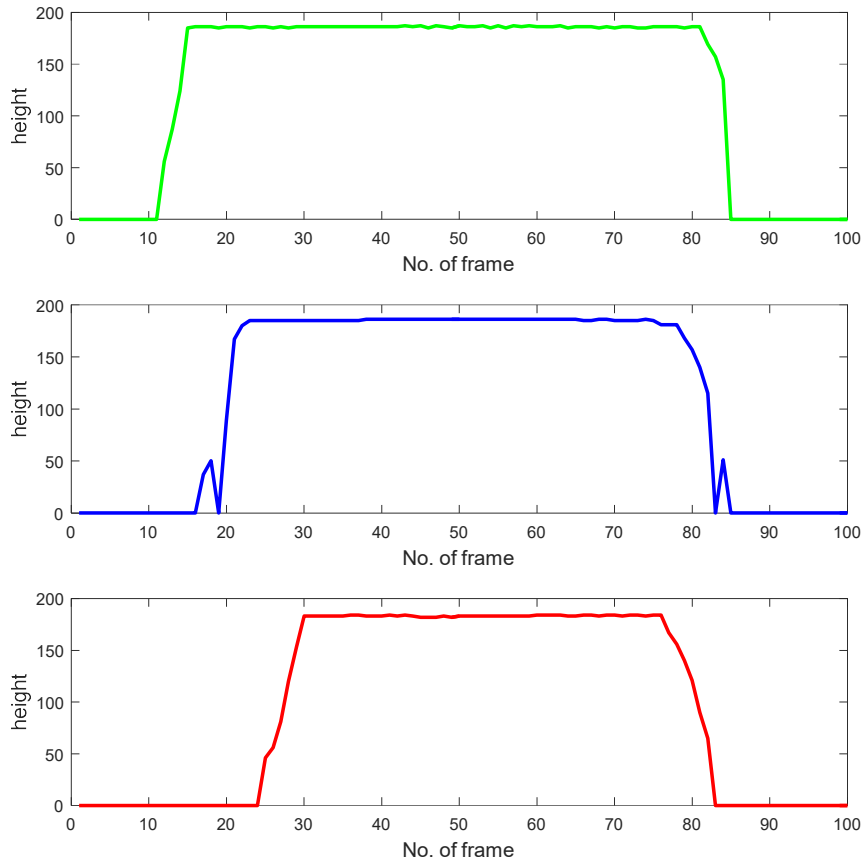
ครึ่งบนและภาพครึ่งล่าง และทำการตรวจจับวัตถุทรงกลมเฉพาะภาพครึ่งล่าง ทำให้สามารถลดความผิดพลาดในการตรวจจับและสามารถลดเวลาที่ใช้ในการประมวลผลลงได้

หลังจากการตรวจจับวัตถุทรงกลม พร้อมทั้งตรวจสอบขนาดและระยะห่างระหว่างลูกบอลแต่ละลูกได้แล้ว จึงทำการติดตามการเคลื่อนไหวของลูกบอลแต่ละลูกและบันทึกเวลาขณะลูกบอลเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งต่างๆ ดังแสดงตัวอย่างในรูปที่ 6-10 ซึ่งแสดงผลการติดตามการเคลื่อนไหวของลูกบอลลูกทั้งสามลูกโดยมีกรอบสีเขียว สีน้ำเงิน และสีแดง แสดงตำแหน่งของบอลลูกที่หนึ่ง สองและสาม ตามลำดับ โดยมีเงื่อนไขในการติดตามคืออุปกรณ์ Triflo จะต้องไม่มีเคลื่อนย้ายตำแหน่งในระหว่างที่ทำการทดลอง รูปที่ 6-11 แสดงผลการติดตามการเคลื่อนที่ของลูกบอลในรูปแบบของกราฟ โดยค่าในแกนนอนคือลำดับของภาพ ค่าในแกนตั้งคือระดับความสูงของลูกบอล

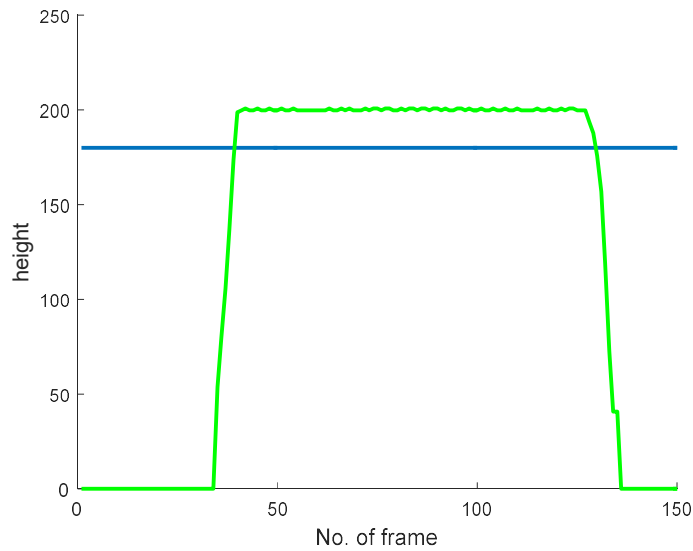


รูปที่ 6-10 การติดตามการเคลื่อนไหวของลูกบอล

เมื่อสามารถติดตามตำแหน่งของลูกบอลและเวลาของภาพในลำดับต่างๆได้แล้วจึงเพิ่มความสามารถในการตรวจวัดเวลาที่ลูกบอลสามารถลอยตัวให้อยู่เหนือระดับความสูงต่างๆได้ตามเวลาที่กำหนด ดังแสดงตัวอย่างในรูปที่ 6-12 ซึ่งกำหนดระดับความสูงเท่ากับ 180 ดังกราฟเส้นสีน้ำเงินและกำหนดเวลาเท่ากับสามวินาที เวลาที่ลูกบอลสามารถลอยตัวอยู่เหนือระดับความสูงดังกล่าวนี้สามารถคำนวณได้จากการหักลบเวลาระหว่างตำแหน่งที่กราฟสีน้ำเงินตัดกับกราฟเส้นสีเขียว หากเวลาที่คำนวณได้มีค่ามากกว่าสามวินาทีจะถือว่าผ่านการฝึกฝนในระดับความสูงที่กำหนด



รูปที่ 6-11 กราฟการติดตามการเคลื่อนไหวกของลูกบอล



รูปที่ 6-12 ตัวอย่างของการกำหนดระดับความสูงที่ใช้ในการฝึกฝน

ผลการติดตามตำแหน่งของลูกบอลนอกจากจะนำมาใช้ตรวจวัดเวลาในการลอยตัวของลูกบอลได้แล้ว ยังสามารถนำมาใช้คำนวณปริมาตรปอดของผู้ใช้งานได้ดังสมการ (6-1) โดยการหาผลรวมของผลคูณระหว่าง

อัตราส่วนความสูงของบอลในภาพปัจจุบันกับผลต่างระหว่างเวลาของภาพในลำดับปัจจุบันกับเวลาของภาพลำดับก่อนหน้า จากนั้นจึงนำผลรวมที่ได้มาคูณกับค่าเฉพาะที่บ่งบอกถึงอัตราการไหลของอากาศเมื่อลูกบอลลูกนั้นๆ ลอยตัวอยู่ในตำแหน่งสูงสุด เมื่อทำการรวมปริมาตรที่คำนวณได้จากบอลลูกที่หนึ่ง สองและสามจะทำให้ได้ปริมาตรรวมของการสูดอากาศหายใจในแต่ละครั้ง

$$V = const. \times \sum_{n=2}^N \left(\frac{height_n}{200} \times (time_n - time_{n-1}) \right) \quad (6-1)$$

V คือ ปริมาตร (ลูกบาศก์เซนติเมตร)

$const.$ คือ ค่าเฉพาะของบอลลูกที่หนึ่ง สองและสามมีค่าเท่ากับ 600,300,300 ตามลำดับ (ลูกบาศก์เซนติเมตรต่อวินาที)

n คือ ลำดับของภาพ

N คือ ลำดับสูงสุดของภาพ

$height$ คือ ความสูงของลูกบอลเมื่อเทียบกับตำแหน่งตั้งต้น

$time$ คือ เวลาของภาพลำดับต่างๆ (วินาที)

6.1.2.2 ผลการทดลองกับกลุ่มอาสาสมัคร

การทดลองใช้งานระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด ทำในกลุ่มอาสาสมัครที่มีสุขภาพแข็งแรงจำนวน 6 คน ซึ่งแต่ละคนทดลองใช้งานด้วยระดับความยากของการฝึกฝนหนึ่งระดับและทดลองทำซ้ำที่ระดับของการฝึกนั้น 10 ครั้ง เกณฑ์การแบ่งระดับความยากแสดงดังตารางที่ 6-1 คือ กำหนดตามจำนวนลูกบอล ระดับความสูง และเวลาที่สามารรถค้ำลูกบอลให้อยู่เหนือระดับความสูงนั้นๆ โดยตารางที่ 6-2 ถึง 6-7 แสดงผลการทดสอบจากอาสาสมัครตามระดับความยากตั้งแต่ระดับที่ 1-6 ตามลำดับ

ตารางที่ 6-1 เกณฑ์ของการฝึกที่ความยากระดับต่างๆ

ระดับ	จำนวนลูกบอล	ระดับความสูง	เวลา
1	1	100	2 วินาที
2	1	100	3 วินาที
3	1	180	3 วินาที
4	2	100	2 วินาที
5	2	100	3 วินาที
6	2	180	3 วินาที

ตารางที่ 6-2 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 1

ระดับ 1 รอบที่	ปริมาณ	เวลา	ผ่าน/ไม่ผ่าน
1	1,7889	2.5151	ผ่าน
2	2,0409	3.7154	ผ่าน
3	1,7196	3.2828	ผ่าน
4	1,8582	3.5973	ผ่าน
5	2,0314	3.6200	ผ่าน
6	2,0802	3.7710	ผ่าน
7	2,0922	3.7745	ผ่าน
8	1,8408	3.3505	ผ่าน
9	1,9135	3.4852	ผ่าน
10	1,8361	3.4610	ผ่าน

ตารางที่ 6-3 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 2

ระดับ 2 รอบที่	ปริมาณ	เวลา	ผ่าน/ไม่ผ่าน
1	1,7397	3.0887	ผ่าน
2	1,9520	3.4387	ผ่าน
3	1,5887	3.0392	ผ่าน
4	1,6415	2.9639	ไม่ผ่าน
5	1,7488	3.1719	ผ่าน
6	1,8567	3.2812	ผ่าน
7	1,7420	3.0770	ผ่าน
8	1,5589	2.9460	ไม่ผ่าน
9	1,8297	3.2984	ผ่าน
10	1,8964	3.5101	ผ่าน

ตารางที่ 6-4 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 3

ระดับ 3 รอบที่	ปริมาตร	เวลา	ผ่าน/ไม่ผ่าน
1	2,4043	4.0305	ผ่าน
2	2,5514	4.2945	ผ่าน
3	1,9335	3.2981	ผ่าน
4	2,6748	4.5941	ผ่าน
5	3,2354	5.5780	ผ่าน
6	3,5875	6.1290	ผ่าน
7	2,5475	4.3290	ผ่าน
8	2,3215	3.8317	ผ่าน
9	2,5169	4.1995	ผ่าน
10	2,5535	4.2302	ผ่าน

ตารางที่ 6-5 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 4

ระดับ 4 รอบที่	ปริมาตร	เวลา	ผ่าน/ไม่ผ่าน
1	1,816	1.684	ไม่ผ่าน
2	1,9289	1.7711	ไม่ผ่าน
3	2,6859	2.7468	ผ่าน
4	2,2987	2.2796	ผ่าน
5	2,0381e	1.8994	ไม่ผ่าน
6	2,0215	1.9950	ไม่ผ่าน
7	2,1236	2.1589	ผ่าน
8	2,0460	2.0323	ผ่าน
9	3,5931	3.0635	ผ่าน
10	2,6368	2.6566	ผ่าน

ตารางที่ 6-6 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 5

ระดับ 5 รอบที่	ปริมาตร	เวลา	ผ่าน/ไม่ผ่าน
1	2,6984	2.7978	ไม่ผ่าน
2	2,7857	2.9883	ไม่ผ่าน
3	3,9656	3.2922	ผ่าน
4	3,4521	3.5637	ผ่าน
5	3,0447	3.4434	ผ่าน
6	3,0042	3.4365	ผ่าน
7	3,4240	3.6936	ผ่าน
8	3,4369	3.7140	ผ่าน
9	3,0929	3.3594	ผ่าน
10	2,7542	2.8619	ไม่ผ่าน

ตารางที่ 6-7 ผลการใช้งานของระบบที่ความยากระดับ 6

ระดับ 6 รอบที่	ปริมาตร	เวลา	ผ่าน/ไม่ผ่าน
1	3,5450	3.5846	ผ่าน
2	3,2981	3.0655	ผ่าน
3	3,5626	3.5948	ผ่าน
4	3,9009	4.0460	ผ่าน
5	3,6426	3.6473	ผ่าน
6	3,8706	4.1240	ผ่าน
7	2,6518	2.6787	ไม่ผ่าน
8	3,3752	3.3752	ผ่าน
9	3,9102	4.0708	ผ่าน
10	3,6021	3.4994	ผ่าน

จากผลการทดลองใช้อุปกรณ์พบว่าผู้ใช้สามารถทำความเข้าใจวิธีการใช้งานและเกณฑ์ซึ่งเป็นเป้าหมายของการฝึกฝนที่ระดับความยากแต่ละระดับได้ โดยระบบนั้นสามารถคำนวณปริมาตรพอดีที่เกิดจากการสูดอากาศหายใจเข้าอย่างต่อเนืองหนึ่งครั้ง และตรวจนับเวลาที่ผู้ใช้งานสามารถคงค้างความสูงของลูกบอล

ได้เกินระดับความสูงที่กำหนด จากนั้นจึงรายงานผลว่าสามารถผ่านเกณฑ์ของการฝึกตามระดับความยากนั้นหรือไม่

6.1.2.3 สรุปผลการทำงาน

ระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอดซึ่งถูกพัฒนาขึ้นตามวิธีการที่ได้ออกแบบไว้มีความสามารถในการกำหนดระดับความยากง่ายในการฝึกฝนทำให้แพทย์ผู้ดูแลสามารถเลือกวิธีการประเมินผลการฝึกได้ตามเหมาะสมกับสภาพร่างกายของผู้ป่วย และสามารถติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอดได้จากการบันทึกผลการคำนวณปริมาตรจากการใช้งานอุปกรณ์ในแต่ละครั้ง

6.1.2.4 ปัญหาที่พบและข้อเสนอแนะ

1) ก่อนการใช้งานจริง ผู้ใช้จำเป็นต้องทำความเข้าใจวิธีการใช้งานอุปกรณ์เพื่อให้ระบบสามารถทำงานได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ คือ ต้องทำการปรับระยะห่างของกล้องและอุปกรณ์ให้เหมาะสม และไม่มี การเคลื่อนย้ายตำแหน่งของอุปกรณ์หลังจากการปรับระยะห่าง

2) การคำนวณปริมาตรปอดและการจับเวลาทำงานอยู่บนพื้นฐานของการประเมินการฝึกที่เกิดจากการสูดอากาศหายใจเข้าอย่างต่อเนื่องเพียงหนึ่งครั้ง หากใช้งานอุปกรณ์โดยการสูดอากาศหายใจเข้าแบบไม่ต่อเนื่อง อาจทำให้ผลการคำนวณเกิดความผิดพลาด ซึ่งผู้วิจัยจะทำการแก้ไขข้อบกพร่องและพัฒนาวิธีการตรวจสอบลักษณะการใช้งานที่ไม่ถูกวิธีเพื่อป้องกันปัญหาดังกล่าวต่อไป

6.2 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด

โครงการวิจัยนี้ทำการพัฒนาระบบสมองกลฝังตัวเพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายในการทำกายภาพบำบัดให้เป็นระบบอัตโนมัติและสามารถเชื่อมต่อกับระบบเครือข่ายสื่อสารได้ อุปกรณ์ที่ได้ทำการพัฒนามี 3 อุปกรณ์ คือ 1) อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ 2) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย และ 3) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกเพื่อทำการพัฒนาบริหารปอดและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า ดังรายละเอียดโดยสรุปดังต่อไปนี้

6.2.1 ระบบติดตามและอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ

เนื่องจาก รศ.ดร.ชูลี โจนส์ อาจารย์ประจำมหาวิทยาลัยขอนแก่น ได้คิดค้นอุปกรณ์ฝึกหายใจอเนกประสงค์ ที่มีชื่อว่า BreatheMAX ซึ่งอุปกรณ์ชิ้นนี้สามารถช่วยระบายเสมหะที่คั่งค้างในหลอดลม และยังสามารถใช้เป็นเครื่องบริหารปอด หรือกล้ามเนื้อหายใจ ซึ่งทางหน่วยกายภาพบำบัดของคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ก็ได้มีการนำอุปกรณ์ฝึกหายใจนี้มาใช้กับผู้ป่วยเช่นกัน โดยจะใช้งานวัดระดับแรง

กระทำที่ผู้ป่วยกระทำต่ออุปกรณ์ BreatheMAX ซึ่งมีหน่วยเป็นเซนติเมตรน้ำจากมานอมิเตอร์ โดยเป็นการอ่านค่าจากสายตา รวมถึงนักกายภาพบำบัดจำเป็นต้องเฝ้าดูแลผู้ป่วยคนเดิมตลอดทั้งโปรแกรมการฝึก ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความไม่สะดวก นอกจากนี้ค่าที่อ่านได้จากสายตาอาจมีคลาดเคลื่อนไปได้ ทางผู้วิจัยจึงมีความคิดที่จะพัฒนาอุปกรณ์ดังกล่าวให้ทำงานได้อัตโนมัติ เพื่อเป็นการกระตุ้นให้ผู้ป่วยพยายามออกแรงกระทำให้ได้ถึงเป้าหมายด้วยตนเอง จึงทำให้นักกายภาพไม่จำเป็นต้องเฝ้าดูแลผู้ป่วยคนเดิมตลอดเวลา ช่วยให้สามารถดูแลผู้ป่วยได้อย่างทั่วถึง

6.2.1.1 การออกแบบระบบสมองกลฝังตัวสำหรับควบคุมอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX

โครงการวิจัยนี้ได้ใช้เซนเซอร์วัดแรงดันวัดแรงกระทำของผู้ป่วยแทนมานอมิเตอร์ ระบบสมองกลฝังตัวสามารถทำการประมวลผลว่าผู้ป่วยสามารถออกแรงกระทำได้ถึงเป้าหมายที่ตั้งไว้หรือไม่ และจะมีการแจ้งเตือนเพื่อให้ผู้ป่วยทราบ พร้อมกับรายงานผลการวัดไปยังฐานข้อมูลการทำการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยรายนั้น ๆ ซึ่งจะทำให้ทำให้แพทย์หรือนักกายภาพสามารถดูความเปลี่ยนแปลงและพัฒนาการในการทำการกายภาพบำบัดของรายนั้นๆ และรายอื่น ๆ ได้ พร้อมเพรียงกัน

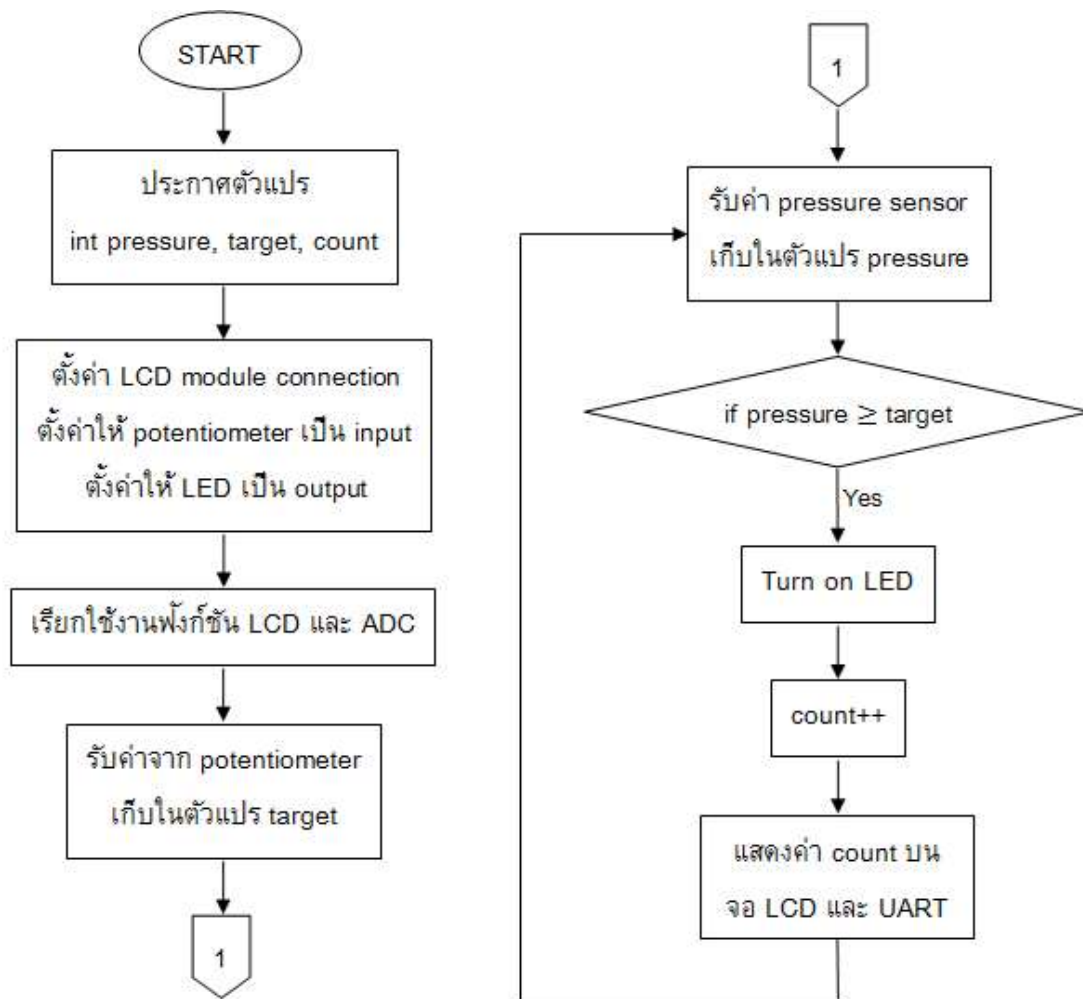
ผังการทำงานของซอฟต์แวร์แสดงดังรูปที่ 6-13 เป็นการเขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงานหลังจากที่ผู้ใช้งานได้ออกแรงกระทำต่อ BreatheMAX ถ้าแรงกระทำมีค่าเกินเป้าหมายที่ตั้งไว้จะทำการนับครั้งของการทำและส่งข้อมูลไปยังฐานข้อมูลผ่านเครือข่ายสื่อสาร

อุปกรณ์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาจะมีลักษณะและการทำงานหลักเป็นไปตามที่ออกแบบไว้ดังรูปที่ 6-14 โดยสามารถกำหนดค่าแรงดันที่ผู้ป่วยต้องออกแรงต้านได้ และเมื่อผู้ป่วยออกแรงต้านได้มากกว่าหรือเท่ากับค่าที่กำหนดไว้ จะมีสัญญาณไฟ LED แสดงขึ้นมา หลังจากนั้นจะเริ่มทำการนับจำนวนครั้งที่ผู้ป่วยสามารถออกแรงต้านได้ถึงค่าที่กำหนด เป็นเช่นนี้ไปเรื่อย ๆ และถ้าหากผู้ป่วยออกแรงไม่ถึงค่าที่กำหนดก็จะมีการบินทิกค่าของการกระทำครั้งนั้น ๆ และจะมีการทำงานเสริมจากการทำงานหลัก คือ จะมีการรับค่าข้อมูลเบื้องต้นของผู้ป่วยผ่านทาง UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) ซึ่งเป็นการสื่อสารแบบอนุกรมที่มีการใช้งานแพร่หลาย ในที่นี้กำหนดให้ทำงานบนมาตรฐาน RS-232 ก่อนที่จะเริ่มใช้งานอุปกรณ์จะมีดังนี้

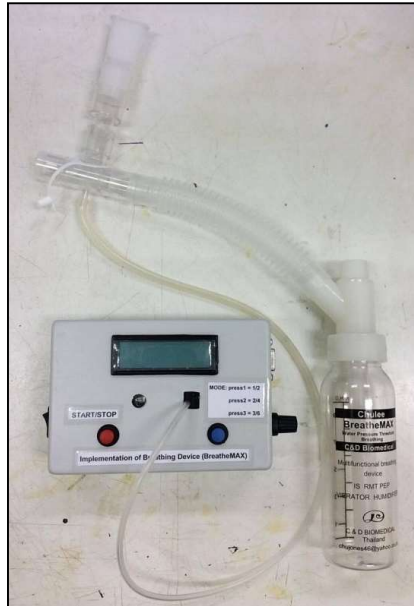
1. รหัสประจำตัวผู้ป่วย
2. หมายเลขของสปีดดาท์ที่ทำการฝึก
3. หมายเลขของวันที่ทำการฝึก
4. หมายเลขของเซตที่ทำการฝึก
5. หมายเลขของครั้งที่ทำการกายภาพบำบัด
6. รหัสของอุปกรณ์ที่ใช้ทำการฝึก
7. หมายเลขลักษณะท่าทางการใช้อุปกรณ์ 1 = เป่า และ 2 = ดูด
8. อัตราส่วนระหว่างระยะเวลาการหายใจเข้าต่อการหายใจออก มีทั้งหมด 3 แบบ คือ 1/2, 2/4

และ 3/6 วินาที

9. ค่าแรงดันเป้าหมายที่ผู้ป่วยจะต้องออกแรงกระทำ
 และเมื่อเสร็จสิ้นโปรแกรมการฝึกในทุกครั้ง จะมีการแสดงผลสรุปการฝึกผ่านทาง UART ด้วย



รูปที่ 6-13 ผังการทำงานของระบบสมองกลฝังตัวสำหรับควบคุมอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX



รูปที่ 6-14 ลักษณะของอุปกรณ์วัดแรงกระทำและรูปแบบการต่อเข้ากับอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX

6.2.1.2 การทดลองเปรียบเทียบค่าแรงดันที่ได้จากการคำนวณกับการทดลอง

สมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าข้อมูลดิบที่ได้จากเซนเซอร์วัดแรงดันกับค่าแรงดันในหน่วยเซนติเมตร น้ำที่ต้องการ แสดงดังสมการที่ (6-2) ซึ่งได้มาจากสมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันในหน่วยโวลต์ กับค่าแรงดันในหน่วยกิโลปาสคาล ดังสมการที่ (6-3) และหลังจากนั้นทำการวาดกราฟเพื่อเปรียบเทียบระหว่างค่าที่คำนวณจากสมการ (6-2) กับค่าที่วัดได้จริงจากเซนเซอร์ แสดงดังรูปที่ 6-15 เป็นข้อมูลจากการหายใจออก และรูปที่ 6-16 เป็นข้อมูลจากการหายใจเข้า ซึ่งจะเห็นว่ามีความสัมพันธ์แบบเส้นตรงทั้งเมื่อหายใจออก และหายใจเข้า ได้ทำการทดสอบผลการคำนวณและค่าที่อ่านได้ จากระดับแรงดันน้ำทั้งแรงดันบวกช่วง 1 ถึง 8 ซม.น้ำ และแรงดันลบ ช่วง -1 ถึง -8 ซม.น้ำ แสดงดังกราฟ

$$x = 4095 \left(\frac{0.2P}{10.1972} + 0.5 \right) \quad (6-2)$$

เมื่อ x = ค่าข้อมูลดิบที่ได้จากเซนเซอร์วัดแรงดัน มีค่าตั้งแต่ 0-4095 (จากตัวแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นดิจิตอลขนาด 12 บิต)

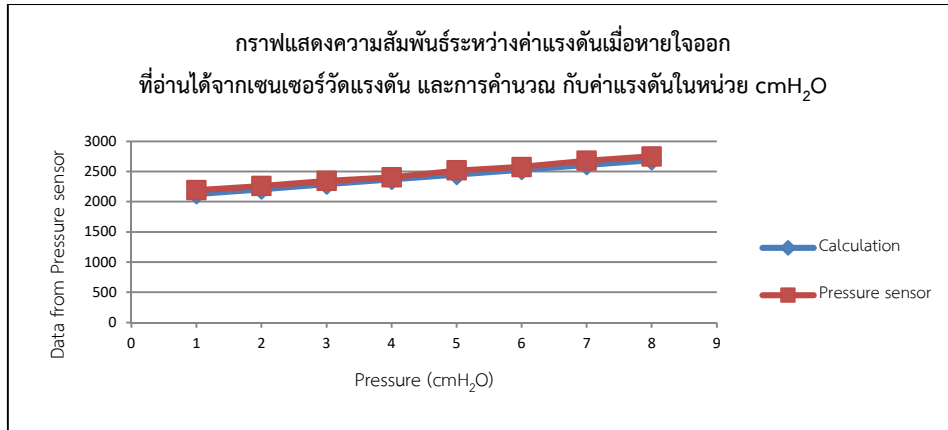
P = แรงดัน (cmH₂O)

$$V_{out} = V_s(0.2P(kPa) + 0.5) \quad (6-3)$$

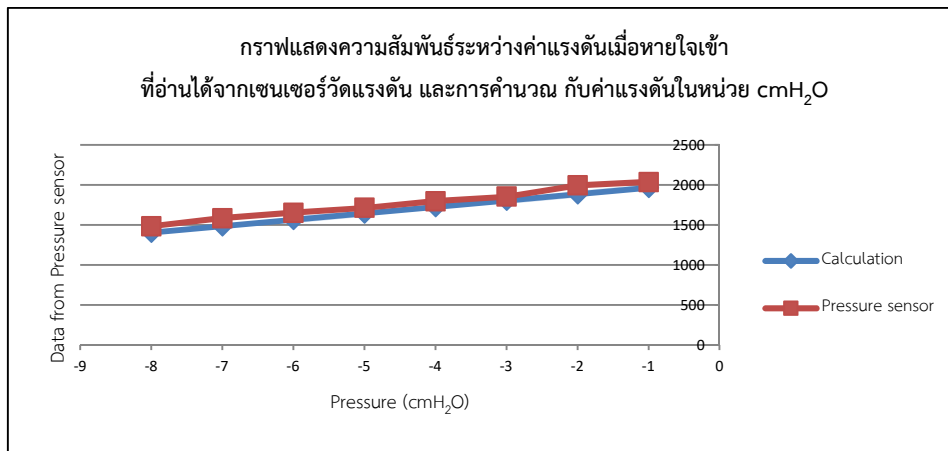
เมื่อ V_{out} = แรงดัน (V)

V_s = ไฟเลี้ยงเซนเซอร์วัดแรงดัน ในที่นี้มีค่า 5 V

$2P(kPa)$ = แรงดัน (kPa)



รูปที่ 6-15 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันเมื่อหายใจออกที่อ่านจากเซนเซอร์วัดแรงดันและการคำนวณกับค่าแรงดันในหน่วย เซนติเมตรน้ำ (cmH₂O)



รูปที่ 6-16 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันเมื่อหายใจเข้าที่อ่านจากเซนเซอร์วัดแรงดันและการคำนวณกับค่าแรงดันในหน่วย เซนติเมตรน้ำ (cmH₂O)

6.2.1.3 สรุปผลการทำงาน

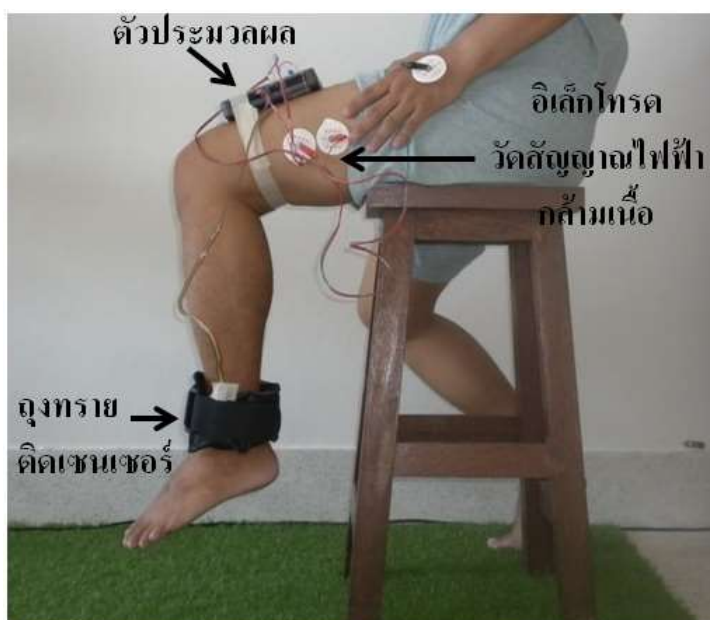
ระบบติดตามและอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจที่ได้พัฒนาสามารถทำงานได้ตามที่ออกแบบไว้ ผลการทวนสอบการทำงานของเซนเซอร์เป็นไปตามตามทฤษฎี และอุปกรณ์สามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เชื่อมต่อข้อมูลเครือข่ายอินเทอร์เน็ต (Internet connection device) ที่ได้รับการพัฒนาไว้สำหรับรองรับการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ช่วยทำกายภาพบำบัดต่าง ๆ เข้าสู่ระบบเครือข่ายและอินเทอร์เน็ตได้

6.2.1.4 ปัญหาที่พบและข้อเสนอแนะ

ในการทดสอบเบื้องต้นเป็นการทดสอบแบบแรงดันคงที่ ด้วยกระบอกสูบลูก ค่าของแรงดันที่วัดได้จากเซนเซอร์ยังมีช่วงของการแกว่งอยู่ ในการใช้งานจริงแรงดันที่วัดจะเป็นแบบพลวัต (dynamic) จึงจำเป็นต้องมีการเฉลี่ยเพื่อให้ได้ค่าที่ถูกต้องและเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับค่าแรงดันเป้าหมาย จะได้นับจำนวนครั้งที่ทำได้ตามค่าเป้าหมายได้ถูกต้องแม่นยำยิ่งขึ้น

6.2.2 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

โครงการวิจัยนี้ศึกษาและสร้างต้นแบบเครื่องมือเพื่อช่วยในการทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูข้อเข่าของผู้ป่วย และสามารถช่วยให้ผู้ป่วยวัดผลของการทำกายภาพบำบัดได้ด้วยตนเอง ผลจากการวัดจะถูกส่งไปยังแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดผู้ให้การรักษาที่สถานพยาบาลที่อยู่ห่างไกล เพื่อติดตามและให้คำแนะนำการทำกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูข้อเข่าที่ถูกต้อง โดยระบบที่นำเสนอถูกจำแนกเป็นการออกกำลังกายแบบไอโซโทนิกเป็นการออกกำลังกายต้านแรงต้านซึ่งคงที่ตลอดพิสัยของการเคลื่อนไหว ROM (Range of motion) ในโครงการนี้จะใช้ถุงทรายมารัดที่ข้อเท้าและให้ผู้ผู้ป่วยยืด-งอเข่าด้วยความเร็วคงที่ดังแสดงในรูปที่ 6-17 โดยจะให้ผู้ผู้ป่วยทำการเพิ่มน้ำหนักถุงทรายเข้าไปเรื่อย ๆ เมื่อกล้ามเนื้อขาของผู้ป่วยแข็งแรงขึ้น ข้อดีของอุปกรณ์นี้คือ มีความปลอดภัย และผู้ป่วยสามารถออกกำลังกายได้โดยลำพัง



รูปที่ 6-17 โครงสร้างของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

6.2.2.1 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

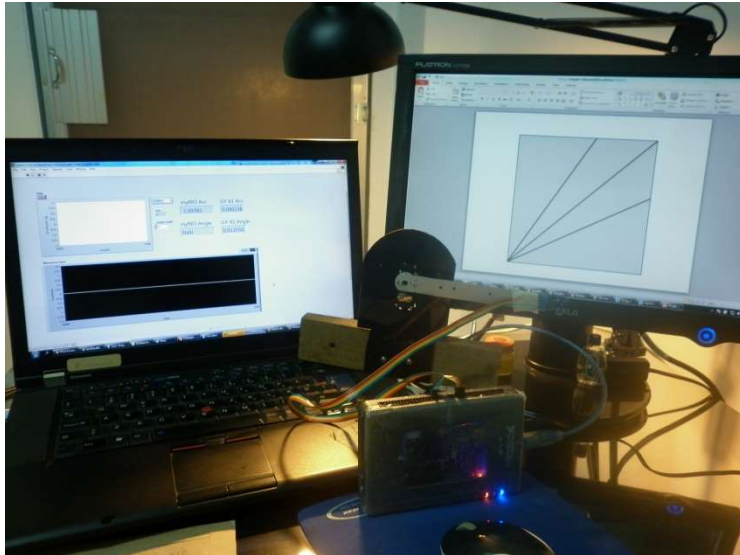
แนวคิดในการออกแบบคือ การนำระบบสมองกลฝังตัว เซนเซอร์ และการสื่อสารไร้สาย มาพัฒนาอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าด้วยถุงทรายให้มีความฉลาด สามารถวัดค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว ค่าความเร็วของการเคลื่อนไหว และการยืด-หดของกล้ามเนื้อขา เพื่อทำให้ทราบว่าผู้ป่วยออกกำลังกายได้อย่างถูกต้อง และการบริหารการทำให้ถุงทรายที่รัดข้อเท้าต้องมีความปลอดภัย ผู้ป่วยสามารถทำการกายภาพบำบัดได้โดยลำพัง ส่วนประกอบระบบแสดงดังรูปที่ 6-17 ประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก คือ

- ระบบตรวจจับการเคลื่อนที่ของขา ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่ง และไจโรสโคปที่ติดอยู่บนถุงทรายที่รัดกับข้อเท้าไว้วัดความเร่งที่เกิดขึ้นจากการขยับขาของผู้ป่วย และส่งเป็นสัญญาณเริ่มต้นที่ใช้ในการบอกว่าผู้ป่วยมีการขยับขาเกิดขึ้น นอกจากนี้ยังใช้ในการระบุความเร็วเชิงมุมของขาผู้ป่วยอีกด้วย
- ระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ประกอบด้วย บอร์ดวัดสัญญาณ EMG และ อิเล็กโทรด เพื่อวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อมีการเคลื่อนไหวเกิดขึ้น
- ระบบประมวลผล โดยใช้ myRIO ข้อมูลจากระบบตรวจจับการเคลื่อนที่ของขา และระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จะถูกส่งเข้ามาประมวลผลที่ myRIO และ myRIO จะเชื่อมต่อผ่าน wifi เข้าสู่คอมพิวเตอร์ เพื่อแสดงผลและเก็บบันทึกผลต่อไป

ในส่วนของการประมวลผลจะใช้อุปกรณ์ประมวลผลที่ชื่อว่า NI-myRIO ซึ่งเขียนผ่านโปรแกรม LabVIEW เป็นตัวประมวลผลสัญญาณ โดยการรับค่าความเร่งเชิงเส้นและเชิงมุมของเซนเซอร์ที่ติดอยู่ที่ถุงทรายเมื่อมีการยืดและงอเข้าพร้อมกับจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นเมื่อมีการขยับขา

6.2.2.2 ผลการทดลองเบื้องต้น

ในการทดลองได้เตรียมอุปกรณ์เพื่อทดลองหามุมจากเซนเซอร์วัดความเร่งก่อนที่จะนำไปติดกับถุงทรายแสดงดังรูปที่ 6-18 มีการติดเซนเซอร์วัดความเร่งที่แผ่นวงกลมซึ่งยึดติดกับแกนอะลูมิเนียม มีจอภาพแสดงมุมต่าง ๆ ที่ 0, 30, 45, และ 60 องศา ตามลำดับ ผลการทดลองเบื้องต้นเพื่อที่จะหามุมโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่งเชิงเส้น GY-61 พบว่าเซนเซอร์สามารถให้ค่ามุมที่ขาอยู่ ณ ตำแหน่งนั้น ๆ ได้ ดังแสดงด้วยแกนจำลองการเคลื่อนไหวของขา ดังรูปที่ 6-19 แต่ยังไม่สามารถบอกความเร็วเชิงมุมในการเคลื่อนที่ของขา ในกรณีที่ต้องการให้ผู้ป่วยยืดและงอเข้าด้วยความเร็วที่กำหนดจำเป็นต้องเพิ่มไจโรสโคปเซนเซอร์ซึ่งสามารถวัดความเร็วของการเคลื่อนที่เชิงมุมได้

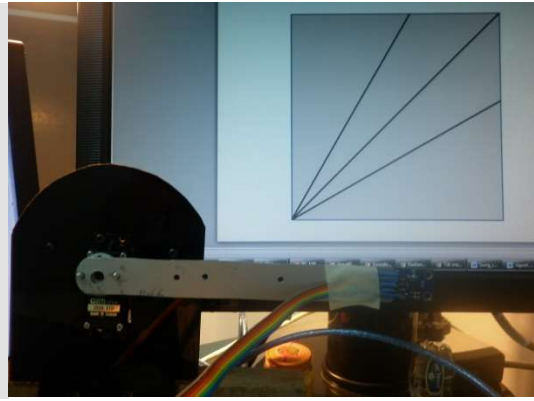


รูปที่ 6-18 การเตรียมอุปกรณ์เพื่อทดลองหามุมจากเซนเซอร์วัดความเร็ว

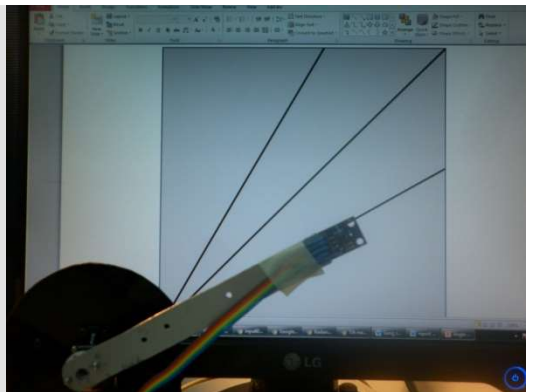
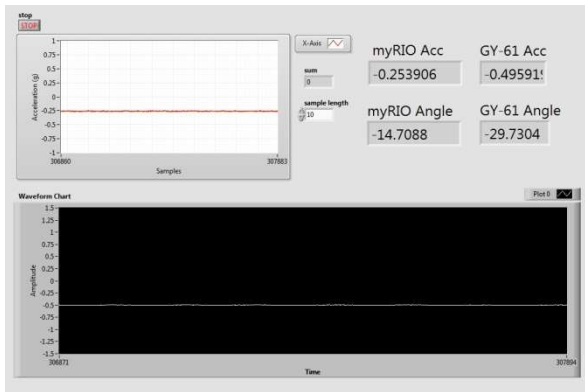
6.2.2.1 ผลการศึกษาการระบุจุดเริ่มต้นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG ถูกนำมาใช้เพื่อช่วยในการวิเคราะห์การทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยว่าใช้กล้ามเนื้อในการบริหารอย่างถูกต้องเพื่อเป็นการฟื้นฟูกล้ามเนื้ออย่างถูกต้องเหมาะสม ในโครงการนี้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะถูกนำมาใช้ในการทวนสอบว่าผู้ป่วยออกกำลังกายจริง เมื่อผู้ป่วยทำการเหยียดขาและเกร็งกล้ามเนื้อก็จะมีสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อวัดได้จากอิเล็กโทรด จากนั้นจะถูกนำไปขยายสัญญาณ อ่านและแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อทำการประมวลผลต่อไป

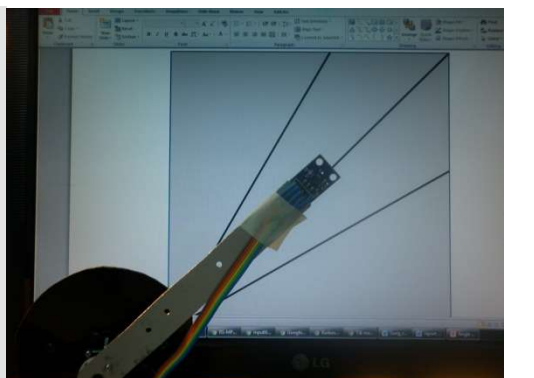
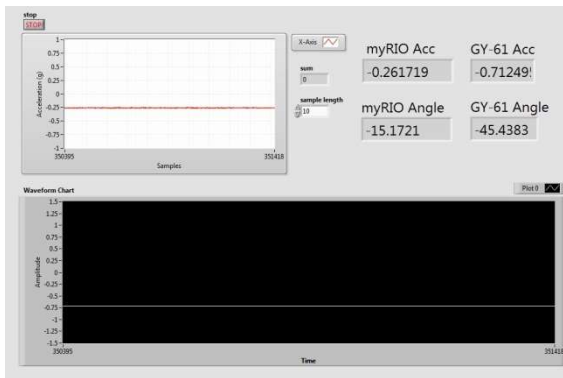
ความแม่นยำในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขึ้นกับการระบุจุดเริ่มต้น (Onset time) ของสัญญาณที่ต้องการ งานวิจัยนี้ได้พัฒนาวิธีการระบุจุดเริ่มต้นของสัญญาณโดยการใช้ค่าคุณลักษณะของสัญญาณ (feature) เช่น STD (standard deviation), RMS (root mean square), MAV (mean average value), WL (waveform length), SSI (simple square integral) และ IEMG (integrated EMG) มาทำการวิเคราะห์เพื่อกำหนดค่าเทรชโฮลต์ในการระบุจุดเริ่มต้น ในการทดลองยังได้ศึกษาจำนวนจุด หรือค่าขนาดหน้าต่าง (window size) ของสัญญาณที่เหมาะสมสำหรับการระบุจุดเริ่มต้นที่เหมาะสม ผลศึกษาพบว่า การใช้ SSI ในการหนดค่าเทรชโฮลต์มีความเหมาะสม และจำนวนสัญญาณ 50 จุด เป็นขนาดหน้าต่างที่เหมาะสม ในการเลื่อนหน้าต่างไปทีละ 50 จุด แล้ววิเคราะห์จุดเริ่มต้นของสัญญาณ หากจำนวนจุดมากกว่านี้การระบุจุดเริ่มต้นจะช้าลงและคลาดเคลื่อน



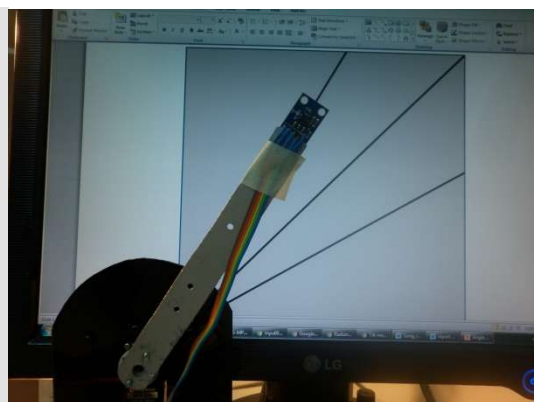
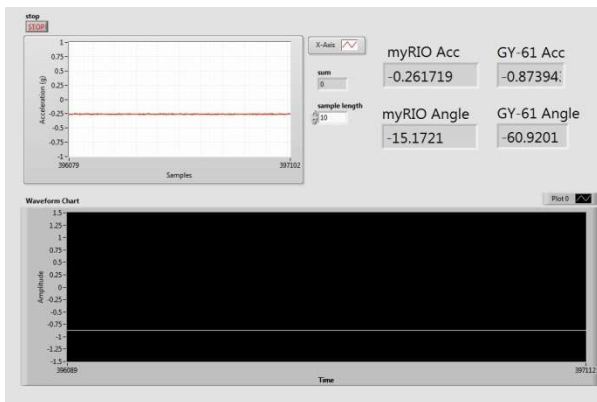
(ก) มุม 0 องศา



(ข) มุม 30 องศา



(ค) มุม 45 องศา



(ง) มุม 60 องศา

รูปที่ 6-19 ตัวอย่างการวัดมุมที่ 0, 30, 45 และ 60 องศา ของเซนเซอร์วัดความเร่ง

6.2.2.2 ปัญหาที่พบและข้อเสนอแนะ

- 1) จากการทดสอบเบื้องต้นในหัวข้อ 6.2.2.2 พบว่า ต้องทำการวัดมุมโดยเพิ่มไจโรสโคปเซนเซอร์เข้ามาเพื่อจะทำให้มุมที่ได้มีความแม่นยำยิ่งขึ้นและสามารถหาค่าความเร็วเชิงมุมที่เกิดขึ้นได้เมื่อมีการยืด-งอเข้า
- 2) จากผลการศึกษาการระบุจุดเริ่มต้นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในหัวข้อ 6.2.2.3 พบว่ามีข้อจำกัดในการนำไปใช้จริงเนื่องจากความไม่แน่นอนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ความแม่นยำที่ได้มาต้องทำการเก็บข้อมูลของผู้ป่วยจำนวนมากเพื่อให้ได้ข้อมูลทางสถิติมากที่สุดเท่าที่ทำได้ ข้อมูลของผู้ป่วยคนหนึ่งไม่สามารถใช้กับคนอื่นได้ จึงได้คิดวิธีการใหม่ดังหัวข้อ 6.2.2.1 โดยการใช้เซนเซอร์วัดความเร่งและไจโรสโคปมาช่วยในการจับการเคลื่อนไหวแทน

6.2.3 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก

โครงการวิจัยนี้พัฒนาต่อยอดเครื่องบริหารข้อเข่าแบบ NK-Table ที่ทำงานได้ใกล้เคียงกับเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก หรือเรียกว่า โต๊ะ NK ดัดแปลง แสดงดังรูปที่ 6-20 (ระบบบริหารแบบไอโซคิเนติกสำหรับการฟื้นฟูข้อเข่า พัฒนาโดย นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์ และ รศ. ดร. ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ [31]) ให้สามารถเชื่อมกับเครือข่ายสื่อสารเพื่อการทำกายภาพบำบัดทางไกลตามวัตถุประสงค์ของโครงการชุดนี้ โดยเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกมีหลักการทำงานพื้นฐานคือ การสร้างแรงต้านและควบคุมความเร็วให้คงที่ ซึ่งเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกที่ออกแบบไว้นี้มีฟังก์ชันการทำงานอยู่สองแบบ แบบแรกคือผู้ที่ฟื้นฟูข้อเข่าไม่ต้องเป็นผู้ออกแรงบริหารข้อเข่าด้วยตนเองแต่จะอาศัยไดนาโมมิเตอร์ช่วยในการออกแรงแทน ซึ่งฟังก์ชันการทำงานแบบนี้ถูกเรียกว่า Continuous Passive Motion (CPM) แบบที่สองคือผู้ที่ฟื้นฟูข้อเข่าต้องเป็นผู้ออกแรงบริหารข้อเข่าด้วยตนเอง โดยให้กล้ามเนื้อทำงานอย่างสม่ำเสมอด้วยความเร็วคงที่ตลอดช่วงการบริหาร ซึ่งฟังก์ชันการทำงานแบบนี้ถูกเรียกว่า Isokinetic classic



รูปที่ 6-20 ระบบบริหารแบบไอโซคิเนติกสำหรับกริปพื้นฐานพัฒนาโดย นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์ และ รศ. ดร. ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ [31]

6.2.3.1 ขั้นตอนการทำงานของเครื่องบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติกที่ใช้ฟังก์ชัน *Continuous Passive Motion*

เริ่มจากการป้อนข้อมูลพื้นฐานของผู้ที่จะบริหารข้อเท้าได้แก่ ชื่อ นามสกุล อายุ และเพศ จากนั้นทำการกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับเครื่องบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติกที่ใช้ฟังก์ชัน *Continuous Passive Motion* ได้แก่ จำนวนครั้งที่จะทำการบริหาร ความเร็วของการบริหาร ซึ่งความเร็วที่สามารถกำหนดได้นั้นจะต้องอยู่ในช่วง 0 ถึง 60 องศาต่อวินาที นอกจากนี้ยังต้องกำหนดค่ามุมสูงสุดและต่ำสุดของการบริหารข้อเท้า ซึ่งค่ามุมสูงสุดที่สามารถกำหนดได้มีค่าเท่ากับ 90 องศา และค่ามุมต่ำสุดที่สามารถกำหนดได้มีค่าเท่ากับ 0 องศา หลังจากป้อนข้อมูลพื้นฐานของผู้ที่จะบริหารข้อเท้าและกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับเครื่องบริหารข้อเท้าเรียบร้อยแล้ว ผู้ควบคุมเครื่องบริหารข้อเท้าต้องทำการตรวจสอบเพื่อให้แน่ใจว่าตำแหน่งของก้านตะตอนเริ่มต้นมีค่าเท่ากับมุมต่ำสุดที่ได้กำหนดไว้เพื่อความปลอดภัยของผู้ที่จะบริหาร เมื่อแน่ใจแล้วให้ทำการกดปุ่มเริ่มการทำงาน หลังจากกดปุ่มเริ่มการทำงานไดนาโมมิเตอร์จะค่อย ๆ หมุนด้วยความเร็วคงที่เท่ากับค่าความเร็วที่กำหนดไว้ในตอนเริ่มต้น เพื่อทำการยกขาของผู้ที่บริหารข้อเท้าขึ้นเรื่อย ๆ จนสุดซึ่งเท่ากับมุมสูงสุดที่ได้กำหนด

ไว้ เมื่อถึงมุมสูงสุดไดนาโมมิเตอร์ก็จะหมุนกลับทิศทางกับตอนเริ่มต้นด้วยความเร็วคงที่ ซึ่งจะเป็นการยกขาของผู้ที่บริหารข้อเข่าลงเรื่อย ๆ จนสุดเท่ากับมุมต่ำสุดที่ได้กำหนดไว้ นับเป็นหนึ่งครั้งของการบริหาร จากนั้นเครื่องบริหารข้อเข่าก็จะทำงานไปจนครบตามจำนวนครั้งที่ได้กำหนดไว้

6.2.3.2 ขั้นตอนการทำงานของเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกที่ใช้ฟังก์ชัน *Isokinetic classic*

เริ่มจากการป้อนข้อมูลพื้นฐานของผู้ที่จะบริหารข้อเข่าได้แก่ ชื่อ นามสกุล อายุ และเพศ จากนั้นทำการกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกที่ใช้ฟังก์ชัน *Isokinetic classic* ได้แก่ จำนวนครั้งที่ทำการบริหาร ความเร็วของการบริหาร ซึ่งความเร็วที่สามารถกำหนดได้นั้นจะต้องอยู่ในช่วง 0 ถึง 60 องศาต่อวินาที นอกจากนี้ยังต้องกำหนดค่ามุมสูงสุดและต่ำสุดของการบริหารข้อเข่า ซึ่งค่ามุมสูงสุดที่สามารถกำหนดได้มีค่าเท่ากับ 90 องศา และค่ามุมต่ำสุดที่สามารถกำหนดได้มีค่าเท่ากับ 0 องศา เนื่องจากเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกที่ใช้ฟังก์ชัน *Isokinetic classic* ผู้ที่จะบริหารข้อเข่าต้องเป็นผู้ออกแรงบริหารข้อเข่าด้วยตนเอง จึงจำเป็นต้องกำหนดค่าน้ำหนักซึ่งก็คือค่าแรงที่ผู้บริหารข้อเข่าต้องออกแรงให้มากกว่าค่าน้ำหนักที่กำหนดไว้เพื่อให้ไดนาโมมิเตอร์หมุน ค่าน้ำหนักที่สามารถกำหนดได้นั้นต้องอยู่ในช่วง 1 ถึง 30 Kg หลังจากป้อนข้อมูลพื้นฐานของผู้ที่จะบริหารข้อเข่าและกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับเครื่องบริหารข้อเข่าเรียบร้อยแล้ว ผู้ควบคุมเครื่องบริหารข้อเข่าต้องทำการตรวจสอบเพื่อให้แน่ใจว่าตำแหน่งของก้านตะตอนเริ่มต้นมีค่าเท่ากับมุมต่ำสุดที่ได้กำหนดไว้เพื่อความปลอดภัยของผู้ที่จะบริหาร เมื่อแน่ใจแล้วให้ทำการกดปุ่มเริ่มการทำงาน หลังจากนั้นให้ผู้บริหารข้อเข่าค่อย ๆ ออกแรงเพื่อยกขาขึ้นหากแรงที่ออกมากกว่าค่าน้ำหนักที่กำหนดไว้ไดนาโมมิเตอร์ก็จะสามารถหมุนได้ ในทางตรงกันข้ามหากผู้บริหารข้อเข่าออกแรงยกขาขึ้นน้อยกว่าค่าน้ำหนักที่กำหนดไว้ไดนาโมมิเตอร์ก็จะไม่สามารถหมุนได้ เมื่อผู้บริหารข้อเข่าออกแรงจนสามารถยกขาขึ้นได้มุมสูงสุดเท่ากับค่ามุมสูงสุดที่กำหนดไว้แล้ว ให้ผู้บริหารข้อเข่าค่อย ๆ ออกแรงเพื่อยกขาลงซึ่งแรงที่ออกต้องมีค่ามากกว่าค่าน้ำหนักที่กำหนดไว้เช่นกันไดนาโมมิเตอร์ถึงจะสามารถหมุนได้ และเมื่อถึงมุมต่ำสุดที่ได้กำหนดไว้จึงนับเป็นหนึ่งครั้งของการบริหารข้อเข่า ทำจนครบจำนวนครั้งที่ได้กำหนดไว้

ซึ่งการทำงานของเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกที่ออกแบบไว้ทั้งที่ใช้ฟังก์ชัน *Continuous Passive Motion* และ *Isokinetic classic* จะทำงานผ่านการควบคุมและแสดงผลผ่านทางโปรแกรม LabVIEW นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์เพิ่มเติมเพื่อตรวจจับและบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาขณะที่ผู้บริหารข้อเข่าทำการบริหาร เพื่อบันทึกไว้ให้ผู้เชี่ยวชาญได้นำข้อมูลไปประเมินพัฒนาการของกล้ามเนื้อขาต่อไป

6.2.3.3 ผลการทดลองใช้กับกลุ่มอาสาสมัคร [32]

แพทย์หญิงชนนิษฐ์ ลิ้มสกุล ได้ศึกษาเปรียบเทียบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดเข่า หลังจากการออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก ด้วยโต๊ะ NK ดัดแปลง และ CON-TREX ไดนาโมมิเตอร์ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ออกกำลังกายมาตรฐานดังรายละเอียดที่กล่าวมาในบทที่ 2 ในการศึกษาได้คัดเลือกกลุ่มอาสาสมัครเป็นผู้ที่มีสุขภาพดี อายุ 18-40 ปี โดยชาวขาออกกำลังกายด้วยโต๊ะ NK ดัดแปลง และชาวขาออกกำลังกายด้วยเครื่อง CON-TREX ไดนาโมมิเตอร์ ตลอดระยะเวลาการทดลองมีการขอให้กลุ่มอาสาสมัครงดออกกำลังกายอย่างอื่น ผล

การศึกษาพบว่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดเข้าที่เพิ่มขึ้นของขาข้างขวา (โต๊ะ NK ดัดแปลง) เทียบเท่ากับขาข้างซ้าย (CON-TREX ไดนามิเตอร์) ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จึงสรุปว่า การออกกำลังกายด้วยโต๊ะ NK ดัดแปลงสามารถเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดเข้าได้เทียบเท่ากับเครื่อง CON-TREX ไดนามิเตอร์ ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานในการออกกำลังกายแบบไอโซโคเนติก [32]

6.3 ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

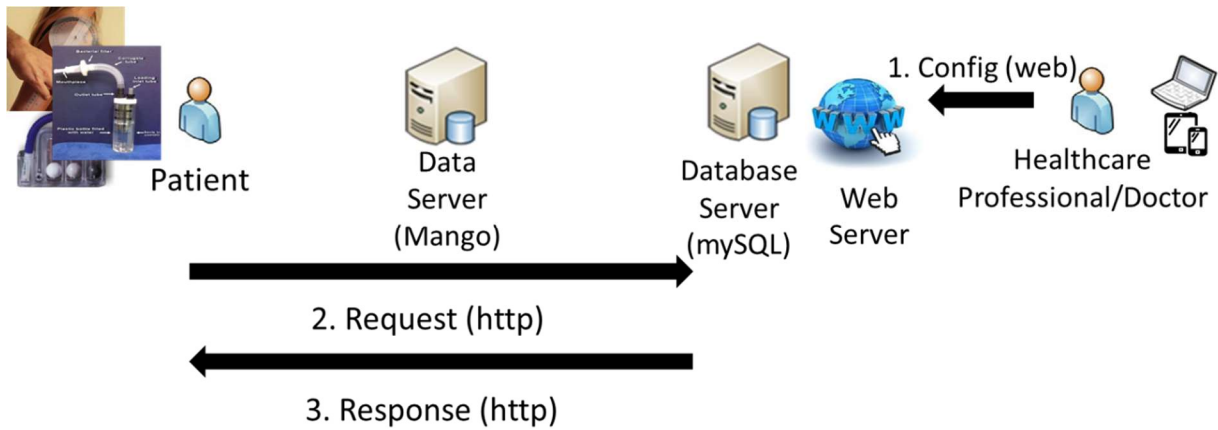
ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตจะมีลักษณะการแสดงผลภาพรวมของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร โดยอุปกรณ์ต่าง ๆ ที่อยู่ในระบบจะส่งข้อมูลในลักษณะของข้อมูลที่แตกต่างกันเข้าเครื่องเซิร์ฟเวอร์ผ่านทางระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ข้อมูลที่เก็บรวบรวมไว้จะถูกนำไปประมวลผลเพื่อการติดตามผลของนักกายภาพบำบัดหรือแพทย์ต่อไป

6.3.1 การออกแบบระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

ในการดำเนินงานของระบบนั้นจะเกิดขึ้นทั้งที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหรือที่บ้าน และโรงพยาบาลขึ้นอยู่กับลักษณะการทำงานของแต่ละอุปกรณ์ที่ใช้ในการติดตามและช่วยเหลือการทำกายภาพบำบัดที่มีอยู่ในระบบ ดังนั้นผู้ปฏิบัติงานที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพนอกจากจะเป็นผู้ป่วยหรือผู้พิการ จึงอาจมีเจ้าหน้าที่พยาบาล หรือเจ้าหน้าที่นักกายภาพบำบัดช่วยดูแลการใช้งานอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดได้ ซึ่งจากภาพรวมของการดำเนินงานดังรูปที่ 3-15 ในบทที่ 3 ทำให้โครงการวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตออกเป็นระบบย่อยๆ โดยแบ่งตามลักษณะขั้นตอนการดำเนินการได้ 3 ส่วนดังนี้

6.3.1.1 ระบบตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

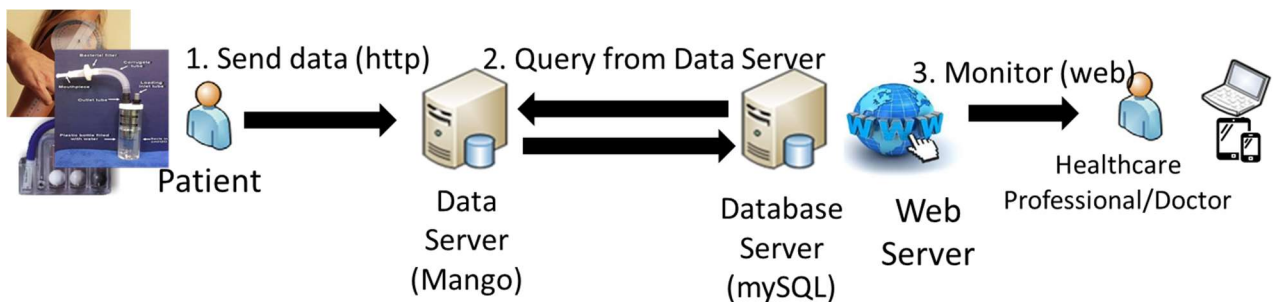
รูปที่ 6-21 แสดงระบบตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการติดตามและช่วยเหลือการทำกายภาพบำบัดที่มีอยู่ในระบบให้เหมาะสมขึ้นอยู่กับผู้พิการและผู้ป่วยแต่ละคน แต่ละสปีดคาห์ของโปรแกรมการทำกายภาพบำบัด โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถตั้งค่าที่กำหนดได้ผ่านระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ข้อมูลการตั้งค่า (Device configurations) จะถูกบันทึกไว้ที่ Database server และข้อมูลการตั้งค่าดังกล่าวจะถูกอ่านค่าเพื่อส่งไปยังอุปกรณ์ที่ร้องขอขณะเชื่อมต่อเข้าระบบโดยจะเป็นข้อมูลการตั้งค่าข้อมูลที่แก้ไขหรือปรับปรุงล่าสุดเพื่อใช้งานได้อย่างเหมาะสมถูกต้อง



รูปที่ 6-21 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

6.3.1.2 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

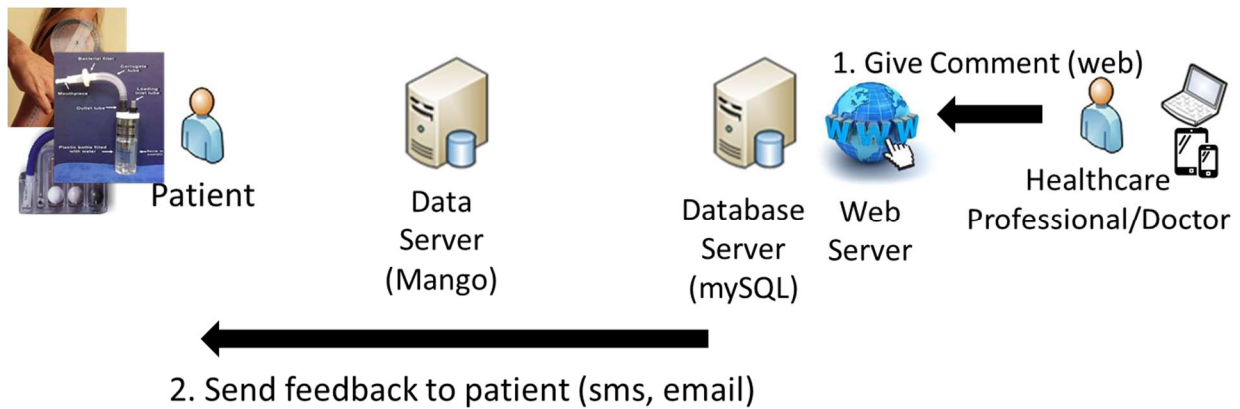
รูปที่ 6-22 แสดงระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัด โดยในโครงการนี้มีการพัฒนาอุปกรณ์เชื่อมต่อข้อมูลเครือข่ายอินเทอร์เน็ต (Internet connection device) เพื่อรับผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัด เพื่อให้สามารถสื่อสารกับระบบเก็บข้อมูล (Data server) และระบบฐานข้อมูล (Database server) ในการแสดงผลผ่านระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ซึ่งจะเชื่อมต่อกับเว็บเซิร์ฟเวอร์ (Web server) เพื่อนำเสนอข้อมูลที่รายงานผลจากการวัดค่าอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดผ่านหน้าเว็บให้แก่แพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัด อีกทั้งระบบนี้ยังสามารถให้ผู้เกี่ยวข้องหรือผู้ใกล้ชิดกับผู้ป่วยหรือผู้พิการได้ติดตามรายงานผลการทำกายภาพบำบัดนี้ได้ด้วย



รูปที่ 6-22 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

6.3.1.3 ระบบให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

รูปที่ 6-23 แสดงระบบการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารทั้งในรูปแบบข้อความผ่านมือถือ (SMS) หรืออีเมล เพื่อช่วยในการปรับปรุงการทำกายภาพบำบัดของผู้พิการและผู้ป่วยอย่างถูกวิธี



รูปที่ 6-23 ระบบการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

6.3.2 ตัวอย่างการใช้งานอุปกรณ์เชื่อมต่อข้อมูลเครือข่ายอินเทอร์เน็ตกับอุปกรณ์ BreatheMAX

อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ ได้รับการออกแบบบนพื้นฐานของระบบสมองกลฝังตัวที่ต้องการอุปกรณ์เชื่อมต่อข้อมูลเครือข่ายอินเทอร์เน็ตในการสื่อสารข้อมูลกับ Data server และ Database server ดังนั้นเพื่อทดสอบการทำงานของอุปกรณ์เชื่อมต่อข้อมูลเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ตัวจำลองอุปกรณ์ BreatheMAX จึงได้ถูกสร้างขึ้นเพื่อส่งข้อมูลจำลองของการฝึกทำกายภาพกับอุปกรณ์ดังกล่าว ข้อมูลที่ถูกส่งออกจากตัวจำลอง ผ่านการสื่อสารแบบ RS-232 ในรูปแบบตัวอักษร ASCII แบ่งแยกด้วยจุลภาค (Comma separated) ประกอบกันเป็นโครงสร้างดังแสดงในรูปที่ 6-24 ซึ่งเป็นตัวอย่างของข้อมูลหลังเสร็จสิ้นการฝึกหนึ่งโปรแกรม หลังจากที่อุปกรณ์เชื่อมต่อได้รับข้อมูลดังกล่าวจึงทำการแปลงเป็นรูปแบบคำสั่งบันทึกข้อมูลบน Data server ด้วย ภาษา HTML แสดงดังรูปที่ 6-25 เมื่อ Data server ได้รับคำสั่ง HTML ดังกล่าวแล้ว จะทำการบันทึกข้อมูลไปยังฐานข้อมูลของอุปกรณ์ฝึกนั้น ๆ ซึ่งสามารถตรวจสอบข้อมูลได้ผ่านทางหน้าจอบริการจัดการผ่านเว็บไซต์ดังแสดงในรูปที่ 6-26 ซึ่งเป็นอันเสร็จสิ้นกระบวนการส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ชุดฝึก BreatheMAX ไปเก็บบันทึกที่ Data server

5510110375, 20-Feb-2016 12:00:00, 02-Feb-2016 12:00:44, 1, 1, 1, 1, C, C0001, 1, 10, 8, 4

รูปที่ 6-24 ข้อมูลการฝึกจากอุปกรณ์ชุดฝึก BreatheMAX ส่งผ่านทาง RS-232

```
/https?__device=BreatheMAX_demo_user_00&PID=5510110375&StTime=20-Feb-2016%2012:00:00&EndTime=02-Feb-2016%2012:00:44&WeekNo=1&DayNo=1&SetNo=1&TimeNo=1&devID=C&devNo=C0001&actID=1&press1=1&meas1=10&thrs1=8&thrs2=4
```

รูปที่ 6-25 คำสั่ง HTML สำหรับบันทึกข้อมูลจากอุปกรณ์ชุดฝึก BreatheMAX



My Mango M2M			
User: Kittikhun			
Watch list (unnamed)			
BreatheMAX_demo_user_00 - Patient_ID	5510110375	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Start_DateTime	20-Feb-2016 12:00:00	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - End_DateTime	02-Feb-2016 12:00:44	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Week_NO	1.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Day_NO	1.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Set_NO	1.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Time_NO	1.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Device_ID	C	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Device_no	0.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Action_ID	1.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Pass_Pressure1	1.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Measured_Value_1	10.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Threshold_1	8.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
BreatheMAX_demo_user_00 - Threshold_2	4.0	16:22:51	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>

รูปที่ 6-26 ข้อมูลจากอุปกรณ์ชุดฝึก BreatheMAX ที่ถูกบันทึกบน Data server

บทที่ 7 การพัฒนาหน้าตาต่างอินเทอร์เฟซกับผู้ใช้และ เชื่อมต่อกับระบบฐานข้อมูล

บทนี้เป็นส่วนการพัฒนาต่อเนื่องตามแผนงาน โดยพัฒนาระบบทั้ง 3 ระบบ ให้สามารถเชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูล (Data server) และระบบฐานข้อมูล (Database server) ออกแบบและพัฒนาหน้าตาต่างอินเทอร์เฟซกับตามความต้องการของผู้ใช้งานจริง สรุปโดยย่อแบ่งตาม 3 ระบบย่อยดังนี้

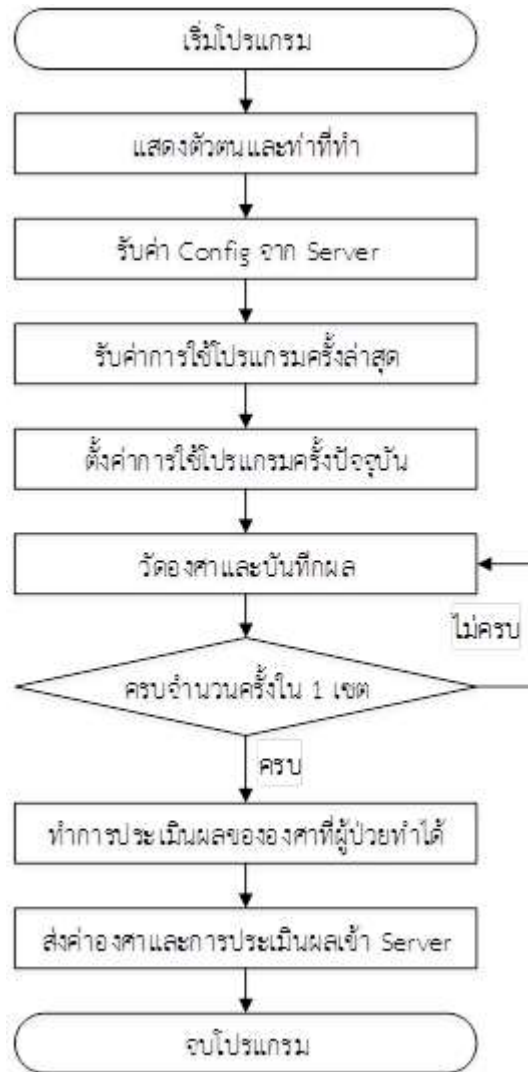
7.1 ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำ กายภาพบำบัด

โครงการวิจัยนี้ศึกษาและสร้างต้นแบบเครื่องมือเพื่อช่วยวินิจฉัยหรือการตรวจประเมินสภาพร่างกายของผู้ป่วยที่ทำกายภาพบำบัด และสามารถช่วยให้ผู้ป่วยสามารถวัดผลของการทำกายภาพบำบัดได้ด้วยตนเองโดยไม่จำเป็นต้องไปตรวจประเมินหรือพบผู้ให้การรักษาที่สถานพยาบาลที่อยู่ห่างไกล โดยระบบที่นำเสนอจะใช้การประมวลผลภาพในการวัดองศาของการเคลื่อนไหวเพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด และการวัดปริมาตรปอดเพื่อใช้กับอุปกรณ์ออกกำลังกายสำหรับผู้ที่มีภาวะปอดแฟบหลังการผ่าตัด

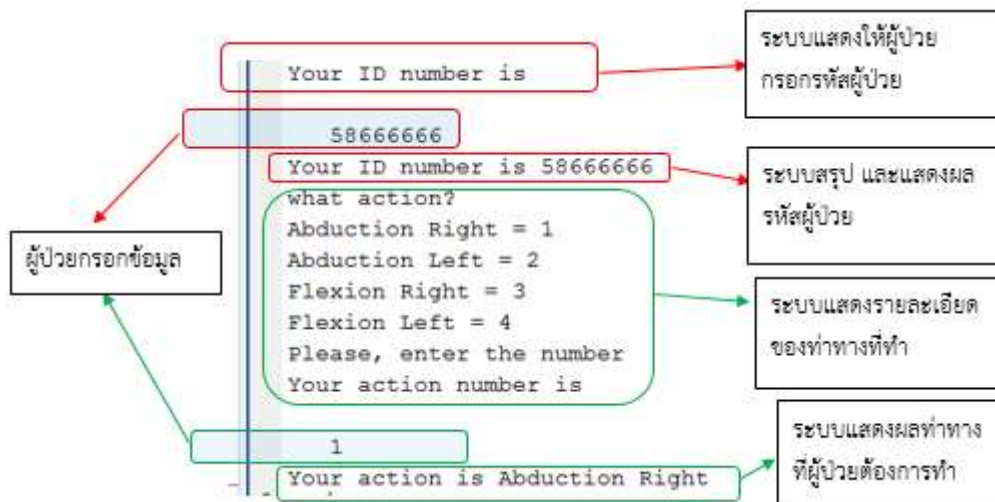
รายละเอียดการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ให้สามารถเชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูลและระบบฐานข้อมูลดังรายละเอียดในหัวข้อ 7.1.1) และ 7.1.2) ตามลำดับ

7.1.1 ระบบประมวลผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อ ไหล่ติด

ระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ที่นำเสนอสามารถทำการเชื่อมต่อกับระบบอินเทอร์เน็ตได้โดยมีแผนผังการทำงานดังรูปที่ 7-1 การทำงานของระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เริ่มจากการระบุตัวตนของผู้ใช้งานโดยการใส่รหัสประจำตัวผู้ป่วยและการระบุท่าทางที่ต้องการทำกายภาพบำบัด โดยที่ท่าทางของการทำกายภาพบำบัดมีทั้งหมด 4 ท่าทาง คือ Flexion (ซ้าย/ขวา) และ Abduction (ซ้าย/ขวา) ดังรูปที่ 7-2 หลังจากที่ได้ระบุตัวตนและท่าทางแล้ว ระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่จะส่งคำขอเพื่อขอรับค่า Configuration ที่ผู้ป่วยต้องทำกายภาพบำบัด โดยที่ค่า Configuration จะถูกกำหนดโดยผู้ให้การรักษา ซึ่งค่า Configuration นี้จะถูกส่งค่ากลับมาในรูปแบบ XML ดังรูปที่ 7-3 หลังจากที่ได้รับค่า Configuration แล้ว ระบบจะส่งคำขออีกครั้งเพื่อขอรับค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ผู้ป่วยได้ทำกายภาพบำบัดล่าสุด โดยแสดงผลออกมาในรูปแบบของ XML ได้ดังรูปที่ 7-4



รูปที่ 7-1 แผนผังการทำงานของโปรแกรม



รูปที่ 7-2 การระบุตัวตนและท่าทางขององศาที่ต้องการทำกายภาพบำบัด

```

▼ <configurations>
  ▼ <configuration>
    <Threshold_ID>2</Threshold_ID>
    <Patient_ID>58666666</Patient_ID>
    <Staff_ID>1</Staff_ID>
    <Device_ID>1</Device_ID>
    <Week_NO>1</Week_NO>
    <Threshold_DateTime>undefined undefined</Threshold_DateTime>
    <Threshold_1>70</Threshold_1>
    <Threshold_2>100</Threshold_2>
    <Threshold_3>0</Threshold_3>
    <Threshold_4>0</Threshold_4>
    <Threshold_5>0</Threshold_5>
    <Threshold_6>0</Threshold_6>
    <Threshold_7>0</Threshold_7>
    <Threshold_8>0</Threshold_8>
    <Threshold_9>0</Threshold_9>
    <Threshold_10>0</Threshold_10>
    <NoDayinWeek>5</NoDayinWeek>
    <NoSetinDay>2</NoSetinDay>
    <NoTimeinSet>1</NoTimeinSet>
  </configuration>
</configurations>

```

รูปที่ 7-3 ค่า Configuration ที่ส่งกลับมาให้กับระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่

```

▼ <current>
  <Patient_ID>58666666</Patient_ID>
  <Device_ID>1</Device_ID>
  <Week_NO>1</Week_NO>
  <Day_NO>2</Day_NO>
  <End_DateTime>0</End_DateTime>
  <Time_NO>3</Time_NO>
  <NoDayinWeek>5</NoDayinWeek>
  <NoSetinDay>2</NoSetinDay>
  <NoTimeinSet>1</NoTimeinSet>
  <Set_NO>3</Set_NO>
</current>

```

รูปที่ 7-4 ค่าพารามิเตอร์ต่างที่ผู้ป่วยได้ทำกายภาพบำบัดล่าสุดที่ส่งกลับมาให้กับระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่

หลังจากที่ได้รับค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ จาก Server แล้ว ระบบจะทำการสรุปค่าพารามิเตอร์ทั้งหมดอีกครั้งแล้วแสดงผล ดังรูปที่ 7-5 โดยที่ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ คือ ค่าองศาขั้นต่ำที่ผู้ป่วยควรทำได้ (Threshold1_Name, Th1) ค่าองศาเป้าหมายที่ผู้ป่วยควรทำได้ (Threshold2_Name, Th2) จำนวนวันที่ทำต่อหนึ่งสัปดาห์ (Number of day in week) จำนวนเซตที่ทำต่อหนึ่งวัน (Number of set in day) จำนวนครั้งที่ทำต่อหนึ่งเซต (Number of time in set) จำนวนสัปดาห์ที่ทำกายภาพบำบัดล่าสุด (Number of last week) จำนวนวันที่ทำกายภาพบำบัดล่าสุดในสัปดาห์นั้น ๆ (Number of last day) จำนวนเซตที่ทำ

กายภาพบำบัดล่าสุดในวันนั้น ๆ (Number of last set) และจำนวนครั้งที่ทำกายภาพบำบัดล่าสุดในเซตนั้น ๆ (Number of last time)

```
Your ID number is 58666666
Your action is Abduction Right hand
Minimum threshold is 70
Target threshold is 100
Number of day in week is 5
Number of set in day is 2
Number of time in set is 1
Number of last week is 1
Number of last day is 2
Number of last set is 3
Number of last time is 3
```

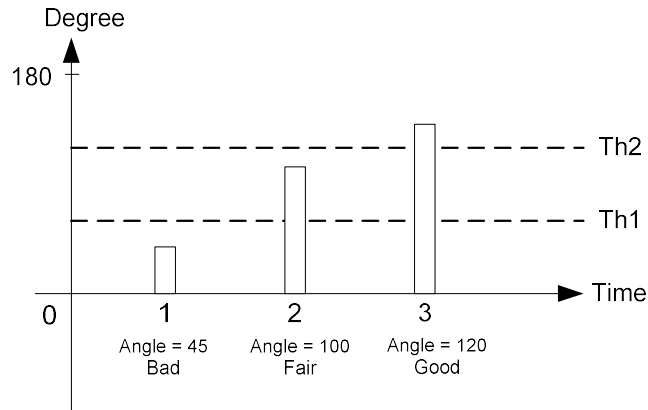
รูปที่ 7-5 การสรุปค่าพารามิเตอร์ทั้งหมดที่ได้รับจาก Server

ต่อมาระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่จะทำการวัดองศาพร้อมกับการบันทึกผลขององศาที่ผู้ป่วยทำได้ หลังจากผู้ป่วยทำการยกแขนครบ 1 ครั้งแล้ว ระบบจะทำการเลือกองศาที่ผู้ป่วยทำได้สูงสุด (Measured1_Name, Mv1) เพื่อคำนวณหาการประเมินผลของการยกแขน (Measured2_Name, Mv2) ด้วยสมการที่ (7-1) โดยที่การประเมินผลของการยกแขนแบ่งเป็น 3 ระดับ (ไม่ผ่าน=1, พอใช้=2, ดี=3) ซึ่งสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 7-1 และแสดงผลทางหน้าจอ ดังรูปที่ 7-6

$$Mv2 = \begin{cases} 0; & Mv1 < Th1 \\ 1; & Th1 \leq Mv1 < Th2 \\ 2; & Mv1 \geq Th2 \end{cases} \quad (7-1)$$

ตารางที่ 7-1 การวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด

ชื่อเรียกในฐานข้อมูล	ชื่อย่อ	รายละเอียด	หน่วย
Measured1_Name	องศาที่ทำได้	องศาที่ทำได้สูงสุดในหนึ่งครั้ง	องศา
Measured2_Name	ผลการประเมิน	ผลการประเมิน 3 ระดับ (0 = U (Unsatisfied), 1 = S (Satisfied), 2 = G (Good)) ผู้ป่วยต้องทำได้ถึงค่าที่กำหนดไว้	-
Threshold1_Name	องศาน้อยสุด	องศาน้อยสุดที่ควรทำได้	องศา
Threshold2_Name	องศาเป้าหมาย	องศาเป้าหมายที่ควรทำได้	องศา



รูปที่ 7-6 การแสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่

หลังจากนั้นจะทำการตรวจสอบว่าผู้ป่วยได้ทำการยกแขนครบตามจำนวนครั้งใน 1 เซตหรือไม่ ถ้ายังไม่ครบให้เริ่มทำการวัดองศาต่อไป แต่ถ้าครบแล้ว จะรวบรวมผลลัพธ์ทั้งหมดของการวัดองศาใน 1 เซต (ค่าองศาสูงสุดที่ผู้ป่วยทำได้และการประเมินผลของการยกแขน) ส่งเข้า Server ต่อไป ดังรูปที่ 7-7

จากรูปที่ 7-7 ค่า Start_DateTime และ End_DateTime คือ เวลาที่เริ่มต้นการทำงานของโปรแกรมและสิ้นสุดโปรแกรมการยกแขนในหนึ่งครั้ง ตามลำดับ โดยแสดงผลของเวลาเป็นแบบ Unix time และผลการประเมินผล (MeasuredValue2 ในตารางที่ 7-1 คือ Measured2_Name) สามารถคำนวณจากค่าองศาขั้นต่ำ (Threshold1_Name, Th1 = 70) และค่าองศาเป้าหมาย (Threshold2_Name, Th2 = 100) และองศาสูงสุดที่ผู้ป่วยทำได้ (MeasuredValue1 ในตารางที่ 7-1 คือ Measured1_Name) โดยอ้างอิงจากรูปที่ 7-3 และสมการที่ (7-1)

A0001 - Patient_ID	5.86666666E7	Dec 21 14:40
A0001 - Device_ID	1.0	Dec 21 14:40
A0001 - Week_NO	1.0	Dec 21 14:40
A0001 - Day_NO	1.0	Dec 21 14:40
A0001 - Time_NO	1.0	Dec 21 14:40
A0001 - Set_NO	2.0	Dec 21 14:40
A0001 - Start_DateTime	1.482330932E9	Dec 21 14:40
A0001 - End_DateTime	1.482330973E9	Dec 21 14:40
A0001 - MeasureValue1	94.0	Dec 21 14:40
A0001 - MeasureValue2	2.0	Dec 21 14:40

รูปที่ 7-7 ค่าพารามิเตอร์ที่ส่งเข้าสู่ Server

7.1.2 ระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟู ปริมาตรปอด

การวัดปริมาตรปอดเป็นการตรวจประเมินเพื่อชี้วัดผลการฟื้นฟูปริมาตรปอดของผู้ป่วยที่มีภาวะปอดแฟบ โดยผู้ป่วยที่มีภาวะปอดแฟบจะได้รับการฝึกเพื่อฟื้นฟูปริมาตรปอดด้วยเทคนิคต่าง ๆ ทางกายภาพบำบัด เช่น การหายใจเข้า การไอ การออกกำลังกาย รวมทั้งการฝึกใช้อุปกรณ์เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดซึ่งการฝึกอาจใช้ระยะเวลาหลายสัปดาห์ ดังนั้นผู้ป่วยจำเป็นต้องกลับไปทำการฝึกฝนด้วยตนเองที่บ้านตามโปรแกรมการฝึกจากนักกายภาพบำบัด ซึ่งโปรแกรมการฝึกที่ดีนั้นจะต้องมีการปรับเปลี่ยนระดับของการฝึกตามสภาพการฟื้นฟูของปริมาตรปอดตลอดระยะเวลาของการฝึก ทางผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการประยุกต์ใช้ระบบประมวลผลภาพสำหรับอุปกรณ์ Triflo ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดซึ่งเป็นที่นิยมใช้โดยทั่วไปตามโรงพยาบาลในประเทศไทย โดยจะทำการตรวจวัดปริมาตรปอดปัจจุบันของผู้ป่วยพร้อมทั้งติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอดและปรับเปลี่ยนระดับของการฝึกให้เหมาะสม

การวัดค่าและตั้งค่าระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด

การติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอดสามารถทำได้โดยการประเมินปริมาตรที่เกิดขึ้นขณะใช้งานอุปกรณ์ Triflo ซึ่งสามารถทำควบคู่ไปกับการแบ่งระดับของการฝึกฝนและการเพิ่มระดับความยากของการฝึกฝนตามสภาพการฟื้นฟูของผู้ป่วย ช่วยให้ผู้ป่วยมีเป้าหมายสำหรับการฝึกฝนและทำให้แพทย์ผู้ดูแลสามารถปรับเปลี่ยนแผนการฝึกฟื้นฟูได้ง่ายและเหมาะสมกับสภาพการฟื้นฟูของผู้ป่วย

ตารางที่ 7-2 การวัดค่าจากอุปกรณ์ประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟู ปริมาตรปอด

ชื่อเรียกในฐานข้อมูล	ชื่อย่อ	รายละเอียด	หน่วย
Measured1_Name	ปริมาตร	ปริมาตรปอด	ลบ. ซม.
Measured2_Name	เวลาที่คงค้าง	ระยะเวลาที่ลูกบอลสามารถลอยตัวอยู่เหนือค่าที่กำหนด	มิลลิวินาที
Measured3_Name	ผลการประเมิน	การประเมินผล 2 ระดับ (ไม่ผ่าน=0, ผ่าน=1)	-
Threshold1_Name	ระดับความสูงเป้าหมาย	การกำหนดระดับความสูงเป้าหมายของการใช้งาน Triflo	ร้อยละ
Threshold2_Name	ลูกบอลเป้าหมาย	การกำหนดจำนวนของลูกบอล	ลูก
Threshold3_Name	ระยะเวลาที่คงค้าง	การกำหนดระยะเวลาคงค้างความสูงของลูกบอลเป้าหมาย	มิลลิวินาที

Training Information

Action: Inhale

Height Threshold: 80

Ball Threshold: 1

Time Threshold: 3

Success Rate: 30

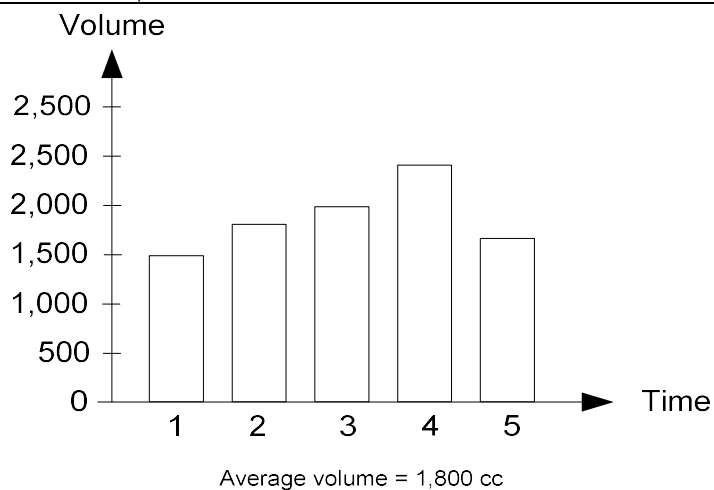
Training Begin: 27-Dec-2016 12:00:00

Training End: 27-Dec-2016 12:05:00

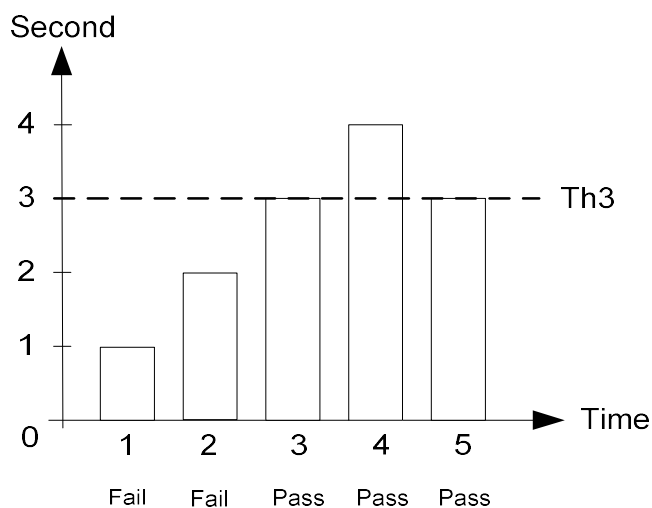
Day No.: 1/5

Week No.: 1/2

Set No.: 1/5



การแสดงผลบนหน้าจอผู้ใช้งานการติดตามผลการฟื้นฟูปริมาตรปอดในเชิงปริมาตร



การแสดงผลบนหน้าจอผู้ใช้งานการติดตามผลการฟื้นฟูปริมาตรปอดในเชิงเวลา

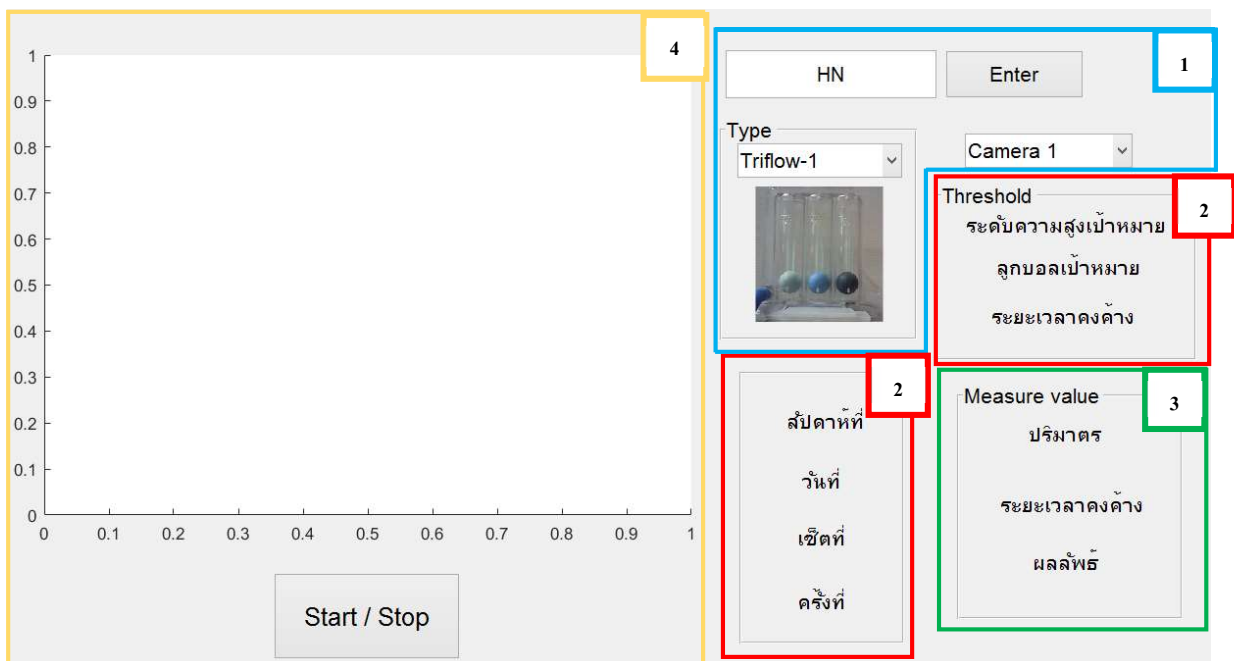
รูปที่ 7-8 การแสดงผลบนหน้าจอผู้ใช้งานการติดตามผลการฟื้นฟูปริมาตรปอด

การใช้งานระบบติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณเลือดต้องทำการกำหนดเป้าหมายในการบริหารหรือเทอร์สโลดต์ (threshold) ทั้งหมดสามค่าดังตารางที่ 7-2 ซึ่งประกอบด้วยกำหนดระดับความสูงเป้าหมาย ลูกบอลเป้าหมายและระยะเวลาคงค้าง โดยระบบจะทำการวัดปริมาณ จับเวลาและประเมินผลสำเร็จของการบริหารแต่ละครั้งจากการเปรียบเทียบกับค่าเทอร์สโลดต์ที่ได้กำหนดไว้ การแสดงผลบนหน้าจอผู้ใช้งานอุปกรณ์ติดตามการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณเลือดแสดงดังรูปที่ 7-8

Graphical User Interface สำหรับระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo เพื่อติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณเลือด

Graphical User Interface หรือ GUI สำหรับระบบติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณเลือดนั้นสามารถช่วยให้ผู้ใช้งานสามารถนำระบบดังกล่าวไปใช้เพื่อติดตามผลการฟื้นฟูปริมาณเลือดได้ง่ายและสะดวก ซึ่ง GUI ที่ได้ออกแบบไว้แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 7-9 โดยองค์ประกอบหลักของ GUI นั้นสามารถแบ่งออกได้เป็นส่วน คือ

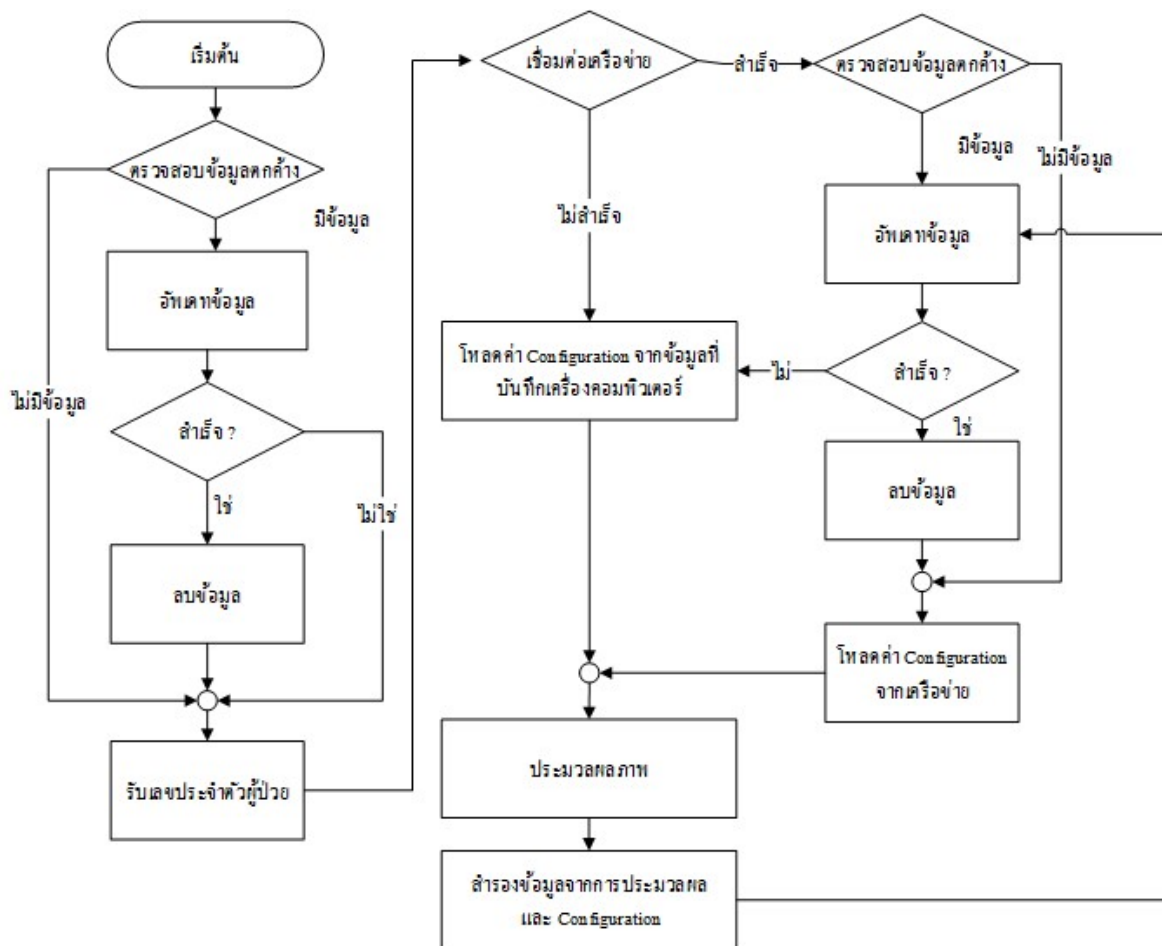
1. ส่วนที่ใช้สำหรับการกรอกข้อมูลเบื้องต้น เช่น การใส่รหัสประจำตัวผู้ป่วย การระบุชนิดของอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาณเลือดและการระบุกล่องเวปแคมที่ใช้
2. ส่วนแสดงเป้าหมายในการบริหารและรายละเอียดเกี่ยวกับจำนวนครั้งที่ทำการบริหาร
3. ส่วนแสดงผลการคำนวณปริมาณเลือด ระยะเวลาคงค้างและผลการเปรียบเทียบระยะเวลาคงค้างที่ผู้ป่วยทำได้กับเป้าหมายในการบริหาร
4. ปุ่มกดเพื่อเริ่มประมวลผลภาพการใช้งานอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาณเลือดและหน้าจอแสดงภาพอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาณเลือด



รูปที่ 7-9 หน้าจอ Graphical User Interface ของระบบติดตามผลการฟื้นฟูปริมาณเลือด

ระบบการระบบติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาณเลือดที่นำเสนอสามารถทำการเชื่อมต่อกับระบบอินเตอร์เน็ตได้โดยมีลำดับการทำงานดังรูปที่ 7-10 ซึ่งเริ่มต้นด้วยการตรวจสอบข้อมูลตกค้างซึ่งอาจหลงเหลือจากก่อนส่งข้อมูลในครั้งก่อนหน้า จากนั้นจึงเริ่มกระบวนการระบุตัวตนของผู้ใช้งานโดยการใส่รหัสประจำตัวผู้ป่วย แล้วจึงส่งค่าไปยังเซิร์ฟเวอร์เพื่อรับค่า Configuration ซึ่งประกอบด้วยระดับความสูงเป้าหมาย ลูกบอลเป้าหมายและระยะเวลาคงค้างที่เป็นเป้าหมายในการฝึกฝนของผู้ป่วย แต่หากไม่สามารถเชื่อมต่อกับเซิร์ฟเวอร์ ระบบจะดึงข้อมูลค่า Configuration จากการใช้งานล่าสุดมาใช้เพื่อตั้งค่าและประมวลผลภาพ

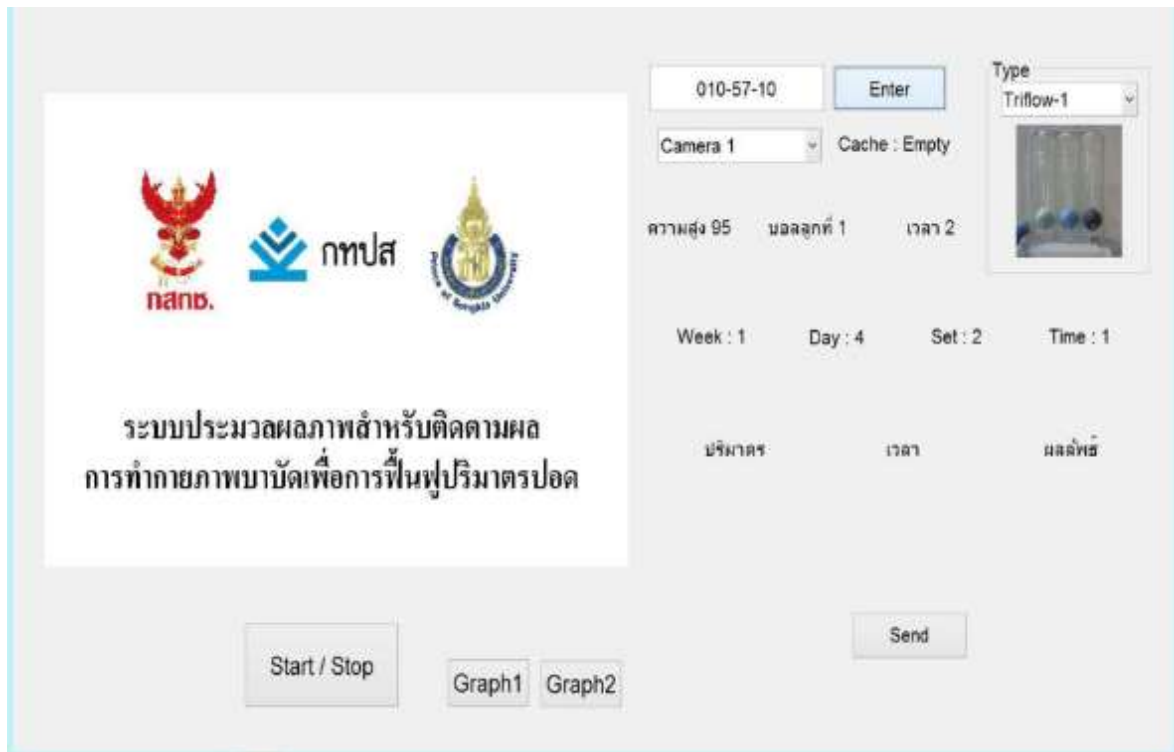
ค่าที่วัดได้จากการประมวลผลภาพและ Configuration จากการใช้งานครั้งล่าสุดจะถูกสำรองข้อมูลลงในคอมพิวเตอร์และส่งข้อมูลไปยังเซิร์ฟเวอร์ หากการส่งข้อมูลสำเร็จ ข้อมูลที่สำรองไว้จะถูกลบ จากนั้นจึงส่งค่าขอรับค่า Configuration เพื่อตั้งค่าระบบสำหรับการใช้งานครั้งถัดไป แต่หากพบปัญหาในการส่งข้อมูล ระบบสามารถส่งข้อมูลไปยังเซิร์ฟเวอร์ได้ในภายหลังด้วยการตรวจสอบข้อมูลสำรองที่ถูกบันทึกไว้



รูปที่ 7-10 แผนผังการทำงานของโปรแกรม

วิธีใช้งานระบบติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด

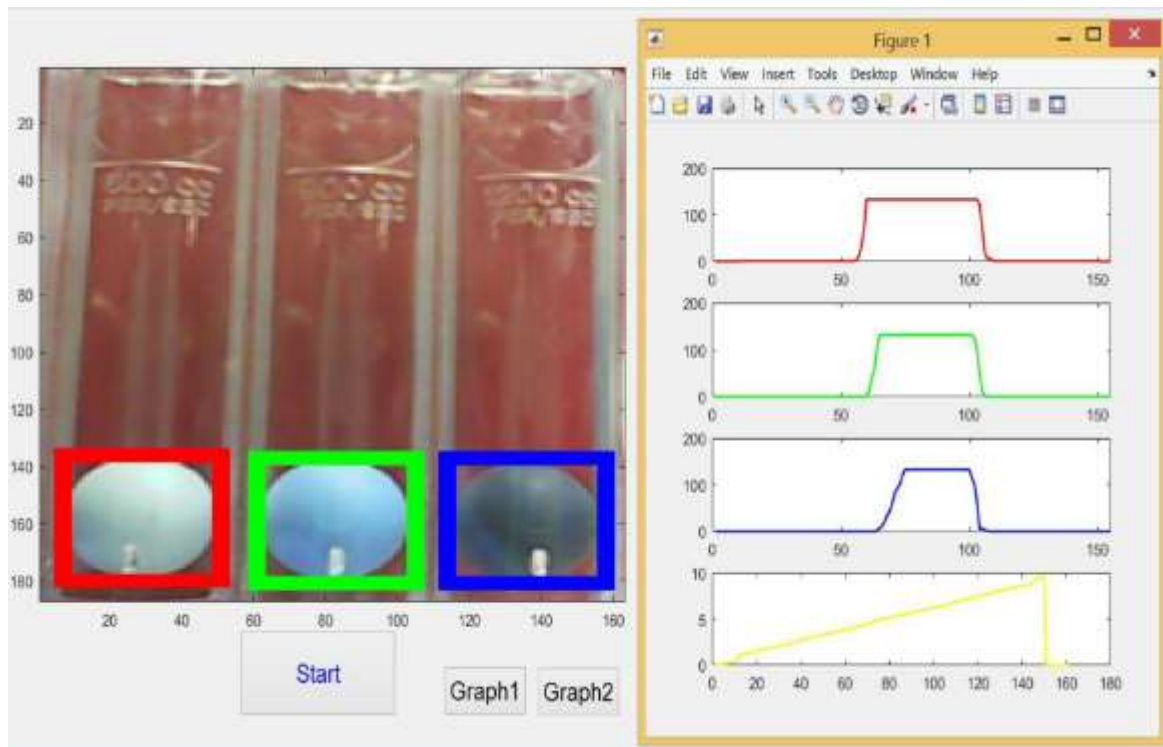
1. กรอกรหัสประจำตัวผู้ป่วยลงในช่อง HN ที่หน้าจอส่วนที่ 1 และระบุชนิดของอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดกับกล่องเวปแคมที่ใช้ จากนั้นจึงคลิก Enter
2. หลังจากการคลิกปุ่ม Enter รายละเอียดเกี่ยวกับเป้าหมายในการบริหารและจำนวนครั้งที่ทำการบริหารจะแสดงในหน้าจอส่วนที่ 2 ดังตัวอย่างรูปที่ 7-11 ซึ่งแสดงเป้าหมายในการฝึกฝน คือ ผู้ป่วยจะต้องหายใจเข้าเพื่อทำให้ลูกบอลลูกที่ 1 ลอยตัวอยู่ที่ความสูงร้อยละ 80 ของกระบอกได้นานเกินกว่า 3 วินาที และปัจจุบันผู้ป่วยกำลังทำกายภาพบำบัดผ่านระบบติดตามผลนี้เป็นครั้งที่ 3 ของเซตที่ 1 ของวันที่ 1 ในสัปดาห์ที่ 1
3. คลิกปุ่ม Start/Stop ในหน้าจอส่วนที่ 4 เพื่อเริ่มทำการประมวลผลการใช้งานอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอด โดยผู้ใช้งานจะต้องปรับระยะห่างระหว่างอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดกับกล่องให้เหมาะสม ซึ่งในขั้นตอนการปรับระยะห่างนี้มีโปรแกรมที่ช่วยในการวัดระยะห่างและแจ้งเตือนเมื่อระยะห่างเหมาะสม
4. ให้ผู้ป่วยเริ่มใช้อุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดโดยพยายามหายใจเข้าผ่านอุปกรณ์ให้ลึกที่สุดด้วยการหายใจแบบต่อเนื่องเพียงจังหวะเดียว เมื่อการหายใจเข้านี้สิ้นสุดลง ระบบจะคำนวณปริมาตรปอดและเปรียบผลที่เกิดจากการใช้งานครั้งนี้กับเป้าหมายที่ตั้งไว้แล้วจึงส่งข้อมูลที่คำนวณได้ไปบันทึกยังฐานข้อมูลพร้อมทั้งแสดงผลที่คำนวณได้ลงใน หน้าจอส่วนที่ 3 ดังตัวอย่างรูปที่ 7-12 และแสดงกราฟการเคลื่อนที่ของบอลแต่ละลูกดังตัวอย่างรูปที่ 7-13
5. หากต้องการเริ่มใช้งานระบบอีกครั้ง ผู้ใช้สามารถกดปุ่ม Start ในหน้าจอส่วนที่ 4 ได้ โดยไม่จำเป็นต้องกรอกรหัสประจำตัวผู้ป่วยหรือระบุข้อมูลอื่นใดเสมือนระบบเริ่มทำงานตามขั้นตอนที่ 3 และ 4 อีกครั้งหนึ่ง



รูปที่ 7-11 หน้าจอ Graphical User Interface ซึ่งแสดงรายละเอียดเกี่ยวกับเป้าหมายในการบริหารและจำนวนครั้งที่ทำการบริหาร



รูปที่ 7-12 หน้าจอ Graphical User Interface ซึ่งแสดงผลการคำนวณปริมาตรปอด ระยะเวลาคั่งค้างของบอลเป้าหมายและผลลัพธ์จากการเปรียบกับเป้าหมายในการบริหาร



รูปที่ 7-13 กราฟแสดงผลการติดตามการเคลื่อนที่ของลูกบอลแต่ละลูก

7.2 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด

โครงการนี้ได้ทำพัฒนาระบบสมองกลฝังตัวเพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายในการทำกายภาพบำบัดให้เป็นระบบอัตโนมัติสามารถเชื่อมต่อกับเครือข่ายสื่อสารได้ อุปกรณ์ที่ได้ทำการพัฒนาในครั้งนี้มี 3 อุปกรณ์ คือ 1) อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ 2) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย 3) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกทำการพัฒนาบริหารปอดและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่า ดังรายละเอียดโดยสรุปดังต่อไปนี้

7.2.1 ระบบติดตามและอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ

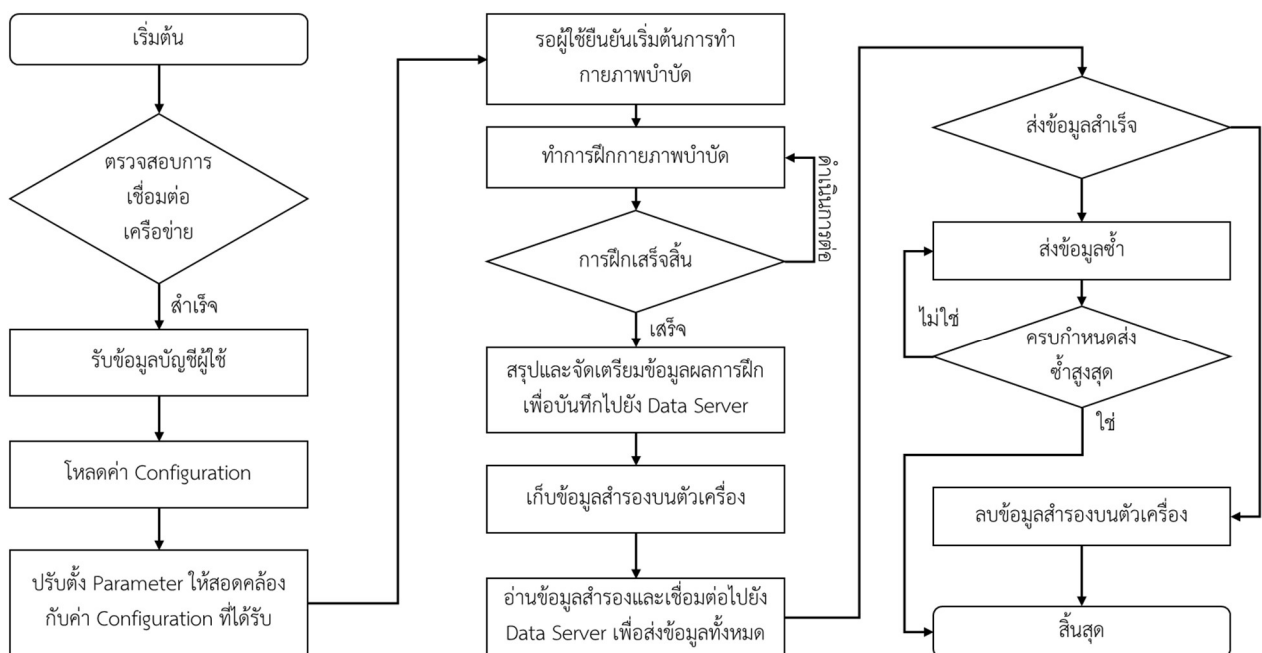
เนื่องจากผศ.ดร.ชูลี โจนส์ อาจารย์ประจำมหาวิทยาลัยขอนแก่น ได้คิดค้นอุปกรณ์ฝึกหายใจอเนกประสงค์ ที่มีชื่อว่า BreatheMAX ซึ่งอุปกรณ์ชิ้นนี้สามารถช่วยระบายเสมหะที่คั่งค้างในหลอดลม และยังสามารถใช้เป็นเครื่องบริหารปอด หรือกล้ามเนื้อหายใจ ซึ่งทางกายภาพบำบัดของคณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ก็ได้มีการนำอุปกรณ์ฝึกหายใจนี้มาใช้กับผู้ป่วยเช่นกัน โดยจะใช้การวัดระดับแรงกระทำที่ผู้ป่วยกระทำต่ออุปกรณ์ BreatheMAX ซึ่งมีหน่วยเป็นเซนติเมตรน้ำจากมานอมิเตอร์ ซึ่งเป็นการอ่าน

ค่าจากสายตา รวมถึงนักกายภาพบำบัดจำเป็นต้องเฝ้าดูแลผู้ป่วยคนเดิมตลอดทั้งโปรแกรมการฝึก ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความไม่สะดวก และค่าที่อ่านได้จากสายตาอาจคลาดเคลื่อนไปได้ ทางผู้วิจัยจึงมีความคิดที่จะพัฒนาอุปกรณ์ชิ้นนี้ให้ทำงานได้อัตโนมัติ เพื่อเป็นการกระตุ้นให้ผู้ป่วยพยายามออกแรงกระทำให้ได้ถึงเป้าหมายได้ด้วยตนเอง จึงทำให้นักกายภาพไม่จำเป็นต้องเฝ้าดูแลผู้ป่วยคนเดิมตลอดเวลา สามารถดูแลผู้ป่วยได้อย่างทั่วถึง

การออกแบบระบบควบคุมอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX

โครงการนี้ได้ใช้เซนเซอร์วัดแรงดันวัดแรงกระทำของผู้ป่วยแทนมานอมิเตอร์ ระบบสมองกลฝังตัวสามารถทำการประมวลผลว่าผู้ป่วยสามารถออกแรงกระทำได้ถึงเป้าหมายที่ตั้งไว้หรือไม่ และจะมีการแจ้งเตือนเพื่อให้ผู้ป่วยทราบ พร้อมกับรายงานผลการวัดไปยังฐานข้อมูลการทำการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยรายนั้น จึงทำให้แพทย์หรือนักกายภาพสามารถดูความเปลี่ยนแปลงและพัฒนาการในการทำการกายภาพบำบัดของรายนั้นๆ และรายอื่นๆ ได้

กระบวนการทำงานทางซอฟต์แวร์ของอุปกรณ์ BreatheMAX ได้ถูกออกแบบไว้ดังแสดงตามแผนผังในรูปที่ 7-14 ส่วนตารางที่ 7-3 แสดงการวัดค่าอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX มีการแสดงเป็นภาพรวมของการทำการกายภาพหนึ่งเซต คือ ค่าเวลารวมที่ค้ำระดับแรงดันได้เกิน Threshold ค่าเวลารวมที่ค้ำระดับแรงดันได้เกิน และการนับจำนวนครั้งทั้งหมด ทั้งนี้เวลารวมที่แสดงจะไม่รวมครั้งที่ทำไม่ผ่าน Threshold



รูปที่ 7-14 แผนผังซอฟต์แวร์ของอุปกรณ์ BreatheMAX

ตารางที่ 7-3 การวัดค่าจากอุปกรณ์ฝึหายใจ BreatheMAX

ชื่อเรียกในฐานข้อมูล	ชื่อย่อ	รายละเอียด	หน่วย
Measured1_Name	เวลาที่ค้าง	ค่าเวลาที่ค้างระดับแรงดันได้เกิน Threshold	วินาที
Measured2_Name	แรงดันน้ำ	ค่าระดับแรงดันน้ำ	เซนติเมตรน้ำ
Measured3_Name	จำนวนครั้ง	การนับจำนวนครั้งทั้งหมด	ครั้ง
Measured3_Name	ผลการประเมิน	ผลการประเมิน 2 ระดับ (0 = U (Unsatisfied), 1 = S (Satisfied))	-
Threshold1_Name	เวลาที่ค้าง	ค่าเวลาที่ค้างระดับแรงดันได้เกิน Threshold	วินาที
Threshold2_Name	แรงดันน้ำ	ค่าระดับแรงดันน้ำ	เซนติเมตรน้ำ

ผลการเชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูล

ทำการทดลองส่งข้อมูลการฝึกหลังการฝึกเสร็จสิ้นโดยมีรายละเอียดดังนี้

- ค่าเวลาที่ค้างระดับแรงดันได้เกิน Threshold เท่ากับ 10 วินาที
- จำนวนครั้งที่ค้างได้เกินระดับแรงดัน เท่ากับ 6 ครั้ง
- การนับจำนวนครั้งทั้งหมด เท่ากับ 8 ครั้ง

ข้อมูลดังกล่าวจะถูกรวบรวมเป็นชุดเดียวกันในรูปแบบ HTTP เพื่อส่งไปยัง Data server สำหรับการบันทึก รหัส HTTP ที่จะส่งไปยัง Data server ของการฝึกข้างต้นจะถูกสร้างขึ้น และเมื่อข้อมูลถูกส่งไปยัง Data server และถูกบันทึกสำเร็จ จะสามารถตรวจสอบได้ในเครื่องมือการจัดการผ่านเว็บไซต์ดังแสดงใน รูปที่ 7-15 ที่แสดงข้อมูลล่าสุดที่ถูกบันทึกไว้

/https?__device=C0001&C0001PID=58333333&C0001S_DT=1481513712&C0001E_DT=1481513742&C0001W
NO=1&C0001DNO=1&C0001SNO=1&C0001TNO=1&C0001DID=3&C0001MV1=10&C0001MV2=6&C0001MV3=8



C0001 - Patient_ID	5.8333333E7	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - Start_DateTime	1.481513712E9	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - End_DateTime	1.481513742E9	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - Week_NO	1.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - Day_NO	1.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - Set_NO	1.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - Time_NO	1.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - Device_ID	3.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - MeasureValue1	10.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - MeasureValue2	6.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C0001 - MeasureValue3	8.0	14:54:42	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

รูปที่ 7-15 รหัส HTTP ของข้อมูลการการฝึกหนึ่งครั้งเพื่อบันทึกไปยัง Data server และ หน้าต่างแสดงผลบน Mango ของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX (แสดงค่าล่าสุดที่รับค่าจากฝั่งผู้ป่วย)

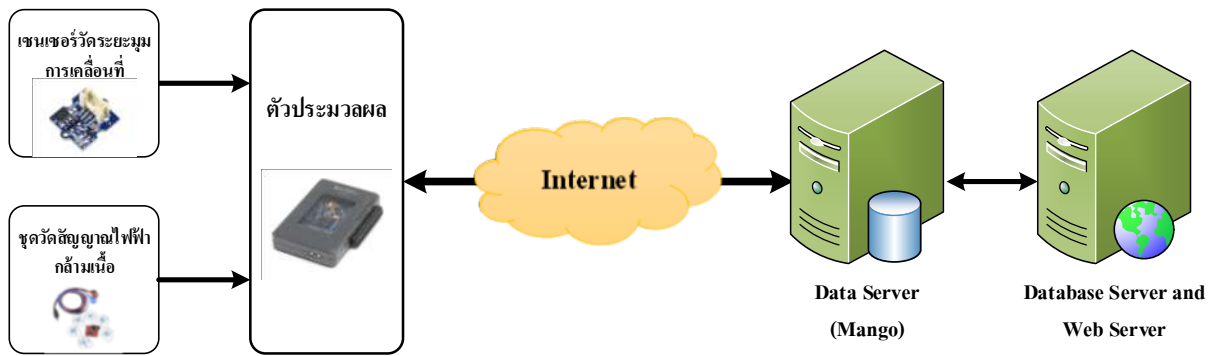
7.2.2 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายเป็นอุปกรณ์เพื่อช่วยในการทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูข้อเท้าของผู้ป่วย และสามารถช่วยให้ผู้ป่วยทราบผลของการทำกายภาพบำบัดได้ด้วยตนเอง และผลของการทำกายภาพบำบัดจะถูกส่งไปยังแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดเพื่อติดตามและให้คำแนะนำการทำกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูข้อเท้าที่ถูกต้อง

อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายเป็นการออกกำลังกายแบบไอโซโทนิก เป็นการออกกำลังกายที่แรงต้านซึ่งคงที่ตลอดพิสัยของการเคลื่อนไหว (ROM) โดยใช้ถุงทรายมารัดที่ข้อเท้าและให้ผู้ป่วยยืด-งอข้อเท้าด้วยความเร็วคงที่ และจะให้ผู้ป่วยทำการเพิ่มน้ำหนักถุงทรายไปเรื่อยๆ จนกล้ามเนื้อขาของผู้ป่วยแข็งแรงขึ้น ข้อดีอุปกรณ์นี้คือ มีความปลอดภัย ผู้ป่วยสามารถออกกำลังกายได้โดยลำพัง

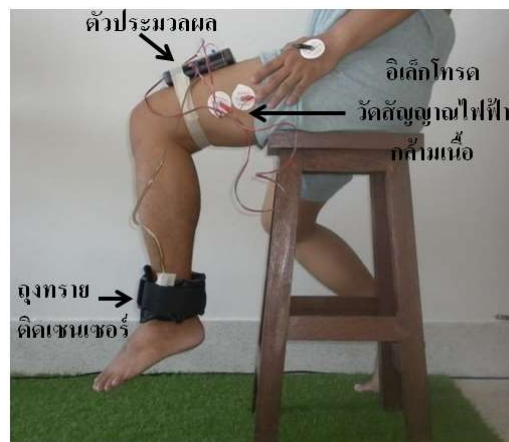
การออกแบบอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

การออกแบบอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักๆ คือ ส่วนแรกเป็นการวัดค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว และสัญญาณการยืด-หดของกล้ามเนื้อขา ส่วนที่สองเป็นการส่งข้อมูลที่ได้จากการทำการบริหารของผู้ป่วยไปยังระบบเก็บข้อมูล (Data server) แล้วระบบฐานข้อมูล (Database server) จะดึงข้อมูลจากระบบเก็บข้อมูลเพื่อไปแสดงผลบนเว็บไซต์ดังแสดงเป็นบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 7-16

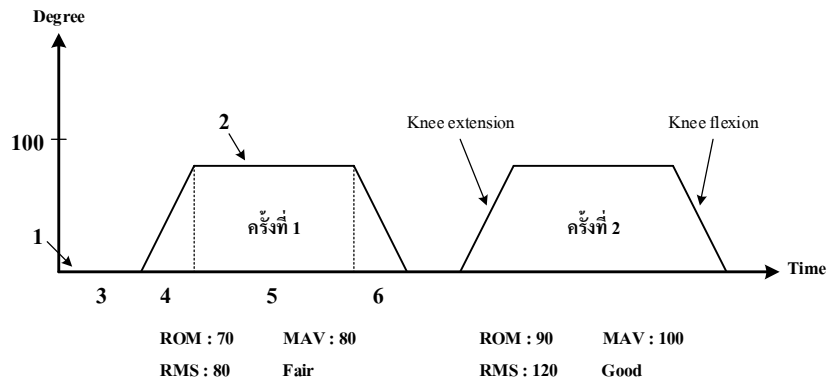


รูปที่ 7-16 บล็อกไดอะแกรมของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

สำหรับการวัดค่าพิสัยของการเคลื่อนไหวจะใช้เซนเซอร์วัดมุมการเคลื่อนที่ของขาของผู้ป่วยที่สามารถได้ โดยจะติดเซนเซอร์ไว้บริเวณข้อเท้าของผู้ป่วยซึ่งเป็นบริเวณเดียวกับที่ติดถุงทราย ส่วนการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขาจะใช้อิเล็กโทรดติดไปที่บริเวณกล้ามเนื้อต้นขาดังแสดงในรูปที่ 7-17 ทั้งค่าจากเซนเซอร์วัดมุมการเคลื่อนที่และสัญญาณกล้ามเนื้อต้นขาจะถูกอ่านด้วยตัวประมวลผล ค่าจากเซนเซอร์วัดมุมการเคลื่อนที่ที่จะถูกนำไปคำนวณเป็นค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว ส่วนสัญญาณกล้ามเนื้อจะถูกนำไปคำนวณเป็นค่าสัมบูรณ์เฉลี่ย (MAV) และค่ารากกำลังสองเฉลี่ย (RMS) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าต่างๆ ที่ตัวประมวลผลคำนวณได้จะถูกใช้ในการประเมินการทำการบริหารข้อเข่าของผู้ป่วย และเป็นข้อมูลที่จะส่งไปยังระบบเก็บข้อมูล



รูปที่ 7-17 โครงสร้างของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย



- หมายเลข 1=องศาเริ่มต้น 2= องศาสูงสุด 3=เวลาก่อนเริ่มแต่ละครั้ง
 4= เวลาที่ใช้จากองศาเริ่มต้นถึงองศาสูงสุด
 5= เวลาที่เกร็งค้าง (duration of sustained contraction) ที่องศาสูงสุด
 6=เวลาที่ใช้ในจากองศาสูงสุดถึงองศาเริ่มต้น

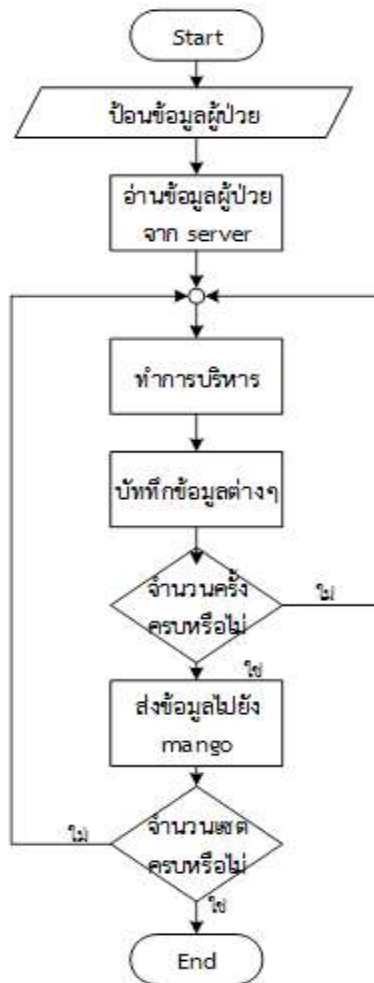
รูปที่ 7-18 การแสดงผลที่หน้าจอผู้ใช้งานอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

สำหรับการส่งข้อมูลการทำการบริหารของผู้ป่วยไปยังระบบเก็บข้อมูลจะถูกส่งผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต (Internet network) โดยอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายจะต้องมีการเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ตเพื่อรับและส่งข้อมูลกับระบบเก็บข้อมูล ซึ่งข้อมูลที่รับและส่งกันจะแสดงในตารางที่ 7-4 จะประกอบด้วยสองส่วน คือ ส่วนแรกเป็นรับข้อมูลมาจากระบบเก็บข้อมูลจะเป็นข้อมูลที่ใช้ในการตั้งค่า (configuration) การทำงานของอุปกรณ์บริหาร และเป็นข้อมูลที่ใช้ในการกำหนดขีดความสามารถในการบริหาร หรือ เทรสโฮลด์ (threshold) ของผู้ป่วย ส่วนที่สองเป็นการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูลจะเป็นข้อมูลที่วัดและประมวลผลจากการทำการบริหารของผู้ป่วยเพื่อใช้เป็นข้อมูลสำหรับการวินิจฉัยของแพทย์ โดยทางแพทย์จะพิจารณาจากค่า พิสัยของการเคลื่อนไหว (range of motion) ซึ่งเป็นระยะมุมในการเหยียดเข่า (knee extension) – งอเข่า (knee flexion) วัดจากองศาเริ่มต้น (starting position) ถึงองศาสูงสุด (peak position) และความสามารถในการเกร็งค้างไว้ (duration of sustained contraction) ณ องศาที่มากที่สุด การแสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายดังรูปที่ 7-18 โดยการประเมินผลใช้เกณฑ์ดังนี้

- ดี คือ พิสัยข้อและความสามารถในการเกร็งค้างไว้ได้ตามกำหนด
- พอใช้ คือ ความสามารถในการเกร็งค้างไว้ได้ในช่วง 50-79 % ของค่า baseline
- ไม่ผ่าน คือ ไม่สามารถเกร็งกล้ามเนื้อค้างไว้ (ต่ำกว่า 50-79 % ของค่า baseline)

ตารางที่ 7-4 การวัดค่าจากอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

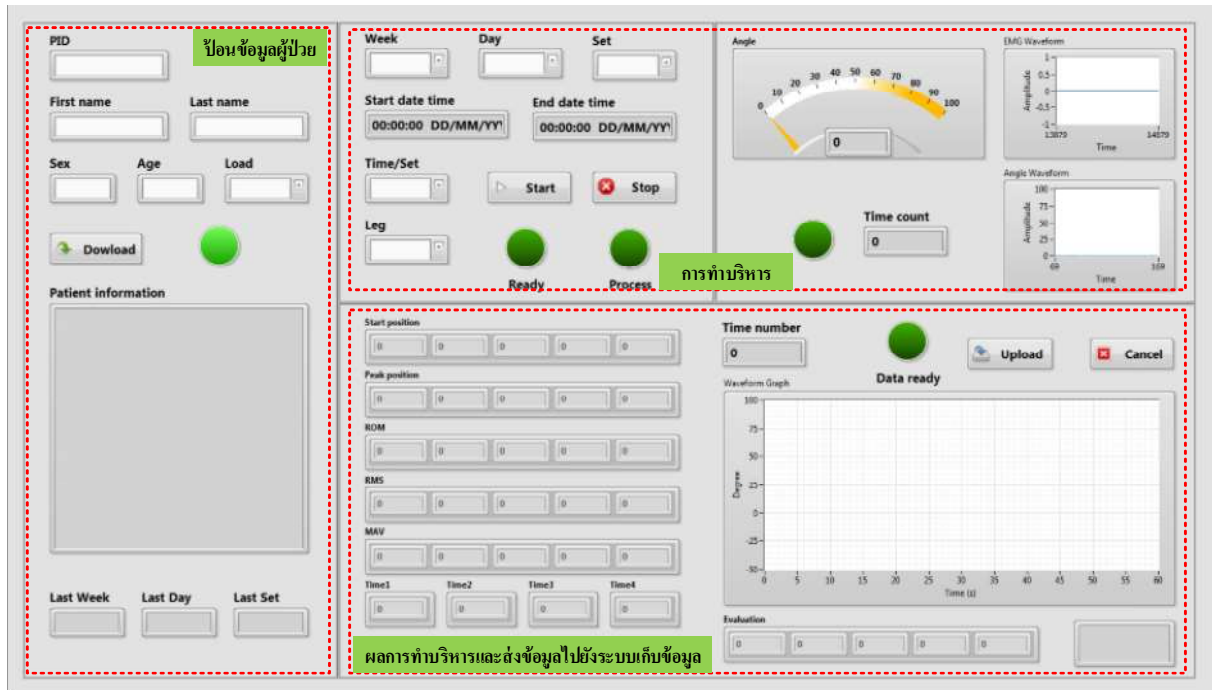
ชื่อเรียกในฐานข้อมูล	ชื่อย่อ	รายละเอียด	หน่วย
Measured1_Name	องศาเริ่มต้น	องศาเริ่มต้นของการเริ่มเหยียดเข้า	องศา
Measured2_Name	องศาสูงสุด	องศาสูงสุดที่ผู้ป่วยสามารถเหยียดเข้าได้	องศา
Measured3_Name	พิสัยข้อ	ระยะมุมในการเหยียด-งอเข้า โดยวัดจากองศาเริ่มต้นถึงองศาสูงสุด	องศา
Measured4_Name	เวลาขาขึ้น	เวลาที่ใช้จากองศาเริ่มต้นถึงองศาสูงสุด	วินาที
Measured5_Name	เวลาที่เกร็งค้าง	เวลาที่เกร็งค้างขณะที่องศาสูงสุด	วินาที
Measured6_Name	เวลาขาลง	เวลาที่ใช้จากองศาสูงสุดถึงองศาเริ่มต้น	วินาที
Measured7_Name	เวลาพัก	เวลาที่ผู้ป่วยพักก่อนเริ่มครั้งต่อไป	วินาที
Measured8_Name	MAV_meas	ค่าสัมบูรณ์เฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเกร็งค้างไว้	-
Measured9_Name	RMS_meas	ค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเกร็งค้างไว้	-
Measured10_Name	ผลการประเมิน	ผลการประเมิน 3 ระดับ (0 = U (Unsatisfied), 1 = S (Satisfied), 2 = G (Good))	-
Threshold1_Name	MAV_thre	80% ของ baseline EMG signal 1 (MAV)	-
Threshold2_Name	RMS_thre	80% ของ baseline EMG signal 2 (RMS)	-
Threshold3_Name	ROM_thre	80% ของ baseline ROM	องศา



รูปที่ 7-19 ลำดับการทำงานของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย

การทำงานของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย

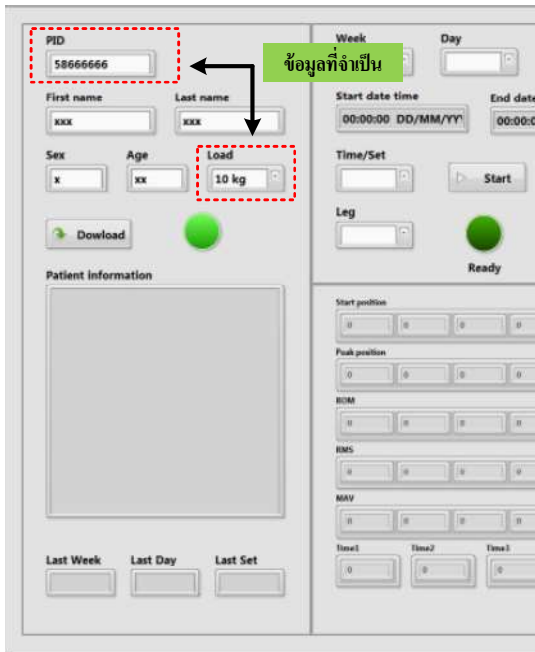
การทำงานของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทรายมีลำดับการทำงานดังแสดงในรูปที่ 7-19 ซึ่งประกอบด้วย 3 ส่วนหลักๆ คือ ส่วนของการป้อนข้อมูลผู้ป่วยเพื่อไปดึงข้อมูลจากระบบเก็บข้อมูล ส่วนของการทำบริหารซึ่งในส่วนนี้จะขึ้นอยู่กับจำนวนครั้งและจำนวนเซตที่ผู้ป่วยต้องทำ และส่วนของการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล (Mango) ซึ่งจะส่งไปทุกๆเซตของการทำบริหาร สำหรับหน้าจอแสดงผลของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทรายจะใช้โปรแกรม LabVIEW โดยมีหน้าต่างแสดงผลดังแสดงในรูปที่ 7-20 ซึ่งประกอบด้วย 3 ส่วนหลักๆ สอดคล้องกับลำดับการทำงานของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทรายดังที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้น ส่วนรายละเอียดการทำงานจะมีขั้นตอนดังต่อไปนี้



รูปที่ 7-20 หน้าจอแสดงผลของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย

ขั้นตอนที่ 1 การป้อนข้อมูลผู้ป่วย

เริ่มต้นจากการรันโปรแกรม LabVIEW แล้วรอนกว่าไฟแสดงสถานะในส่วนของการป้อนข้อมูลผู้ป่วยติด แล้วทำการป้อนข้อมูลผู้ป่วยโดยเริ่มจากการใส่หมายเลข Patient ID (PID) ของผู้ป่วย และเลือกน้ำหนักของถุงทราย (load) ที่ผู้ป่วยต้องทำการบริหาร ส่วนของชื่อ สกุล อายุ เพศ จะใส่หรือไม่ใส่ก็ได้ดังแสดงในรูปที่ 7-21 (ก) หลังจากนั้นเมื่อกรอกข้อมูลครบแล้วก็ทำการกดปุ่ม Download เพื่อดึงข้อมูลผู้ป่วยจากระบบฐานข้อมูล ซึ่งจะประกอบด้วย 2 ส่วน คือ ส่วนของข้อมูลที่เป็นค่า Configuration สำหรับกำหนดการทำงานของอุปกรณ์และใช้ในการประเมินผลของการทำบริหาร เช่น จำนวนสัปดาห์ (Week NO.) จำนวนวันต่อสัปดาห์ (Day/week) จำนวนเซตต่อวัน (Set/day) จำนวนครั้งต่อเซต (Time/set) ที่ผู้ป่วยต้องทำ และค่า Threshold ต่างๆ ซึ่งค่าทั้งหมดเหล่านี้จะถูกกำหนดโดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดที่ดูแล ส่วนที่สองจะเป็นข้อมูลของสัปดาห์วัน และเซตของการทำบริหารครั้งล่าสุด หลังจากกดปุ่ม Download ข้อมูลทั้งหมดที่กล่าวไปข้างต้นจะถูกดึงมาแสดงบนจอแสดงผลดังแสดงในรูปที่ 7-21 (ข)



(ก)

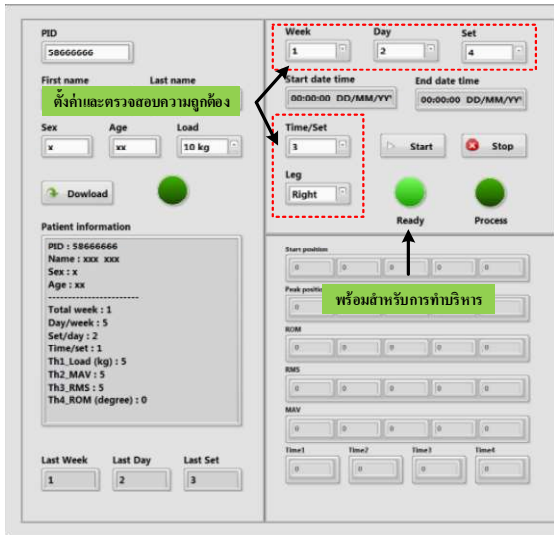


(ข)

รูปที่ 7-21 ขั้นตอนการป้อนข้อมูลผู้ป่วยและดึงข้อมูลจากระบบฐานข้อมูล

ขั้นตอนที่ 2 การทำบริหาร

หลังจากดึงข้อมูลผู้ป่วยจากการระบบฐานข้อมูลเสร็จแล้วต่อไปจะเป็นขั้นตอนการทำบริหาร เมื่อถึงขั้นตอนนี้จะมีไฟแสดงสถานะ Ready ติด โดยจะต้องตรวจสอบข้อมูลสัปดาห์ วัน และเซตของการทำบริหารของผู้ป่วยว่าถูกต้องหรือไม่ แล้วจะต้องตั้งค่าจำนวนครั้งในการทำการบริหาร และต้องเลือกขาของผู้ป่วยที่จะทำการบริหาร (ซ้ายหรือขวา) ดังแสดงในรูปที่ 7-21 (ก) หลังจากนั้นเมื่อข้อมูลถูกต้องแล้วสามารถเริ่มการบริหารได้โดยการกดปุ่ม Start แล้วไฟแสดงสถานะ Process ติดขึ้นและจะแสดงเวลา วัน เดือน ปี ที่เริ่มและหยุดการทำบริหารในแต่ละเซตด้วยดังแสดงในรูปที่ 7-22 (ข) ในระหว่างการทำบริหารผู้ป่วยสามารถดูระยะมุมการเคลื่อนที่ จำนวนครั้งที่ทำได้ และสัญญาณไฟฟีก้ามเนื้อได้จากหน้าจอแสดงผลดังแสดงในรูปที่ 7-23 โปรแกรมจะทำงานไปเรื่อยจนกว่าผู้ป่วยจะทำครบจำนวนครั้งที่กำหนดไว้ในเซตนั้นๆ เมื่อผู้ป่วยทำครบจำนวนครั้งที่กำหนดไว้ไฟแสดงสถานะ Process ก็จะดับลง และตัวประมวลผลก็จะคำนวณค่าต่างๆ ที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้นออกมาแล้วจะแสดงผลในส่วนของการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล แต่ถ้าในระหว่างการทำบริหารผู้ป่วยไม่สามารถทำต่อได้จนครบจำนวนครั้งที่กำหนดไว้ก็สามารถกดปุ่ม Stop เพื่อยกเลิกการบริหารในครั้งนั้นได้และสามารถเริ่มการบริหารใหม่ได้ โดยข้อมูลการทำบริหารในครั้งนั้นก็จะถูกยกเลิกไปด้วย

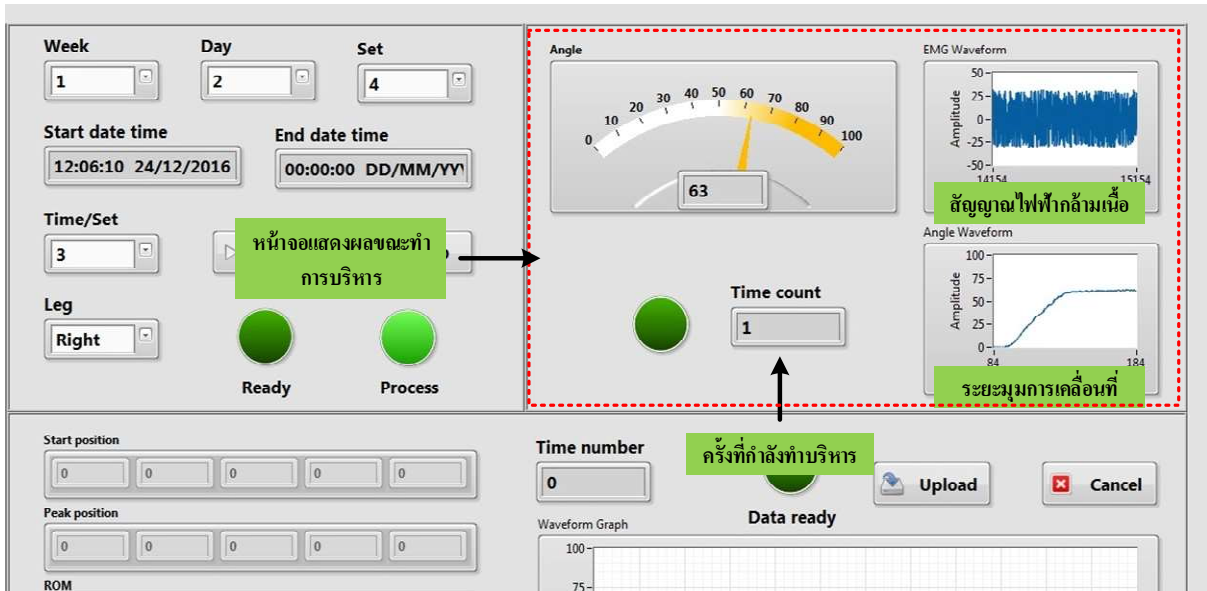


(ก)



(ข)

รูปที่ 7-22 ขั้นตอนของการทำบริหาร

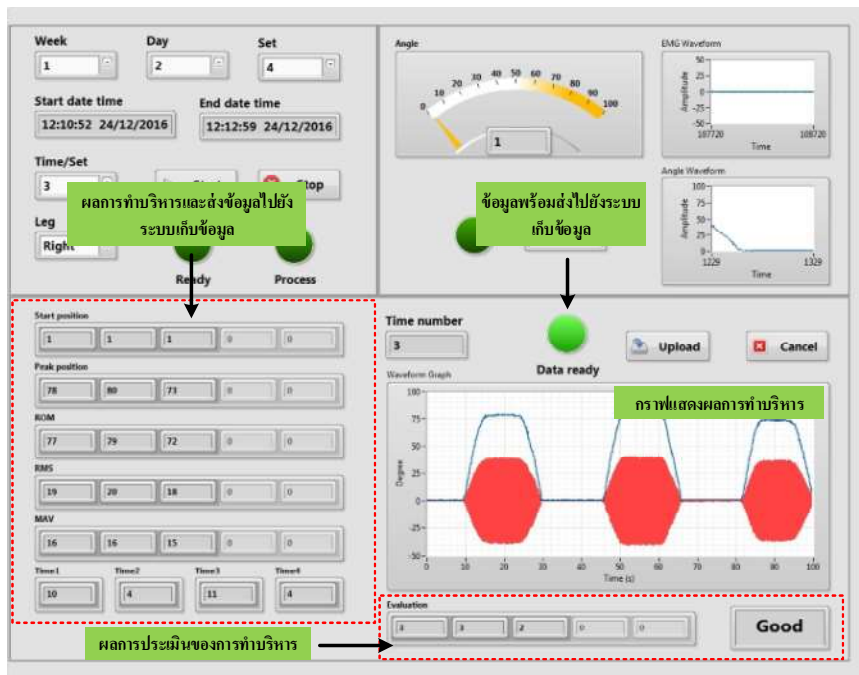


รูปที่ 7-23 ส่วนแสดงผลขณะทำการบริหาร

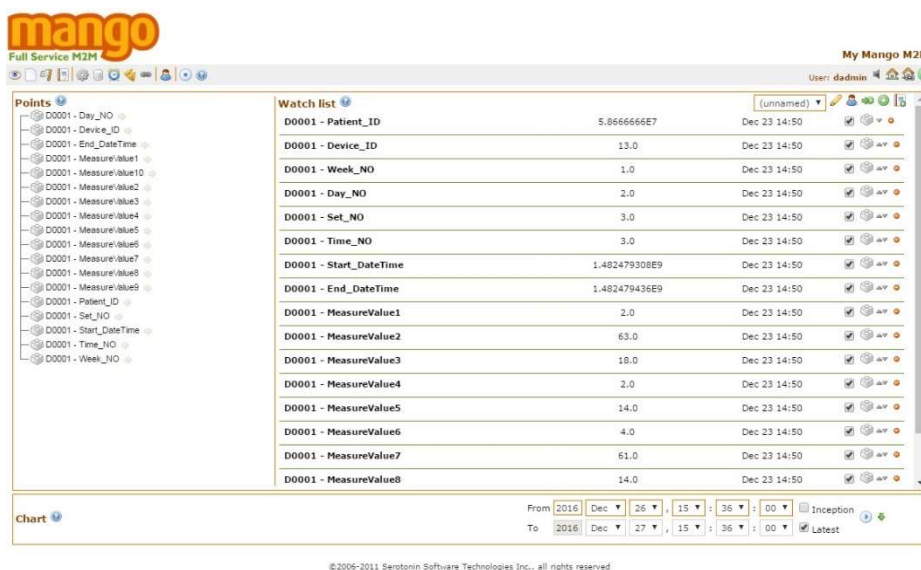
ขั้นตอนที่ 3 การส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล

หลังจากผู้ป่วยทำการบริหารเสร็จแล้วค่าต่างๆ ที่ตัวประมวลผลคำนวณได้จะถูกแสดงในส่วนนี้ เมื่อข้อมูลทั้งหมดพร้อมที่จะส่งไปยังระบบฐานข้อมูล ไฟแสดงสถานะ Data ready ก็จะถูกติดขึ้นดังแสดงในรูปที่ 7-24 แล้วผู้ป่วยหรือผู้ดูแลสามารถเลือกได้ว่าจะส่งข้อมูลทั้งหมดไปยังระบบฐานข้อมูลหรือไม่ ถ้าต้องการส่งก็สามารถกดปุ่ม Upload ได้เลยแล้วข้อมูลทั้งหมดก็จะถูกส่งไปยังระบบเก็บข้อมูล โดยสามารถเข้าไปตรวจสอบข้อมูลที่ระบบเก็บข้อมูล (mango) ได้ดังแสดงในรูปที่ 7-25 แต่ถ้าไม่ต้องการส่งไปยังระบบเก็บข้อมูลก็สามารถกดปุ่ม Cancel ได้เลย นอกจากนี้ในส่วนนี้จะแสดงกราฟของระยะมุมที่เคลื่อนที่ได้และสัญญาณไฟฟ้า

กล้ามเนื้อของแต่ละครั้งในเซตนั้นๆ และยังมีการแสดงผลการประเมินของการทำบริหารด้วยว่าการทำบริหาร โดยเฉลี่ยแล้วในเซตนั้นอยู่ในระดับใด (Good, Medium, Fair) เพื่อจะได้เป็นข้อมูลในการทำการบริหารในครั้ง ถัดไป หลังจากนั้นโปรแกรมจะกลับไปยังขั้นตอนการทำบริหารเพื่อทำการบริหารในเซตถัดไป และโปรแกรมจะ ทำงานไปเรื่อยๆจนผู้ป่วยทำครบตามจำนวนเซตที่กำหนดไว้ในวันนั้นๆ หลังจากทำครบแล้วผู้ป่วยสามารถหยุด การทำงานโปรแกรมได้เลย ครั้งต่อไปเมื่อผู้ป่วยใช้อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายก็ จะต้องเริ่มจากขั้นตอนที่แรก และทำตามลำดับไปเรื่อยๆตามที่ได้อธิบายไปแล้วข้างต้น



รูปที่ 7-24 ส่วนแสดงผลของการทำบริหารและการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล



รูปที่ 7-25 หน้าต่างแสดงผลบน Mango ของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

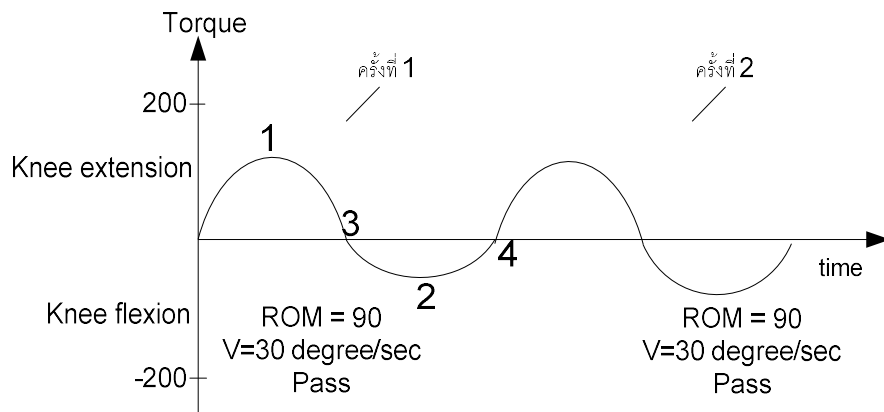
7.2.3 ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเช่าแบบไอโซคิเนติก

อุปกรณ์ โต๊ะ NK-Table ดัดแปลงเพื่อช่วยบริหารข้อเช่าแบบไอโซคิเนติกช่วยให้ผู้ป่วยออกแรงต้านเพื่อเอาชนะแรงต้านจากอุปกรณ์ด้วยความเร็วคงที่ในหน่วยองศาต่อวินาที โดยทุกระยะมุมการเคลื่อนไหวชุดมอเตอร์ของอุปกรณ์โต๊ะ NK-Table ดัดแปลง จะถูกควบคุมให้มีแรงบิด (torque) ที่เท่า ๆ กันทุกองศา การออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติกจะให้ผลลัพธ์ในด้านความแข็งแรงของกล้ามเนื้อดีกว่าแบบไอโซโทนิค

ในการวินิจฉัยแพทย์จะดูค่า แรงบิดที่ผู้ป่วยทำได้เป็นหลัก ส่วนค่าอื่นๆ จะเป็นการตั้งค่าให้เครื่องอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเช่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง ทำงานตามโปรแกรมการออกกำลังกายที่แพทย์แนะนำแสดงดังตารางที่ 7-5 มีการวัดค่า แรงบิดการเหยียดเข้า แรงบิดการงอเข้า เวลาเหยียดเข้า(เวลาที่ใช้ในการเหยียดเข้าจากมุมต่ำสุด-มุมสูงสุด) เวลางอเข้า (เวลาที่ใช้ในการงอเข้าจากมุมสูงสุด-มุมต่ำสุด) และการประเมินผล 2 ระดับ (ไม่ผ่าน=0, ผ่าน=1) ผู้ป่วยต้องทำได้ถึงค่าเทรชโฮลด์ เพื่อแสดงผลตามรูปที่ 7-26

ตารางที่ 7-5 การวัดค่าจากอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเช่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง

ชื่อเรียกในฐานข้อมูล	ชื่อย่อ	รายละเอียด	หน่วย
Measured1_Name	แรงบิดเหยียดสูงสุด	แรงบิดการเหยียดเข้าสูงสุด	นิวตัน-เมตร
Measured2_Name	แรงบิดงอสูงสุด	แรงบิดการงอเข้าสูงสุด	นิวตัน-เมตร
Measured3_Name	เวลาเหยียดเข้า	เวลาที่ใช้ในการเหยียดเข้าจากมุมต่ำสุด-มุมสูงสุด	วินาที
Measured4_Name	เวลางอเข้า	เวลาที่ใช้ในการงอเข้าจากมุมสูงสุด-มุมต่ำสุด	วินาที
Measured5_Name	ผลการประเมิน	ผลการประเมิน 2 ระดับ (ไม่ผ่าน=0, ผ่าน=1)	-
Threshold1_Name	แรงต้าน	แรงต้านในการเหยียด-งอเข้า	นิวตัน
Threshold2_Name	ความเร็ว	ความเร็วในขณะการเคลื่อนไหวข้อเช่า	องศา/วินาที
Threshold3_Name	พิสัยข้อ	ระยะมุมในการเหยียด-งอเข้า โดยวัดจากองศาเริ่มต้นถึงองศาสูงสุด	องศา
Threshold4_Name	มุมเริ่มต้น	มุมเริ่มต้นการเคลื่อนไหวของข้อเช่า	องศา
Threshold5_Name	มุมสิ้นสุด	มุมสิ้นสุดการเคลื่อนไหวของข้อเช่า	องศา



หมายเลข 1 = แรงบิดการเหยียดเข้าสูงสุด

หมายเลข 2 = แรงบิดการงอเข้าสูงสุด

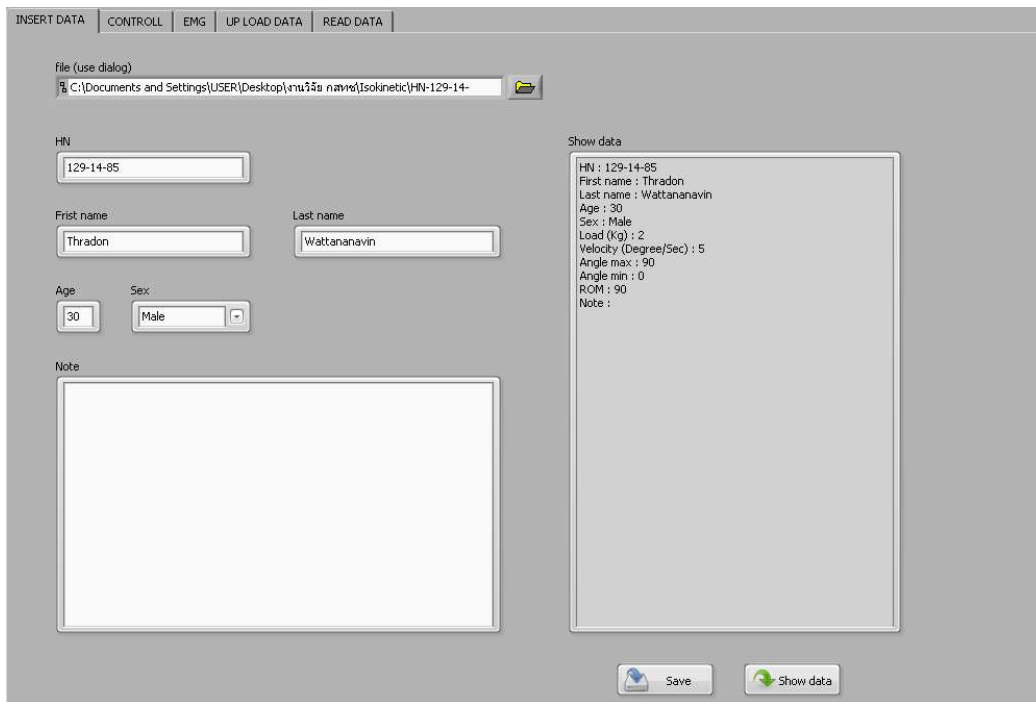
หมายเลข 3 = เวลาเหยียดเข้า

หมายเลข 4 = เวลาองอเข้า

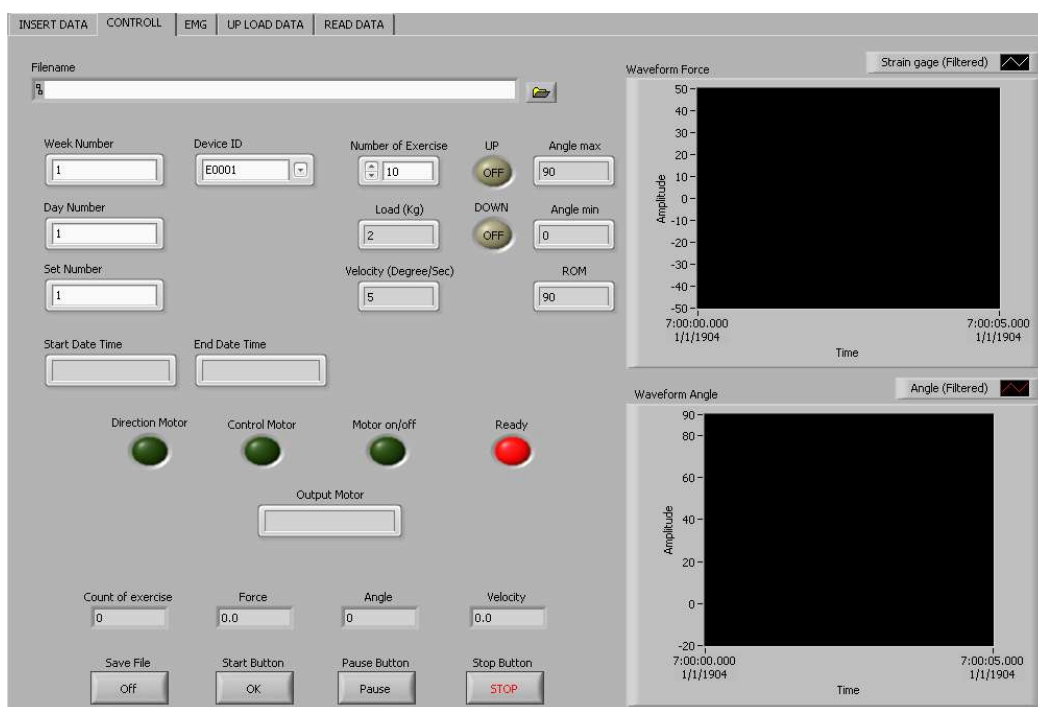
รูปที่ 7-26 การแสดงผลที่หน้าจอผู้ใช้งานอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง

การทำงานของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก

การเชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูล (Mango) ของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลงและส่วนของการติดต่อกับผู้ใช้งานถูกพัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW ซึ่งมีหน้าต่างแสดงผลดังรูปที่ 7-27 รูปที่ 7-28 และรูปที่ 7-29 ตามลำดับ ประกอบไปด้วย 3 ส่วนหลัก ๆ คือ ส่วนของการระบุข้อมูลผู้ป่วย ส่วนของการกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง และส่วนของการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล

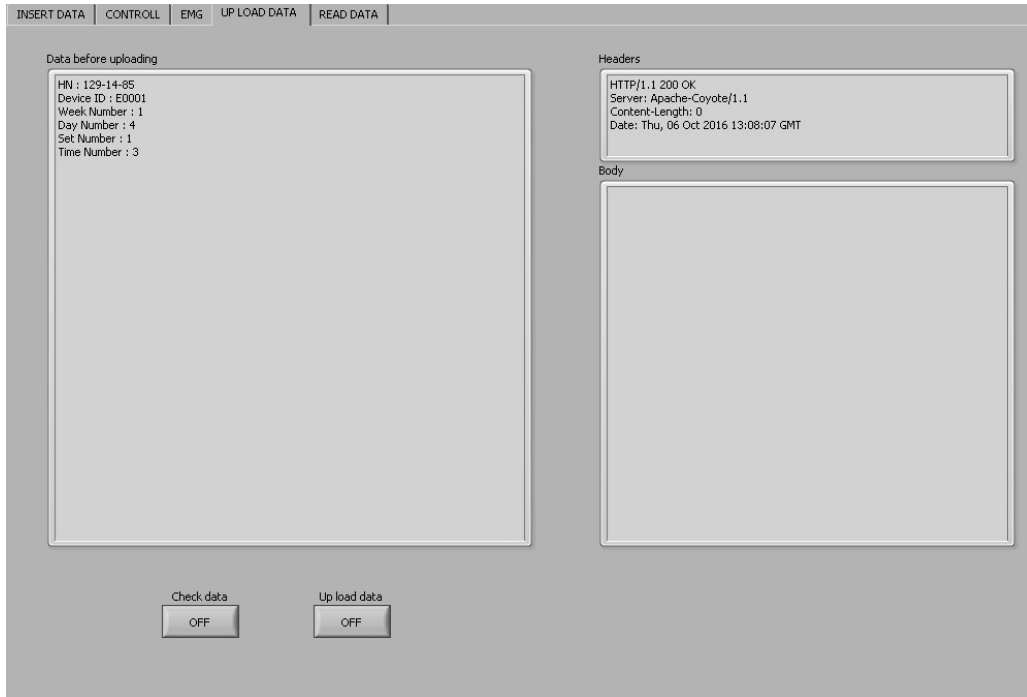


รูปที่ 7-27 หน้าต่างแสดงส่วนของการระบุข้อมูลผู้ป่วย



รูปที่ 7-28 หน้าต่างแสดงส่วนของการกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย


NK-Table ดัดแปลง




รูปที่ 7-29 หน้าต่างส่วนของการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล

หน้าต่างส่วนของการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล เป็นหน้าต่างสุดท้ายใช้สำหรับส่งข้อมูลของผู้ป่วย ที่ได้จากการบันทึกค่าของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง ส่วนของ รายละเอียดใช้งานเบื้องต้นแสดงดังต่อไปนี้

ขั้นตอนที่ 1 การป้อนข้อมูลผู้ป่วย

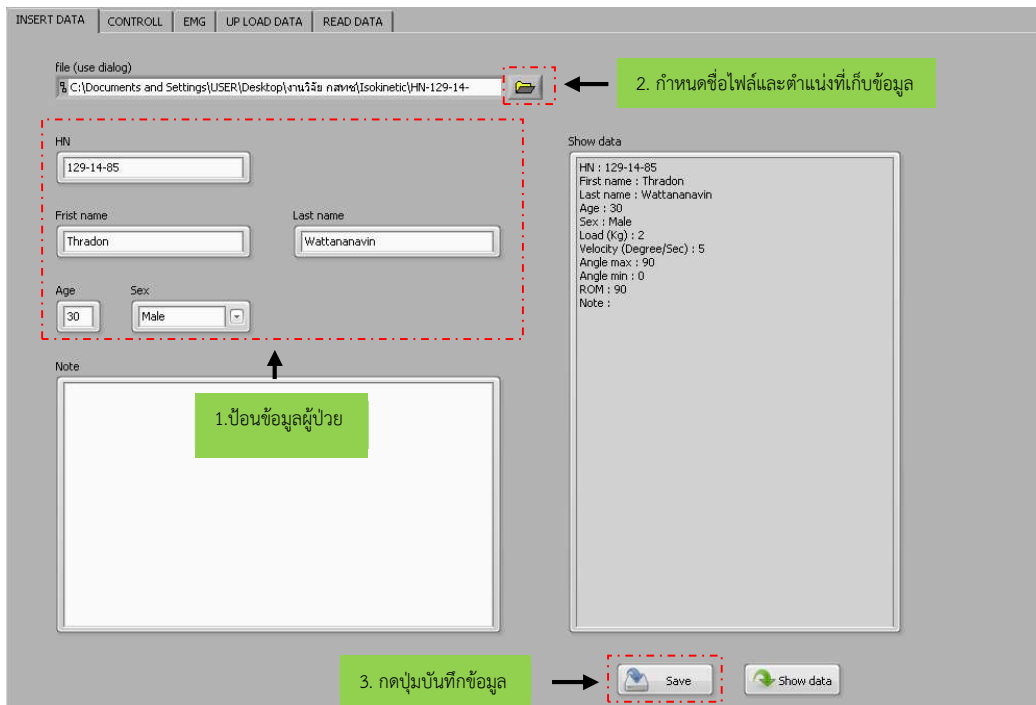
ป้อนข้อมูลผู้ป่วยได้แก่ รหัสประจำตัวของผู้ป่วย ชื่อ สกุล อายุ และเพศ โดยที่ชื่อ สกุล อายุ เพศ จะใส่หรือไม่ใส่ก็ได้ จากนั้นทำการกดที่ปุ่ม  เพื่อทำการกำหนดชื่อไฟล์และตำแหน่งที่เก็บข้อมูล สุดท้ายกดปุ่มบันทึกข้อมูล ดังรูปที่ 7-30

ขั้นตอนที่ 2 กำหนดค่าและการทำบริหาร

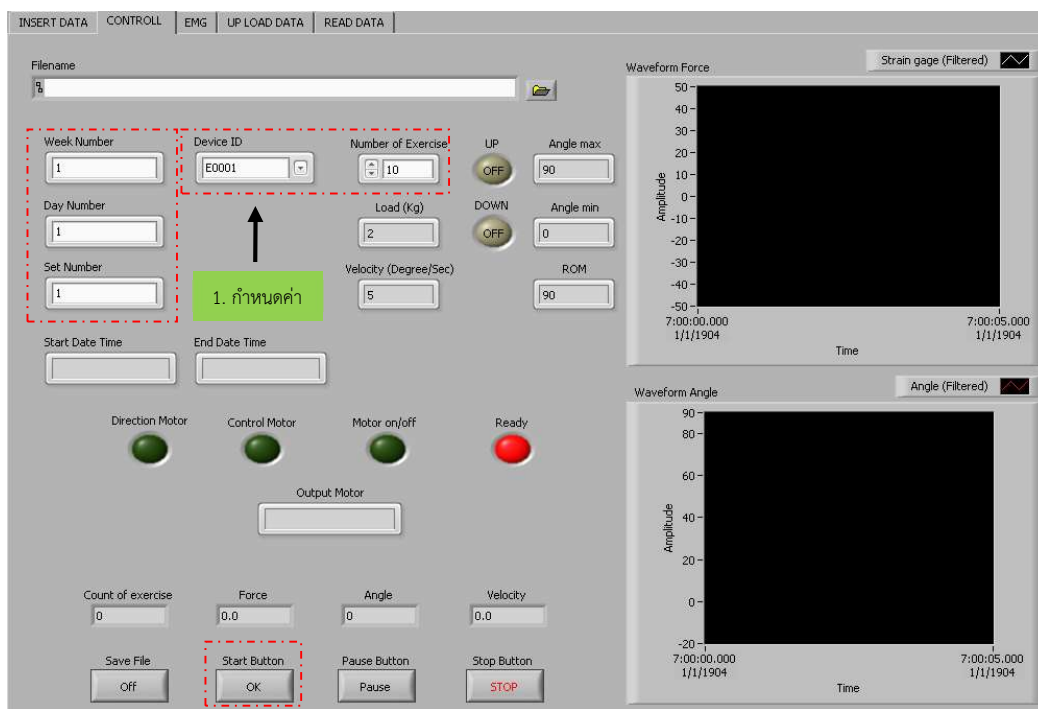
กำหนดค่า สัปดาห์ที่ทำการบริหาร จำนวนวันที่ทำการบริหาร เซ็ตที่ทำการบริหาร จำนวนครั้งต่อเซ็ต ที่ทำการบริหาร และหมายเลขของอุปกรณ์ที่ใช้บริหาร จากนั้นทำการกดที่ปุ่ม  เพื่อเริ่มทำการบริหาร ดังรูปที่ 7-31

ขั้นตอนที่ 3 การส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล

การส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูลทำได้โดย กดปุ่มตรวจสอบข้อมูล จากนั้นกดปุ่มส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูลดังรูปที่ 7-32



รูปที่ 7-30 ตัวอย่างการใช้งานเบื้องต้นขั้นตอนการป้อนข้อมูลผู้ป่วย



รูปที่ 7-31 ตัวอย่างการใช้งานเบื้องต้นขั้นตอนการกำหนดค่าและการทำบริหาร



รูปที่ 7-32 ตัวอย่างการส่งข้อมูลไปยังระบบเก็บข้อมูล

รูปที่ 7-33 แสดงผลการเก็บข้อมูลของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง (แสดงค่าล่าสุดที่รับค่าจากผู้ป่วย) ในการจัดเก็บข้อมูลเพื่อติดตามผลประกอบไปด้วยพารามิเตอร์ ทั้งหมด 13 ตัว ได้แก่ ไอตีสของผู้ป่วย ไอตีสของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง วันเดือนปีและเวลาของการเริ่มต้นบริหาร วันเดือนปีและเวลาของการสิ้นสุดบริหาร สัปดาห์ที่ทำการบริหาร จำนวนวันที่ทำการบริหาร จำนวนเซตที่ทำการบริหาร จำนวนครั้งต่อเซตที่ทำการบริหาร แรงบิดการเหยียดเข้าสูงสุด แรงบิดการงอเข้าสูงสุด เวลาที่ใช้ในการเหยียดเข้าจากมุมต่ำสุด-มุมสูงสุด เวลาที่ใช้ในการงอเข้าจากมุมสูงสุด-มุมต่ำสุด และการประเมินผล (ไม่ผ่าน=0, ผ่าน=1)

The screenshot displays the Mango M2M Full Service interface. On the left, there is a 'Points' tree with various data points for device E0001, including Day_NO, Device_ID, End_DateTime, MeasureValue1-10, Patient_ID, Set_NO, Start_DateTime, Time_NO, and Week_NO. The main area shows a 'Watch list' table with the following data:

Device	Parameter	Value	Timestamp	Actions
E0001	Patient_ID	4810263.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	Device_ID	0.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	Start_DateTime	1.484171611E9	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	End_DateTime	1.484171638E9	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	Week_NO	1.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	Day_NO	2.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	Set_NO	1.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	Time_NO	2.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	MeasureValue1	4.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	MeasureValue2	-7.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	MeasureValue3	4.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	MeasureValue4	7.0	Jan 11 21:59	[Icons]
E0001	MeasureValue5	1.0	Jan 11 21:59	[Icons]

At the bottom, there is a 'Chart' section with filters for 'From' (2017 Jan 11 03:21:00) and 'To' (2017 Jan 12 03:21:00), and options for 'Inception' and 'Latest'.

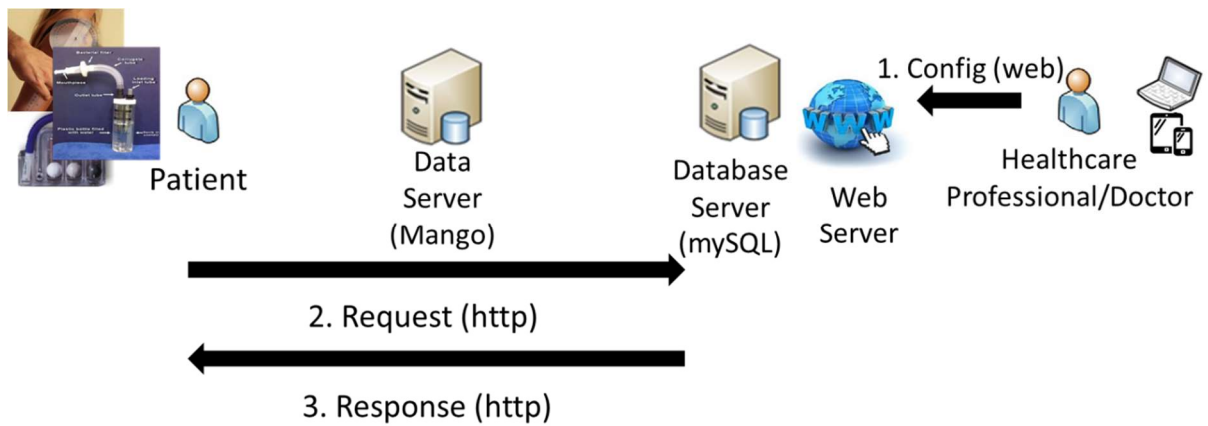
รูปที่ 7-33 หน้าต่างแสดงผลบนระบบเก็บข้อมูล (Mango) ของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง (แสดงค่าล่าสุดที่รับค่าจากฝั่งผู้ป่วย)

7.3 ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตจะมีลักษณะการแสดงผลรวมของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร โดยอุปกรณ์ต่างๆ ที่อยู่ในระบบจะส่งข้อมูลในลักษณะของข้อมูลที่แตกต่างกันเข้าเครื่องเซิร์ฟเวอร์ผ่านทางระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ข้อมูลที่เก็บรวบรวมไว้จะถูกนำไปประมวลผลเพื่อการติดตามผลของนักกายภาพบำบัดหรือแพทย์ต่อไป

โครงการวิจัยนี้ได้ดำเนินการตามการออกแบบระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตโดยเริ่มต้นจากขั้นตอนการดำเนินการดังนี้

7.3.1 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร



รูปที่ 7-34 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

ตามรูปที่ 7-34 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ในส่วนนี้ได้ทำการพัฒนาโปรแกรมชั้นที่ Server ซึ่งทำหน้าที่ในการรับค่าจากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารหรือเรียกว่าอุปกรณ์ปลายทางที่ต้องการใช้ข้อมูล Threshold โดยที่อุปกรณ์ปลายทางต้องการดึงข้อมูลมาจาก Database แล้วส่งค่าดังกล่าวไปยังอุปกรณ์ปลายทางนั้นๆ ในรูปแบบ XML message

โครงสร้างของ Configuration Server สร้างขึ้นมาโดยใช้โปรแกรม Netbean ในรูปของ Web Application ด้วยภาษา JAVA โดยในระบบ โปรแกรมจะทำการรับข้อมูลที่อุปกรณ์ปลายทางต้องการในรูปแบบของ HTTP Receiver หรือในรูปแบบ GET คือไม่มีการเขียน หรืออัปเดตข้อมูลในส่วนของ Server แต่จะรับค่าข้อมูลเพียงอย่างเดียว หลังจากนั้น Server จะใช้ข้อมูลที่อุปกรณ์ปลายทางต้องการในการหาข้อมูลจาก database โดยจะทำการหาข้อมูลที่มีค่า Threshold_ID มากที่สุดของค่าที่ได้รับมาจากอุปกรณ์ปลายทาง เพราะค่ามากที่สุดคือค่าของข้อมูลใหม่ล่าสุด แล้วจะนำข้อมูลที่รับดังกล่าวมาแปลงเป็นข้อมูลในรูปแบบ XML ก่อนส่งกลับไปยังอุปกรณ์ปลายทาง

การรับค่า Configuration นั้นแสดงดังตัวอย่างการรับค่า Configuration จาก Server ของ Patient_ID 58666666 ของอุปกรณ์ที่มี ID คือ 5 โดยจะต้องส่งข้อมูลผ่าน URL ไปยังลิงค์ดังกล่าวนี้

```
nbtcrehab.eng.psu.ac.th:8080/ConfigurationServer/webresources/getthreshold?Patient_ID=58666666&Device_ID=5
```

หลังจากนั้นระบบจะนำค่า Patient_ID และ Device_ID มาใช้ในการหาข้อมูล โดยดึงข้อมูลมาจากทั้งตาราง Threshold และ Patient_Week ซึ่งเป็นตารางเก็บค่า Threshold และค่าผลการทำกายภาพบำบัด

เพื่อมาใช้ในการตรวจสอบว่าในการทำกายภาพบำบัดครั้งต่อไปควรเป็นค่า Threshold ใด แล้วทำการส่งค่าดังกล่าวกับไปยังแต่ละอุปกรณ์ โดยค่าที่ส่งกลับไปจะส่งค่ากลับไปในรูปแบบ XML ดังแสดงด้านล่างนี้

```
<configurations>
<configuration>
<Threshold_ID>4</Threshold_ID>
<Patient_ID>58666666</Patient_ID>
<Staff_ID>1</Staff_ID>
<Device_ID>5</Device_ID>
<Week_NO>1</Week_NO>
<Threshold_DateTime>undefined undefined</Threshold_DateTime>
<Threshold_1>5</Threshold_1>
<Threshold_2>8</Threshold_2>
<Threshold_3>50</Threshold_3>
<Threshold_4>0</Threshold_4>
<Threshold_5>0</Threshold_5>
<Threshold_6>0</Threshold_6>
<Threshold_7>0</Threshold_7>
<Threshold_8>0</Threshold_8>
<Threshold_9>0</Threshold_9>
<Threshold_10>0</Threshold_10>
<NoDayinWeek>5</NoDayinWeek>
<NoSetinDay>2</NoSetinDay>
<NoTimeinSet>1</NoTimeinSet>
</configuration>
</configurations>
```

แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดจะทำการตั้งค่ากับอุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดให้เหมาะสมกับผู้ป่วยหรือผู้พิการแต่ละคนโดยผ่านหน้าเว็บดังรูปที่ 7-35 นี้

RehabNBTC Monitor Feedback Threshold Setup Admin (admin) Sign o

Threshold lists

Threshold > Action > list

Data Table With Full Features

Show 10 entries Search:

Patient_Name	Staff_Name	Device_Desc	Week_NO	Threshold_DateTime
	Staff	ระบบอุปกรณ์ Triflo	1	undefined undefined
	Staff	ระบบอุปกรณ์ Triflo	1	undefined undefined
	Staff	ระบบอุปกรณ์ Triflo	1	undefined undefined
	Uttayu	ระบบอุปกรณ์ Triflo	1	undefined 20-12-2016
	Uttayu	ระบบอุปกรณ์ Triflo	2	undefined 20-12-2016
Patient_Name	Staff_Name	Device_Desc	Week_NO	Threshold_DateTime

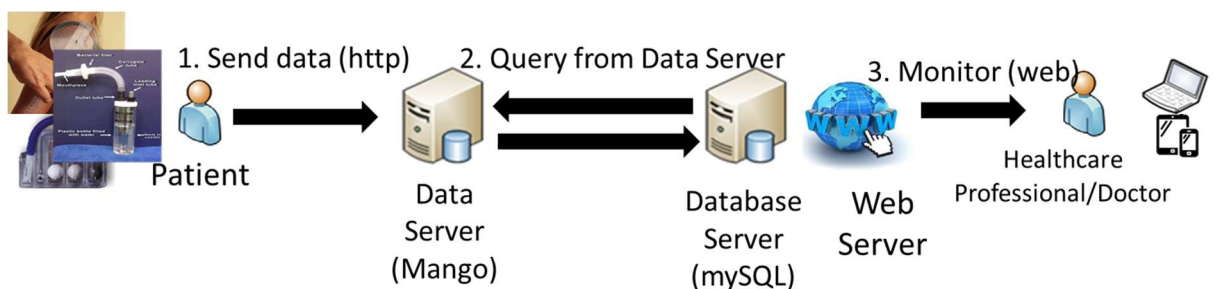
Showing 1 to 1 of 1 entries

Previous 1 Next

Set New Threshold

รูปที่ 7-35 หน้าเว็บของระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

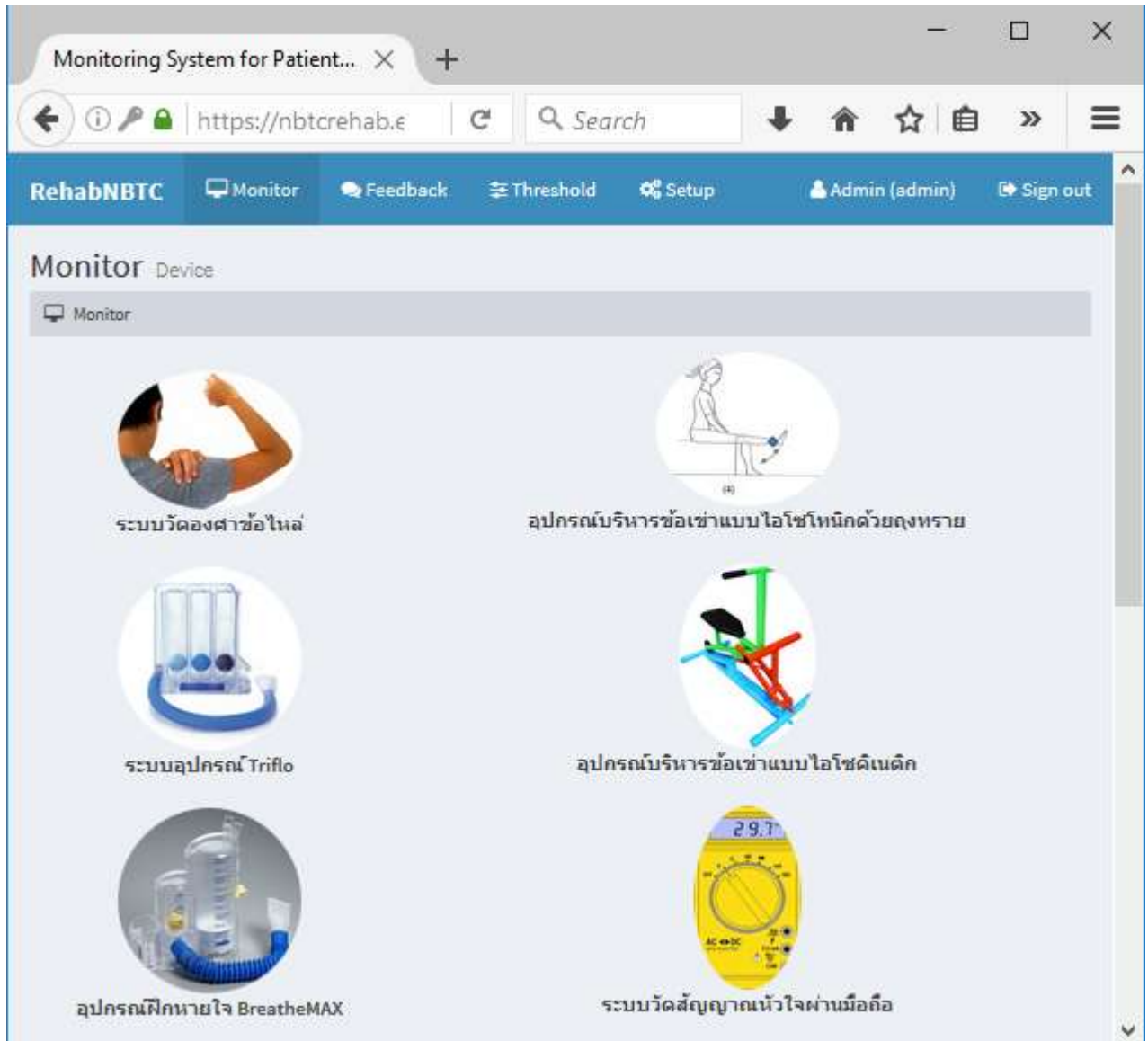
7.3.2 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร



รูปที่ 7-36 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

ตามรูปที่ 7-36 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ในส่วนนี้เป็นการรายงานผลของส่วนหนึ่งของระบบเครือข่ายในส่วนของข้อมูลของแต่ละอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการฝึกโปรแกรมกายภาพบำบัด และการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตในส่วนของการ

แสดงผลผ่านหน้าเว็บดังรูปที่ 7-37 ซึ่งต้องทำการเลือกอุปกรณ์ที่ต้องการดูรายงานผลซึ่งมีรายละเอียดทั้งหมด 5 อุปกรณ์ดังนี้

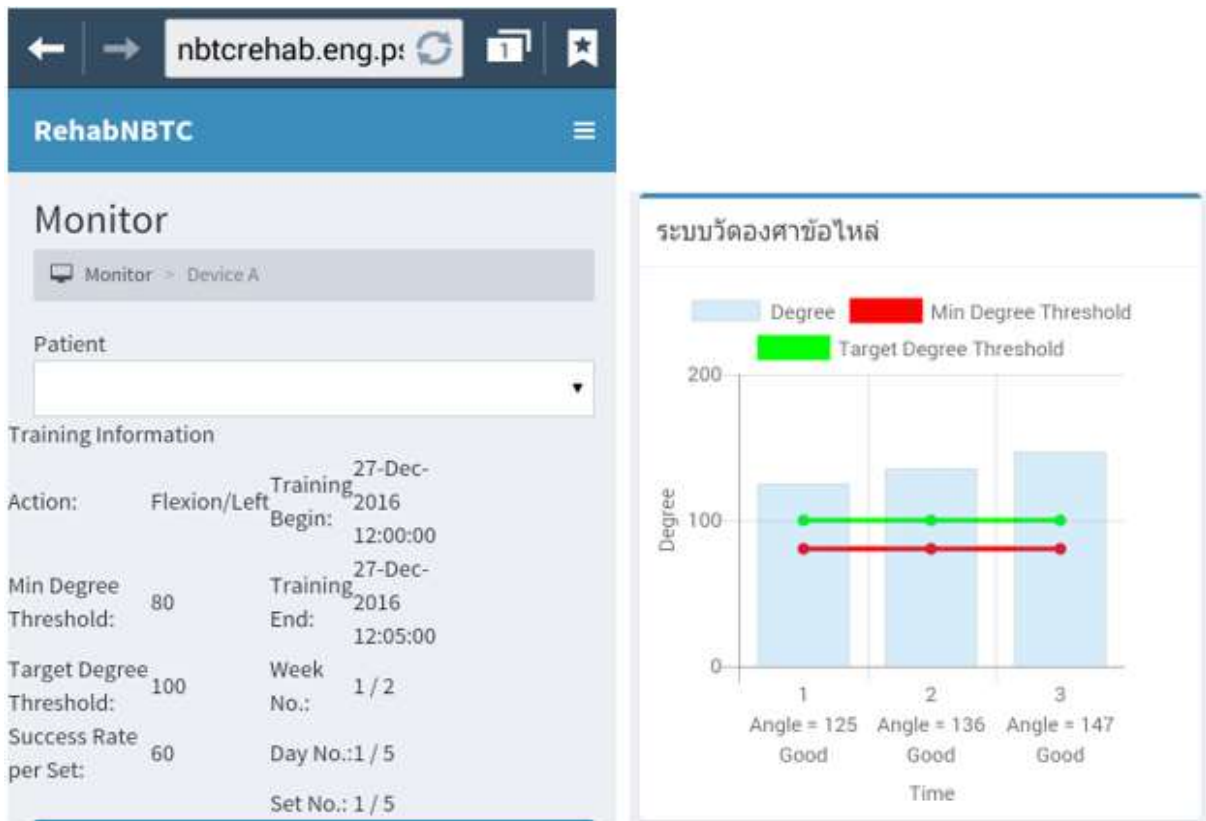


รูปที่ 7-37 หน้าเว็บของระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

1. ระบบการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่

รูปที่ 7-38 แสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ ผลองศาที่ทำได้สูงสุดในหนึ่งครั้งแสดงเป็นกราฟแท่ง แกน y เป็นองศาที่ผู้ป่วยทำได้ แกน x เป็นจำนวนครั้ง มีการแสดงผลไป

จนครบเซต อุปกรณ์จะช่วยประเมินผลเบื้องต้น 3 ระดับ การประเมินผล 3 ระดับ (ไม่ผ่าน=1, พอใช้=2, ดี=3) ผู้ป่วยต้องทำได้ถึงค่าเทรสโฮลด์ ซึ่งประกอบด้วย องศาขั้นต่ำที่ควรทำได้ และ องศาเป้าหมายที่ควรทำได้



รูปที่ 7-38 การแสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่

2. ระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo

รูปที่ 7-39 แสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo ผลปริมาณรอบด (ลบ. ชม.) และระยะเวลาที่ลูกบอลสามารถลอยตัวอยู่เหนือค่าที่กำหนด (วินาที) ที่คู่กันแสดงเป็นกราฟแท่ง อุปกรณ์ทำการประเมิน 2 ระดับ (ไม่ผ่าน=0, ผ่าน=1) โดยพิจารณาจาก ระดับความสูงเป้าหมายของการใช้งาน Triflo จำนวนของลูกบอล และ ระยะเวลาคงค้างความสูงของลูกบอลเป้าหมาย

← → nbtcrehab.eng.p: ↻ 1 ★

RehabNBTC ☰

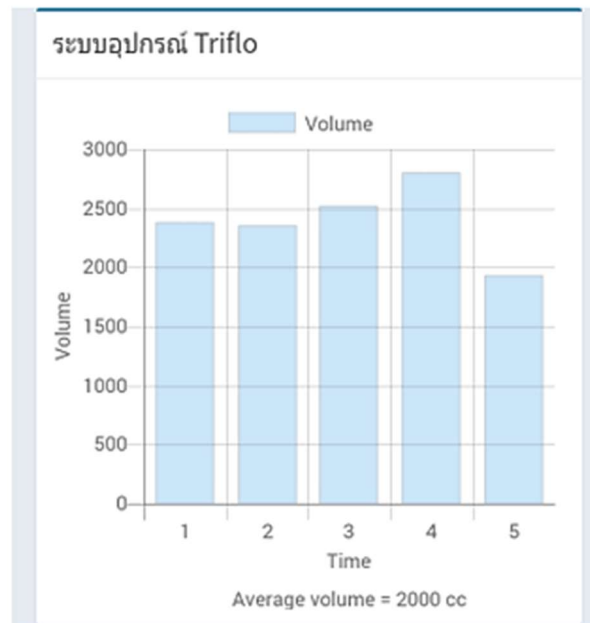
Monitor

Monitor > Device B

Patient

Training Information

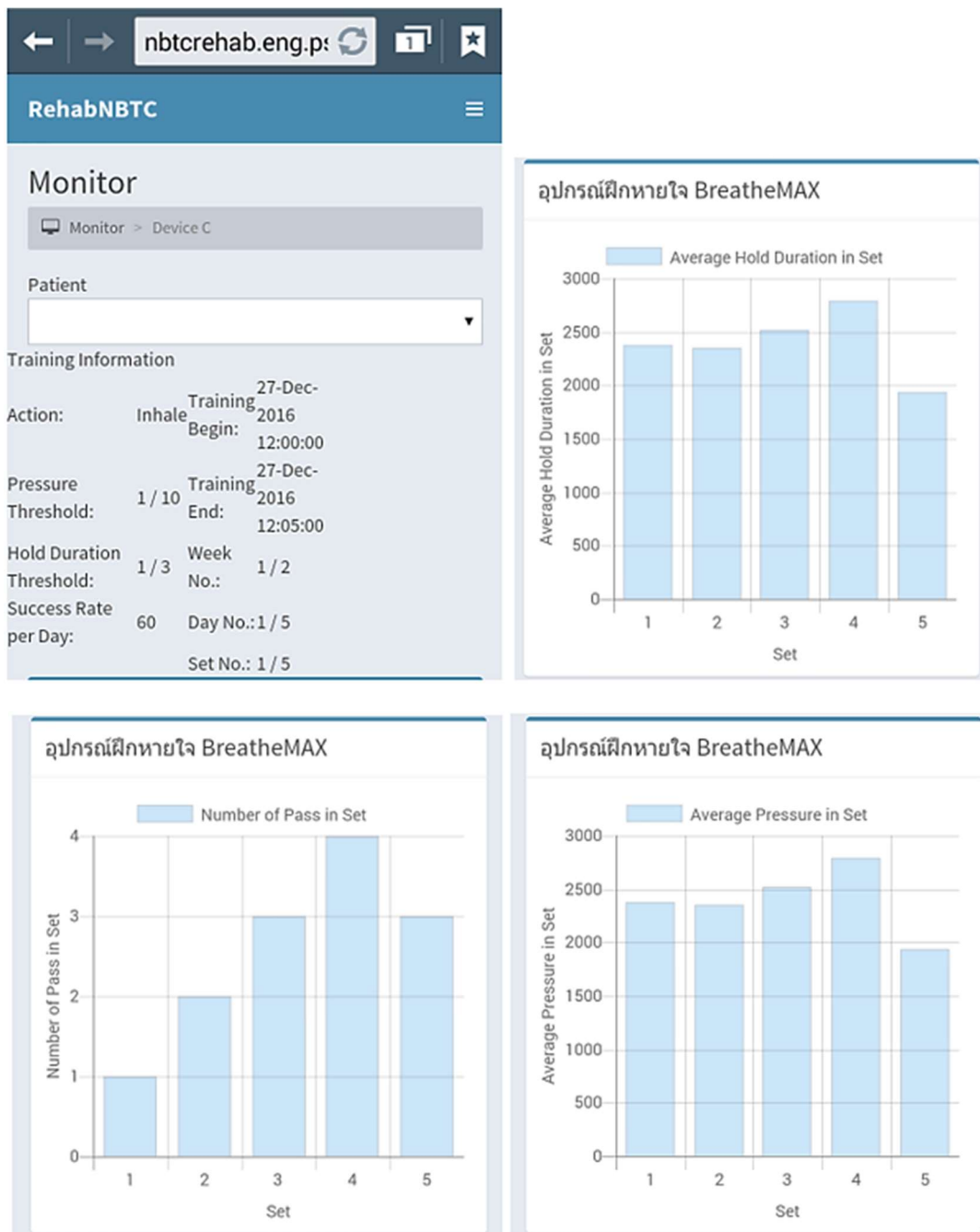
Action:	Inhale	Training 27-Dec-2016
		Begin: 12:00:00
Height	80	Training 27-Dec-2016
Threshold:	80	End: 12:05:00
Ball	1	Week
Threshold:	1	No.:
Time	3	Day No.:
Threshold:	3	1 / 5
Success Rate	60	Set No.:
per Set:		1 / 5



รูปที่ 7-39 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo

3. ระบบควบคุมอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX

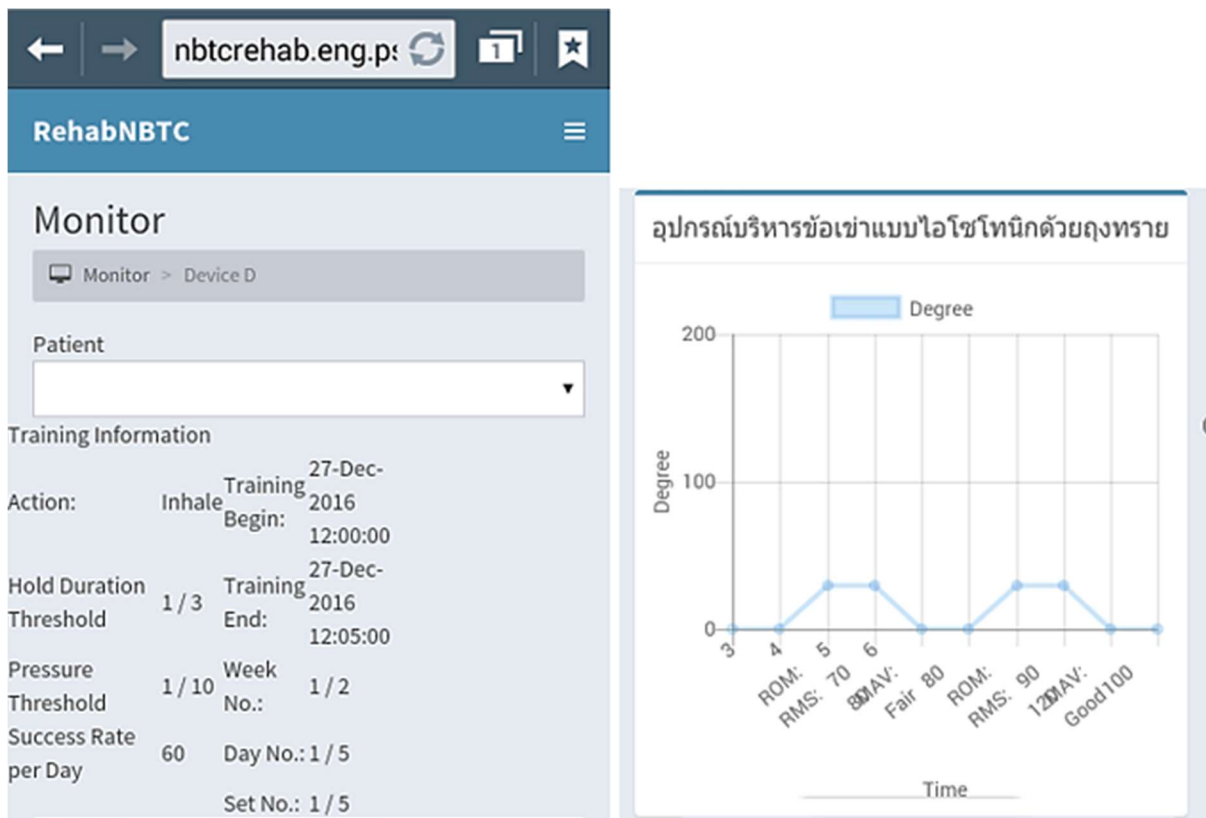
รูปที่ 7-40 แสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX ผลค่าเวลาที่ค้างระดับแรงดันได้เกิน Threshold ค่าเวลาที่ค้างระดับแรงดันได้เกิน และการนับจำนวนครั้งทั้งหมด แสดงเป็นกราฟแท่ง ภาพรวมผลการทำแต่ละเซต ซึ่งแตกต่างจากอุปกรณ์อื่นที่แสดงย่อยเป็นครั้งในแต่ละเซต เนื่องจากนักกายภาพต้องการดูภาพรวมของการทำแต่ละเซตว่า เวลาค้างรวมทั้งหมดเท่าไร จำนวนครั้งที่ผ่าน จากการทำทั้งหมดกี่ครั้ง



รูปที่ 7-40 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX

4. ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย

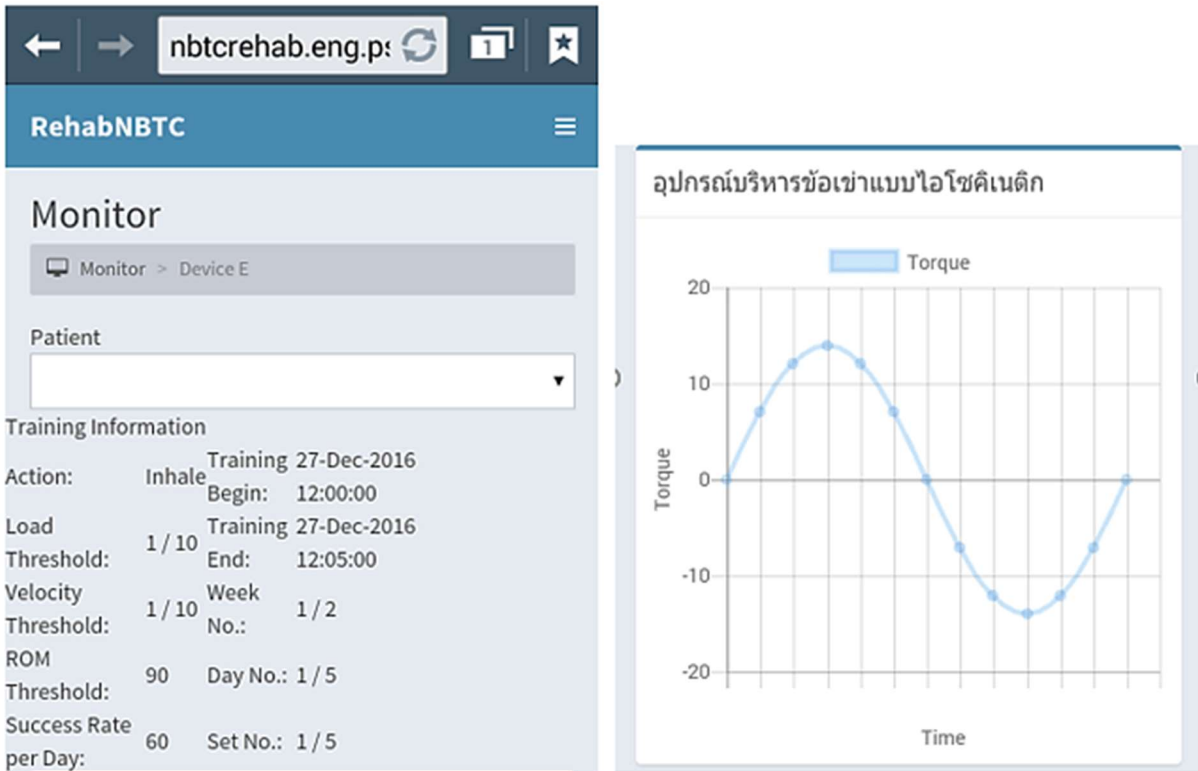
รูปที่ 7-41 แสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย ผลการเหยียดเข่าหนึ่งครั้งแสดงเป็นรูปสี่เหลี่ยมคางหมูหนึ่งรูป ที่ประกอบด้วย องศาเริ่มต้น องศาเริ่มต้น เวลาที่เกร็ง ค้าง พิสัยข้อ ค่าสัมบูรณ์เฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MAV) ค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (RMS) ตามตารางที่ 7-4 อุปกรณ์ทำการประเมิน 3 ระดับ (ไม่ผ่าน=1, พอใช้=2, ดี=3) ผู้ป่วยต้องทำได้ถึงค่าเทรสโฮลด์ จาก ค่าน้ำหนักถุงทราย (resistive load), baseline MAV, baseline RMS และ baseline ROM



รูปที่ 7-41 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยถุงทราย

5. ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก

รูปที่ 7-42 แสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง ผลการเหยียดเข่าและงอเข่าแสดงเป็นรูปคลื่นที่จุดสูงสุดคือแรงบิดการเหยียดเข่าสูงสุด และแรงบิดการงอเข่าสูงสุด ตามลำดับ อุปกรณ์ประเมินผล 3 ระดับ (ไม่ผ่าน=1, ผ่าน=2) ผู้ป่วยต้องทำได้ถึงค่าเทรสโฮลด์ Resistive load, Starting angle, Ending angle และ Total ROM ตามตารางที่ 7-5



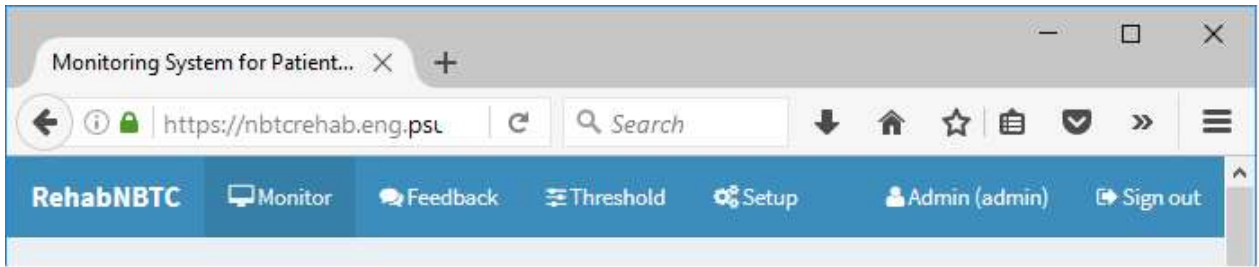
รูปที่ 7-42 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง

จากการดำเนินการพัฒนาระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตตามที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น เราได้ทำการออกแบบพัฒนาหน้าเว็บสำหรับระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารโดยแบ่งผู้ใช้งานระบบออกเป็น 3 กลุ่ม ซึ่งเริ่มต้นการแบ่งกลุ่มผู้ใช้งานตั้งแต่หน้า login หน้าแรกของระบบดังรูปที่ 7-43

The figure shows the login page of the RehabNBTC system. The page has a header with the 'RehabNBTC' logo. Below the logo, it says 'Sign in to start your session'. There are two input fields: one for the username and one for the password. The password field is labeled 'Password'. A blue button labeled 'Sign In' is located at the bottom right of the login area.

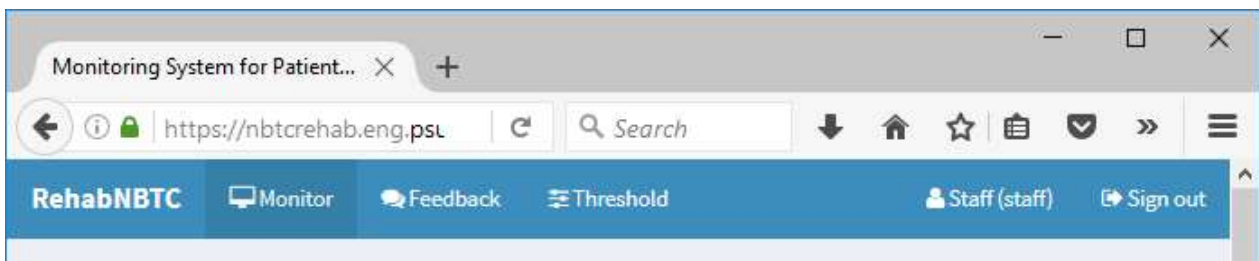
รูปที่ 7-43 การแสดงผลที่หน้า login ของระบบ

- 1) ผู้ดูแลระบบ (Administrator) - สามารถใช้งานได้ทั้ง 4 เมนูดังรูปที่ 7-44 คือ Monitor, Feedback, Threshold, Setup



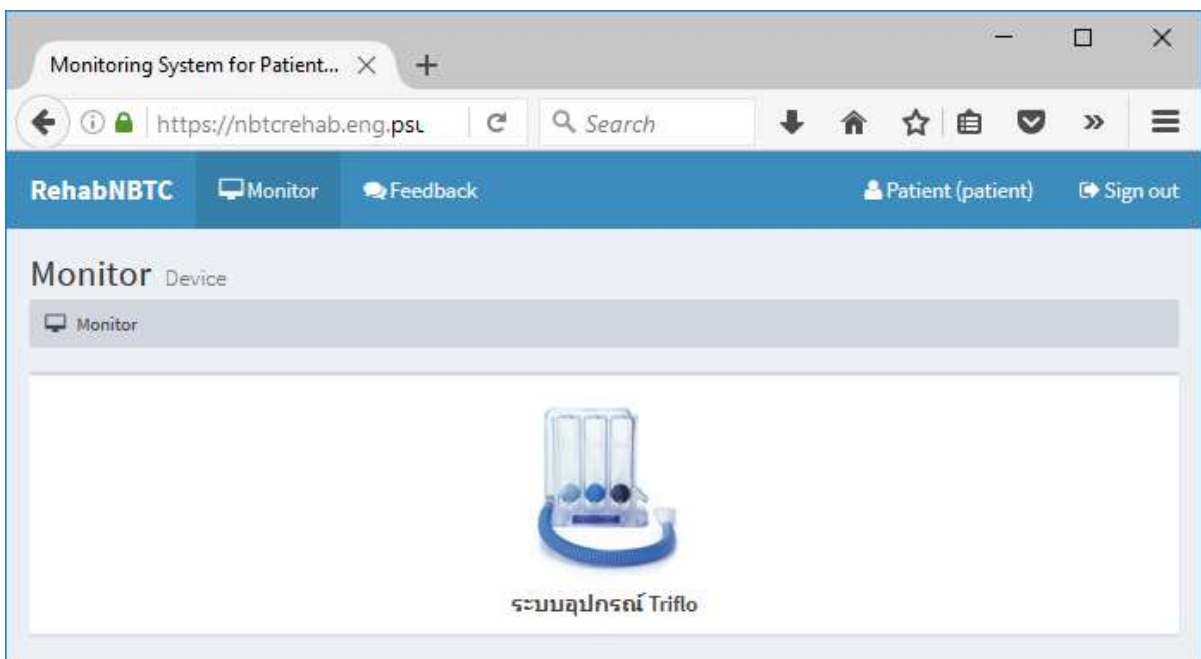
รูปที่ 7-44 หน้าเมนูแสดงการใช้งานของผู้ดูแลระบบ

- 2) แพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้ทำวิจัยอุปกรณ์ของระบบ (Staff) - สามารถใช้งานได้ทั้ง 3 เมนูดังรูปที่ 7-45 คือ Monitor, Feedback, Threshold



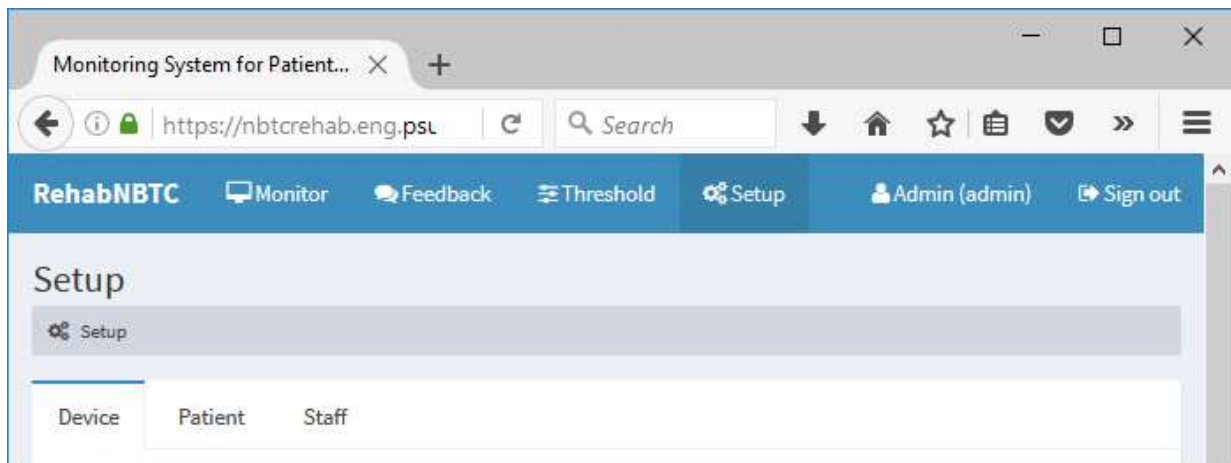
รูปที่ 7-45 หน้าเมนูแสดงการใช้งานของแพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้ทำวิจัยอุปกรณ์ของระบบ

- 3) ผู้พิการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้ - สามารถใช้งานได้ทั้ง 2 เมนูดังรูปที่ 7-46 คือ Monitor, Feedback



รูปที่ 7-46 หน้าเมนูแสดงการใช้งานของผู้พิการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้

- เมนู Monitor คือ การแสดงการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารตามแต่ละอุปกรณ์
- เมนู Feedback คือ การส่งคำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดให้แก่ผู้พิการและผู้ป่วย และการส่งข้อสงสัยหรือคำถามจากผู้พิการและผู้ป่วยให้แก่แพทย์หรือนักกายภาพบำบัด ในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
- เมนู Threshold คือ การตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารตามแต่ละอุปกรณ์โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด
- เมนู Setup คือ การกำหนดและดูแลเพิ่มหรือลบค่าที่เกี่ยวข้องกับระบบ ซึ่งก็คือ Device, Patient และ Staff ดังรูปที่ 7-47

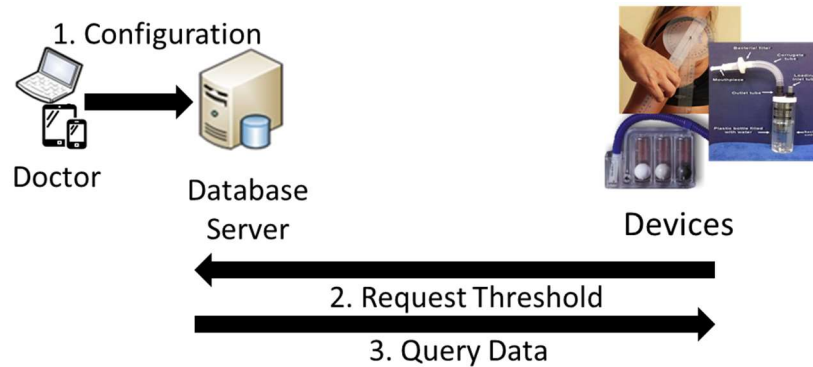


รูปที่ 7-47 แสดงหน้าเมนู Setup

7.4 การทดสอบเชื่อมต่ออุปกรณ์การกายภาพกับระบบฐานข้อมูล

ตามลักษณะของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนั้นสามารถทำการทดสอบการทำงานของระบบต่างๆ แยกส่วนกันได้ดังนี้โดยเริ่มต้นจาก

7.4.1 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร



รูปที่ 7-48 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

ตามรูปที่ 7-48 ระบบการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ในส่วนนี้ได้ทำการพัฒนาโปรแกรมขึ้นที่ Server ซึ่งทำหน้าที่ในการรับค่าจากอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดหรือเรียกว่าอุปกรณ์ปลายทางที่ต้องการใช้ข้อมูล Threshold ในการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆที่มีอยู่ในระบบ โดยได้ทำการทดสอบระบบดังกล่าวดังนี้ ซึ่งเริ่มต้นการทดสอบนั้นผู้พัฒนาได้ทำการตั้งค่ากับของแต่ละอุปกรณ์ในการทำกายภาพบำบัดสำหรับข้อมูลจำลองของผู้ป่วยหรือผู้พิการแต่ละคนโดยผ่านหน้าเว็บดังรูป 7-49

รูปที่ 7-49 ตัวอย่างผลของหน้าจอเว็บสำหรับการตั้งค่าของอุปกรณ์ให้กับผู้ป่วย

7.4.1.1 การทดสอบการรับค่า Configuration

ตัวอย่างการรับค่า Configuration จาก Server ของ Patient_ID 58666666 ของอุปกรณ์ 5 โดยจะต้องส่งข้อมูลผ่าน URL ไปยังลิงค์ต่อไปนี้

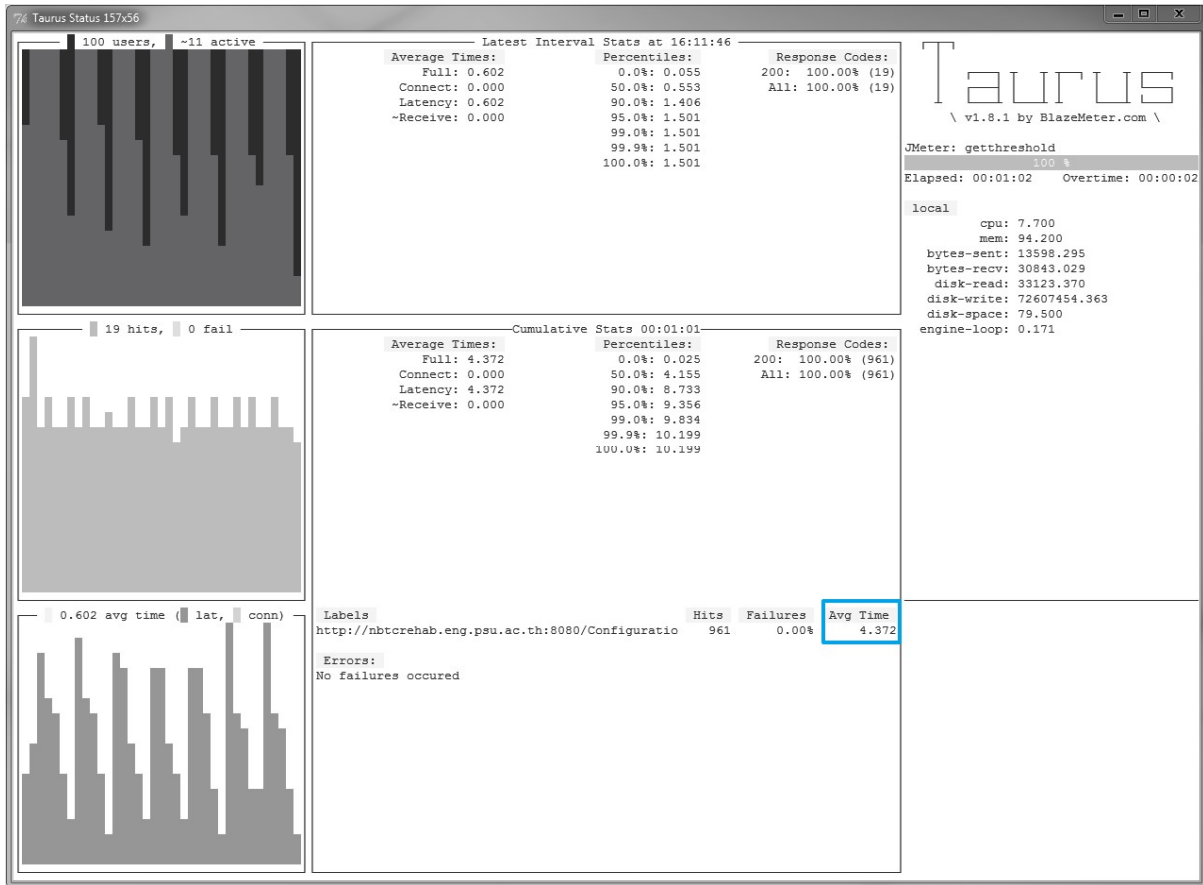
http://nbtcrehab.eng.psu.ac.th:8080/ConfigurationServer/webresources/getthreshold?Patient_ID=58666666&Device_ID=5

หลังจากนั้นระบบจะนำค่า Patient_ID และ Device_ID มาใช้ในการหาข้อมูล โดยดึงข้อมูลมาจากทั้งตาราง Threshold และ Patient_Week ซึ่งเป็นตารางเก็บค่า Threshold และค่าผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อมาใช้ในการตรวจสอบว่าในการทำกายภาพบำบัดครั้งต่อไปควรเป็นค่า Threshold ใด แล้วทำการส่งค่าดังกล่าวกับไปยังแต่ละอุปกรณ์ โดยค่าที่ส่งกลับไปจะส่งค่ากลับไปในรูปแบบ XML

เราได้ทำการทดสอบการรับค่า Configuration โดยสร้างข้อมูลจำลองขึ้นมาเพื่อทำการทดสอบการทำงานนี้ในหลากหลายรูปแบบดังตารางที่ 7-6 และรูปที่ 7-50 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับค่า Configuration

ตารางที่ 7-6 การทดสอบการรับค่า Configuration

Self-Test ของ getthreshold					
Step	Test Case	Expected Value	Actual Result	Status (Pass/Fail)	Note
1.	Loss Packet - จำลองการเรียก จากหลาย client พร้อมกัน 100 ครั้ง	Server ต้องตอบสนอง ต่อการเรียกจาก client 100 ครั้ง	Server ตอบสนอง ต่อการเรียกครบทั้ง 100 ครั้ง	Pass	
2.	Delay Packet - จำลองการเรียก จากหลาย client พร้อมกัน 100 ครั้ง	เวลาเฉลี่ยที่ใช้ในการ ตอบสนองต่อการเรียก ต้อง น้อยกว่า 10 วินาที	เวลาเฉลี่ยที่ server ตอบสนอง 4.372 วินาที	Pass	
3.	Unexpected Value - ค่าที่ใส่เป็น ตัวหนังสือ - Parameter ไม่ครบ - Parameter เกิน - ชื่อ parameter ผิด	ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ไม่สนใจ parameter ที่ เกิน ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล	ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ไม่สนใจ parameter ที่เกิน ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล	Pass Pass Pass Pass	



รูปที่ 7-50 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับค่า Configuration

7.4.1.2 การทดสอบการตรวจสอบผลการฝึกครั้งล่าสุด

ระบบสามารถบอกถึงผลการทำกายภาพบำบัดครั้งล่าสุดได้ เพื่อให้อุปกรณ์แต่ละตัวใช้ในการตัดสินใจว่าจะขึ้นค่า Threshold ใหม่หรือไม่โดยสามารถส่งออกมาในรูปแบบของ URL ดังลิงค์ต่อไปนี้

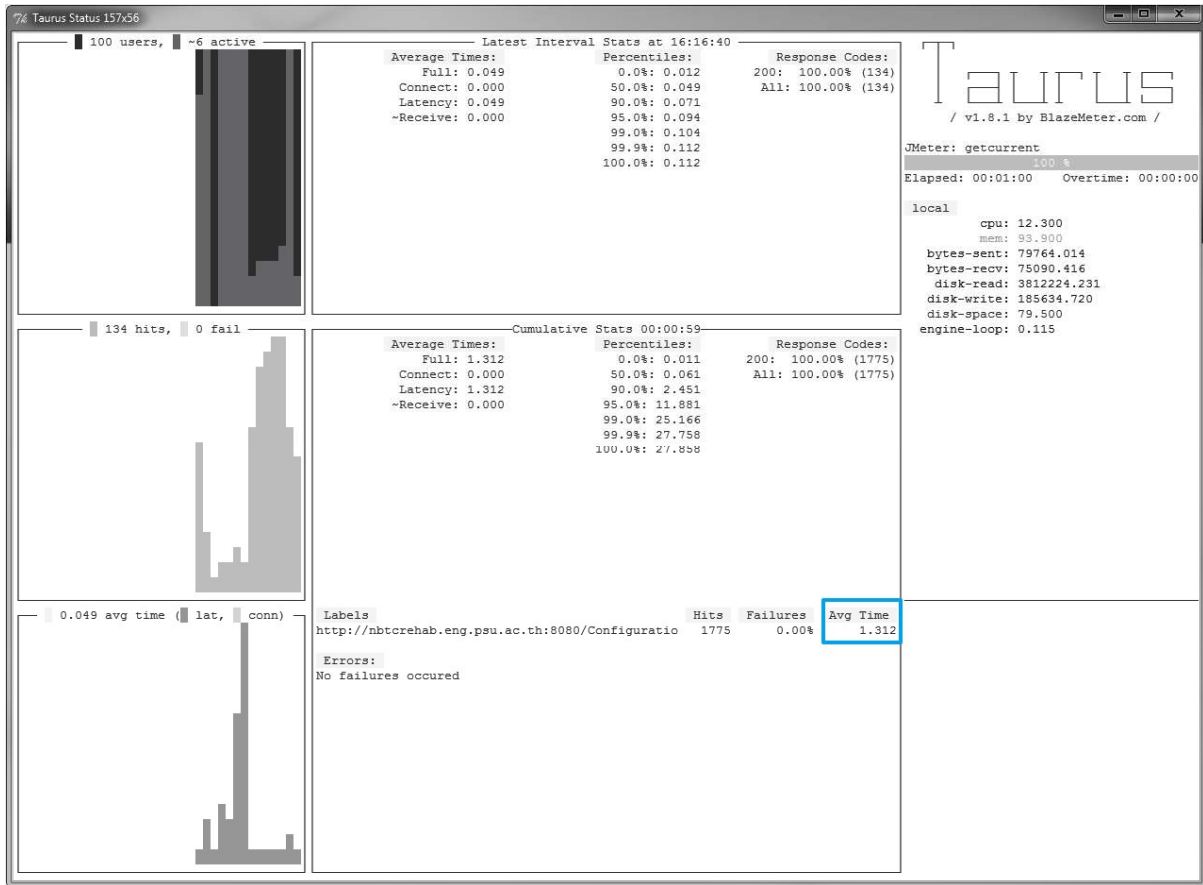
http://nbtcrehab.eng.psu.ac.th:8080/ConfigurationServer/webresources/getcurrent?Patient_ID=58666666&Device_ID=1

ซึ่งระบบจะนำค่า Patient_ID และ Device_ID มาใช้ในการหาข้อมูลในตาราง Patient_Week และปริมาณครั้งที่ควรทำจากตาราง Threshold โดยค่าที่จะส่งกลับไป คือค่าที่มากที่สุดของ Week_NO, Set_NO, และ Time_NO โดยในกรณีที่มีข้อมูลซ้ำ จะเลือกข้อมูลที่มีค่า Patient_Week_ID มากที่สุด โดยสามารถแสดงผลการทดสอบออกมาในรูปแบบของ XML

เราได้ทำการทดสอบการตรวจสอบผลการฝึกครั้งล่าสุดโดยสร้างข้อมูลจำลองขึ้นมาเพื่อทำการทดสอบการทำงานนี้ในหลากหลายรูปแบบดังตารางที่ 7-7 และรูปที่ 7-51 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับค่า Configuration ของ getcurrent

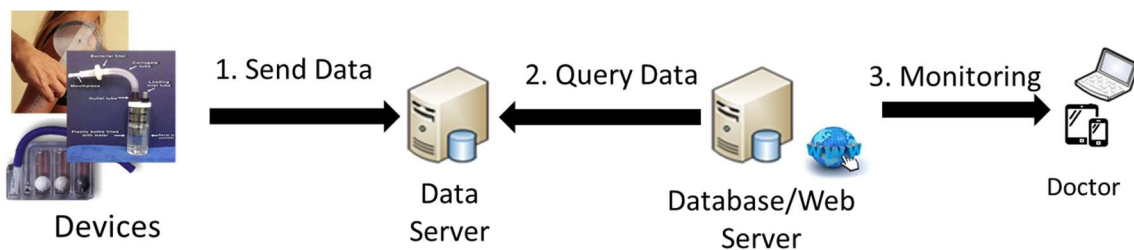
ตารางที่ 7-7 การทดสอบการรับค่า getcurrent

Self-Test ของ getcurrent					
Step	Test Case	Expected Value	Actual Result	Status (Pass/Fail)	Note
1.	Loss Packet - จำลองการเรียก จากหลาย client พร้อมกัน 100 ครั้ง	Server ต้องตอบสนอง ต่อการเรียกจาก client 100 ครั้ง	Server ตอบสนองต่อ การเรียกครบทั้ง 100 ครั้ง	Pass	
2.	Delay Packet - จำลองการเรียก จากหลาย client พร้อมกัน 100 ครั้ง	เวลาเฉลี่ยที่ใช้ในการ ตอบสนองต่อการเรียก ต้อง น้อยกว่า 10 วินาที	เวลาเฉลี่ยที่ server ตอบสนอง 1.312 วินาที	Pass	
3.	Unexpected Value - ค่าที่ใส่เป็น ตัวหนังสือ - Parameter ไม่ครบ - Parameter เกิน - ชื่อ parameter ผิด	ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ไม่สนใจ parameter ที่ เกิน ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล	ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล ไม่สนใจ parameter ที่ เกิน ค่าเหมือนไม่มีข้อมูล	Pass Pass Pass Pass	



รูปที่ 7-51 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับค่า Configuration ของ getcurrent

7.4.2 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร



รูปที่ 7-52 ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารรูปที่ 7-52 ถือเป็นส่วนสำคัญในโครงการนี้ โดยข้อมูลที่ส่งจากแต่ละอุปกรณ์จะทำการจัดเก็บลงฐานข้อมูลหลัก เพื่อสามารถทำการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตในส่วนของการแสดงผลผ่านหน้าเว็บได้ จึงได้ทำการทดสอบระบบดังกล่าวดังนี้ โดยเราสามารถเริ่มทำการทดสอบระบบได้ ผู้พัฒนาจะต้องผ่านการตั้งค่ากับระบบ

การตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารเรียบร้อยแล้ว จากนั้นลักษณะของข้อมูลที่ส่งมาจากอุปกรณ์ทำกายภาพบำบัดต่างๆจะถูกจัดเก็บในฐานข้อมูลดังรูปตัวอย่างที่ 7-53

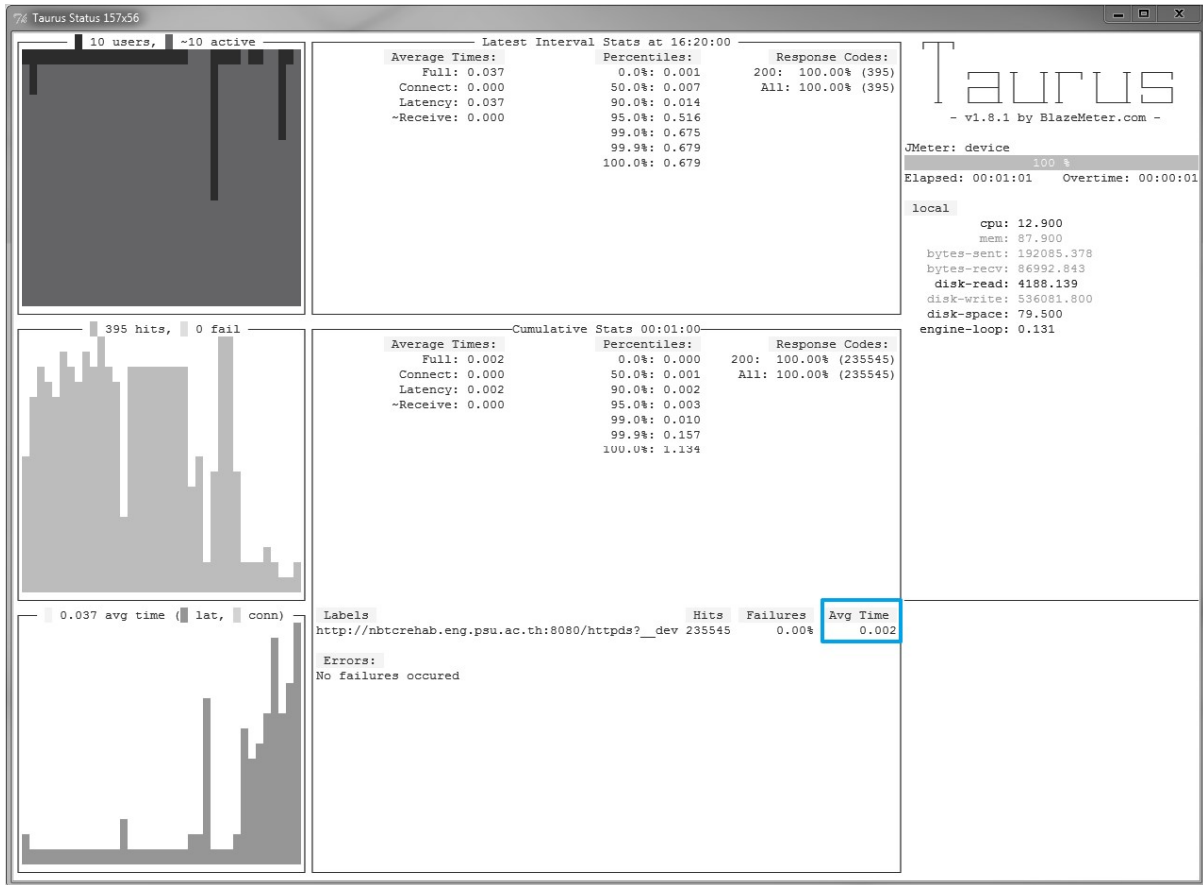
Patient_Week_ID	Patient_ID	Device_ID	Start_DateTime	End_DateTime	Week_NO	Day_NO	Set_NO	Time_NO	Measured_Value_1	Measured_Value_2	Measured_Value_3
13735	58222222	5	1488817730.604	1488817738.267	3	2	5	5	2533	2	1
13734	58222222	5	1488817706.534	1488817717.766	3	2	5	4	5060	3	1
13733	58222222	5	1488817659.281	1488817669.1	3	2	5	3	3333	1	0
13732	58222222	5	1488817640.654	1488817647.738	3	2	5	2	2316	3	1
13731	58222222	5	1488817628.486	1488817635.694	3	2	5	1	2204	2	1
13730	58222222	5	1488817616.734	1488817623.515	3	2	4	5	1936	2	1
13729	58222222	5	1488817604.09	1488817611.712	3	2	4	4	2797	3	1
13728	58222222	5	1488817591.385	1488817598.819	3	2	4	3	2524	3	1
13727	58222222	5	1488817579.318	1488817586.584	3	2	4	2	2359	2	1
13726	58222222	5	1488817566.959	1488817574.533	3	2	4	1	2380	2	1

รูปที่ 7-53 ผลข้อมูลที่จัดเก็บในฐานข้อมูลสำหรับอุปกรณ์หนึ่งในการทำกายภาพบำบัด

เราได้ทำการทดสอบการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารโดยสร้างข้อมูลจำลองขึ้นมาเพื่อทำการทดสอบการทำงานนี้ในหลากหลายรูปแบบดังตารางที่ 7-8 และรูปที่ 7-54 แสดงตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับข้อมูลจากอุปกรณ์จำนวนพร้อมกัน 10 users

ตารางที่ 7-8 การทดสอบ Publisher จาก Mango ไปที่ mySQL

Self-Test ของ Publisher จาก Mango ไปที่ mySQL					
Step	Test Case	Expected Value	Actual Result	Status (Pass/Fail)	Note
1.	Loss Packet - จำลองการเรียก จากหลาย client พร้อมกัน 100 ครั้ง	Server ต้องตอบสนอง ต่อการเรียกจาก client 100 ครั้ง	Server ตอบสนองต่อการ เรียกครบทั้ง 100 ครั้ง	Pass	
2.	Delay Packet - จำลองการเรียก จากหลาย client พร้อมกัน 100 ครั้ง	เวลาเฉลี่ยที่ใช้ในการ ตอบสนองต่อการ เรียกต้อง น้อยกว่า 10 วินาที	เวลาเฉลี่ยที่ server ตอบสนอง 10 วินาที	Pass	
3.	Unexpected Value - เพิ่ม parameter	Response: 200 OK	Response: 200 OK	Pass	



รูปที่ 7-54 ตัวอย่างของหน้าจอทดสอบการรับข้อมูลจากอุปกรณ์จำนวนพร้อมกัน 10 users

บทที่ 8 การทดสอบระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือ ผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่าน เครือข่ายสื่อสาร

ในบทนี้เป็นส่วนการการรวมระบบทั้ง 3 เข้าด้วยกันและการทดสอบระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร โดยการเชื่อมต่ออุปกรณ์กายภาพที่พัฒนาขึ้นทั้ง 5 อุปกรณ์ให้สามารถเชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูล (Data server) และระบบฐานข้อมูล (Database server) ได้มีการทดลองใช้งาน ณ สถานที่จริง 2 แห่ง คือ คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ และศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชิวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่ สรุปผลเป็นขั้นตอนการใช้งานโปรแกรมกายภาพบำบัด ผลหน้าเว็บโปรแกรมกายภาพบำบัด ผลการทดสอบเสถียรภาพของระบบ และผลความพึงพอใจของผู้ใช้งานได้ดังนี้

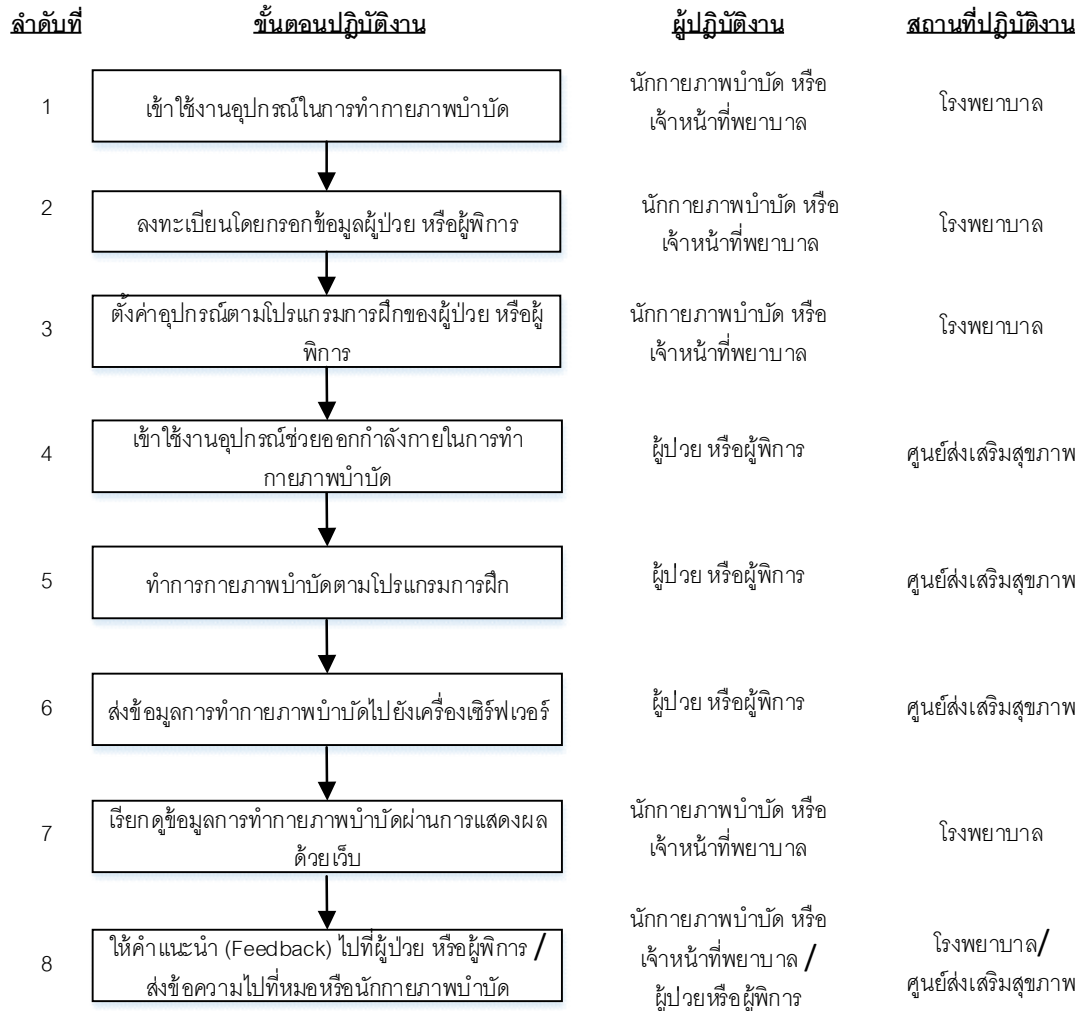
8.1 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรมกายภาพบำบัด

จากการที่ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตนั้นประกอบด้วยผู้ใช้งานสองกลุ่มคือ ผู้ป่วยหรือผู้พิการ และแพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัด โดยกลุ่มแรกจะเป็นกลุ่มผู้ใช้งานระบบที่จะเป็นผู้ให้ข้อมูลกับระบบ จึงต้องทำการรายงานผลข้อมูลจากผู้ใช้งานกลุ่มแรกด้วยอุปกรณ์ที่แตกต่างกันแล้วจึงนำไปให้กลุ่มที่สองเป็นผู้ตรวจสอบและติดตามข้อมูลดังกล่าว เพื่อให้คำแนะนำปรึกษาแก่กลุ่มแรกในการทำกายภาพบำบัด โดยวิธีการดำเนินงานของระบบเครือข่ายกับกลุ่มผู้ป่วยหรือผู้พิการ และกลุ่มเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัดหรือแพทย์ได้แสดงดังรูปที่ 8-1

จากภาพรวมของการดำเนินงานดังรูปที่ 8-1 ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตออกเป็นกระบวนการย่อยๆ โดยแบ่งตามลักษณะขั้นตอนการดำเนินการได้ 3 ส่วนดังนี้

- ขั้นตอนการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (Configuration) ประกอบด้วย การเพิ่มข้อมูลผู้ป่วยใหม่ หรือเพิ่มข้อมูลผู้ป่วยที่มีอยู่ในระบบ การเพิ่มอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วย และการตั้งค่าโปรแกรมการฝึกที่กำหนดไว้สำหรับผู้ป่วยของแต่ละอุปกรณ์
- ขั้นตอนการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ (Monitoring) ประกอบด้วย การทำกายภาพบำบัดตามโปรแกรมการฝึกของแต่ละอุปกรณ์ แล้วส่งข้อมูลไปยังเครื่องเซิร์ฟเวอร์ และการเรียกดูข้อมูลผ่านหน้าเว็บที่ monitor เป็นข้อมูลล่าสุด และดูที่หน้า summary สำหรับข้อมูลทั้งหมดที่ผ่านมา
- ขั้นตอนการให้คำแนะนำจากแพทย์ หรือคำถามจากผู้ป่วย (Feedback) ประกอบด้วย การส่งคำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดหลังจากดูผลไปยังผู้ป่วยผ่านทางอีเมล/SMS และการส่ง

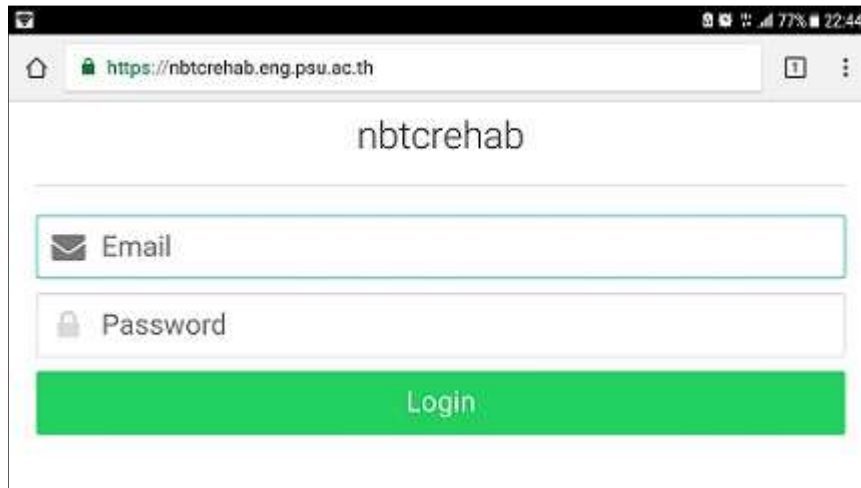
คำถามจากผู้ป่วยหลังจากเห็นผลการทำกายภาพของตัวเองไปยังแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดผ่านทางอีเมล/SMS



รูปที่ 8-1 การดำเนินงานของระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

8.2 ผลหน้าเว็บของโปรแกรมกายภาพบำบัด

การใช้งานระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตตามที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น ผู้ใช้งานสามารถเข้าไปที่ nbtcrehab.eng.psu.ac.th ตั้งแต่หน้า login หน้าแรกของระบบดังรูปที่ 8-2



รูปที่ 8-2 การแสดงผลที่หน้า login ของระบบ

หน้าเว็บสำหรับระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารแบ่งผู้ใช้งานระบบออกเป็น 3 กลุ่ม คือ

- แพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้พัฒนาอุปกรณ์กายภาพบำบัด (Staff) – สามารถใช้งานได้ทุกฟังก์ชัน คือ Patient, Device, Monitor, Threshold, Feedback
- ผู้พิการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้ (Patient) - สามารถใช้งานได้ 3 ฟังก์ชัน คือ Device, Monitor, Feedback
- ผู้ดูแลระบบ (Administrator) - สามารถใช้งานในส่วนของฟังก์ชัน Setup คือ การกำหนดข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับระบบ ซึ่งก็คือ Device, Patient และ Staff โดยสามารถเพิ่ม/ลบ/แก้ไขข้อมูลได้

8.2.1 หน้าเว็บของ Staff

แพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้พัฒนาอุปกรณ์กายภาพบำบัด (Staff) – สามารถใช้งานได้ทุกฟังก์ชัน คือ Patient, Device, Monitor, Threshold, Feedback ดังรูปตัวอย่างที่ 8-3

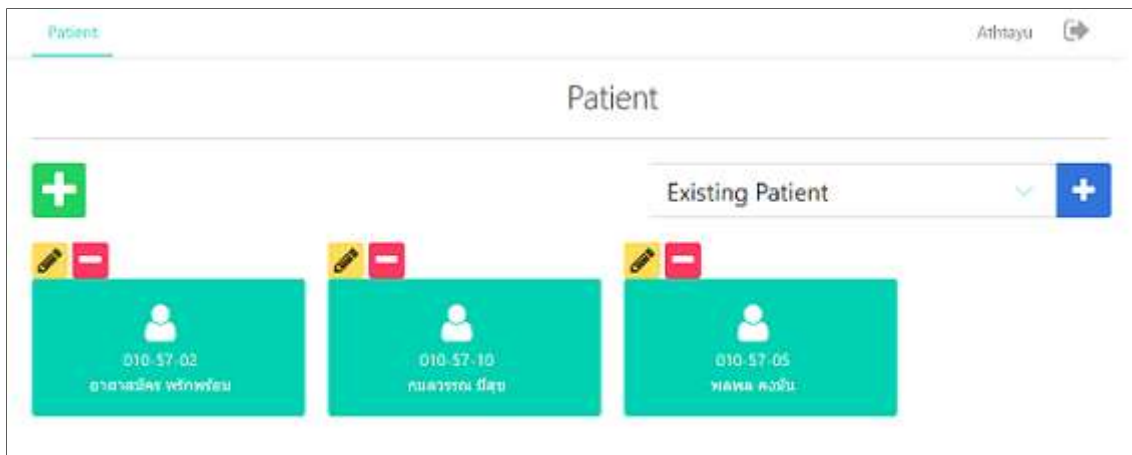


รูปที่ 8-3 หน้าเมนูแสดงความสามารถในการใช้งานของแพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้พัฒนาอุปกรณ์ของระบบ

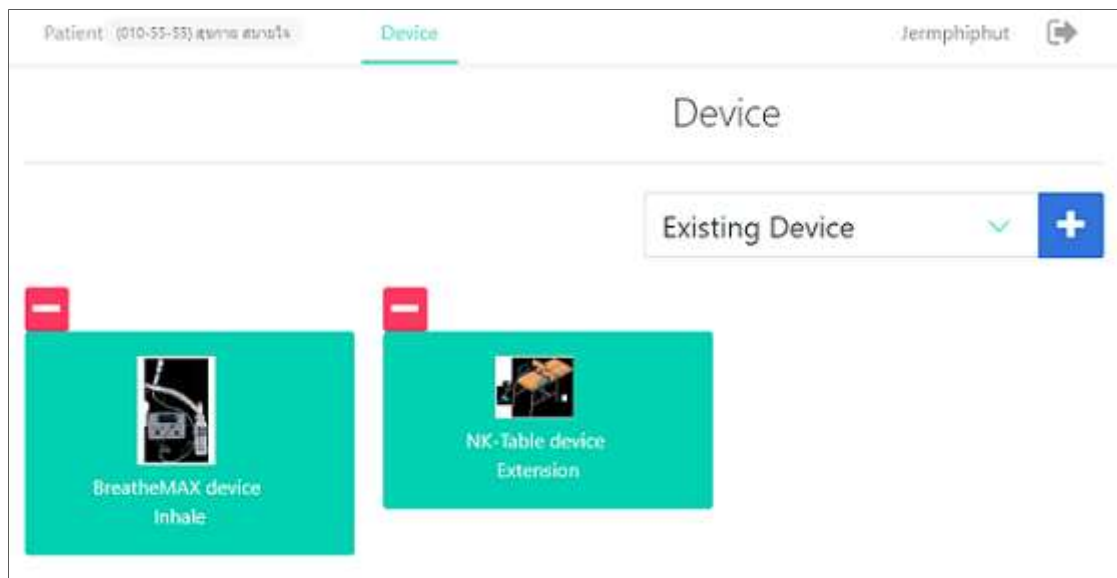
- ฟังก์ชัน Patient คือ การแสดงรายการของผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ดูแลโดยแพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้พัฒนาอุปกรณ์กายภาพบำบัด (Staff) ดังแสดงในรูปที่ 8-4 ซึ่งสามารถเพิ่มผู้ป่วยที่อยู่ใน

ระบบ แต่ใช้งานอุปกรณ์กายภาพบำบัดตัวอื่น หรือลบผู้ป่วยที่อยู่ในการดูแลของ Staff และเพิ่มผู้ป่วยใหม่ที่ไม่เคยอยู่ในระบบมาก่อนได้

- ฟังก์ชัน Device คือ การแสดงรายการของอุปกรณ์กายภาพบำบัดที่ถูกใช้โดยผู้ป่วยหรือผู้พิการคนนั้นจากที่เลือกในฟังก์ชัน Patient ซึ่งจะแสดงรายการอุปกรณ์ที่ผู้ป่วยหรือผู้พิการใช้ในระบบ รวมถึงสามารถเพิ่ม/ลบ อุปกรณ์การทำกายภาพบำบัดชนิดอื่นที่มีอยู่ในระบบได้ดังรูปที่ 8-5



รูปที่ 8-4 หน้าเว็บของระบบรายงานผลการวัดค่าโดยเริ่มต้นจากการเลือกผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ต้องการดูข้อมูล

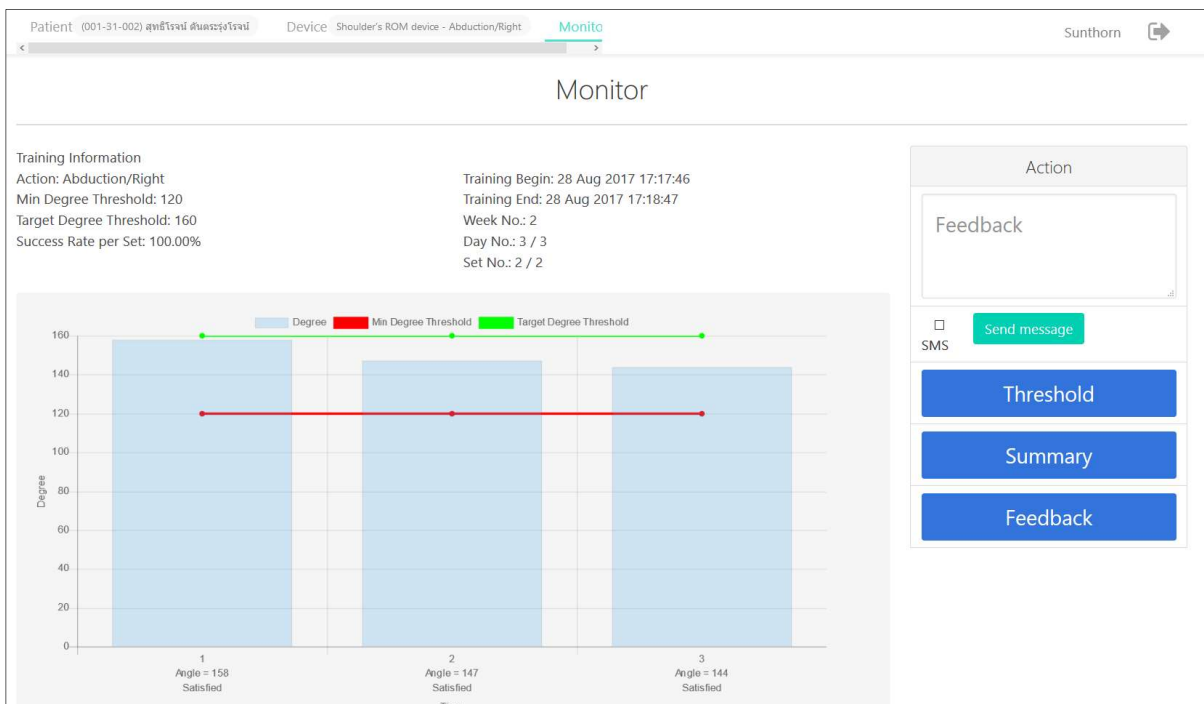


รูปที่ 8-5 ตัวอย่างหน้าเว็บของฟังก์ชัน Device แสดงรายการอุปกรณ์ของผู้ป่วยหรือผู้พิการที่เลือก

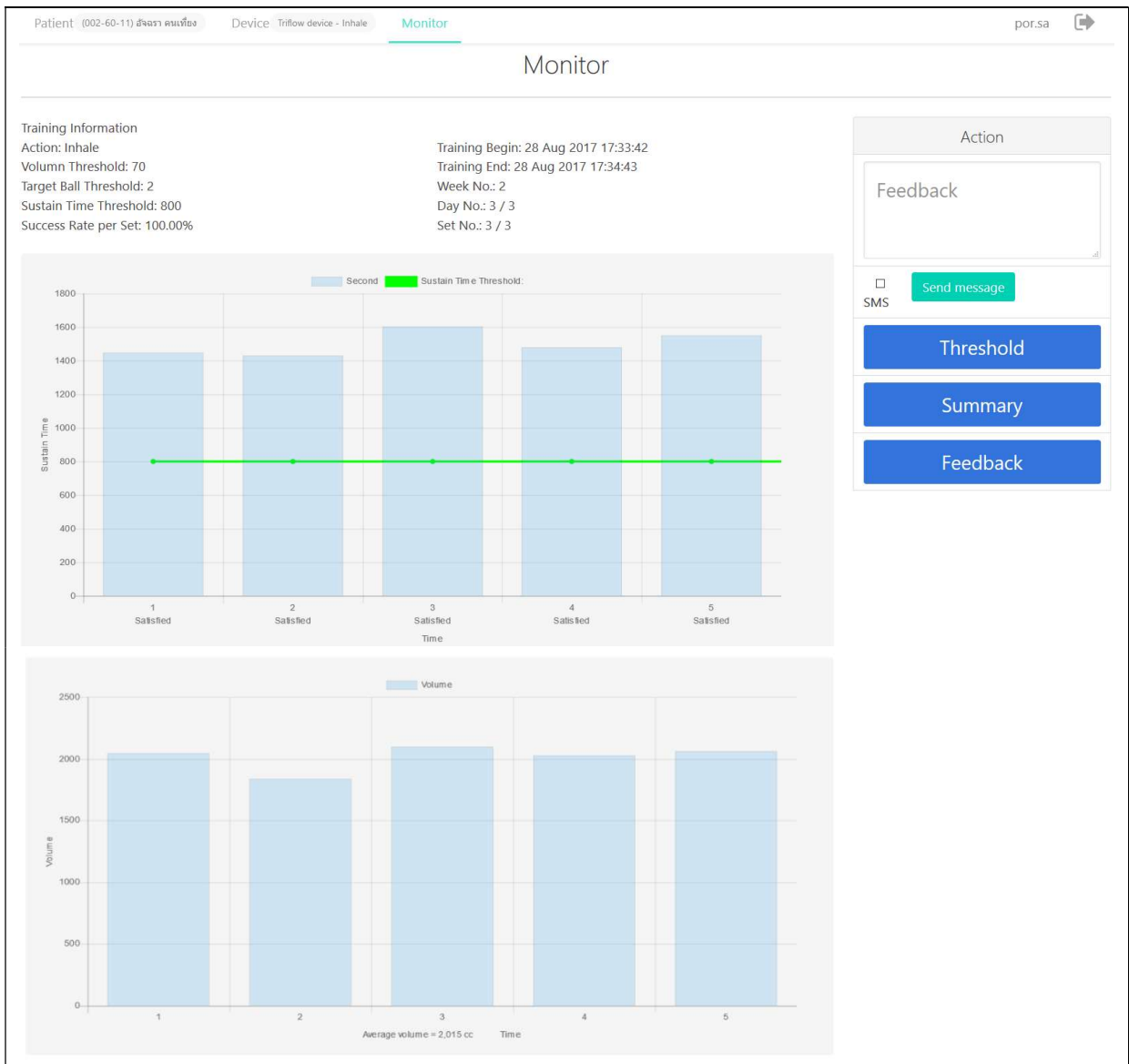
- ฟังก์ชัน Monitor คือ การแสดงการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารตามแต่ละระบบอุปกรณ์ โดยสามารถแสดงผลเป็นภาพกราฟิกของผลการทำกายภาพบำบัดครั้งล่าสุด ดังรูปที่ 8-6 ถึง 8-10 ของแต่

ละอุปกรณ์ ซึ่งจะมีการคำนวณค่า Success Rate per Set ให้แพทย์/นักกายภาพบำบัดได้เห็นอย่างชัดเจน รวมทั้งสามารถแสดงผลข้อมูลทั้งหมดของการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยกับอุปกรณ์นั้นๆ ในรูปแบบข้อความดังรูปที่ 8-11 ด้วยการเลือกฟังก์ชัน Summary โดยข้อมูลที่ใช้แสดงของแต่ละอุปกรณ์จะแตกต่างกัน ข้อมูลทั้งหมดนี้สามารถนำออกไปใช้ในรูปแบบของไฟล์ excel เพื่อให้แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถนำไปวิเคราะห์ใช้งานต่อไปได้

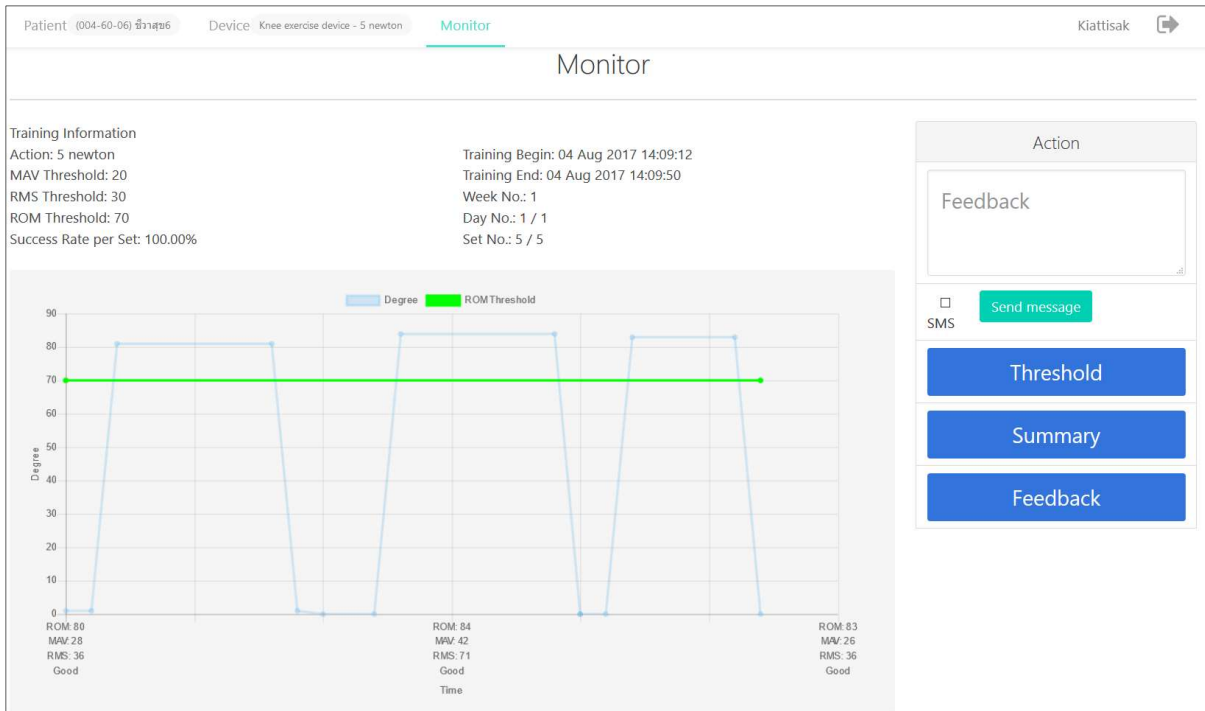
- ฟังก์ชัน Threshold คือ การตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือของผู้ป่วยหรือผู้พิการแต่ละคนเพื่อออกแบบโปรแกรมในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารตามแต่ละอุปกรณ์โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดได้อย่างเหมาะสมดังรูปที่ 8-12 ซึ่งค่ากำหนดของแต่ละอุปกรณ์จะแตกต่างกันไป อีกทั้งระบบยังสามารถทำการปรับแก้ไขค่ากำหนดที่ได้ตั้งค่าไว้แล้ว ด้วยการเลือกฟังก์ชัน Threshold ดังแสดงหน้าเว็บในรูปที่ 8-6 ถึง 8-10 ของแต่ละอุปกรณ์ ซึ่งจะแสดงผลหน้าเว็บดังตัวอย่างรูปที่ 8-13



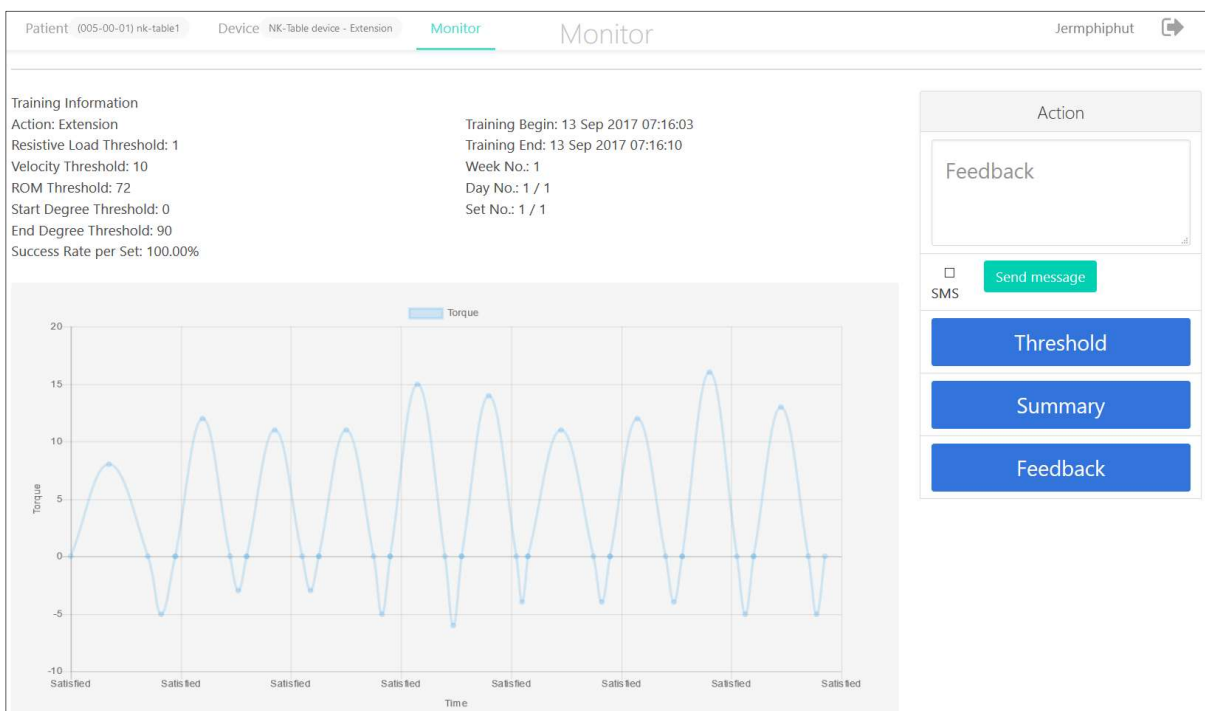
รูปที่ 8-6 การแสดงผลที่หน้าจอของผู้ใช้งานการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่



รูปที่ 8-7 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo



รูปที่ 8-9 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย



รูปที่ 8-10 การแสดงผลบนหน้าเว็บของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกด้วย NK-Table ดัดแปลง

(004-60-02) ชีวเวช2 Device Knee exercise device - 5 newton Monitor Summary Kiattisak

Summary

Result S = Satisfied, U = Unsatisfied, G = Good and n/a = not applicable

Show 10 entries Search:

ID	Date	Start Time	End Time	Week NO	Day NO	Set NO	Time NO	Starting_Degree	Peak_Degree	Total_ROM	Time_StarttoPeak
450	04 Aug 2017	13:24:24	13:25:14	1	1	1	1	3	86	83	2
451	04 Aug 2017	13:24:24	13:25:14	1	1	1	2	0	87	87	6
452	04 Aug 2017	13:24:24	13:25:14	1	1	1	3	3	87	84	1
453	04 Aug 2017	13:25:35	13:26:05	1	1	2	1	68	88	20	0
454	04 Aug 2017	13:25:35	13:26:05	1	1	2	2	0	87	87	1

รูปที่ 8-11 ตัวอย่างการแสดงผลข้อมูลทั้งหมดของการทำกายภาพบำบัดบนหน้าเว็บในรูปแบบข้อความของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย

(55-55) สุขภาพ สมชายใจ Device NK-Table device - Extension Monitor Threshold Create Jermhiphut

No Week to Repeat

1

Week NO to Start

1

No Day in Week

No Set in Day

No Time in Set

แรงต้านในการงอ-เหยียดเข่า หน่วยเป็นนิวตัน นิวตัน

ความเร็วในขณะการเคลื่อนไหวข้อเข่า หน่วยเป็นองศา/วินาที องศา/วินาที

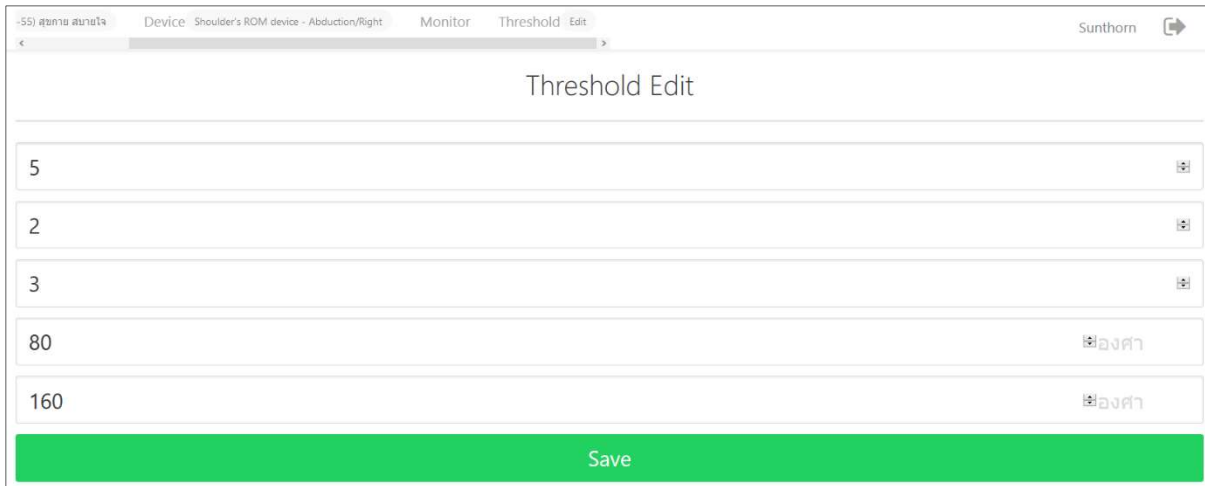
ระยะมุมในการงอ-เหยียดเข่า โดยวัดจากองศาเริ่มต้นถึงองศาสูงสุด หน่วยเป็นองศา องศา

มุมเริ่มต้นการเคลื่อนไหวของข้อเข่า หน่วยเป็นองศา องศา

มุมสิ้นสุดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า หน่วยเป็นองศา องศา

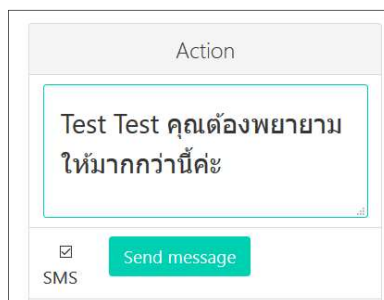
Save

รูปที่ 8-12 ตัวอย่างหน้าเว็บแสดงการตั้งค่าของอุปกรณ์การกายภาพบำบัดของอุปกรณ์บริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิก

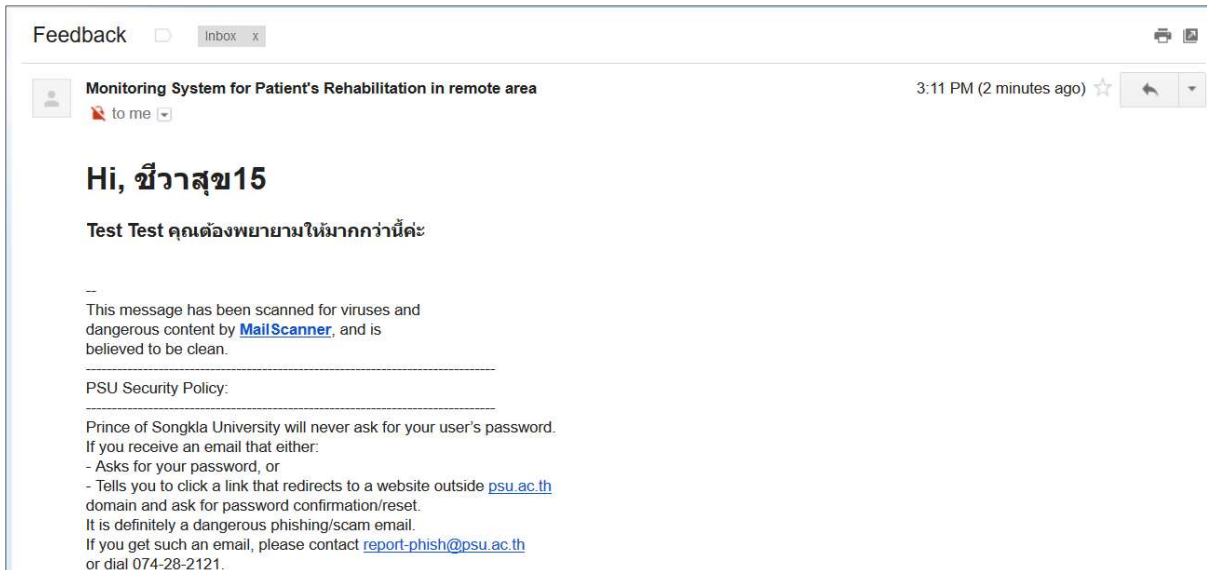


รูปที่ 8-13 ตัวอย่างหน้าเว็บแสดงการแก้ไขการตั้งค่าของอุปกรณ์การถ่ายภาพบำบัดของระบบวัดองศาข้อไหล่

- ฟังก์ชัน Feedback คือ การส่งคำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดให้แก่ผู้พิการและผู้ป่วย ในการถ่ายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ซึ่งจะมีฟังก์ชันนี้อยู่ในหน้าเว็บของทั้งกลุ่มผู้ใช้งานที่เป็น Staff และ Patient ดังรูปที่ 8-14 โดยสามารถพิมพ์ข้อความทั้งภาษาไทยและอังกฤษส่งผ่านเครือข่ายในรูปแบบอีเมลเป็น default ผลแสดงดังรูปที่ 8-15 อีกทั้งสามารถเลือกส่งผ่าน SMS เป็นทางเลือก ผลการรับข้อความแสดงดังรูปที่ 8-16 โดยกลุ่มผู้ใช้งานที่เป็น Staff สามารถเห็นประวัติข้อมูลของการส่งข้อความ Feedback ได้ดังรูปที่ 8-17 ด้วยการเลือกฟังก์ชัน Feedback ดังแสดงหน้าเว็บในรูปที่ 8-6 ถึง 8-10 ของแต่ละระบบอุปกรณ์



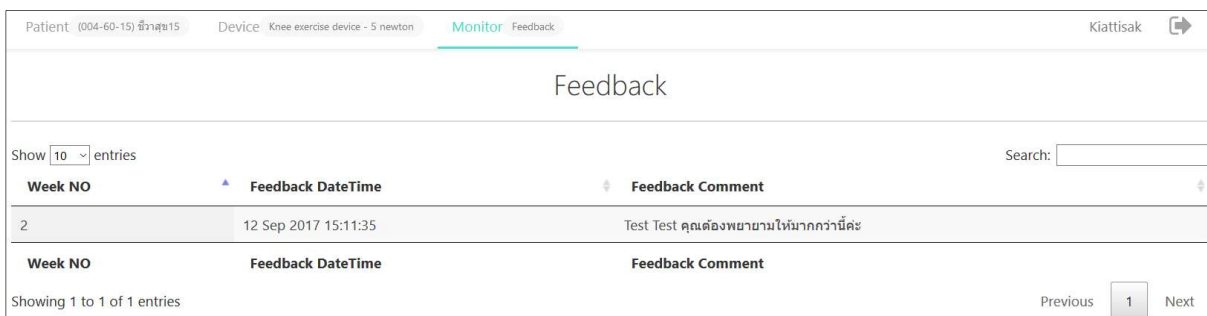
รูปที่ 8-14 หน้าเว็บแสดงฟังก์ชัน Feedback



รูปที่ 8-15 ผลการส่งข้อความจากฟังก์ชัน Feedback ผ่านเครือข่ายในรูปแบบอีเมล



รูปที่ 8-16 ผลการส่งข้อความจากฟังก์ชัน Feedback ผ่าน SMS

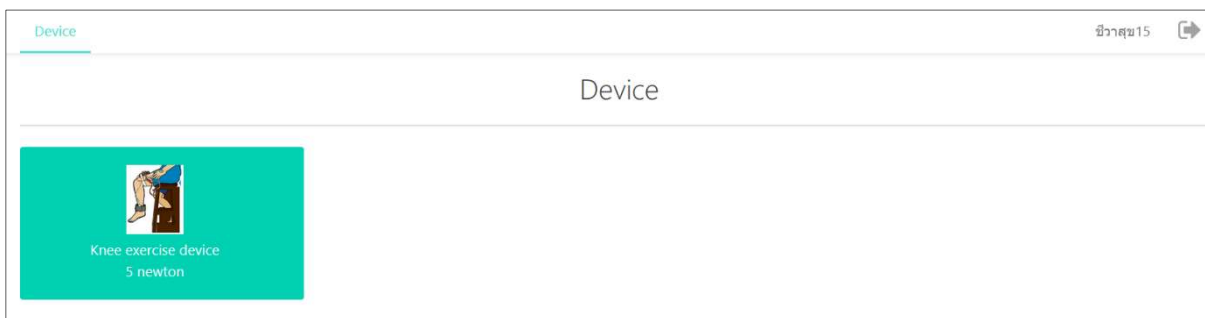


รูปที่ 8-17 ตัวอย่างการแสดงผลข้อมูลประวัติการส่งข้อความ Feedback ให้กับผู้ป่วย

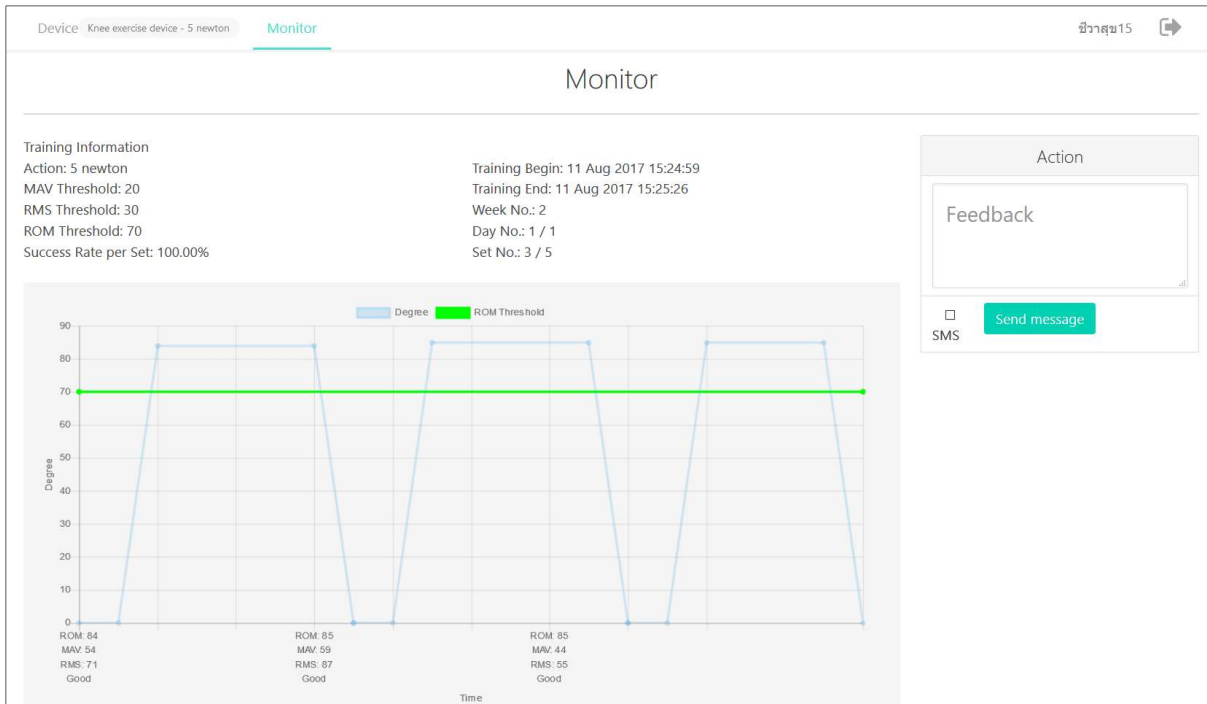
8.2.2 หน้าเว็บของ Patient

ผู้พิการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้ (Patient) - สามารถใช้งานได้ 3 ฟังก์ชัน คือ Device, Monitor, Feedback

- ฟังก์ชัน Device คือ การแสดงรายการของอุปกรณ์กายภาพบำบัดที่ถูกใช้โดยผู้ป่วยหรือผู้ฝึกการคนนั้นจะเป็นหน้าเว็บหน้าแรกของผู้ป่วยได้ใช้งานดังตัวอย่างรูปที่ 8-18
- ฟังก์ชัน Monitor คือ การแสดงการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารตามแต่ละอุปกรณ์ โดยสามารถแสดงผลเป็นภาพกราฟฟิคของผลการทำกายภาพบำบัดครั้งล่าสุดเท่านั้นดังรูปที่ 8-19
- ฟังก์ชัน Feedback คือ การส่งข้อสงสัยหรือคำถามจากผู้ฝึกการและผู้ป่วยให้แก่แพทย์หรือนักกายภาพบำบัด โดยมีการทำงานเช่นเดียวกับที่แสดงดังรูปที่ 8-14 ถึง 8-16 ซึ่งเป็นการส่งข้อความจากผู้ฝึกการ ผู้ป่วย หรือญาติคนไข้ ไปยังแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด โดยการใช้งานหน้าฟังก์ชัน Feedback ของ Patient จะเป็นการส่งข้อความได้อย่างเดียว ไม่สามารถเรียกดูประวัติการส่งข้อความได้ ดังในรูปที่ 8-19



รูปที่ 8-18 ตัวอย่างแสดงหน้าฟังก์ชัน Device สำหรับการใช้งานของผู้ฝึกการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้



รูปที่ 8-19 ตัวอย่างแสดงหน้าฟังก์ชัน Monitor สำหรับผู้ฝึกการ ผู้ป่วย ญาติคนไข้

8.2.3 หน้าเว็บของ Administrator












ผู้ดูแลระบบ (Administrator) - สามารถใช้งานในส่วนของฟังก์ชัน Setup คือ การกำหนดข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับระบบ ซึ่งก็คือ Device, Patient และ Staff โดยสามารถเพิ่ม/ลบ/แก้ไขข้อมูลได้ ดังรูปที่ 8-20 ถึง 8-22

Device Admin












+ Show 10 entries Search:

Device NO	Device Desc	Action Desc	Measured Counter	Threshold Counter	Action
A0001	Shoulder's ROM device	Flexion/Left	2	2	
A0001	Shoulder's ROM device	Flexion/Right	2	2	
A0001	Shoulder's ROM device	Abduction/Left	2	2	
A0001	Shoulder's ROM device	Abduction/Right	2	2	
B0001	Triflow device	Inhale	3	3	

รูปที่ 8-20 หน้าเว็บส่วนฟังก์ชัน Setup ของ Device

Device				Staff	Patient	Admin	
Staff							
							
Show <input type="text" value="10"/> entries				Search: <input type="text"/>			
Name	Position	Email	Telno	Action			
Ahtayu	developer	athtayu.job@gmail.com	0887949402				
chatwalai.s	doctor	chatwalai.s@gmail.com	0814783172				
chonnanid	doctor	chonnanid@hotmail.com	0838776445				
Jermphiphut	developer	jjermphiphut@hotmail.com	0887954365				
Kiattisak	developer	ak.kiattisak@hotmail.com	0873989715				

รูปที่ 8-21 หน้าเว็บส่วนฟังก์ชัน Setup ของ Staff

Device				Staff	Patient	Admin	
Patient							
							
Show <input type="text" value="10"/> entries				Search: <input type="text"/>			
Patient ID	Name	Email	Telno	Action			
001-31-001	ศุภกร อธิมะวีชรินทร์	r_sunthorn@yahoo.com	0897393009				
001-31-002	สุทธิโรจน์ ดันตระรุ่งโรจน์	r_sunthorn@yahoo.com	0897393009				
001-31-003	ชยานนท์ ทองนุ่น	r_sunthorn@yahoo.com	0897393009				
001-31-004	ประภัสสร สุขชัย	r_sunthorn@yahoo.com	0897393009				
001-31-005	นฤมล ขอพงษ์ไพบุลย์	r_sunthorn@yahoo.com	0897393009				

รูปที่ 8-22 หน้าเว็บส่วนฟังก์ชัน Setup ของ Patient

8.3 ผลการทดสอบเสถียรภาพของระบบ

ทางโครงการได้ดำเนินการทดลองใช้งานระบบ ณ สถานที่จริง 2 แห่ง คือ คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ และศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่ โดยที่คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ นั้นได้ทดลองใช้งานอุปกรณ์ วัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ อุปกรณ์บริหารปอด Triflo และอุปกรณ์ฝึกกล้ามเนื้อหายใจ มีอาสาสมัคร 10 คน เป็นเวลา 6 วัน ส่วนที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่ นั้นได้ทดลองใช้งานอุปกรณ์บริหารข้อเข่าแบบอุทราหยา มีอาสาสมัคร 27 คน เป็นเวลา 2 วัน ซึ่งทั้ง 2 วันมีอาสาสมัครเข้าเพียง 13 คน นอกจากนี้ยังได้ทดสอบอุปกรณ์

บริหารข้อเข้าที่ห้องปฏิบัติการ ณ ตึกวิจัยสิรินธร คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ เนื่องจากอุปกรณ์มีขนาดใหญ่และน้ำหนักมากไม่เหมาะต่อการเคลื่อนย้าย

การทดสอบเป็นการทดสอบเสถียรภาพของระบบในการใช้งานของแต่ละอุปกรณ์และการเชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูล (Data server) และระบบฐานข้อมูล (Database server) สามารถสรุปเป็นตารางของแต่ละอุปกรณ์ได้ดังตารางที่ 8-1 ถึง 8-10 และส่วนของเครือข่ายดังตารางที่ 8-11

ตารางที่ 8-1 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์วัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์)

วันที่	อาสาสมัคร	ปัญหาที่พบ	สาเหตุ	แก้ปัญหา
17/8/2560	001-31-001 ถึง 001-31-010 และ 001-31-013	ไม่สามารถใช้งาน internet ได้	internet มีปัญหา	มาใช้อุปกรณ์อีกครั้ง ในวันถัดไป (มาทำใหม่อีกครั้งวันที่ 18/8/2560)
18/8/2560	001-31-011 ถึง 001-31-012	-	-	-
19/8/2560	001-31-001 ถึง 001-31-013	-	-	-
21/8/2560	001-31-001 ถึง 001-31-013	-	-	-
23/8/2560	001-31-001 ถึง 001-31-013	-	-	-
25/8/2560	001-31-001 ถึง 001-31-013	มีการส่งข้อมูล 001-31-001 จำนวน 1 เซต (3ครั้ง)	ผู้ใช้งานเข้าใจผิดว่าระบบยังไม่ส่งข้อมูล เข้า server จึงทำการส่งข้อมูลไปอีก 1 เซต (3ครั้ง)	จะเพิ่มระบบป้องกันการส่งข้อมูลซ้ำในอนาคต
28/8/2560	001-31-001 ถึง 001-31-013	-	-	-

ตารางที่ 8-1 แสดงปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์วัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ ทดลองในครั้งนี้อาสาสมัครได้ทำการทดลองที่คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ โดยตัวโปรแกรมทำการเชื่อมต่อระบบอินเทอร์เน็ตแบบไร้สายของมหาวิทยาลัย จากการทดลองพบว่าการส่งข้อมูลการทำกายภาพบำบัดจากโปรแกรมเข้า server ได้ตามปกติ แต่จะเกิดปัญหาในกรณีที่ไม่สามารถใช้งานระบบอินเทอร์เน็ต ทำให้โปรแกรมไม่สามารถติดต่อกับ server ได้ ดังตารางที่ 8-1 โดยในวันที่ 17/8/2560 ในระหว่างที่ทำการเก็บข้อมูลกับอาสาสมัคร ระบบอินเทอร์เน็ตเกิดการขัดข้อง จึงทำให้ไม่สามารถรับค่า configuration และค่าล่าสุดของการทำกายภาพบำบัดได้โดยตรงจาก server ดังนั้นจึงทำการเก็บผลใหม่ในวันรุ่งขึ้น (17/8/2560) และปัญหาการส่งข้อมูลที่พบเพิ่มเติมอีกคือ โปรแกรมได้ทำการส่งข้อมูลการทำกายภาพบำบัดเข้า server ไปแล้ว แต่ผู้ใช้งานเข้าใจผิด คิดว่าข้อมูลการทำกายภาพบำบัดที่ได้ส่งออกไปยังไม่มี

เข้า server ผู้ใช้งานจึงทำการกดปุ่มเพื่อส่งข้อมูลอีกครั้ง จึงทำให้มีข้อมูลการทำกายภาพบำบัดซ้ำจำนวน 1 เซต (3 ครั้ง) ในวันที่ 25/8/2560 ดังตารางที่ 8-1 สำหรับอัตราความสำเร็จของการส่งข้อมูล ตัว server สามารถรับข้อมูลการทำกายภาพบำบัดจากตัวโปรแกรมที่ส่งออกไปได้ครบทุกครั้ง ดังตารางที่ 8-2

ตารางที่ 8-2 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์วัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่ (สถานที่ทดลอง: คลินิก กายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์)

วันที่	จำนวนการทดลอง	ส่งข้อมูลสำเร็จ	%ส่งข้อมูลสำเร็จ	หมายเหตุ
17/8/2560	66	66	100	
18/8/2560	12	12	100	เนื่องจากวันที่ 17/8/2560 ระบบ internet มีปัญหา จึงมาทำการทดลองใหม่ในวันนี้
19/8/2560	78	78	100	
21/8/2560	78	78	100	
23/8/2560	78	78	100	
25/8/2560	81	81	100	มีการส่งข้อมูลซ้ำจำนวน 1 เซต (3 ครั้ง) เนื่องจากผู้ใช้งานเข้าใจผิดว่าระบบยังไม่ส่งข้อมูลไปจึงทำการส่งข้อมูลไปอีกครั้ง
28/8/2560	78	78	100	
รวม	471	471	100	

หมายเหตุ การทำกายภาพบำบัดของอาสาสมัครแต่ละคน จะทำทั้งหมด คนละ 6 วัน วันละ 2 เซต เซตละ 3 ครั้ง
ช่วงเวลา : 17.00 เป็นต้นไป

ตารางที่ 8-3 แสดงปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอด Triflo การทดลองใช้อุปกรณ์ติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอดในกลุ่มอาสาสมัครจากคลินิกกายภาพบำบัดของโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ใช้ระบบอินเทอร์เน็ตแบบไร้สายของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์เป็นตัวกลางในการส่งผ่านข้อมูล พบว่าในช่วงที่ระบบอินเทอร์เน็ตมีความเสถียรการส่งข้อมูลกายภาพบำบัดจากอุปกรณ์ไปยัง server สามารถทำได้ถูกต้องและรวดเร็วโดยจำนวนข้อมูลที่ server ได้รับในแต่ละวันมีจำนวน 180 ครั้ง ซึ่งเท่ากับจำนวนครั้งของการทำกายภาพบำบัดในแต่ละวัน แต่ในช่วงเวลาที่ระบบอินเทอร์เน็ตขัดข้อง ความล่าช้าในการรับส่งข้อมูลทำให้เกิดการส่งข้อมูลซ้ำซ้อนดังแสดงในตารางที่ 8-4 โดยที่จำนวนการส่งข้อมูลการทำกายภาพบำบัดในวันที่ 23/8/2560 มีจำนวนการส่งข้อมูลเกินกว่าจำนวนข้อมูลสูงสุดที่ต้องส่งในแต่ละวันสองครั้ง

ตารางที่ 8-3 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอด Triflo (สถานที่ทดลอง: คลินิก
กายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์)

วันที่	อาสาสมัคร	ปัญหาที่พบ	สาเหตุ	แก้ปัญหา
17/8/2560	002-60-01 ถึง 002-60-12			
19/8/2560	002-60-01 ถึง 002-60-12			
21/8/2560	002-60-01 ถึง 002-60-12			
23/8/2560	002-60-01 ถึง 002-60-12	ไม่สามารถรับ response ที่ใช้ ยืนยันความสำเร็จ ของการส่งข้อมูลได้ จึงทำให้เกิดการส่ง ข้อมูลซ้ำ	อินเทอร์เน็ตภายในมี ปัญหา	ส่งข้อมูลซ้ำและเพิ่ม เวลาที่ใช้ในการรอ response จาก ฐานข้อมูล
25/8/2560	002-60-01 ถึง 002-60-12			
28/8/2560	002-60-01 ถึง 002-60-12			

ตารางที่ 8-4 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอด Triflo (สถานที่ทดลอง: คลินิก
กายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์)

วันที่	จำนวนการทดลอง	ส่งข้อมูลสำเร็จ	%ส่งข้อมูลสำเร็จ	หมายเหตุ
17/8/2560	180	180	100	
19/8/2560	180	180	100	
21/8/2560	180	180	100	
23/8/2560	182	182	100	จำนวนครั้งของการส่งข้อมูลมากกว่าปกติ เนื่องจาก package delay ทำให้ค่า week day set time ที่ได้รับไม่ใช่ค่าล่าสุด และเกิดการส่งข้อมูลซ้ำจากการที่อุปกรณ์ ไม่ได้รับ response ที่ใช้ยืนยันความสำเร็จ ของการส่งข้อมูล
25/8/2560	180	180	100	
28/8/2560	180	180	100	
รวม	1082	1082	100	

หมายเหตุ การทำกายภาพบำบัดของอาสาสมัครแต่ละคน จะทำทั้งหมด คนละ 6 วัน วันละ 3 เซต เซตละ 5 ครั้ง

ช่วงเวลา : 17.00 เป็นต้นไป

จากการตรวจสอบข้อมูลและวิเคราะห์ปัญหาพบว่าความไม่เสถียรของระบบอินเทอร์เน็ตส่งผลให้เกิดการรับส่งข้อมูลที่ช้าช้อนได้สองรูปแบบคือ 1. การส่งข้อมูลช้าที่เกิดขึ้นจากอุปกรณ์ไม่ได้รับข้อความยืนยันความสำเร็จในการส่งข้อมูลจาก server ทำให้อุปกรณ์จำเป็นต้องส่งข้อมูลชุดเดิมไปยัง server จนได้รับข้อความยืนยันความสำเร็จในการส่งข้อมูล 2. การส่งข้อมูลซึ่งมีตัวเลขที่บอกถึง สัปดาห์ วัน เช็ตและครั้งซ้ำกันกับครั้งล่าสุดไปยัง server ด้วยผลการทำกายภาพบำบัดที่มีค่าแตกต่างไปจากเดิม ซึ่งเกิดจากความล่าช้าในการอัปเดตค่า configuration ทำให้อุปกรณ์ไม่ได้รับค่า configuration ที่ถูกต้องสำหรับระบุ สัปดาห์ วัน เช็ต ครั้งของการทำกายภาพบำบัด

ตารางที่ 8-5 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ฝึกลายใจ BreatheMAX (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์)

วันที่	อาสาสมัคร	ปัญหาที่พบ	สาเหตุ	แก้ปัญหา
17/8/2560	003-00-001 ถึง 003-00-012	1. แอปพลิเคชันไม่หยุดนับเวลา 2. ขณะบริหารแถบนับเวลาไม่เพิ่มขึ้น 3. Set No. เริ่มที่ 2 ในทุกอาสาสมัคร ทำให้การนับ Day No. ในการทำเซตที่ 3 ผิดพลาดแต่ยังคงรันไปตามค่า Set No.	1. ตั้งค่า Threshold ต่ำเกินค่าแรงดันปกติของน้ำในอุปกรณ์	1. ตั้งค่า Threshold ใหม่อีกครั้ง 2. ปิดแอปพลิเคชันและเข้าใช้งานใหม่อีกครั้ง
19/8/2560	003-00-001 ถึง 003-00-012	1. Set No. เริ่มที่ 3 ในทุกอาสาสมัคร ทำให้การนับ Day No. ผิดพลาด		
21/8/2560	003-00-001 ถึง 003-00-012	-		
23/8/2560	003-00-001 ถึง 003-00-012	1. Set No. เริ่มที่ 2 ในทุกอาสาสมัคร ทำให้การนับ Day No. ผิดพลาดแต่ยังคงรันไปตามค่า Set No.		
25/8/2560	003-00-001 ถึง 003-00-012	1. Set No. เริ่มที่ 3 ในทุกอาสาสมัคร 2. การนับ Day No. ผิดพลาดมีการนับแบบกระโดด จาก 7 เป็น 61 3. อาสาสมัคร ID 003-00-01 ไม่สามารถล็อกอินเข้าระบบได้	3. ข้อมูลของอาสาสมัคร หายไปจากระบบ	3. ลบข้อมูลของอาสาสมัครเดิม แล้วสร้าง ID ใหม่ให้อาสาสมัคร
28/8/2560	003-00-001 ถึง 003-00-012	1. Set No. เริ่มที่ 3 ในทุกอาสาสมัคร 2. การนับ Day No. ผิดพลาดมีการนับแบบกระโดด เป็น 63		

ตารางที่ 8-6 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX (สถานที่ทดลอง: คลินิกกายภาพบำบัด
โรงพยาบาลสงขลานครินทร์)

วันที่	จำนวนการทดลอง	ส่งข้อมูลสำเร็จ	%ส่งข้อมูลสำเร็จ	หมายเหตุ
17/8/2560	36	36	100	
19/8/2560	38	38	100	อาสาสมัคร ID 003-00-005 บริหารเกินมา 2 เซต
21/8/2560	36	36	100	
23/8/2560	37	37	100	
25/8/2560	36	36	100	มีการส่งข้อมูลซ้ำจำนวน 1 เซต (3 ครั้ง) เนื่องจากผู้ใช้งานเข้าใจผิดว่าระบบยังไม่ส่ง ข้อมูลไปจึงทำการส่งข้อมูลไปอีกครั้ง
28/8/2560	36	36	100	
รวม	219	219	100	

หมายเหตุ การทำกายภาพบำบัดของอาสาสมัครแต่ละคน จะทำทั้งหมด คนละ 6 วัน วันละ 3 เซต เซตละ 3 ครั้ง (Threshold 111, Time holding 2s) ช่วงเวลา : 17.00 เป็นต้นไป

ตารางที่ 8-5 แสดงปัญหาที่พบในการส่งข้อมูลของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX ณ คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 สาเหตุหลักคือ (1) ปัญญาอันเนื่องมาจากตัวผู้ใช้งาน อาทิการตั้งค่า Threshold ต่ำเกินกว่าระดับแรงดันในสภาวะปกติ (ไม่มีการเป่าหรือดูดอุปกรณ์) ส่งผลให้แอฟลิเคชันทำการนับเวลาอยู่ตลอดเวลาแม้ว่าไม่มีการใช้อุปกรณ์อยู่ ณ ขณะนั้น ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยการเข้าไปตั้งค่าค่า Threshold ให้มีค่ามากกว่าแรงดันน้ำในอุปกรณ์ใหม่อีกครั้งผ่านเว็บเซอร์เวอร์ (2) ปัญญาอันเนื่องมาจากการทำงานของแอฟลิเคชัน ซึ่งมีผลมาจากอัลกอริทึมในการนับเวลาผิดพลาดมีการเริ่มนับ Set No. ผิดพลาดกล่าวคือระบบมักเริ่มนับ Set No. จาก 2 แทนที่การนับ 1 ส่งผลให้มีการนับ Day No. ผิดพลาดเป็นลำดับถัดมา นอกจากนี้ยังพบการนับ Day No. แบบก้าวกระโดดในบางครั้ง และ (3) ปัญญาอันเนื่องมาจากระบบเซอร์เวอร์ ซึ่งพบว่าข้อมูลการบริหารของผู้ป่วย ID 003-00-01 หายไปจากระบบทำให้ต้องสร้าง ID ใหม่และบริหารซ้ำอีกครั้ง

ตารางที่ 8-6 แสดงผลการทดสอบใช้งานอุปกรณ์ติดตามผลการฟื้นฟูปอดและกล้ามเนื้อหายใจด้วยอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX ในกลุ่มอาสาสมัครจากคลินิกกายภาพบำบัดของโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ โดยใช้งานระบบอินเทอร์เน็ตแบบไร้สายบนเครือข่ายสัญญาณมือถือ AIS เป็นตัวกลางในการส่งผ่านข้อมูลพบว่าระบบอินเทอร์เน็ตสามารถส่งข้อมูลไปยังเซอร์เวอร์ ศูนย์กลางได้ทุกครั้ง และข้อมูลถูกต้องสอดคล้องกับที่แสดงไว้ในแอฟลิเคชัน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์และตัวเซอร์เวอร์มีความเสถียร

ตารางที่ 8-7 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารข้อเข้าไอโซโทนิกด้วยถุงทราย (สถานที่ทดลอง: หาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่)

วันที่	อาสาสมัคร	ปัญหาที่พบ	สาเหตุ	แก้ปัญหา
4/8/2017	004-60-15	EMG มีสัญญาณรบกวน	ต่อ adapter จ่ายไฟ ให้กับ Notebook*	**
11/8/2017	004-60-11	lost Internet connection	ฝนตกหนัก	reconnect internet
11/8/2017	004-60-04	lost Internet connection	ฝนตกหนัก	reconnect internet
11/8/2017	004-60-04	lost Internet connection	ฝนตกหนัก	reconnect internet
11/8/2017	004-60-09	myRIO cannot Internet	adapter จ่ายไฟไม่พอ myRIO board	ต่อ battery สำรอง

หมายเหตุ *เริ่มทดลอง ไอโซโทนิกเพื่อบันทึกข้อมูล Notebook นั้นใช้ไฟเลี้ยงจาก battery

** เสียบ adapter Notebook ขณะเตรียมตัว และ ถอด adapter Notebook ออกเมื่อบันทึกข้อมูล

ตารางที่ 8-8 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารข้อเข้าไอโซโทนิกด้วยถุงทราย (สถานที่ทดลอง:หาดใหญ่ชีวาสุข)

วันที่	จำนวนการทดลอง	ส่งข้อมูลสำเร็จ	%ส่งข้อมูลสำเร็จ	หมายเหตุ
4/8/2017	16	16	100.00	
11/8/2017	24	20	83.33	อุปกรณ์บริหารไม่สามารถเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต และไม่สามารถส่งข้อมูลการบริหารไปยัง server เก็บข้อมูลได้
รวม	40	36	90.00	

ตารางที่ 8-7 แสดงปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล การทดลองใช้งานอุปกรณ์บริหารข้อเข้าแบบถุงทราย กับอาสาสมัครที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่ พบว่ามีปัญหาหลักๆ 2 ปัญหา คือ

- ปัญหาสัญญาณรบกวนสัญญาณ EMG ที่วัดจากอาสาสมัคร ซึ่งเกิดจากการใช้งาน adapter ของโน้ตบุคในการชาร์จ battery ทำให้สัญญาณ EMG ที่วัดได้มีความผิดพลาดและส่งผลต่อการวิเคราะห์ผลการทำกายของอาสาสมัคร เช่น เมื่อนำสัญญาณ EMG ไปคำนวณเป็นค่า MAV หรือ RMS จะทำให้ค่าที่ได้ส่วนใหญ่เป็นผลมาจากสัญญาณรบกวนและจะทำให้การประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อผิดพลาด เป็นต้น ดังนั้นปัญหานี้สามารถแก้ไขได้โดยการใช้ไฟจาก battery ของโน้ตบุค โดยไม่ใช้งาน adapter ขณะใช้งานอุปกรณ์บริหาร ซึ่งหมายความว่าต้องชาร์จ battery ของโน้ตบุคก่อนที่จะนำไปใช้งาน

- ปัญหาการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตของอุปกรณ์บริหาร ซึ่งเกิดจาก 2 สาเหตุ คือ อุปกรณ์ปล่อยสัญญาณ WiFi (ระบบ 3G ใส่ซิมการ์ด) ไม่สามารถเชื่อมต่อกับ server เก็บข้อมูลได้ เนื่องจากวันที่ทำการทดลองมีฝนตก

หนัก ทำให้สัญญาณ 3G มีความแรงของสัญญาณลดลง สาเหตุที่สอง อุปกรณ์บริหารไม่สามารถเชื่อมต่อกับ อุปกรณ์ปล่อยสัญญาณ WiFi ได้ เนื่องจาก adapter จ่ายไฟของอุปกรณ์บริหารไม่สามารถจ่ายไฟได้เพียงพอ และทำให้โมดูล WiFi ของอุปกรณ์บริหารไม่สามารถใช้งานได้ จึงแก้ปัญหาโดยการเปลี่ยนจาก adapter เป็น battery แทน

จากปัญหาข้างต้นทำให้ส่งผลต่อการส่งข้อมูลไปยัง server เก็บข้อมูล ดังแสดงในตารางที่ 8-8 โดยในวันแรกของการทดลอง (4/8/2017) สามารถส่งข้อมูลการทำงานของอาสาสมัครได้ 100 % เนื่องจากสัญญาณรบกวนจาก adapter ของโน้ตบุคไม่ส่งผลกระทบต่อการทำงานอินเทอร์เน็ตของอุปกรณ์บริหาร แต่สำหรับการทดลองวันที่สอง (11/8/2017) จะเห็นได้ว่าการส่งข้อมูลไปยัง server เก็บข้อมูลสำเร็จ 83.33 % เนื่องจากมีปัญหาการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตของอุปกรณ์บริหาร ทำให้ข้อมูลการทำงานของอาสาสมัครไม่สามารถส่งไปยัง server เก็บข้อมูลได้

ตารางที่ 8-9 ปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารชื่อเข้า NK-Table (สถานที่ทดลอง: คณะวิศวกรรมศาสตร์)

วันที่	อาสาสมัคร	ปัญหาที่พบ	สาเหตุ	แก้ปัญหา
10/9/2017	005-00-01	lost Internet connection	อุปกรณ์ปล่อย wifi (Coe Rehab) หลุดบ่อย	บันทึก data ไว้ก่อน
12/9/2017	005-00-01 ถึง 005-00-20	-	-	-

* ใช้ตัวปล่อย wifi จาก ซิม card (ส่วนตัว) แทนการใช้ wifi จาก Coe Rehab (ใช้ร่วมกันหลายคน)

ตารางที่ 8-10 อัตราความสำเร็จในการส่งข้อมูล อุปกรณ์บริหารชื่อเข้า NK-Table (สถานที่ทดลอง: ห้องปฏิบัติการ คณะวิศวกรรมศาสตร์)

วันที่	จำนวนการทดลอง	ส่งข้อมูลสำเร็จ	%ส่งข้อมูลสำเร็จ	หมายเหตุ
10/9/2017	1	0	0.00	ระบบอินเทอร์เน็ตไม่มีความเสถียร
12/9/2017	20	20	100.00	-
รวม	21	20	95.24	

ตารางที่ 8-9 แสดงปัญหาที่พบในการส่งข้อมูล การทดลองใช้งานทดลองอุปกรณ์บริหารชื่อเข้า NK-Table กับอาสาสมัครที่ห้องปฏิบัติการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ พบว่ามีปัญหา คือ ปัญหาอุปกรณ์ปล่อยสัญญาณ WiFi (Coe Rehab) หลุดบ่อย ซึ่งเกิดจากการแชร์การใช้งานอินเทอร์เน็ตร่วมกับคนอื่น ดังนั้นทำให้การเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตไม่มีความเสถียร แต่ได้ทดลองใช้อุปกรณ์บริหารชื่อเข้า NK-Table กับอาสาสมัครที่นัดไว้ โดยเก็บข้อมูลการบริหารชื่อเข้าไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ก่อน แล้วจึงค่อยส่งข้อมูลการบริหารชื่อเข้าไว้ภายหลัง

การทดลองในวันที่ 12/9/2017 เลือกใช้อุปกรณ์ปล่อยสัญญาณ WiFi โดยใช้ WiFi จากระบบ 3G (ใส่ซิมการ์ด) เพื่อให้สามารถเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้อย่างต่อเนื่อง ลดการใช้งานอินเทอร์เน็ตร่วมกับคนอื่น จึงทำ

ให้สามารถส่งข้อมูลการบริหารของอาสาสมัครได้ 100 % ดังแสดงในตารางที่ 8-10 จึงทำให้ข้อมูลการบริหารของอาสาสมัครสามารถส่งไปยัง server เก็บข้อมูลได้ โดยภาพรวมเปอร์เซ็นต์การส่งข้อมูลทั้งสองวันพบว่า 95.24 % แสดงว่าอุปกรณ์บริหารข้อเช่า NK-Table สามารถทำงานส่งข้อมูลได้ดี ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความเสถียรของระบบอินเทอร์เน็ตที่ผู้วิจัยเลือกใช้หรือ ติดตั้งไว้ทำงานร่วมกับอุปกรณ์บริหารข้อเช่า NK-Table

จากการทดสอบเสถียรภาพของระบบในการใช้งานของอุปกรณ์และการเชื่อมต่อกับ Data server และ Database server นั้น **ดังแสดงในตารางที่ 8-11**

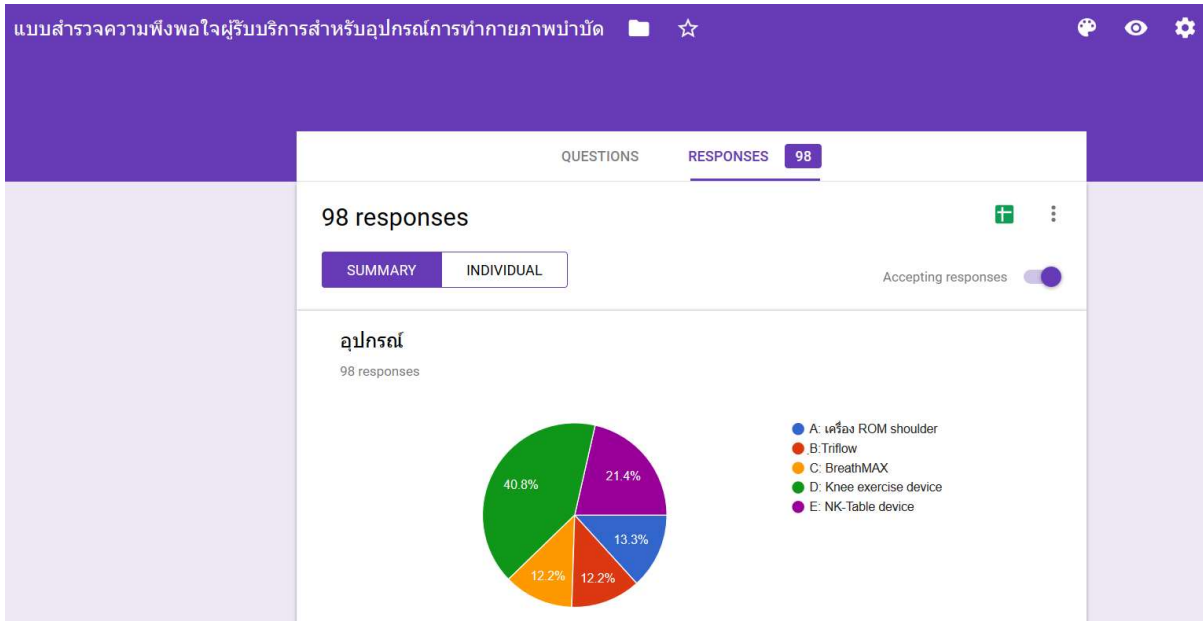
ตารางที่ 8-11 ปัญหาที่พบในการรับส่งข้อมูลของอุปกรณ์กับระบบเก็บข้อมูลและฐานข้อมูล

วันที่	สถานที่ทดลอง	ปัญหาที่พบ	แก้ปัญหา	สาเหตุ
2/7/2017	ห้องปฏิบัติการ คณะวิศวกรรมศาสตร์	MySQL หยุดทำงาน	Start service ใหม่	ระบบเซิร์ฟเวอร์
17/8/2017	คลินิกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	เข้าหน้าเว็บไม่ได้ เรียกใช้งาน service ไม่ได้	Start service ใหม่	เครือข่ายมหาวิทยาลัยมีปัญหา
14/9/2017	หาดใหญ่ชีวาสุข	เข้าหน้าเว็บไม่ได้ เรียกใช้งาน service ไม่ได้	Start service ใหม่	ระบบเซิร์ฟเวอร์

พบว่าจากปัญหาที่เกิดขึ้นในเดือนกรกฎาคมและกันยายนนั้นมีสาเหตุเหมือนกัน คือเราไม่ได้มีการปรับแต่งระบบเซิร์ฟเวอร์ให้ทำงานได้อย่างเต็มประสิทธิภาพสำหรับรองรับงาน production หรือโหลดจริง ทำให้เกิดปัญหาขึ้นเมื่อมีการส่งข้อมูลจำนวนมากเข้ามาที่เซิร์ฟเวอร์ ซึ่งเราควรต้องหาผู้เชี่ยวชาญทางด้านระบบเซิร์ฟเวอร์มาทำการวิเคราะห์ระบบและปรับแต่งให้มีประสิทธิภาพเหมาะสมกับงานจริงมากกว่านี้ และสำหรับปัญหาที่เกิดขึ้นในเดือนสิงหาคมนั้น เกิดจากบางครั้งทางศูนย์คอมพิวเตอร์ของมหาวิทยาลัยมีการเปลี่ยนแปลงระบบฮาร์ดแวร์ของเครือข่าย ทำให้มีผลกระทบต่อระบบเครือข่ายของคณะฯ ซึ่งอาจจะต้องหาทางออกในเรื่องระบบสำรองของระบบเซิร์ฟเวอร์มาช่วยในการแก้ปัญหา

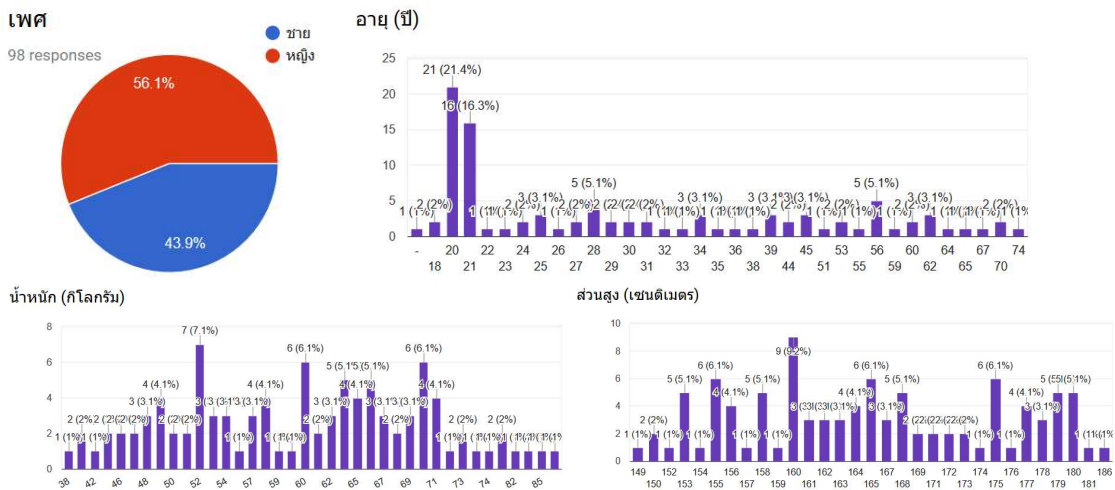
8.4 ผลความพึงพอใจของผู้ใช้งาน

ส่วนแบบสอบถามความพึงพอใจของอาสาสมัครผู้ให้บริการจำนวน 98 คน สำหรับอุปกรณ์การถ่ายภาพบำบัดทั้งหมด 5 อุปกรณ์ ดังรูปที่ 8-23

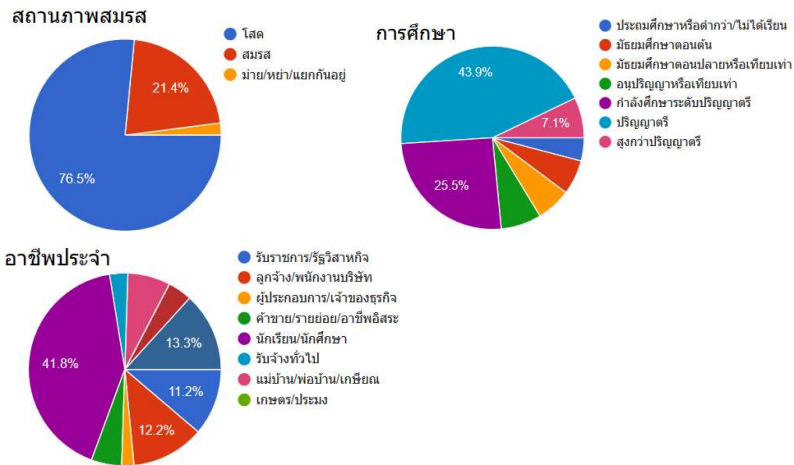


รูปที่ 8-23 แบบสอบถามความพึงพอใจของอาสาสมัครผู้ใช้บริการจำนวน 98 คน

ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัคร จากแบบสอบถามพบว่า เป็นหญิงมากกว่าชาย ดังรูปที่ 8-24 ส่วนใหญ่มีอายุประมาณ 20-21 ปี น้ำหนักเฉลี่ยประมาณ 60 กิโลกรัม และส่วนสูงเฉลี่ยประมาณ 165 เซนติเมตร สถานภาพโสด เป็นนักศึกษาที่ศึกษาในระดับปริญญาตรี ดังรูปที่ 8-25 อาศัยอยู่ในอำเภอหาดใหญ่ร้อยละ 72 จังหวัดสงขลาร้อยละ 80



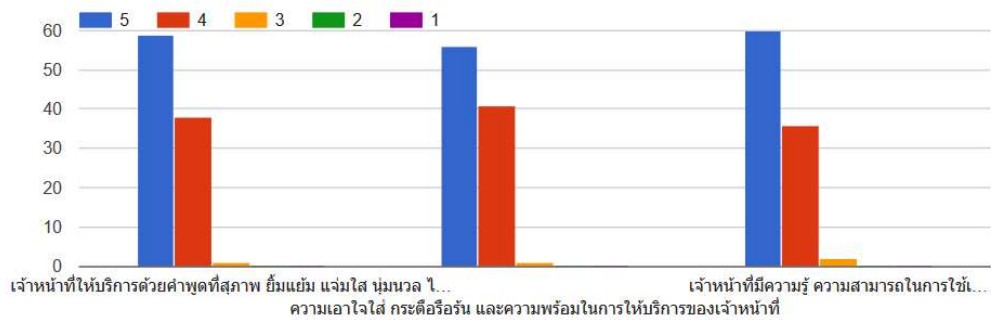
รูปที่ 8-24 ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัครผู้ใช้บริการจำนวน 98 คน



รูปที่ 8-25 ข้อมูลสถานภาพสมรส การศึกษา และอาชีพ ของอาสาสมัครผู้ให้บริการจำนวน 98 คน

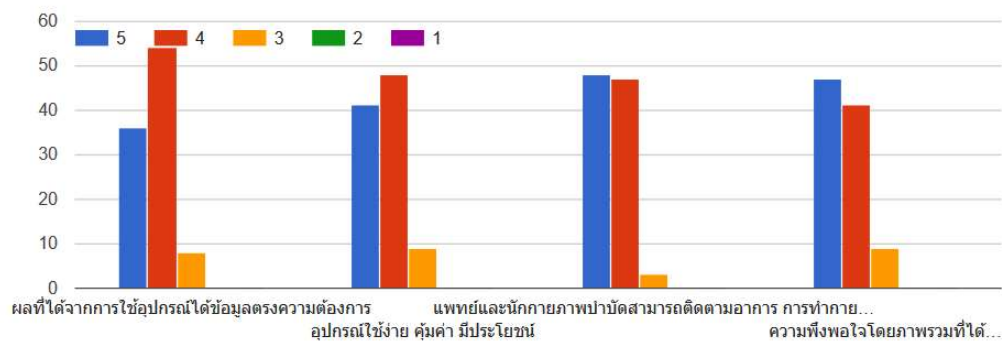
ตอนที่ 2 ความพึงพอใจต่อการใช้อุปกรณ์

ด้านเจ้าหน้าที่/บุคลากร (5 = พอใจ, 4 = ค่อนข้างพอใจ, 3 = เฉยๆ, 2 = ไม่ค่อยพอใจ, 1 = ไม่พอใจ)



รูปที่ 8-26 ความพึงพอใจต่อเจ้าหน้าที่/บุคลากร

ด้านผลการฝึกด้วยอุปกรณ์ (5 = พอใจ, 4 = ค่อนข้างพอใจ, 3 = เฉยๆ, 2 = ไม่ค่อยพอใจ, 1 = ไม่พอใจ)



รูปที่ 8-27 ความพึงพอใจด้านผลการฝึกด้วยอุปกรณ์

จากผลการสำรวจความพึงพอใจต่อการใช้อุปกรณ์รูปที่ 8-26 และ 8-27 พบว่าเฉลี่ยอยู่ในเกณฑ์ดีมาก เมื่อสอบถามให้แสดงความคิดเห็นและข้อเสนอแนะอิสระในการใช้เครื่องมือการบันทึกการทำกายภาพบำบัด สรุปลงเป็นรายอุปกรณ์ได้ดังนี้

สำหรับเครื่อง A: เครื่อง ROM shoulder

- บางที่ค่าที่โปรแกรมวัดได้ไม่ตรงกับความเป็นจริงทำให้ข้อมูลเกิดความคลาดเคลื่อนอยู่บ่อยๆ
- องศาของ ROM ยังไม่ค่อยเสถียรเท่าไร ค่อยๆทำให้เสถียรมากกว่านี้
- อยากให้พัฒนาต่อยอดความเร็วในการประมวลผลให้สูงกว่านี้ หากจะนำงานวิจัยนี้ไปต่อยอดไปแข่งพาณิชย์
- กล้องในการประมวลผลควรเร็วกว่านี้
- อุปกรณ์ยังมีความคลาดเคลื่อน ไม่แม่นยำ และจับการเคลื่อนไหวยังไม่ค่อยได้
- การวัดองศาของขายังไม่ตรงความเป็นจริงคลาดเคลื่อนเล็กน้อย
- เพิ่มความรวดเร็วในการประมวลผลมีระบบป้องกัน compensatory movement
- เครื่องมักจะ delay มุมองศาไม่ค่อยแน่นอน

สำหรับเครื่อง B: Triflow

- รอเซตเครื่องเข้าไปนิดนึง
- ในการบันทึกข้อมูลต้องใช้ผู้คุมดูแลในการบันทึกผลอาจจะทำให้ลำบากในบางคนที่ต้องเดินทาง
- ID ของนักศึกษาบนเครื่องมือที่ใช้สลับกันอยากให้มีการติดชื่อร่วมกับติด ID อีกทางหนึ่งป้องกันการติดต่อของโรค
- บางครั้งระบบมีปัญหาถ้าสามารถเพิ่มความเสถียรและความรวดเร็วในการประมวลผลของระบบได้จะทำให้อุปกรณ์สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

สำหรับเครื่อง C: BreatheMAX

- อยากให้มีการใช้งานทั้งปีเลยคะ

สำหรับเครื่อง D: Knee exercise device (อุปกรณ์บริหารข้อเข่าไอโซโทนิคด้วยถ่วงทราย)

- ใช้อุปกรณ์ไม่เป็น ต้องมีการอบรมหรือสอนการใช้เครื่องมือ
- ยังไม่ค่อยเข้าใจการอ่านค่าผลลัพธ์ เนื่องจากเป็นภาษาอังกฤษ และ ต้องเรียนรู้วิธีใช้งานอุปกรณ์
- อุปกรณ์นี้ทำให้ทราบว่าการทำงานของกล้ามเนื้ออยู่ในระดับใด

- ใช้เครื่องมือไม่เป็น อยากจะต้องเดินทางมา รพ. เพื่อทำกายภาพบำบัด และ อยากให้ติดตั้งอุปกรณ์ที่ ศูนย์สุขภาพชุมชนใกล้บ้าน
- ควรติดตามผลการทำกายภาพบำบัดให้นานกว่านี้ ถึงจะเห็นผลความก้าวหน้า
- ต้องอธิบายการใช้งานเครื่องมือ และควรเก็บข้อมูลทุกอาทิตย์
- ควรอธิบายการใช้งานเครื่องให้เข้าใจ และแสดงผลขั้นตอนการทำงานสำหรับผู้สูงอายุ
- ใช้ระยะเวลาคอยการใช้อุปกรณ์นานนิดหน่อย และควรอธิบายขั้นตอนการใช้งานเพิ่มเติม เช่น การหา แอลกอฮอล์ เพื่ออะไร
- อธิบายขั้นตอนการทำงานยังไม่เข้าใจ และไม่เข้าใจการใช้เครื่องมือนี้ ทำให้คิดว่าไม่เหมาะการใช้งานที่บ้าน
- เหมาะกับคนที่เป็นอัมพฤกษ์ กล้ามเนื้ออ่อนแรง และควรมีคน consult ผลการทำกายภาพบำบัด เช่น ถ้าได้ค่า poor จากผลการทำกายภาพบำบัดแล้ว ควรออกกำลังกายอย่างไร
- สายไฟเยอะไปหน่อย ควรอธิบายกราฟให้เข้าใจมากกว่านี้
- คนอายุเยอะหน่อย อาจจะติดตั้งอุปกรณ์ด้วยตนเองไม่ได้ และ ทำให้เข้าใจผิดเรื่องอุปกรณ์ได้
- ยังไม่ค่อยเข้าใจข้อมูล และอยากให้มาทดลองอีกครั้งเพื่อดูผลระยะยาว
- อุปกรณ์น่าจะนำไปใช้งานได้แต่ผู้ใช้ต้องมีความรู้
- แก้อั้ควรปรับระดับตามความยาวของขาได้
- ไม่ค่อยเข้าใจการแปลผลการทำกายภาพบำบัด
- อยากให้มี ส่วนการตอบโต้แบบมีเสียงพูด เพื่อจะได้เข้าใจการทำงานอุปกรณ์และการแปลผลการทำกายภาพบำบัดมากยิ่งขึ้น
- อยากให้มีคนช่วยติดตั้งอุปกรณ์ และมีคำอธิบายการวิเคราะห์ผลให้ชัดเจน

สำหรับเครื่อง E: NK-Table device

- เครื่องมีขนาดใหญ่ ถ้าติดตั้งที่บ้าน มีความยุ่งยาก
- ควรปรับหน้าจอเป็นให้เป็นภาษาไทย และลดขนาดของอุปกรณ์ให้เล็กลง จะมีประโยชน์มากยิ่งขึ้น
- โปรแกรมควรมีเสียงพูด เพื่อแนะนำการออกกำลังกายว่า จังหวะนี้ ควรแกว่งขาไปข้างหน้า หรือข้างหลัง
- ควรปรับปรุงสายไฟต่ออุปกรณ์ยังไม่ค่อยเรียบร้อย
- มีแรงต้าน ออกกำลังกาย และควบคุมมุมของการเคลื่อนไหวได้ แต่ควรปรับปรุง แก้อั้ที่นั่นเนื่องจาก แข็งเกินไป

- เจ็บหน้าแข้งและข้อพับ เนื่องจากเกิดจากการเสียดสี ของอุปกรณ์กับผิวหนัง ดังนั้นควรมีแผ่นฟองน้ำ หรือส้นเท้ารองก่อนทำการบริหาร
- เครื่องมีขนาดใหญ่ น่าจะเหมาะกับ รพ.หรือ ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพใกล้บ้าน
- ถ้าใช้งานอุปกรณ์ต่อกับ โน้ตบุ๊ก ได้น่าจะสะดวกกว่าต่อกับ PC
- สามารถเพิ่มแรงต้านการออกกำลังกายได้ น่าจะเหมาะสมกับการวัด สมรรถภาพร่างกายของนักกีฬา
- อุปกรณ์ยังเก็บงานไม่เรียบร้อย สายไฟยังดูรก ควรหากล่องมาใส่ หรือ ครอบให้ดูน่าใช้งานมากขึ้น
- ใช้งานดี สามารถปรับแรงต้าน และความเร็วได้
- ต้องฝึกฝนและกะจังหวะการเคลื่อนไหวการใช้อุปกรณ์ หากลดขนาดเครื่อง และปรับปรุงมอเตอร์ น่าจะใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้น
- แม้ว่าอุปกรณ์จะดูมีขนาดใหญ่ แต่ก็สามารถทำงานได้ดี ปรับค่าแรง ความเร็ว ของการออกกำลังกาย ได้ และสามารถส่งข้อมูล ไปยังแพทย์ที่ดูแลได้
- ควรปรับปรุงอุปกรณ์ ให้ดูน่าใช้งาน
- ใช้งานดีมาก แต่ควรเพิ่มส่วนการ interactive เช่น เสียง ต่างๆ เนื่องจาก คนไข้มองไม่เห็นจอภาพ ขณะทำกายภาพบำบัด
- หากทำเป็นเกมส์ เช่น เกมส์ เตะฟุตบอล ร่วมกับการทำกายภาพหัวใจ จะทำให้เครื่องมือน่าใช้งานมากขึ้น
- ใช้งานได้ดี สามารถปรับความเร็วการเคลื่อนไหว และ แรงต้าน น่าจะเหมาะสำหรับคนที่ต้องการเพิ่มกล้ามเนื้อขา
- ใช้งานได้ดีหลากหลาย ทั้งกายภาพบำบัด เพิ่มกล้ามเนื้อขาของผู้ป่วยได้

บทที่ 9 สรุปผลการดำเนินการโครงการ

โครงการระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ได้ดำเนินการพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดขึ้นทั้งหมด 5 อุปกรณ์ แยกชนิดตามโครงการย่อยดังรายการตัวชี้วัดผลผลิตตารางที่ 9-1 โดยแต่ละอุปกรณ์จะถูกเชื่อมต่อเข้ากับระบบเครือข่ายและอินเทอร์เน็ต อุปกรณ์ทั้ง 5 อุปกรณ์ได้รับการทดสอบและวิเคราะห์ผล ได้ทดลองใช้อุปกรณ์กับอาสาสมัครสุขภาพดีเพื่อทดสอบความถูกต้องฟังก์ชันดังรายละเอียดในบทที่ 6 โปรแกรมประยุกต์สำหรับแต่ละอุปกรณ์ได้รับการพัฒนาให้เชื่อมต่อกับผู้ใช้และการทดสอบเบื้องต้นดังรายละเอียดในบทที่ 7 และได้ทดสอบเสถียรภาพของระบบ ณ สถานพยาบาลจริง 2 แห่ง ดังรายละเอียดในบทที่ 8

9.1 ผลลัพธ์ที่ดำเนินการได้

ผลลัพธ์ที่ได้จากโครงการแสดงดังตารางที่ 9-1

ตารางที่ 9-1 เปรียบเทียบตัวชี้วัดผลผลิตกับผลลัพธ์ที่ดำเนินการได้

ตัวชี้วัดผลผลิต	ผลลัพธ์ที่ดำเนินการได้
1) ยื่นขอสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร อย่างน้อย 1 เรื่อง	มี 3 เรื่อง ดังนี้ <ol style="list-style-type: none"> ระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด (ยื่นแล้ว) อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายที่เชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้ (ยื่นแล้ว) กระบวนการและระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (ยื่นแล้ว)
2) บทความในวารสารวิชาการ ระดับนานาชาติอย่างน้อย 5 เรื่อง	ได้บทความนานาชาติ ดังนี้ <ol style="list-style-type: none"> C. Lersviriyantakul, A. Booranawong, K. Sengchuai, P. Phukpattaranont, B. Wongkittisuksa, and N. Jindapetch, "Implementation of a Real-Time Automatic Onset Time Detection for Surface Electromyography Measurement Systems Using NI myRIO", Thermal Science, Vol. 20, Suppl. 2, pp. S591-S602, 2016. (ISI, Q3) N. Pornchalermpong, D. Buranapanichkit, and K. Thongnoo, "Mobile Network Selection Algorithm based on Max-Min Fairness for Dynamic Weights",

ตัวชี้วัดผลผลิต	ผลลัพธ์ที่ดำเนินการได้
	<p>ECTI-CON 2017, 27-30 June 2017. (Scopus, conference)</p> <p>3. A. Yuthong, K. Chetpattananondh, and R. Duangsoithong, “Lung Volume Monitoring Using Flow-Oriented Incentive Spirometer with Video Processing”, ECTI-CON 2017, 27-30 June 2017. (Scopus, conference)</p> <p>4. S. Rungruangbaiyok, K. Chetpattananondh, and R. Duangsoithong, “Probabilistic Static Foreground Elimination for Background Subtraction”, IET Computer Vision, (submitted)</p> <p>5. D. Buranapanichkit, K. Sengchuai, A. Yuthong, S. Rungruangbaiyok, N. Pornchalermpong, J. Jaruenpunyasak, K. Chetpattananondh, R. Duangsoithong, K. Thongpull, K. Thongnoo and N. Jindapetch, “A Patient Monitoring System for Heterogeneous IoT Rehabilitation Devices”, International Journal of Medical Informatics, (submitted)</p> <p>6. D. Buranapanichkit, N. Pornchalermpong, and K. Thongnoo, “Reliability of ECG Monitoring with Mobile Network Selection using Max-Min Fairness for Dynamic Weights”, International Journal of Medical Informatics, (submitted)</p>
<p>3) ต้นแบบระดับห้องปฏิบัติการจากระบบที่เสนอทั้ง 3 ระบบ</p>	<p>1. ระบบติดตามผลและประมวลผลภาพสำหรับช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด</p> <p>1.1) ระบบประมวลผลภาพสำหรับการวัดองศาของการเคลื่อนไหวข้อไหล่เพื่อใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่ติด</p> <p>1.2) ระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด</p>

ตัวชี้วัดผลผลิต	ผลลัพธ์ที่ดำเนินการได้
	<p>2. ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยออกกำลังกายของผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด</p> <p>2.1) ระบบติดตามและอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ</p> <p>2.2) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย</p> <p>2.3) ระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติก</p> <p>3. ระบบเครือข่ายและการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต</p> <p>3.1) ระบบตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร</p> <p>3.2) ระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร</p> <p>3.3) ระบบให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร</p>

9.2 การเผยแพร่และถ่ายทอดเทคโนโลยี

โครงการนี้ได้มีการนำระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารไปใช้จริงและมีการจัดนิทรรศการแสดงผลในงานต่าง ๆ ดังนี้

- ที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่ ได้มีการนำเสนอระบบแก่ผู้บริหารและเจ้าหน้าที่ตั้งบรรยากาศรูปที่ 9-1 และได้ทดลองใช้จริงกับอาสาสมัครตั้งบรรยากาศรูปที่ 9-2



รูปที่ 9-1 การนำเสนอระบบแก่ผู้บริหารและเจ้าหน้าที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่

- ที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่ได้ทดลองใช้จริงกับอาสาสมัครดั่งบรรยายภาครูปที่ 9-2



รูปที่ 9-2 การทดลองใช้ระบบที่ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข เทศบาลนครหาดใหญ่

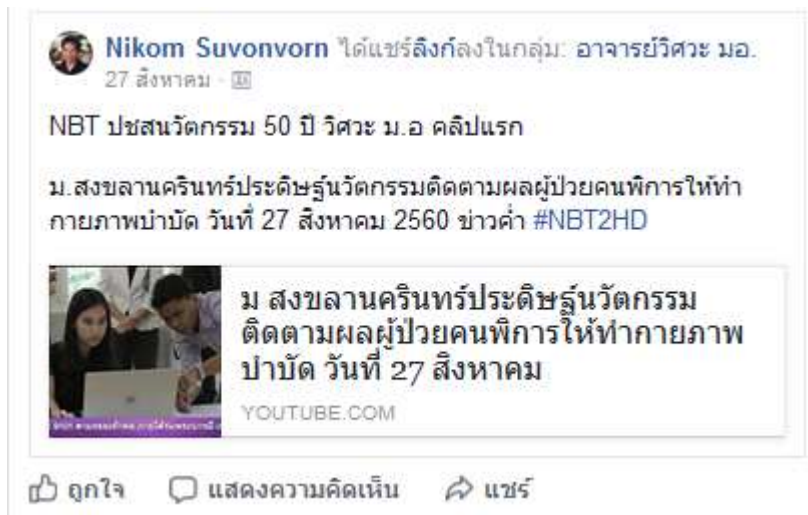
- ได้มีการจัดนิทรรศการแสดงผลงาน มอ. วิชาการ 2017 ณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ดังรูปที่



รูปที่ 9-3 บรรยากาศงาน มอ. วิชาการ 2017

- ได้รับการเผยแพร่ทางรายการข่าวค่ำ ช่อง NBT ดังรูปที่ 9-4

<https://www.youtube.com/watch?v=CE-3vp-so7s>



รูปที่ 9-4 การเผยแพร่ทางรายการข่าวค่ำ ช่อง NBT

- ได้รับเชิญให้แสดงในรายการพิราบคาบข่าว ช่อง BNT ดังรูปที่ 9-5



รูปที่ 9-5 การเผยแพร่ทางรายการพิราบคาบข่าว ช่อง NBT

- แสดงในงาน 50 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์ ม.อ. โดยมีท่าน ดังรูปที่ 9-6

50 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์ ม.อ. ท่าน ดร.สุวิทย์ เมษินทรีย์ รัฐมนตรีประจำ
สำนักนายกรัฐมนตรี เยี่ยมชมผลงานวิจัยเด่นของภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



รูปที่ 9-6 บรรยากาศงาน 50 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์ ม.อ.

- ได้รับเชิญให้แสดงในเปิดศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข ดังรูปที่ 9-7



รูปที่ 9-7 บรรยากาศงานเปิดศูนย์ส่งเสริมสุขภาพหาดใหญ่ชีวาสุข

9.3 การต่อยอดเชิงพาณิชย์

เพื่อให้งานวิจัยชิ้นนี้สามารถต่อยอดเชิงพาณิชย์ได้ จึงต้องมีการศึกษาและพัฒนาดังต่อไปนี้คือ

1. การทดสอบและทดลองอุปกรณ์ที่ได้จากงานวิจัยนี้เพื่อดำเนินการศึกษาวิจัยทางคลินิกซึ่งจะต้องดำเนินการวิจัยในคน นักวิจัยจะต้องตระหนักถึงการพิทักษ์สิทธิและสวัสดิภาพรวมถึงการป้องกันและดูแลจากเหตุการณ์อันไม่พึงประสงค์ที่อาจเกิดขึ้นได้จากการวิจัยแก่ผู้ยอมตนเข้ามาเป็นผู้เข้าร่วมการวิจัย

2. การทดสอบและยืนยันผลอย่างน้อยในระดับ ห้องปฏิบัติการ (Lab Scale) หรือในระดับต้นแบบ (Lab Prototype) และมีแนวโน้มที่สามารถขยายการผลิตในระดับที่สูงขึ้นได้ (Scale up)
3. การนำงานวิจัยไปสร้างชื่อด้วยการนำผลงานเข้าประกวดรางวัล และยังเป็นการประชาสัมพันธ์ให้กับองค์กร
4. การใช้ข้อมูลของสิทธิบัตรเพื่อการวิจัยต่อยอดหรือการนำวิจัยไปใช้ประโยชน์เชิงพาณิชย์ การจัดการทรัพย์สินทางปัญญา การจดสิทธิบัตรและการนำไปใช้ประโยชน์โดยที่มิวิจัยยังต้องการศึกษาข้อมูลจากการจดสิทธิบัตร และทรัพย์สินทางปัญญาประเภทอื่น ๆ เพื่อการวิจัยต่อยอด และยังต้องหาความรู้ความเข้าใจในเรื่อง มาตรฐานประเภทต่าง ๆ ในห่วงโซ่การผลิต
5. การวิเคราะห์ข้อมูลโอกาสทางการตลาดหรือศักยภาพทางธุรกิจของเทคโนโลยีทางกายภาพบำบัด หรือผลิตภัณฑ์ที่จะได้รับการงานวิจัยขึ้นนี้ การวิเคราะห์ผู้เกี่ยวข้องกับการใช้ประโยชน์จากงานวิจัย
6. การศึกษาพฤติกรรมผู้บริโภค ทศนคติ และความพึงพอใจของผู้ใช้ เพื่อใช้ในการวิจัยสายผลิตภัณฑ์ทางเทคโนโลยีทางกายภาพบำบัดที่เหมาะสมกับอายุของผู้ป่วย และระดับการป่วย นอกจากนี้ยังนำมาใช้การปรับปรุงและเข้าวงจรชีวิตของผลิตภัณฑ์นั้นด้วย
7. การวิจัยและศึกษาความเป็นไปได้ในทางธุรกิจของเทคโนโลยีทางกายภาพบำบัด และศึกษาโอกาสในการขยายไปสู่การหาแนวทางและโอกาสในสาขาธุรกิจด้านอื่น ๆ เพื่อเสริมจากธุรกิจหลักนี้

จากทั้งหมดที่กล่าวมาจึงเป็นแนวคิดที่ทางทีมิวิจัยมีความมุ่งมั่นอย่างมากที่จะพัฒนางานวิจัยนี้เพื่อให้เทคโนโลยีทางกายภาพบำบัดของประเทศไทยให้มีความสามารถในการแข่งขันในภูมิภาคอาเซียนได้ และยังสามารถสร้างและพัฒนานวัตกรรมเทคโนโลยีกายภาพบำบัดที่เป็นของประเทศไทยในเชิงพาณิชย์ของระดับภูมิภาคนี้ เพื่อหลุดจากกับดักรายได้ปานกลาง

บรรณานุกรม

- [1] E. Ivanova, J. Kruger and H. Schmidt, "Design and Concept of a Haptic Robotic Telerehabilitation System for Upper Limb Movement Training after Stroke," 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 666-671, 2015.
- [2] T. Tamura, M. Sekine, Z. Tang, M. Yoshida, Y. Takeuchi and M. Imai, "Preliminary Study of a New Home Healthcare Monitoring to Prevent the Recurrence of Stroke," Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC15), pp. 5489-5492, 2015.
- [3] M. J. Johnson, M. Trickey, E. Brauer and F. Xin, "TheraDrive: A New Stroke Therapy Concept for Home-based, Computer-Assisted Motivating Rehabilitation," Proceedings of 26th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 4844-47, 2004.
- [4] X. Feng, J.M Winters, "An Interactive Framework for Personalized Computer-Assisted Neurorehabilitation," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 11, no. 5, pp. 518-526, 2007.
- [5] D. J. Reinkensmeyer, G. T. Pang, J. A. Nessler, and C. C. Painter, "Web-based Telerehabilitation for the Upper Extremity after Stroke," IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, vol. 10, no. 2, pp. 102-108, 2002.
- [6] P. Weiss, M. Heldmann, A. Gabrecht, A. Schweikard, T. Münte and E. Maehle, "A Low Cost Tele-rehabilitation Device for Training of Wrist and Finger Functions After Stroke," In: Proceedings of the 8th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, pp. 422-425, 2014.
- [7] A. Chatzitofis, D. Monaghan, and P. Darad, "HeartHealth: A cardiovascular disease home-based rehabilitation system," In: The 5th International Conference on Current and Future Trends of Information and Communication Technologies in Healthcare, pp.340-347, 2015.
- [8] Starscientificfoundation.com, 'The Gait Analysis – out with the old and in with the new', 2011. [Online]. Available: <http://www.starscientificfoundation.com/the-moz-files/the-gait-analysis-%E2%80%93-out-with-the-old-and-in-with-the-new/>. [Accessed: 10- Nov- 2015].
- [9] S. J. Thomas, K. A. Swanik, C. Swanik, and K. C. Huxel, "Glenohumeral Rotation and Scapular Position Adaptations After a Single High School Female Sports Season," *Journal of Athletic Training*, vol. 44 , no. 3, pp. 230-237, March 2009.
- [10] สถาบันมะเร็งแห่งชาติ, คู่มือการใช้เครื่องมือวัดข้อไหล่ด้วยตนเอง, อนุสิทธิบัตรเลขที่ 8050, 2555.
- [11] P. Orfanos, E. Ellis and C. Johnston, "Effects of Deep Breathing Exercises and Ambulation on Pattern of Ventilation in Post-operative Patients", *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 45, pp. 173-182, 1999.
- [12] E. Cohen, A. Mier, P. Heywood, K. Murphy, J. Boulton, A. Guz, "Diaphragmatic Movement in Hemiplegic Patients Measured by Ultrasonography," *Thorax*, vol. 49, pp. 890-895, 1994.
- [13] C. Jones, P. Pongsuwan, W. Khrisanapant, and W. Bunsawat, "Cardiopulmonary Responses in the Elderly During Inspiratory Muscle Loading", *European Respiratory Journal*, vol.24. p.243s, 2004.

- [14] T. Laoakka, C. Jones, W. Khrisanapant, and W. Boonsawat, "Impact of Inspiratory Muscle Training on Lung Functional Capacity in the Elderly," Proceeding of the 10th anniversary conference, Faculty of Health Sciences, Naresuan university, Pitsanulok, pp. 9-10, August 7-11, 2006.
- [15] D. J. LaPlaca, D. R. Keskula, K. I. Heinrichs and D.H. Perrin, "Comparison of N-K Table Offset Angles with the Human Knee Flexor Torque Curve," *Journal of Athletic Training*, vol. 28, no.1, pp. 59 – 62, 1993.
- [16] Bluetooth, <http://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology> [Available online November, 2015].
- [17] Wi-Fi, http://www.webopedia.com/TERM/W/Wi_Fi.html [Available online August, 2015].
- [18] Zigbee, <http://www.digi.com/resources/standards-and-technologies/rfmodems/wireless-zigbee> [Available online September, 2015].
- [19] ระบบเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่, <http://www.lib.kmutt.ac.th/st4kid/nonFlash/index.jsp?id=53>, [Available online August, 2015].
- [20] 10 อันดับสุดยอดคุณลักษณะเด่นของ Windows Server 2003, <http://www.microsoft.com/thailand/windowsserver2003/prodinfo/Top10features.aspx> [Available online August, 2015].
- [21] Windows Server 2003. <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/dn689008.aspx> [Available online August, 2015].
- [22] บัณฑิต จามรภูติ, คำภีร์ Ubuntu Linux Server เล่ม 2, กรุงเทพฯ, Bandhit Press, 2553.
- [23] ภัทรระ เกียรติเสรี, สร้างอินเทอร์เน็ตเซิร์ฟเวอร์ด้วย Linux, กรุงเทพฯ, บริษัท ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด(มหาชน), 2542.
- [24] Embedded Server, <http://www.omega.com/pptst/EIT-W.html>, [Available online August, 2015].
- [25] OMEGA iServer EIS-PCB, <http://www.omega.com/das/pdf/eis-pcb.pdf> [Available online August, 2015].
- [26] WindowsEmbedded, <http://www.microsoft.com/windowseembedded/en-us/windows-embedded.aspx>. [Available online August, 2015].
- [27] AIRS-Android Remote Sensing, <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.air.s>. [Available online January, 2015].
- [28] Mango, <http://automation.serotoninsoftware.com/>. [Available online August, 2015].
- [29] Microsoft research Sensor Map, <http://research.microsoft.com/en-US/projects/-senseweb/default.aspx/> [Available online August, 2015].
- [30] การันย์ อินทะกุล และพงษ์อินทร์ รักอริยะธรรม, “การพัฒนาข้อมูลภูมิสารสนเทศของข้อมูลเครื่องตรวจวัดปริมาณน้ำฝนสำหรับการให้บริการผ่านเว็บเซอร์วิส,” วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาภูมิสารสนเทศ คณะสังคมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, 2554.
- [31] สุทธา หิรัญธนวัฒน์, ระบบบริหารแบบไอโซคิเนติกสำหรับการฟื้นฟูข้อเข่า [วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า], คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ 2556.
- [32] แพทย์หญิงชนนิษฐา ลิ้มสกุล, การศึกษาเปรียบเทียบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดเข่าหลังการออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติกด้วยโต๊ะ NK ตัดแปลงและ Con-Trex ไดนาโมมิเตอร์ [สารนิพนธ์ สาขาวิทยาศาสตร์การแพทย์คลินิก] คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2558.

ภาคผนวก ก สิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

1. ระบบประมวลผลภาพอุปกรณ์ Triflo สำหรับติดตามผลการทำกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟูปริมาตรปอด (ยื่นแล้ว)
2. อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยฉนวนที่เชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้ (ยื่นแล้ว)
3. กระบวนการและระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (ยื่นแล้ว)

รายละเอียดการประดิษฐ์

ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์

เครื่องมือติดตามผลการฟื้นฟูของการทำกายภาพบำบัดปอดด้วยระบบประมวลผลภาพดิจิทัล

ลักษณะและความมุ่งหมายของการประดิษฐ์

- 5 การประดิษฐ์นี้เป็นเครื่องมือที่ใช้ติดตามผลการฟื้นฟูปริมาตรปอดจากการใช้งานอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดชนิดอัตราการไหล(Flow-oriented incentive spirometer) โดยอาศัยการนำภาพวิดีโอการใช้งานอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดมาประมวลผลเพื่อตรวจวัดปริมาตรปอดของผู้ใช้งาน สิ่งประดิษฐ์นี้มีความสามารถในการวัดปริมาตรปอดโดยไม่ต้องเชื่อมหรือตัดแปลงอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอด ทำให้สะดวกต่อการนำไปใช้งานตามโรงพยาบาลหรือศูนย์อนามัย
- 10 วัตถุประสงค์หลักของระบบติดตามผลการฟื้นฟูปริมาตรปอดนี้ เพื่อใช้ในการวัดปริมาตรปอดของผู้ป่วยที่มีภาวะปอดแฟบหรือมีปริมาตรปอดลดต่ำลง นอกจากวัดปริมาตรปอดได้แล้วยังสามารถบันทึกผลเพื่อนำไปใช้ติดตามความก้าวหน้าในการฟื้นฟูปริมาตรปอดได้ ทำให้ผู้ป่วยสามารถทำกายภาพบำบัดจากที่ใดก็ได้ โดยระบบจะนำข้อมูลที่บันทึกได้รายงานไปยังแพทย์ผู้ดูแล ทำให้แพทย์สามารถทราบความก้าวหน้าของการฟื้นฟูได้โดยที่ผู้ป่วยไม่จำเป็นต้องเดินทางมาพบแพทย์ด้วยตนเอง
- 15 **สาขาวิทยาการที่เกี่ยวข้องกับการประดิษฐ์**
- วิศวกรรมในส่วนที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลภาพดิจิทัล โดยเฉพาะอย่างยิ่งเกี่ยวข้องกับตรวจจับและติดตามภาพวัตถุ

ภูมิหลังของศิลปะหรือวิทยาการที่เกี่ยวข้อง

- 20 การทำกายภาพบำบัดในผู้ป่วยนั้นมีความสำคัญต่อการรักษาและการฟื้นฟูสภาพร่างกายทำให้ผู้ป่วยสามารถฟื้นฟูสภาพร่างกายได้เร็วยิ่งขึ้น ซึ่งโดยทั่วไปแล้วการทำกายภาพบำบัดจำเป็นต้องกระทำติดต่อกันเป็นระยะเวลาหนึ่งตามโปรแกรมการรักษาที่แพทย์กำหนด ด้วยการบำบัดที่ต้องใช้ระยะเวลายาวนานนี้ทำให้แพทย์ต้องติดตามผลการฟื้นฟูร่างกายของผู้ป่วย เพื่อตรวจสอบผลการตอบสนองต่อการทำกายภาพบำบัดและปรับเปลี่ยนโปรแกรมการรักษาให้เหมาะสมกับสภาพปัจจุบัน ซึ่งการทำกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูปริมาตรปอดถือเป็นการกายภาพบำบัดประเภทหนึ่งที่ต้องอาศัยความหมั่น
- 25 เพียรในการฝึกและปฏิบัติเทคนิคต่างๆทางกายภาพบำบัด เพื่อฟื้นฟูปริมาตรปอดให้กลับมาเป็นปกติ

เช่น การฝึกหายใจ การฝึกไอ การออกกำลังกาย รวมทั้งการฝึกใช้อุปกรณ์เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอด

- เนื่องจากอุปกรณ์เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดสามารถใช้เป็นเครื่องมือในการประมาณปริมาตรปอดได้ จึงได้มีการศึกษาค้นคว้าวิธีการติดตามผลการฟื้นฟูปริมาตรปอดจากอุปกรณ์ดังกล่าว เช่น
- 5 สิทธิบัตร US 2013/0066225 A1 ใช้การวัดอัตราการไหลหรือปริมาตรจาก Measuring unit แล้วบันทึกผลที่ตรวจวัดได้โดย Data recorder และแสดงผลการวัดผ่านทางจอภาพ ซึ่งระบบถูกออกแบบมาให้สามารถปรับระดับของ flow และความถี่ในการฝึก พร้อมทั้งแจ้งเตือนเมื่อสามารถทำได้ตามกำหนด

คำอธิบายรูปเขียนโดยย่อ

- รูปที่ 1 แสดงตำแหน่งของการจัดวางเครื่องมือติดตามผลการฟื้นฟูของการทำ กายภาพบำบัด
- 10 ปอดด้วยระบบประมวลผลภาพดิจิทัล
- รูปที่ 2 แสดงขั้นตอนการประมวลผลภาพดิจิทัลของเครื่องมือดังกล่าว
- รูปที่ 3 แสดงค่าพิกัดความสูงจากการประมวลผลภาพดิจิทัลจากผู้ที่มีสุขภาพปอดแข็งแรง
- รูปที่ 4 แสดงค่าพิกัดความสูงจากการประมวลผลภาพดิจิทัลจากผู้ที่มีสุขภาพปอดไม่แข็งแรง

การเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

- 15 ตามรูปที่ 1 แสดงถึงเครื่องมือติดตามผลการฟื้นฟูของการทำกายภาพบำบัดปอดด้วยระบบประมวลผลภาพดิจิทัล อุปกรณ์หลักของเครื่องมือนี้ประกอบด้วย กล้องบันทึกภาพวิดีโอและคอมพิวเตอร์ โดยใช้กล้องบันทึกภาพวิดีโอจับภาพการใช้งานอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอด และประมวลผลภาพดิจิทัลด้วยคอมพิวเตอร์เพื่อกำหนดหาปริมาตรปอดจากการใช้งานอุปกรณ์ดังกล่าว พร้อมทั้งบันทึกผลที่วัดได้เพื่อใช้ในการติดตามอาการของผู้ป่วย
- 20 รูปที่ 2 แสดงขั้นตอนการประมวลผลภาพดิจิทัลของเครื่องมือซึ่งเริ่มด้วยการใช้หลักการตรวจจับภาพวัตถุทรงกลมเพื่อตรวจหาตำแหน่งของลูกบอลซึ่งบรรจุอยู่ในอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอด ทำให้รู้ถึงรัศมีและตำแหน่งค่าสุดของลูกบอลได้ จากนั้นจึงวางแผนในการตรวจสอบขนาดของทรงกลมก่อนการประมวลผลเพื่อติดตามภาพวัตถุเพื่อเพิ่มความแม่นยำและความเที่ยงตรงในการตรวจวัด

25

เมื่อทำการตรวจจับภาพวัตถุทรงกลมได้ตามขนาดที่กำหนดแล้วจึงใช้วิธีการติดตามภาพวัตถุ เพื่อให้ระบบสามารถทราบตำแหน่งของลูกบอลที่เวลาต่างๆ ได้ การเคลื่อนที่ของลูกบอลเกิดจากการที่ผู้ใช้สูดเอาอากาศเข้าไปยังปอด ทำให้เกิดการไหลของอากาศในกระบอกของอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟู ปริมาตรปอด เมื่อผู้ใช้สูดอากาศด้วยอัตราที่มากพอ จะส่งผลให้ลูกบอลลอยตัวสูงขึ้นได้ การใช้เทคนิคการติดตามภาพวัตถุจะทำให้ระบบสามารถทราบตำแหน่งและเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของลูกบอลตลอดระยะเวลาการใช้งานอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอดได้ จากนั้นจึงกำหนดเงื่อนไขในการตรวจสอบการหยุดนิ่งของลูกบอล หากลูกบอลไม่มีการเคลื่อนที่เกินกว่าระยะเวลาที่กำหนด ระบบจะหยุดติดตามการเคลื่อนที่ไหวของวัตถุแล้วจึงทำการคำนวณหาปริมาตรปอดจากผลการติดตามดังกล่าว

รูปที่ 3 แสดงแผนภาพความสัมพันธ์ระหว่างความสูงและลำดับของภาพจากการติดตามภาพวัตถุจากลูกบอลแต่ละลูก ซึ่งสามารถนำมาใช้คำนวณหาปริมาตรปอดของผู้ป่วยได้จากการหาพื้นที่ใต้กราฟของแผนภาพความสัมพันธ์ดังกล่าวโดยนำค่าของเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของลูกบอลเข้ามาช่วยในการคำนวณ นอกจากนี้ การที่ระบบสามารถตรวจวัดเวลาระหว่างการเคลื่อนที่ของลูกบอลจากตำแหน่งหนึ่งไปยังอีกตำแหน่งหนึ่งได้ ทำให้สามารถสร้างเกณฑ์ของระดับการฝึกฝนได้ คือเกณฑ์ของระดับความสูง เกณฑ์ของจำนวนลูกบอล และเกณฑ์ของเวลา ซึ่งผู้ป่วยจะต้องสูดอากาศด้วยอัตราที่มากพอที่จะทำให้ลูกบอลลอยตัวอยู่เหนือระดับความสูงที่กำหนดเช่นเส้นขวางที่มีค่า 150 พิกเซล ดังแสดงในรูปที่ 3 ผู้ป่วยต้องออกแรงสูดอากาศให้คงที่และต่อเนื่อง เพื่อให้ลูกบอลลอยตัวคงที่ให้ได้ตามเวลาที่กำหนดด้วยจำนวนลูกบอลตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ หากผู้ป่วยสามารถฝึกฝนได้ตามเกณฑ์ดังกล่าว ระบบจะมีการแจ้งเตือนในรูปแบบของสัญญาณเสียงและข้อความ

ระดับการฝึกฝนสามารถปรับเพิ่มหรือลดได้ในภายหลัง เพื่อความเหมาะสมตามโปรแกรมการรักษา คือ เมื่อผู้ป่วยสามารถฝึกฝนจนผ่านเกณฑ์ระดับความยากนั้นๆ ได้แล้ว แพทย์สามารถเพิ่มระดับความยากของการฝึกฝน ซึ่งจะทำให้ผู้ป่วยนั้นต้องออกแรงสูดอากาศเพื่อให้ได้อัตราการไหลและปริมาตรที่มากขึ้น ถือเป็นภาระกระตุ้นผู้ป่วยและช่วยสร้างเป้าหมายในการฝึกฝนตามความก้าวหน้าของการฟื้นฟู ปริมาตรปอด โดยที่พิกัดจากการติดตามภาพวัตถุ เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ ปริมาตรปอดและระดับความยากของการฝึกฝนนั้นจะถูกบันทึกไว้เพื่อเป็นข้อมูลที่ใช้สำหรับติดตามผลการฟื้นฟูของปริมาตรปอดของผู้ป่วยแต่ละราย

รูปที่ 4 แสดงแผนภาพความสัมพันธ์ระหว่างความสูงและลำดับของภาพจากการติดตามภาพวัตถุ ซึ่งสามารถบ่งบอกได้ถึงความไม่สมบูรณ์ของปอด สามารถสังเกตได้จากการที่ผู้ป่วยไม่สามารถคง

ค่าระดับความสูงไว้ที่ตำแหน่งสูงสุดให้ต่อเนื่องได้ หรือสังเกตได้จากความชันขาขึ้นของกราฟที่มีค่าน้อยกว่าปกตินั้นแสดงถึงสภาพการฟื้นฟูที่ยังไม่สมบูรณ์ ซึ่งข้อมูลเหล่านี้สามารถนำไปใช้เพื่อติดตามผลการฟื้นฟู ประเมินอาการหรือภาวะแทรกซ้อนได้

วิธีการในการประดิษฐ์ที่ดีที่สุด

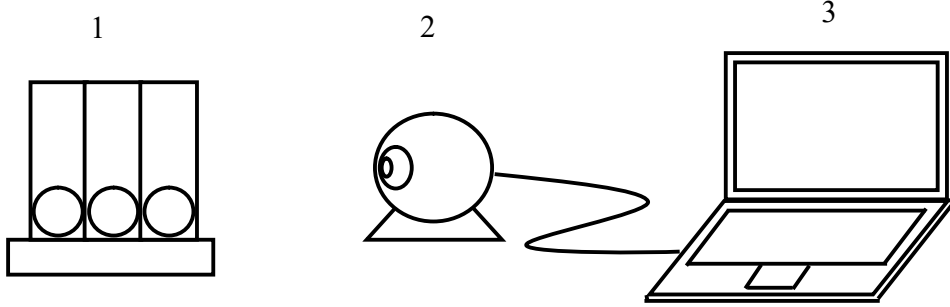
- 5 เหมือนกับที่บรรยายมาแล้วในหัวข้อการเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

บทสรุปสิ่งประดิษฐ์

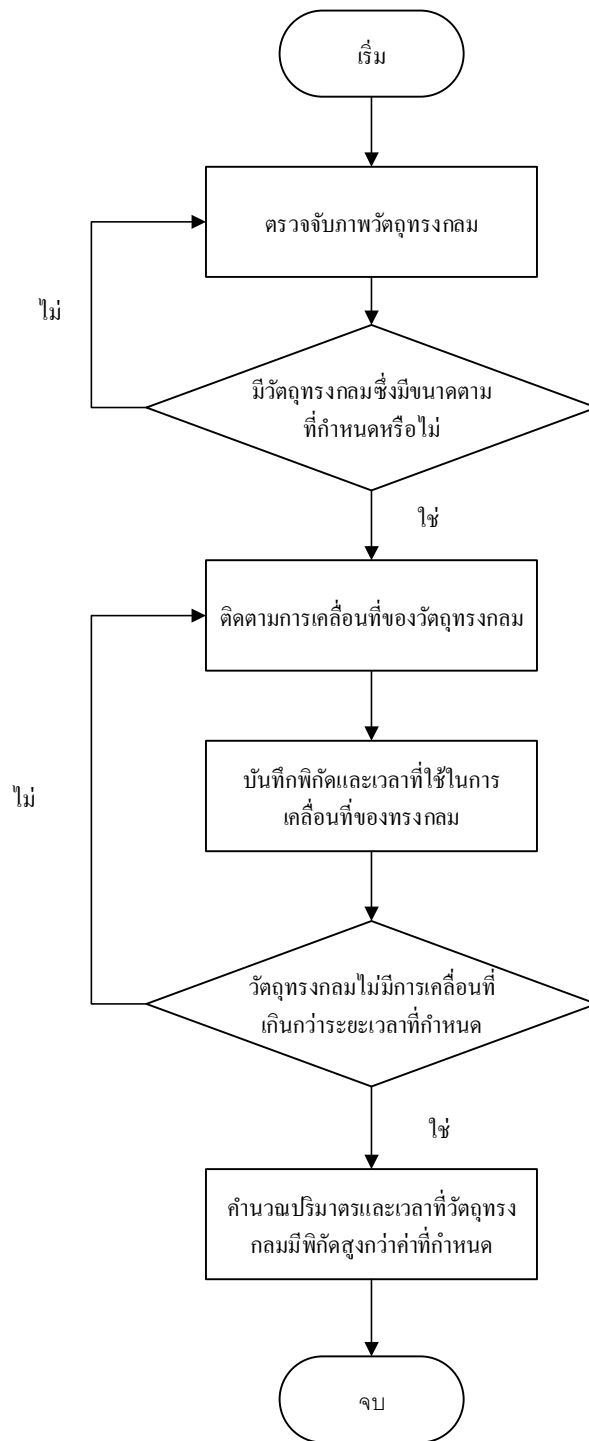
- การประดิษฐ์นี้ใช้สำหรับติดตามผลการฟื้นฟูของการทำกายภาพบำบัดปอดซึ่งประกอบด้วยกล้องบันทึกภาพวิดีโอและคอมพิวเตอร์ โดยใช้หลักการของการประมวลผลภาพดิจิทัลเพื่อตรวจจับและติดตามการเคลื่อนที่ของวัตถุทรงกลมภายในอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาณปอดชนิดอัตราการไหล
- 5 (Flow-oriented incentive spirometer) ผลจากการติดตามภาพวัตถุทรงกลมทำให้ทราบพิกัดของทรงกลม ณ เวลาต่างๆและสามารถนำมาใช้ในการคำนวณปริมาณปอดได้

ข้อถ้อยสิทธิ

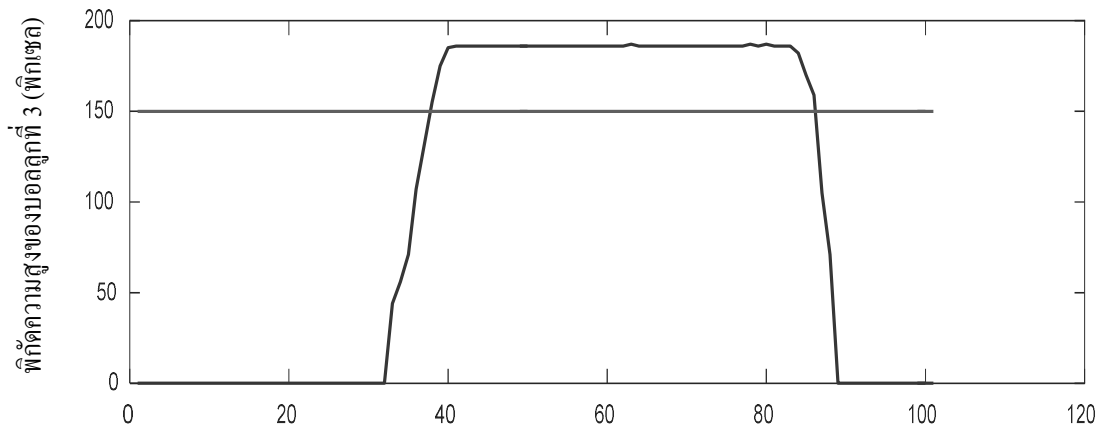
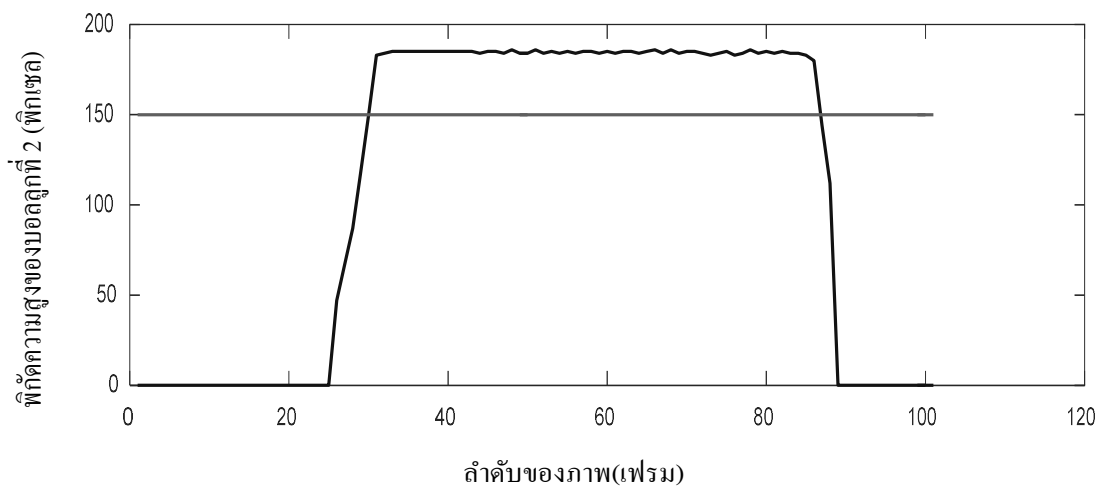
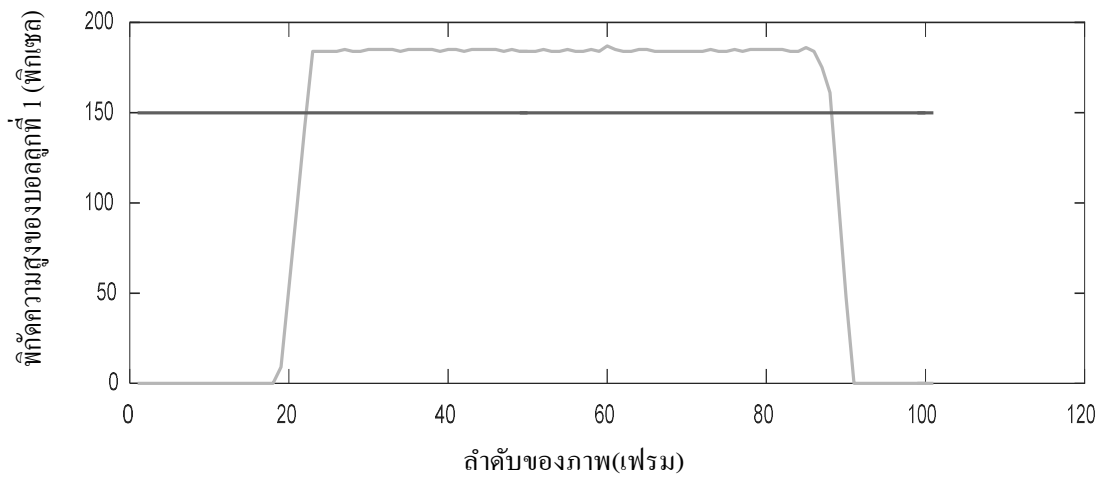
1. การประดิษฐ์นี้เป็นเป็นเครื่องมือที่ใช้ติดตามผลการฟื้นฟูของการทำกายภาพบำบัดปอดด้วยระบบประมวลผลภาพดิจิทัลโดยมีลักษณะเฉพาะคือประกอบด้วย 1) กล้องบันทึกภาพวิดีโอซึ่งใช้สำหรับจับภาพการใช้งานอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาณปอดชนิดอัตราการไหล (Flow-oriented incentive spirometer) โดยวางตำแหน่งของกล้องบันทึกวิดีโอและอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาณปอดให้อยู่ในแนวระดับเดียวกัน พร้อมทั้งเว้นระยะห่างเพื่อให้วิดีโอที่บันทึกได้นั้นสามารถจับภาพได้ครอบคลุมตำแหน่งต่ำสุดและตำแหน่งสูงสุดที่ลูกบอลสามารถเคลื่อนที่ไปได้ และส่งภาพการใช้งานไปประมวลผลยังอุปกรณ์ชิ้นที่ 2) คือเครื่องคอมพิวเตอร์ซึ่งถูกใช้เป็นตัวประมวลผลภาพ บันทึกข้อมูล และแสดงผลติดตามผลการฟื้นฟูปริมาณปอด
- 10 2. การประดิษฐ์ตามข้อถ้อยสิทธิ 1 มีลักษณะเฉพาะคือทำการตรวจจับภาพวัตถุทรงกลมจากอุปกรณ์กระตุ้นการฟื้นฟูปริมาณปอดแล้วจึงติดตามการเคลื่อนที่ของวัตถุเหล่านี้เพื่อบันทึกความสูงและเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของลูกบอลที่ตำแหน่งต่างๆ เพื่อนำผลที่ได้มาใช้สำหรับการคำนวณปริมาณปอด และสร้างแผนภาพที่บ่งบอกถึงความต่อเนื่องของการหายใจเข้าหรือสภาพการฟื้นฟูของปอด
- 15 3. ลักษณะเฉพาะของการประดิษฐ์ตามข้อถ้อยสิทธิข้อ 1 คือ สามารถกำหนดระดับความยากง่ายของการฝึกฝนได้ ตามเกณฑ์ของระดับความสูงและเกณฑ์ของเวลา โดยแพทย์หรือผู้ดูแลสามารถปรับเปลี่ยนระดับของการฝึกฝนได้ในภายหลังตามความเหมาะสมต่อสภาพการฟื้นฟูของผู้ป่วย



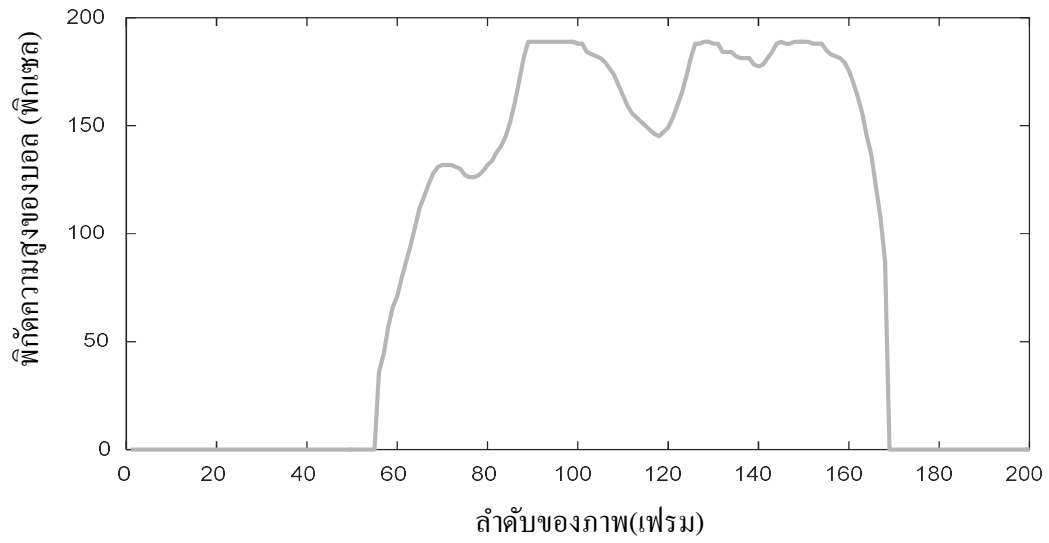
รูปที่ 1



รูปที่ 2



รูปที่ 3



รูปที่ 4



ที่ ศธ 0521.1.20/1490

อุทยานวิทยาศาสตร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
ต.คองหส์ อ.หาดใหญ่
จ.สงขลา 90110

17 ตุลาคม 2560

เรื่อง เสนออัตราค่าบริการ

เรียน หัวหน้าเจ้าหน้าที่พัสดุ

สิ่งที่ส่งมาด้วย 1. ประกาศอุทยานวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
เรื่อง คุณสมบัติและอัตราค่าธรรมเนียมการบริการด้านทรัพย์สินทางปัญญา สำหรับ
บุคคลภายนอก

ใบเสนอราคา

ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา อุทยานวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ขอขอบพระคุณ
อย่างสูงที่ท่านได้ให้ความไว้วางใจในการเลือกใช้บริการงานทรัพย์สินทางปัญญา จึงขอเสนออัตราค่าบริการการ
ยื่นคำขอรับอนุสิทธิบัตรของร.ด.ร. ณัฐฐา จินดาเพ็ชร โดยมีรายละเอียดดังนี้

ลำดับ	รายการ	จำนวนเงิน(บาท)
1	การยื่นคำขออนุสิทธิบัตร จำนวน 1 คำขอ ประกอบด้วย - การจัดเตรียมคำขอ/เอกสารต่างๆ และการยื่นคำขอ เรื่อง อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายที่เชื่อมต่อ อินเทอร์เน็ตได้	14,000
	รวม	

หมายเหตุ: กรณีมีค่าใช้จ่ายอื่นๆเพิ่มเติมนอกเหนือจากที่ตกลงกันไว้ท่านจะต้องรับผิดชอบและชำระค่าใช้จ่ายเพิ่มเติมเอง

จึงเรียนมาเพื่อโปรดพิจารณา และขอให้ท่านได้กรุณาลงนามยืนยันและตอบรับกลับมายัง
ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญาฯ ที่หมายเลขโทรสาร 074-289339 หรือส่งไฟล์ตอบรับทางอีเมลล์
jittiyut.y@gmail.com ภายใน 30 วัน หรือหากต้องการข้อมูลเพิ่มเติมขอให้ติดต่อประสานงานที่ นายจิตติ
ยุทธ เยี่ยมยกกุล หัวหน้าศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา

ขอแสดงความนับถือ

(นายจิตติยุทธ เยี่ยมยกกุล)

หัวหน้าศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา

รักษาการแทน ผู้อำนวยการอุทยานวิทยาศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา

อุทยานวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชั้น ๑๒ อาคารศูนย์ทรัพยากรการเรียนรู้ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ตำบลคองหส์ อำเภอหาดใหญ่

จังหวัดสงขลา ๙๐๑๑๐ โทรศัพท์ ๐-๗๕๒๘-๕๓๒๑ โทรสาร ๐-๗๕๒๘-๕๓๓๕

แบบ กทปส. ME-003

การตอบรับของผู้รับบริการ

ข้าพเจ้าขอยืนยันการขอใช้บริการงานทรัพย์สินทางปัญญาตามรายละเอียดที่ระบุไว้ข้างต้นโดยยินดีจะชำระ
ค่าใช้จ่ายตามรายละเอียดดังกล่าวข้างต้นทุกประการ

รับทราบและยืนยัน

(..........)

ตำแหน่ง.....นันนภาภิรมย์.....

วันที่.....6 พ.ย. 60.....

รายละเอียดการประดิษฐ์

ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์

อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยอุทราศาสตร์ที่เชื่อมต่อกับอินเทอร์เน็ตได้

สาขาวิทยาการที่เกี่ยวข้องกับการประดิษฐ์

- 5 สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และวิศวกรรมฟื้นฟู ที่เกี่ยวข้องกับการช่วยฝึกกายภาพบำบัด การวัดและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การเชื่อมต่อเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

ภูมิหลังของศิลปะหรือวิทยาการที่เกี่ยวข้อง

- จากรายงานสถานการณ์ผู้สูงอายุไทย พ.ศ. 2557 โดยมูลนิธิสถาบันวิจัยและพัฒนาผู้สูงอายุไทย รายงานว่าผู้สูงอายุเป็นโรคข้อเข่าเสื่อมจำนวนมาก และจากสถิติผู้ป่วยโรคกระดูกและข้อในคนไทย พ.ศ. 10 2553 พบว่ามีผู้ป่วยโรคนี้มากกว่า 6 ล้านคน โดยข้อที่เสื่อมมากที่สุด คือ ข้อเข่า การรักษาด้วยวิธีการบริหารข้อเข่าที่ถูกวิธีถือเป็นสิ่งสำคัญที่ใช้ในการดูแลรักษา ปัญหาหลักที่เป็นอุปสรรคในการรักษาทางกายภาพบำบัดที่มีประสิทธิภาพคือผู้ใช้งานขาดการมีส่วนร่วมอย่างต่อเนื่องและสม่ำเสมอเนื่องจากการฝึกไม่ได้ตามเป้าหมายตามที่แพทย์กำหนด อีกทั้งขาดการสร้างแรงจูงใจกระตุ้นการฝึก ไม่สามารถติดตามและควบคุมโปรแกรมการฟื้นฟูสมรรถภาพเมื่อผู้ใช้งานออกจากโรงพยาบาล รวมทั้งความไม่สะดวกใน 15 ด้านต่าง ๆ เช่น การเดินทาง จำนวนเครื่องมือและแพทย์ที่ไม่เพียงพอ เป็นต้น ดังนั้นการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเหลือในการบริหารข้อเข่าที่สามารถวัดผลและติดตามได้ โดยที่ไม่ต้องเดินทางมาทำกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาลทุกครั้ง ทำให้แพทย์หรือผู้ดูแลสามารถติดตามการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้ใช้งานท่านนั้นได้อย่างมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

ปัจจุบันมีการประดิษฐ์อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าหลากหลายชนิด ได้แก่

- 20 สิทธิบัตร US 9,474,675 B2 และ US 2014/0088466 A1 ได้ประดิษฐ์อุปกรณ์บริหารข้อเข่า มีลักษณะเป็นแผ่นวางราบกับพื้น ผู้บริหารนอนราบกับพื้น ยึดเท้าในลักษณะชี้ขึ้นไว้กับผนังที่เคลื่อนที่ไปมาบนรางได้ มียางยืดรัดที่ปลายทั้งสองของราง เมื่อผู้บริการเหยียดเข่าจะทำให้เกิดแรงต้าน เพื่อให้มีการบริหารกล้ามเนื้อ

- 25 สิทธิบัตร US 2007/0149368 A1 และ WO 2007/062416 A2 ได้ประดิษฐ์อุปกรณ์บริหารข้อเข่า มีลักษณะเป็นวัสดุพันที่ปลายเท้า และมียางยืดสองเส้นยึดติดอยู่สองข้าง ผู้บริหารนอนราบกับพื้น ใช้มือทั้งสองจับยางยืดข้างละเส้น จากนั้นก็เหยียด-งอเข่าเพื่อทำการบริหาร

สิทธิบัตร US 2014/0094721 A1 ได้ประดิษฐ์อุปกรณ์บริหารข้อเข่ามีลักษณะเป็นแผ่นวางราบกับพื้น ผู้บริหารนอนราบกับพื้น ยึดเท้าไว้กับผนังที่เคลื่อนที่ไปมาบนรางได้ มีการใช้มอเตอร์ในการควบคุมแรงต้านที่ปรับค่าได้ นอกจากนี้ยังสามารถควบคุมความเร็วและมุมการเคลื่อนไหวได้

สิทธิบัตร US 2017/0128775 A1 ได้ประดิษฐ์อุปกรณ์บริหารข้อเท้า มีลักษณะเป็นแผ่นกระดานวางราบ มีรางตรงกลาง ผู้บริหารสามารถนั่งหรือนอนราบกับพื้นขณะใช้งานได้ โดยวางเท้าราบบนแผ่นรองที่เคลื่อนที่ไปมาบนรางได้

5 สิทธิบัตรอุปกรณ์บริหารข้อเท้าที่กล่าวมาข้างต้น มีขายในท้องตลาดและราคาไม่แพง แต่ยังไม่มีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและวัดมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า นอกจากนี้มีเครื่องออกกำลังกายเพื่อบริหารข้อเท้า CON-TREX® รองรับการออกกำลังกายแบบ ไอโซคินติก ไอโซเมตริก และ ไอโซโทนิคพร้อมสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งมีราคาสูงมาก ไม่สามารถพกพาได้ และยังไม่มีการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต

ลักษณะและความมุ่งหมายของการประดิษฐ์

10 การประดิษฐ์นี้เป็นการพัฒนาเครื่องมือเพื่อช่วยในการบริหารฟื้นฟูข้อเท้าของผู้ใช้งาน ประกอบด้วย (1) กล้องควบคุม ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอุปกรณ์บริหารข้อเท้า ทำการอ่านค่าจากตัววัดมุมการเคลื่อนไหว อ่านค่าและขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ประมวลผลการบริหารและเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ต (2) ตัววัดมุมการเคลื่อนไหว (3) ถูงทรายมาร์ดที่ข้อเท้าเพื่อเป็นแรงต้านขณะออกกำลังกาย และ (4) อิเล็กโทรด การประดิษฐ์นี้ถูกจำแนกเป็นการออกกำลังกายแบบ ไอโซโทนิค เป็นการ
15 ออกกำลังด้านแรงต้านซึ่งคงที่ตลอดพิสัยของการเคลื่อนไหว (Range of Motion) ให้ผู้ใช้งานค่อย ๆ เหยียด-งอเข้าด้วยความเร็วตามความสามารถของตนเอง โดยจะให้ผู้ใช้งานทำการเพิ่มน้ำหนักถูงทรายเข้าไปเรื่อย ๆ เมื่อกำลังกล้ามเนื้อของผู้ใช้งานแข็งแรงขึ้น

ความมุ่งหมายของการประดิษฐ์นี้คือ เพื่อช่วยในการบริหารฟื้นฟูข้อเท้าของผู้ใช้งาน และสามารถช่วยให้ผู้ใช้งานรู้ผลของการบริหารได้ทันที บันทึกข้อมูลได้ และอุปกรณ์สามารถเชื่อมต่อกับเครือข่าย
20 อินเทอร์เน็ต ผู้ดูแลหรือแพทย์สามารถติดตามและให้คำแนะนำการบริหารเพื่อการฟื้นฟูข้อเท้าที่ต้องการ อุปกรณ์มีความปลอดภัย ใช้งานง่ายและผู้ใช้งานสามารถออกกำลังกายได้โดยลำพัง

คำอธิบายรูปเขียนโดยย่อ

- รูปที่ 1 แสดงอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิคด้วยถูงทรายที่มีตัววัดมุม ตัววัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และส่งข้อมูลไปยังระบบอินเทอร์เน็ต
- 25 รูปที่ 2 แสดงหน้าปัดกล้องควบคุมการทำงานและสายเชื่อมต่อของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเท้าแบบไอโซโทนิคด้วยถูงทราย
- รูปที่ 3 แสดงหน้าต่างแสดงส่วนการป้อนข้อมูลผู้ใช้งาน
- รูปที่ 4 แสดงหน้าต่างแสดงส่วนการบริหารข้อเท้าของผู้ใช้งาน
- รูปที่ 5 แสดงหน้าต่างแสดงส่วนผลประเมินการบริหารข้อเท้าของผู้ใช้งานและการส่งข้อมูลไปยัง
30 ระบบอินเทอร์เน็ต

รูปที่ 6 แสดงความหมายผลประเมินการบริหารข้อเข้าของผู้ใช้งาน

การเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

ตามรูปที่ 1 แสดงอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายที่มีตัววัดมุม ตัววัด
5 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และส่งข้อมูลไปยังระบบอินเทอร์เน็ต ประกอบด้วย

- กล้องควบคุม (1) ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอุปกรณ์กายภาพบังคับข้อเข้า รับข้อมูลการ
ตั้งค่าจากผู้ใช้งานและแสดงผล ทำการอ่านค่าจากตัววัดมุมการเคลื่อนไหว อ่านค่าและขยาย
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากนั้นทำการประมวลผลการบริหารข้อเข้า และเชื่อมต่อกับ
เครือข่ายอินเทอร์เน็ต
- 10 - ตัววัดมุมการเคลื่อนไหว (2)
- ถุงทรายมาร์คที่ข้อเท้า (3) เพื่อเป็นแรงต้านขณะบริหารข้อเข้า โดยผู้ใช้งานออกแรงยกด้วย
ความเร็วที่สามารถทำได้ตลอดพิสัยของการเคลื่อนไหว (Range of Motion; ROM) จากองศา
ต่ำสุดถึงองศาสูงสุด และผู้ใช้งานสามารถเพิ่มน้ำหนักถุงทรายเข้าไปเรื่อย ๆ เมื่อกล้ามเนื้อขา
แข็งแรงขึ้น
- 15 - อิเล็กโทรด (4) เป็นตัวตรวจจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ใช้อย่างน้อย 3 ชั้น โดยติดบริเวณมัด
กล้ามเนื้อที่ต้องการวัดและจุดอ้างอิงตามแสดงในรูปที่ 1

ตามรูปที่ 2 แสดงหน้าปัดกล้องควบคุมการทำงานและสายเชื่อมต่อของอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้า
แบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย ประกอบด้วย

- 20 - ไฟแสดงสถานะการเปิดเครื่อง (Power)
- ไฟแสดงสถานะการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต
- ไฟแสดงสถานะการไม่เชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต
- สายเชื่อมต่อกับตัววัดมุมการเคลื่อนไหว
- สายเชื่อมต่อกับอิเล็กโทรด

ในการใช้งานอุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย ให้ติดตั้งตัววัดองศาข้อเข้า
25 และถุงทรายที่ข้อเท้าของผู้ใช้งาน และติดอิเล็กโทรดวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มัดกล้ามเนื้อบริเวณขา
จากนั้นเปิดเครื่องและรอจนกว่าไฟแสดงสถานะเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตติด เปิดโปรแกรมสำหรับแสดงผล
ของอุปกรณ์ ป้อนรหัสผู้ใช้งานแล้วนำเข้าโปรแกรมการบริหารที่ผู้ดูแลกำหนดไว้ แล้วทำการบริหาร

ตามรูปที่ 3 แสดงหน้าต่างแสดงส่วนการป้อนข้อมูลผู้ใช้งาน (User Information) เช่น เลข
ประจำตัว (User ID) ชื่อ (First name) นามสกุล (Last name) อายุ (Age) เพศ (Sex) และน้ำหนักถุงทราย

(Load) ซึ่งข้อมูลเหล่านี้จะมาจากการป้อนโดยตรง และรองรับการดาวน์โหลดจากฐานข้อมูลผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ตหากมีการพัฒนาระบบติดตามขึ้น

การทำงานเริ่มจากการกรอกข้อมูลและรายละเอียดต่างๆ ของผู้ใช้งานให้ครบถ้วน ซึ่งประกอบด้วย รหัส ชื่อ-นามสกุล เพศ อายุ อีเมล เบอร์โทรศัพท์ จากนั้นผู้ดูแลทำการกำหนดค่าต่างๆ

5 สำหรับการออกกำลังกาย ได้แก่ สัปดาห์ (Week) วันต่อสัปดาห์ (Day/Week) จำนวนเซตต่อวัน (Set/Day) จำนวนครั้งต่อเซต (Time/Set) ค่าสัมบูรณ์เฉลี่ย (Mean Absolute Value; MAV) ค่ารากกำลังสองเฉลี่ย (Root Mean Square; RMS) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว (ROM) ของข้อ

เข้าที่ผู้ใช้งานต้องทำให้ได้

ตามรูปที่ 4 แสดงหน้าต่างแสดงส่วนการควบคุมและผลขณะบริหารข้อเข้าของผู้ใช้งาน ใน

10 หน้าต่างแสดงส่วนการบริหารข้อเข้านี้ให้กดเริ่มเมื่อผู้ใช้งานพร้อม ไฟแสดงสถานะนับจำนวนครั้ง (Time count) ก็จะติดขึ้นโดยจำนวนครั้งก็จะเพิ่มไปเรื่อยๆ จนครบตามที่กำหนดไว้ นอกจากนี้ในการบริหารแต่ละครั้งจะต้องรอให้ไฟแสดงสถานะนับจำนวนครั้งติดขึ้นก่อน ในระหว่างการบริหารหากผู้ใช้งานไม่สามารถทำครบจำนวนครั้งตามที่กำหนดในเซตนั้นๆ หรือไม่พร้อมที่จะทำต่อไปได้ ก็สามารถกดปุ่มหยุดได้ทันทีเพื่อยกเลิกการบริหารในเซตนั้น และสามารถเริ่มทำการบริหารใหม่ได้ในภายหลังเมื่อ

15 ผู้ใช้งานพร้อม

ตามรูปที่ 5 แสดงหน้าต่างแสดงส่วนผลประเมินการบริหารข้อเข้าของผู้ใช้งานและการส่งข้อมูลไปยังระบบอินเทอร์เน็ต เมื่อผู้ใช้งานทำการบริหารจนครบจำนวนครั้งที่กำหนดไว้ในเซตนั้นๆ หน้า

แสดงผลส่งข้อมูล (Upload data) ก็จะปรากฏขึ้นมา และถ้าอุปกรณ์พร้อมที่จะส่งข้อมูลไปยังระบบ

อินเทอร์เน็ต ไฟเขียวพร้อม (Data ready) ก็จะติดขึ้นมา โดยในหน้าแสดงผลดังกล่าวจะแสดงข้อมูลที่

20 ผู้ใช้งานทำการบริหารไปในแต่ละครั้งของเซตนั้นๆ กราฟขององศาข้อเข้าและสัญญาณกล้ามเนื้อ และผลการประเมิน (Evaluation) เมื่อตรวจสอบแล้วว่าข้อมูลครบถ้วน ก็สามารถกดปุ่มส่งข้อมูล (Upload) เพื่อส่งข้อมูลไปยังระบบฐานข้อมูล แต่ถ้าข้อมูลไม่ครบถ้วนหรือไม่ถูกต้องก็สามารถกดปุ่มยกเลิก (Cancel) และข้อมูลทั้งหมดก็จะถูกยกเลิกไป

ตามรูปที่ 6 แสดงความหมายผลประเมินการออกกำลังกายผู้ใช้งาน ประกอบด้วย

25 - กราฟรูปคางหมูแสดงค่าที่อ่านได้จากตัววัดมุมการเคลื่อนไหวของข้อเข้าดังนี้ องศาเริ่มต้น องศาสูงสุด เวลาก่อนเริ่มแต่ละครั้ง เวลาที่ใช้จากองศาเริ่มต้นถึงองศาสูงสุด เวลาที่เกร็งค้างที่ องศาสูงสุด และเวลาที่ใช้ในจากองศาสูงสุดถึงองศาเริ่มต้น

- ผลค่าเฉลี่ยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าสัมบูรณ์เฉลี่ย (MAV) และ ค่ารากกำลังสองเฉลี่ย (RMS) หากค่าทั้งสองสูงกว่าค่าที่ผู้ดูแลกำหนดแสดงว่าการบริหารทำได้ดี หากต่ำกว่าแสดง

30 ว่าผู้ใช้งานยังไม่ได้เกร็งกล้ามเนื้อ หรืออาจจะมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง

หน้าที่ 5 ของจำนวน 5 หน้า

- ค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว (ROM) ที่ผู้ใช้งานทำได้ บ่งบอกถึงความสามารถในการเหยียดและงอเข้าไต่องศาสูงสุดเท่าไร
- ผลประเมิน ดีและพอใช้ ซึ่งได้มาจากการนำค่าเฉลี่ยและค่าพิสัยของการเคลื่อนไหวที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับค่าที่ผู้ดูแลกำหนดไว้ หากผ่านทั้งหมดถือว่าดี หากผ่านบางค่าถือว่าพอใช้

5 หน้าต่างแสดงผลตามรูปที่ 3 ถึงรูปที่ 6 เป็นโปรแกรมที่ทำงานบนหน่วยประมวลผลในกล่องควบคุม หรืออาจจะแยกทำงานบนคอมพิวเตอร์ที่เชื่อมต่อไปยังกล่องควบคุมก็ได้ ทั้งนี้เพื่อให้กล่องควบคุมมีขนาดกระทัดรัด

10 วิธีการในการประดิษฐ์ที่ดีที่สุด

ดังที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อการเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

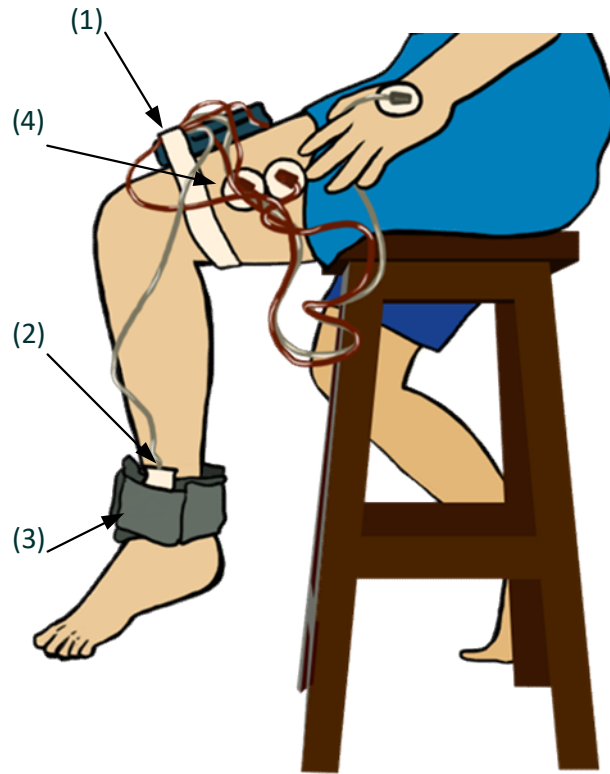
บทสรุปการประดิษฐ์

- การประดิษฐ์นี้เป็นการพัฒนาเครื่องมือเพื่อช่วยในการบริหารพื้นที่ฟุ้งของเข้าของผู้ใช้งาน ประกอบด้วย (1) กล้องควบคุม ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอุปกรณ์บริหารข้อเข้า ทำการอ่านค่าจากตัววัดมุมการเคลื่อนไหว อ่านค่าและขยายสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ประมวลผลการบริหาร
- 5 และเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ต (2) ตัววัดมุมการเคลื่อนไหว (3) ถุงทรายมาร์คที่ข้อเท้าเพื่อเป็นแรงต้านขณะออกกำลังกาย และ (4) อิเล็กโทรด การประดิษฐ์นี้ถูกจำแนกเป็นการออกกำลังกายแบบไอโซโทนิค เป็นการออกกำลังกายด้านแรงต้านซึ่งคงที่ตลอดพิสัยของการเคลื่อนไหว (Range of Motion; ROM) ให้ผู้ใช้งานค่อย ๆ เหยียด-งอเข้าด้วยความเร็วตามความสามารถของตนเอง โดยจะให้ผู้ใช้งานทำการเพิ่มน้ำหนักถุงทรายเข้าไปเรื่อย ๆ เมื่อกล้ามเนื้อขาแข็งแรงขึ้น
- 10 อุปกรณ์ได้รับการออกแบบให้รับค่ารายละเอียดต่างๆ ของผู้ใช้งาน และรับค่าการกำหนดการบริหารจากผู้ดูแลได้แก่ สัปดาห์ (Week) วันต่อสัปดาห์ (Day/Week) จำนวนเซตต่อวัน (Set/Day) จำนวนครั้งต่อเซต (Time/Set) ค่าสัมบูรณ์เฉลี่ย (Mean Absolute Value; MAV) ค่ารากกำลังสองเฉลี่ย (Root Mean Square; RMS) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว (ROM) ของข้อเข้าที่ผู้ใช้งานต้องทำให้ได้ ขณะทำการบริการ อุปกรณ์จะแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไปพร้อมกับการเคลื่อนไหวของเข้า เมื่อผู้ใช้งานทำการบริหารจนครบ
- 15 จำนวนครั้งที่กำหนดไว้ในเซต อุปกรณ์จะแสดงผลการคำนวณซึ่งประกอบด้วยค่าสัมบูรณ์เฉลี่ย ค่ารากกำลังสองเฉลี่ย ค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว และผลประเมินที่ทำได้แต่ละครั้ง จากนั้นก็สามารถส่งข้อมูลไปยังเครือข่ายอินเทอร์เน็ตได้ ในระหว่างการบริหาร หากผู้ใช้งานไม่สามารถทำครบจำนวนครั้งตามที่กำหนดในเซตนั้นๆ หรือไม่พร้อมที่จะทำต่อไปได้ ก็สามารถกดปุ่มหยุดได้ทันที
- 20 เพื่อยกเลิกการบริหารในเซตนั้น และสามารถเริ่มทำการบริหารใหม่ได้ในภายหลังเมื่อผู้ใช้งานพร้อม

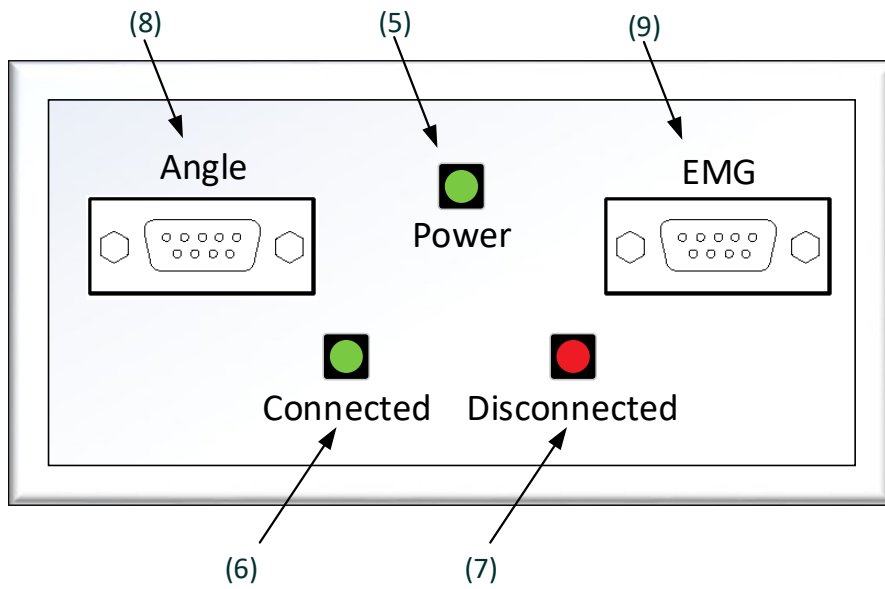
ข้อถ้อยสิทธิ

1. อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทรายที่เชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้ ประกอบด้วย 4 ส่วนหลักคือ กล้องควบคุม (1) ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอุปกรณ์บริหารข้อเข่า ทำการอ่านค่าจากตัววัดมุมการเคลื่อนไหว อ่านค่าและขยายสัญญาณไฟฟ้า
5 กล้ามเนื้อ ประมวลผลการบริหาร และเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ตัววัดมุมการเคลื่อนไหว (2) ทำหน้าที่วัดองศาในการเหยียดและงอเข่า ถุงทราย (3) มาร์คที่ข้อเท้าเพื่อเป็นแรงต้านขณะออกกำลังกาย และ อิเล็กโทรด (4) การประดิษฐ์นี้เป็นการออกกำลังกายแบบไอโซโทนิก เป็นการออกกำลังกายที่คงที่ตลอดพิสัยของการเคลื่อนไหว (Range of Motion; ROM) ให้ผู้ใช้งานค่อย ๆ เหยียด-งอเข่าด้วยความเร็วตามความสามารถของตนเอง โดยจะให้ผู้ใช้งานทำการเพิ่มน้ำหนักถุงทรายเข้าไปเรื่อย ๆ เมื่อกำลังขา
10 แข็งแรงขึ้น
2. อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย ตามข้อถ้อยสิทธิที่ 1 มีความพิเศษ 3 ประการดังนี้ สามารถเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้ สามารถวัดผลการบริหารข้อเข่าได้ทันที และผู้ดูแลสามารถออกแบบแผนการบริหารได้ กล่าวคือสามารถกำหนดจำนวน สัปดาห์
15 (Week) วันต่อสัปดาห์ (Day/Week) จำนวนเซตต่อวัน (Set/Day) จำนวนครั้งต่อเซต (Time/Set) ค่าสัมบูรณ์เฉลี่ย (Mean Absolute Value; MAV) ค่ารากกำลังสองเฉลี่ย (Root Mean Square; RMS) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และค่าพิสัยของการเคลื่อนไหว (ROM) ของข้อเข่าที่ผู้ใช้งานต้องทำให้ได้
3. อุปกรณ์ช่วยบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิกด้วยถุงทราย ตามข้อถ้อยสิทธิที่ 1-2 ข้อใดข้อหนึ่งที่ซึ่งระบบมีแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนหรืออุปกรณ์สื่อสารอื่น ผู้ใช้งานสามารถเชื่อมต่อ
20 เพื่อควบคุมและแสดงผลได้ทางแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนหรืออุปกรณ์สื่อสารอื่น ทำให้ผู้ใช้สามารถเข้าถึงข้อมูลการบริหารข้อเข่าผ่านแอปพลิเคชันบนมือถือได้ทุกที่ทุกเวลา

25




รูปที่ 1



รูปที่ 2

Patient information Exercise process Upload data



Patient ID
010-57-01

First name
อาสาสมัคร

Last name
ทดลอง

Age
30

Sex
Men

Load
10 N

Download

Network status
Connected

Patient information
HN : 010-57-01
Name : อาสาสมัคร ทดลอง
Sex : Men
Age : 30

User ID
15

Week No.
1

Day/week
3

Set/day
3

Time/set
3

Th1_MAV
30

Th2_RMS
50

Th3_ROM (degree)
70

Last Week
1

Last Day
1

Last Set
3

รูปที่ 3

Patient information Exercise process Upload data

Week
1

Day
2

Set
1

Time/Set
3

Leg
Right

Rehab status
Ready

Start date time
17:08:44 2/3/2017

End date time
00:00:00 DD/MM/YY

Start

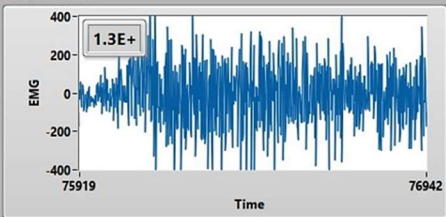
Ready

Stop

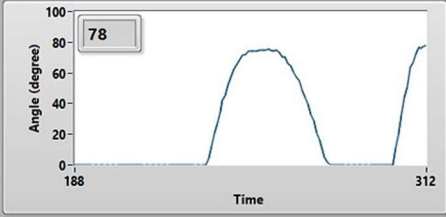
Process

Time count
2

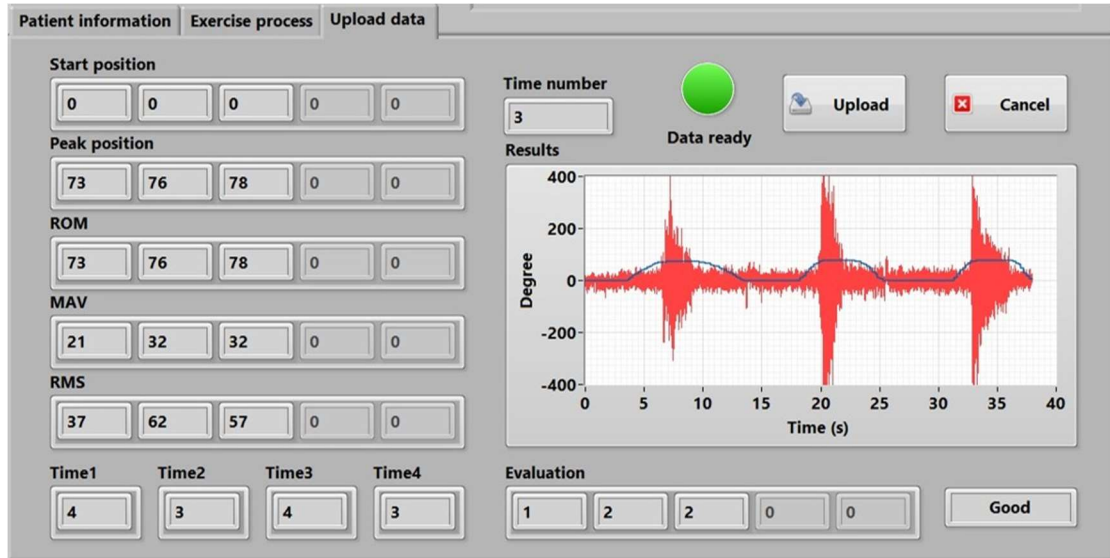
EMG Waveform
1.3E+



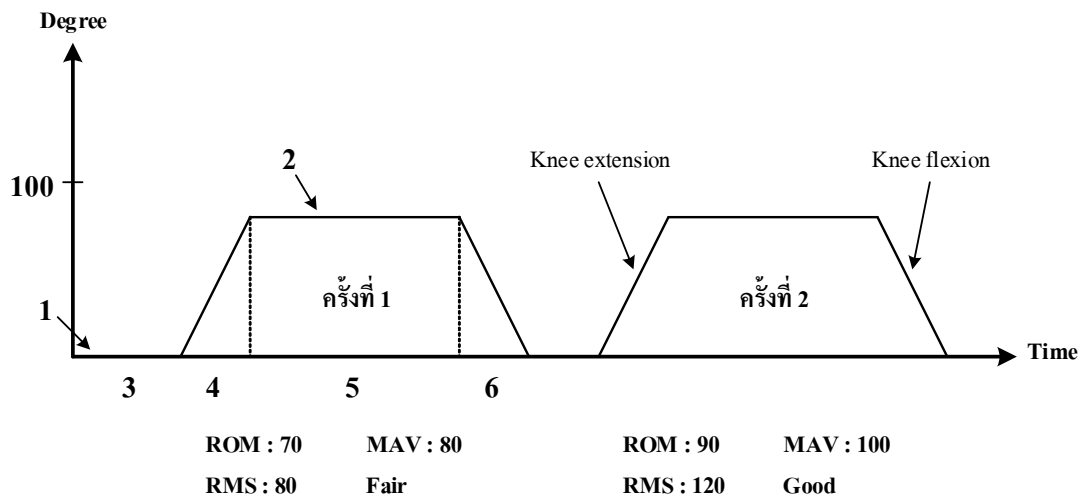
Angle Waveform
78



รูปที่ 4



รูปที่ 5



- หมายเลข
- 1 = องศาเริ่มต้น
 - 2 = องศาสูงสุด
 - 3 = เวลาก่อนเริ่มแต่ละครั้ง
 - 4 = เวลาที่ใช้จากองศาเริ่มต้นถึงองศาสูงสุด
 - 5 = เวลาที่เกร็งค้างที่องศาสูงสุด
 - 6 = เวลาที่ใช้ในจากองศาสูงสุดถึงองศาเริ่มต้น

รูปที่ 6



ที่ ศร 0521.1.20/ 1446

อุทยานวิทยาศาสตร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
ต.คองหส์ อ.หาดใหญ่
จ.สงขลา 90110

15 ตุลาคม 2560

เรื่อง เสนออัตราค่าบริการ

เรียน หัวหน้าเจ้าหน้าที่พัสดุ

สิ่งที่ส่งมาด้วย 1. ประกาศอุทยานวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
เรื่อง คุณสมบัติและอัตราค่าธรรมเนียมการบริการด้านทรัพย์สินทางปัญญา สำหรับ
บุคคลภายนอก

ใบเสนอราคา

ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา อุทยานวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ขอขอบพระคุณ
อย่างสูงที่ท่านได้ให้ความไว้วางใจในการเลือกใช้บริการงานทรัพย์สินทางปัญญา จึงขอเสนออัตราค่าบริการการ
ยื่นคำขอรับอนุสิทธิบัตรของรศ.ดร. ณัฏฐา จินดาเพ็ชร โดยมีรายละเอียดดังนี้

ลำดับ	รายการ	จำนวนเงิน(บาท)
1	การยื่นคำขออนุสิทธิบัตร จำนวน 1 คำขอ ประกอบด้วย - การจัดเตรียมคำขอ/เอกสารต่างๆ และการยื่นคำขอ เรื่อง กระบวนการและระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการ ในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร	14,000
	รวม	

หมายเหตุ:กรณีค่าใช้จ่ายอื่นๆเพิ่มเติมนอกเหนือจากที่ตกลงกันไว้ท่านจะต้องรับผิดชอบและชำระค่าใช้จ่ายเพิ่มเติมเอง

จึงเรียนมาเพื่อโปรดพิจารณา และขอให้ท่านได้กรุณาลงนามยืนยันและตอบรับกลับมายัง
ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญาฯ ที่หมายเลขโทรศัพท์ 074-289339 หรือส่งไฟล์ตอบรับทางอีเมลล์
jittiyut.y@gmail.com ภายใน 30 วัน หรือหากต้องการข้อมูลเพิ่มเติมขอให้ติดต่อประสานงานที่ นายจิตติ
ยุทธ เยี่ยมยกกุล หัวหน้าศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญาฯ

ขอแสดงความนับถือ



(นายจิตติยุทธ เยี่ยมยกกุล)

หัวหน้าศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา

รักษาการแทน ผู้อำนวยการอุทยานวิทยาศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ศูนย์ทรัพย์สินทางปัญญา

อุทยานวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชั้น ๑๒ อาคารศูนย์ทรัพยากรการเรียนรู้ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ตำบลคองหส์ อำเภอหาดใหญ่

๒๕-๑๐-๒๕๖๐ โทรศัพท ๐-๗๔๒๘-๔๓๒๑ โทรศัพท ๐-๗๔๒๘-๔๓๓๔

แบบ กทปส. ME-003

การตอบรับของผู้รับบริการ

ข้าพเจ้าขอยืนยันการขอใช้บริการงานทรัพย์สินทางปัญญาตามรายละเอียดที่ระบุไว้ข้างต้นโดยยินดีจะชำระ
ค่าใช้จ่ายตามรายละเอียดดังกล่าวข้างต้นทุกประการ

รับทราบและยืนยัน

(.....*AK*.....)

ตำแหน่ง.....*หัวหน้าโครงการ*.....

วันที่.....*15 ต.ค. 60*.....

รายละเอียดการประดิษฐ์

ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์

กระบวนการและระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

5 สาขาวิทยาการที่เกี่ยวข้องกับการประดิษฐ์

วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ และวิศวกรรมสื่อสาร ในส่วนที่เกี่ยวข้องกับการสื่อสารรับส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายสื่อสารอินเทอร์เน็ต

ภูมิหลังของศิลปะหรือวิทยาการที่เกี่ยวข้อง

10 การทำกายภาพบำบัดในผู้ป่วยนั้นมีความสำคัญต่อการรักษาและการฟื้นฟูสภาพร่างกายทำให้ผู้ป่วยสามารถฟื้นฟูสภาพร่างกายได้เร็วยิ่งขึ้น ซึ่งโดยทั่วไปแล้วการทำกายภาพบำบัดจำเป็นต้องกระทำติดต่อกันเป็นระยะเวลาหนึ่งตาม โปรแกรมการรักษาที่แพทย์กำหนด ด้วยการทำบำบัดที่ต้องใช้ระยะเวลา ยาวนานนี้ทำให้แพทย์ต้องติดตามผลการฟื้นฟูร่างกายของผู้ป่วย เพื่อตรวจสอบผลการตอบสนองต่อการ ทำกายภาพบำบัดและปรับเปลี่ยน โปรแกรมการรักษาให้เหมาะสมกับสภาพปัจจุบัน ซึ่งการทำกายภาพบำบัด เพื่อฟื้นฟูร่างกายนั้นมีอุปกรณ์หลากหลายชนิดที่แตกต่างกันตามการรักษาในผู้ป่วย ไม่ว่าจะเป็น อุปกรณ์ เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูปริมาตรปอด หรือกล้ามเนื้อปอดของผู้ป่วยหลังผ่าตัดทรวงอก อุปกรณ์เพื่อกระตุ้น กล้ามเนื้อหัวใจด้วยไอโซโทนิค หรือไอโซโคเนติกสำหรับผู้สูงอายุที่มีปัญหาเรื่องข้อเข่าเสื่อม เป็นต้น โดยทางแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดให้ความเห็นว่าผู้ป่วยนั้นสามารถนำอุปกรณ์การทำกายภาพบำบัด กลับไปใช้ที่บ้าน หรือศูนย์พยาบาลใกล้บ้านได้เพื่อความสะดวก และลดเวลาในการเดินทาง ทำให้ระบบ 15 ติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารจึงเกิดขึ้น เพื่อตอบสนองความต้องการและความจำเป็นของการใช้งานด้านนี้มากขึ้น

20 เนื่องจากระบบติดตามการทำกายภาพบำบัดทางไกลสามารถใช้งานได้จากสถานที่ต่างๆ อย่างเช่น สิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ 0074258 สำหรับบ้านอัตโนมัติ มีการเชื่อมต่อแบบไร้สายไปยัง สถานีในพื้นที่ที่เชื่อมต่อกับเครือข่ายโทรศัพท์ สิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ 0066534 เป็นระบบควบคุม อุปกรณ์ภายในบ้านอัตโนมัติ ที่ผู้ใช้สามารถเข้าถึงและควบคุมผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ที่เครื่องแม่ข่ายมี 25 กราฟฟิกระบบอินเตอร์เฟซที่ผู้ใช้สามารถสั่งงานและดูสถานะของอุปกรณ์ในบ้านได้ เครือข่ายอาจจะเป็น เครือข่ายผสมทั้งใช้สายและไร้สาย ผู้ใช้อาจจะเข้าถึงและควบคุมด้วยโทรศัพท์มือถือ PDA หรือโน้ตบุค จากภายนอกบ้านได้ ลักษณะการควบคุมอุปกรณ์ในบ้านเป็นแบบศูนย์รวม มีหน่วยควบคุมกลาง (Central control unit) รับคำสั่งจากผู้ใช้งานผ่าน Home router และ โหนดลูก (Slave node) หลายตัวควบคุมอุปกรณ์ ไฟฟ้าแต่ละพื้นที่ย่อย แต่ทั้งนี้ไม่พบว่าอุปกรณ์ต่างๆ จะสื่อสารกันเองเป็นเครือข่ายภายในบ้าน งานวิจัย

ตีพิมพ์ประชุมวิชาการเรื่อง “Impact of Inspiratory Muscle Training on Lung Functional Capacity in the Elderly” เป็นงานเกี่ยวกับการออกคำสั่งการทำกายภาพและการแก้ไขแบบออนไลน์ (Online prescription upload/amendment) แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถกำหนดการทำกายภาพบำบัดแบบออนไลน์ได้ และสามารถแก้ไขคำสั่งได้

5

ลักษณะและความมุ่งหมายของการประดิษฐ์

ความมุ่งหมายของการประดิษฐ์นี้ คือการมีระบบติดตามอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพของผู้ป่วยและผู้พิการ โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดจากโรงพยาบาล ทำให้ผู้ป่วยและผู้พิการสามารถทำกายภาพบำบัดจากที่ใดก็ได้ โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถออกแบบโปรแกรมการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการได้อย่างเหมาะสมกับลักษณะของผู้ป่วยหรือผู้พิการแต่ละคน เมื่อผู้ป่วยหรือผู้พิการทำตาม โปรแกรมการทำกายภาพที่ได้จัดไว้แล้ว ระบบจะนำข้อมูลที่บันทึกได้ส่งผ่านเครือข่ายสื่อสารเพื่อรายงานผลไปยังแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดผู้ดูแล ทำให้แพทย์สามารถทราบความก้าวหน้าของการฟื้นฟูจากการทำกายภาพบำบัดได้โดยที่ผู้ป่วยและผู้พิการไม่จำเป็นต้องเดินทางมาพบแพทย์ด้วยตนเอง อีกทั้งแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดยังสามารถให้คำแนะนำถึงผลการออกกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการได้ผ่านทางเครือข่ายสื่อสารอีกด้วย

15

คำอธิบายรูปเขียนโดยย่อ

- รูปที่ 1 แสดงภาพรวมระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
- 20 รูปที่ 2 แสดงภาพรวมกระบวนการของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
- รูปที่ 3 แสดงกระบวนการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
- รูปที่ 4 แสดงกระบวนการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
- 25 รูปที่ 5 แสดงกระบวนการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพ บำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
- รูปที่ 6 แสดงความสัมพันธ์ของตารางข้อมูลของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

การเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

กระบวนการและระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร เป็นกระบวนการรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์กายภาพบำบัดที่แตกต่างและหลากหลายกับเครื่องเซิร์ฟเวอร์ของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร โดยอาศัยการออกแบบรูปแบบของการจัดเก็บข้อมูลที่ใช้ในการสื่อสารแบบร่วมกันที่ใช้ในการรับส่งข้อมูล ซึ่งระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนั้นประกอบด้วยผู้ใช้งานสองกลุ่มคือ ผู้ป่วยหรือผู้พิการ และหมอหรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัด โดยกลุ่มแรกจะเป็นกลุ่มผู้ใช้งานระบบที่จะเป็นผู้ให้ข้อมูลกับระบบ จึงต้องทำการรายงานผลข้อมูลจากผู้ใช้งานกลุ่มแรกด้วยอุปกรณ์ที่แตกต่างกัน แล้วจึงนำไปให้กลุ่มที่สองเป็นผู้ตรวจสอบและติดตามข้อมูลดังกล่าว เพื่อให้คำแนะนำปรึกษาแก่กลุ่มแรกในการทำกายภาพบำบัด โดยมีขั้นตอนวิธีการดำเนินงานของระบบเครือข่ายกับกลุ่มผู้ป่วยหรือผู้พิการ และกลุ่มเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัดหรือหมอดังรายละเอียดต่อไปนี้

ตามรูปที่ 1 แสดงโครงสร้างของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (1) ประกอบด้วย 4 องค์ประกอบดังนี้

- 15 - อุปกรณ์ (2) คืออุปกรณ์หลากหลายในการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการ (Patient) โดยแต่ละอุปกรณ์อาจจะตัวตรวจวัด วงจรอิเล็กทรอนิกส์ ไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือคอมพิวเตอร์ในการควบคุมการทำงานและเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้
- Data Server/Database Server (3) คือเครื่องเซิร์ฟเวอร์ที่ใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูลที่ตรวจวัดได้จากอุปกรณ์ที่ทำกายภาพบำบัดต่างๆ จัดการการจัดเก็บข้อมูลต่างๆของระบบและจัดการเว็บ
- 20 - คอมพิวเตอร์/สมาร์ทโฟน (4) สำหรับแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด สามารถใช้งานในการตั้งค่าอุปกรณ์ มอนิเตอร์ และให้คำแนะนำแก่ผู้ป่วยหรือผู้พิการ

ตามรูปที่ 2 กระบวนการของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (5) สามารถจัดแบ่งเป็นกระบวนการของระบบตามลักษณะขั้นตอนการดำเนินการได้ตามรูปที่ 2 รูปที่ 3 และรูปที่ 4 โดยทุกกระบวนการจะมีองค์ประกอบในระบบทั้งหมดตามรูปที่ 1 กระบวนการต่างๆ ตามขั้นตอนการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนั้นมีทั้งหมด 3 กระบวนการดังนี้

- 1) กระบวนการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (6) ตามรูปที่ 3

หน้า 4 ของจำนวน 6 หน้า

- 2) กระบวนการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำ
กายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (7) ตามรูปที่ 4
- 3) กระบวนการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยและผู้พิการในการทำ
กายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (8) ตามรูปที่ 5

5

ตามรูปที่ 3 แสดงระบบตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการติดตามและช่วยเหลือการทำ
กายภาพบำบัด (6) ที่มีอยู่ในระบบให้เหมาะสมขึ้นอยู่กับผู้ป่วยและผู้พิการแต่ละคน แต่ละสัปดาห์ของ
โปรแกรมการทำกายภาพบำบัด โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถตั้งค่าที่กำหนดได้ผ่านระบบ
ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร ข้อมูลการตั้ง
10 ค่า (Device configurations) จะถูกบันทึกไว้ที่ Database server และข้อมูลการตั้งค่าดังกล่าวจะถูกอ่านค่า
เพื่อส่งไปยังอุปกรณ์ที่ร้องขอขณะเชื่อมต่อเข้าระบบ โดยจะเป็นข้อมูลการตั้งค่าข้อมูลที่แก้ไขหรือ
ปรับปรุงล่าสุดเพื่อใช้งานได้อย่างเหมาะสมถูกต้อง

ตามรูปที่ 4 แสดงระบบรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัด
(7) โดยในระบบนี้มีการพัฒนาออกแบบรูปแบบการจัดเก็บข้อมูล เพื่อรองรับผลการวัดค่าข้อมูลจาก
15 อุปกรณ์การทำกายภาพบำบัดที่แตกต่างและหลากหลายในระบบทั้งหมด โดยผ่านการสื่อสารกับระบบ
เก็บข้อมูล (Data server) ซึ่งเปรียบเสมือนทางผ่าน (Gateway) ของทุกอุปกรณ์ที่จะส่งข้อมูลเข้าสู่เครื่อง
เซิร์ฟเวอร์ เพื่อทำการเก็บรวบรวมข้อมูลต่างๆ ในระบบฐานข้อมูล (Database server) ต่อไป ส่วนการ
แสดงผลของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่าย
สื่อสารนั้นจะเชื่อมต่อกับเว็บเซิร์ฟเวอร์ (Web server) เพื่อนำเสนอข้อมูลที่รายงานผลการวัดค่าข้อมูล
20 อุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดผ่านหน้าเว็บให้แก่แพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนัก
กายภาพบำบัด อีกทั้งระบบนี้ยังสามารถให้ผู้เกี่ยวข้องหรือผู้ใกล้ชิดกับผู้ป่วยหรือผู้พิการได้ติดตามรายงาน
ผลการทำกายภาพบำบัดนี้ได้ด้วย

ตามรูปที่ 5 แสดงระบบการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนัก
กายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยและผู้พิการ (8) ในการทำกายภาพบำบัดผ่านระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือ
25 ผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารทั้งในรูปแบบข้อความผ่านมือถือ (SMS)
หรือจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ (Email) เพื่อช่วยในการปรับปรุงการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยและผู้พิการ
อย่างถูกต้องวิธี

ตามรูปที่ 2 แสดงขั้นตอนการดำเนินงานของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการ
ในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (5) โดยเริ่มต้นการดำเนินงานของระบบติดตามและอุปกรณ์

หน้า 5 ของจำนวน 6 หน้า

ช่วยเหลือผู้พิการหรือผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนั้น แพทย์หรือนักกายภาพบำบัด จะทำการลงทะเบียนให้ผู้ป่วยหรือผู้พิการใหม่ในระบบ และเพิ่มอุปกรณ์การทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยหรือผู้พิการนั้นในระบบ ตามกระบวนการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (6) จากนั้นออกแบบโปรแกรมการทำกายภาพบำบัดโดยทำการตั้งค่าที่กำหนดผ่านระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านหน้าเว็บ รวมถึงสามารถทำการปรับปรุงข้อมูลของค่ากำหนดของแต่ละอุปกรณ์สำหรับ โปรแกรมการฝึกทำกายภาพบำบัด ในตาราง Threshold ได้เช่นกัน จากนั้นเมื่อผู้พิการหรือผู้ป่วยเริ่มใช้งานอุปกรณ์ในการทำกายภาพบำบัด อุปกรณ์ดังกล่าวจะส่งคำร้องเพื่อขอข้อมูลของค่ากำหนดล่าสุดสำหรับผู้พิการหรือผู้ป่วยคนนั้นจากตาราง Threshold ไปเป็นค่าเป้าหมายให้กับอุปกรณ์นั้นๆ และค่าล่าสุดของการทำโปรแกรมกายภาพจากตาราง Patient Week เพื่อใช้เป็นค่าเวลาของครั้งล่าสุดของการทำการกายภาพสำหรับอุปกรณ์ของผู้พิการหรือผู้ป่วยนั้นๆ ตามกระบวนการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (7) จากนั้นเมื่ออุปกรณ์ในการทำกายภาพบำบัดถูกใช้โดยผู้พิการหรือผู้ป่วยก็จะทำการส่งข้อมูลการวัดค่าจากอุปกรณ์ที่แตกต่างและหลากหลายต่างๆ ที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดไปยังเครื่องเซิร์ฟเวอร์เพื่อทำการจัดเก็บข้อมูลที่ตรวจวัดได้ของแต่ละอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพในตาราง Patient Week ซึ่งผลการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการนั้น ทางแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถติดตามข้อมูลดูได้จากระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารจากเว็บของระบบ ซึ่งสามารถเข้าถึงจากที่ไหนก็ได้ที่มีการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตผ่านทางคอมพิวเตอร์หรือมือถือ เมื่อแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดดูข้อมูลการทำกายภาพของผู้ป่วยหรือผู้พิการแล้วสามารถให้คำแนะนำหรือข้อมูลย้อนกลับ (Feedback) แก่ผู้ป่วยหรือผู้พิการถึงการทำการกายภาพได้ผ่านทางระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารด้วยช่องทางจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ (Email) หรือข้อความมือถือ (SMS) เพื่อทำการปรับปรุงการทำกายภาพบำบัดอย่างถูกต้องเหมาะสม ตามกระบวนการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพ บำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (8)

ตามรูปที่ 6 แสดงแผนภาพความสัมพันธ์ของตารางข้อมูลของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (9) การออกแบบฐานข้อมูลเพื่อเก็บรวบรวมข้อมูลของระบบสามารถแบ่งออกได้เป็น 5 ตารางดังต่อไปนี้

1. ข้อมูลของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ (Device) ใช้เก็บข้อมูลของอุปกรณ์กายภาพบำบัดในระบบทั้งหมดที่มีความแตกต่างและหลากหลายทั้งค่ากำหนดและค่าข้อมูลที่ตรวจวัดได้

2. ข้อมูลของผู้ป่วยที่เข้าโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Patient) โดยใช้เก็บข้อมูลของผู้พิการหรือผู้ป่วยที่อยู่ในโปรแกรมการทำกายภาพบำบัดของระบบ
3. ข้อมูลของผู้ใช้งาน เป็นหมอนหรือนักกายภาพบำบัด (Staff) ใช้เก็บข้อมูลของแพทย์หรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัด ซึ่งเป็นผู้ใช้งานระบบ และดูแลผู้พิการหรือผู้ป่วยที่อยู่ในโปรแกรมการทำกายภาพบำบัดของระบบ
4. ข้อมูลของค่ากำหนดของแต่ละอุปกรณ์สำหรับโปรแกรมการฝึกกายภาพ (Threshold) ซึ่งใช้เก็บค่ากำหนดของอุปกรณ์ที่แตกต่างและหลากหลายที่ทางแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดได้ออกแบบโปรแกรมการทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยหรือผู้พิการไว้
5. ข้อมูลของการจัดเก็บข้อมูลที่ตรวจวัดได้จากโปรแกรมการฝึกของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพ (Patient Week) ซึ่งใช้เก็บค่าที่วัดได้ของอุปกรณ์ที่แตกต่างและหลากหลายของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร

วิธีการในการประดิษฐ์ที่ดีที่สุด

- 15 เหมือนกับการบรรยายในหัวข้อการเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

บทสรุปการประดิษฐ์

การประดิษฐ์นี้เป็นการพัฒนากระบวนการและระบบติดตามอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำกายภาพของผู้ป่วยและผู้พิการ โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดจากโรงพยาบาล ทำให้ผู้ป่วยและผู้พิการสามารถทำกายภาพบำบัดจากที่ใดก็ได้ โดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถออกแบบโปรแกรม

5 การทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการได้อย่างเหมาะสมกับลักษณะของผู้ป่วยหรือผู้พิการแต่ละคน เมื่อผู้ป่วยหรือผู้พิการทำตามโปรแกรมการทำกายภาพที่ได้จัดไว้แล้ว ระบบจะนำข้อมูลที่บันทึกได้ส่งผ่านเครือข่ายสื่อสารเพื่อรายงานผลไปยังแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดผู้ดูแล ทำให้แพทย์สามารถทราบความก้าวหน้าของการฟื้นฟูจากการทำกายภาพบำบัดได้โดยที่ผู้ป่วยและผู้พิการไม่จำเป็นต้อง

10 เดินทางมาพบแพทย์ด้วยตนเอง อีกทั้งแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดยังสามารถให้คำแนะนำถึงผลการออกกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการได้ผ่านทางเครือข่ายสื่อสารอีกด้วย

ลักษณะจำเพาะของการประดิษฐ์นี้ คือ กระบวนการรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์กายภาพบำบัดที่แตกต่างและหลากหลายกับเครื่องเซิร์ฟเวอร์ของระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือ

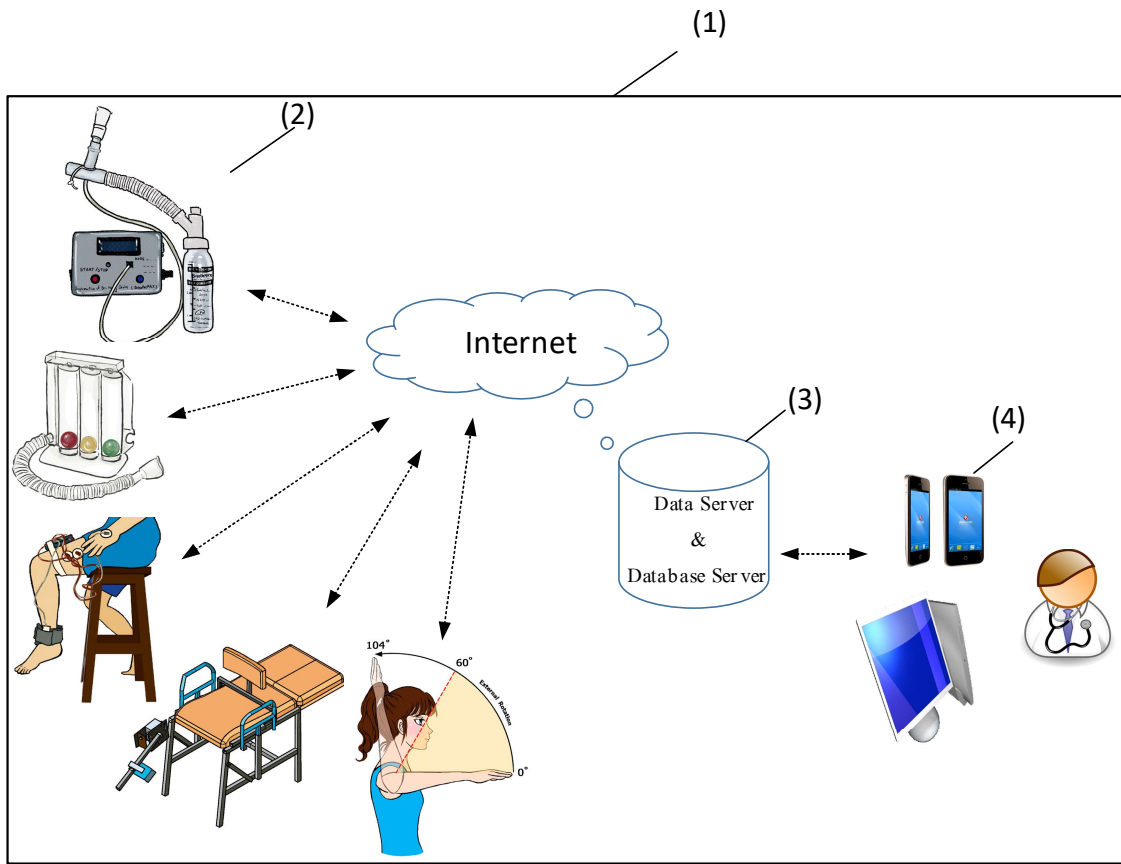
15 ผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร โดยอาศัยการออกแบบรูปแบบของการจัดเก็บข้อมูลที่ใช้ในการสื่อสารแบบร่วมกันที่ใช้ในการรับส่งข้อมูล ซึ่งระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสารนั้นประกอบด้วยผู้ใช้งานสองกลุ่มคือ

ผู้ป่วยหรือผู้พิการ และหมอหรือเจ้าหน้าที่พยาบาลหรือนักกายภาพบำบัด โดยกลุ่มแรกจะเป็นกลุ่มผู้ใช้งานระบบที่จะเป็นผู้ให้ข้อมูลกับระบบ จึงต้องทำการรายงานผลข้อมูลจากผู้ใช้งานกลุ่มแรกด้วย

อุปกรณ์ที่แตกต่างกัน แล้วจึงนำไปให้กลุ่มที่สองเป็นผู้ตรวจสอบและติดตามข้อมูลดังกล่าว เพื่อให้คำแนะนำปรึกษาแก่กลุ่มแรกในการทำกายภาพบำบัด

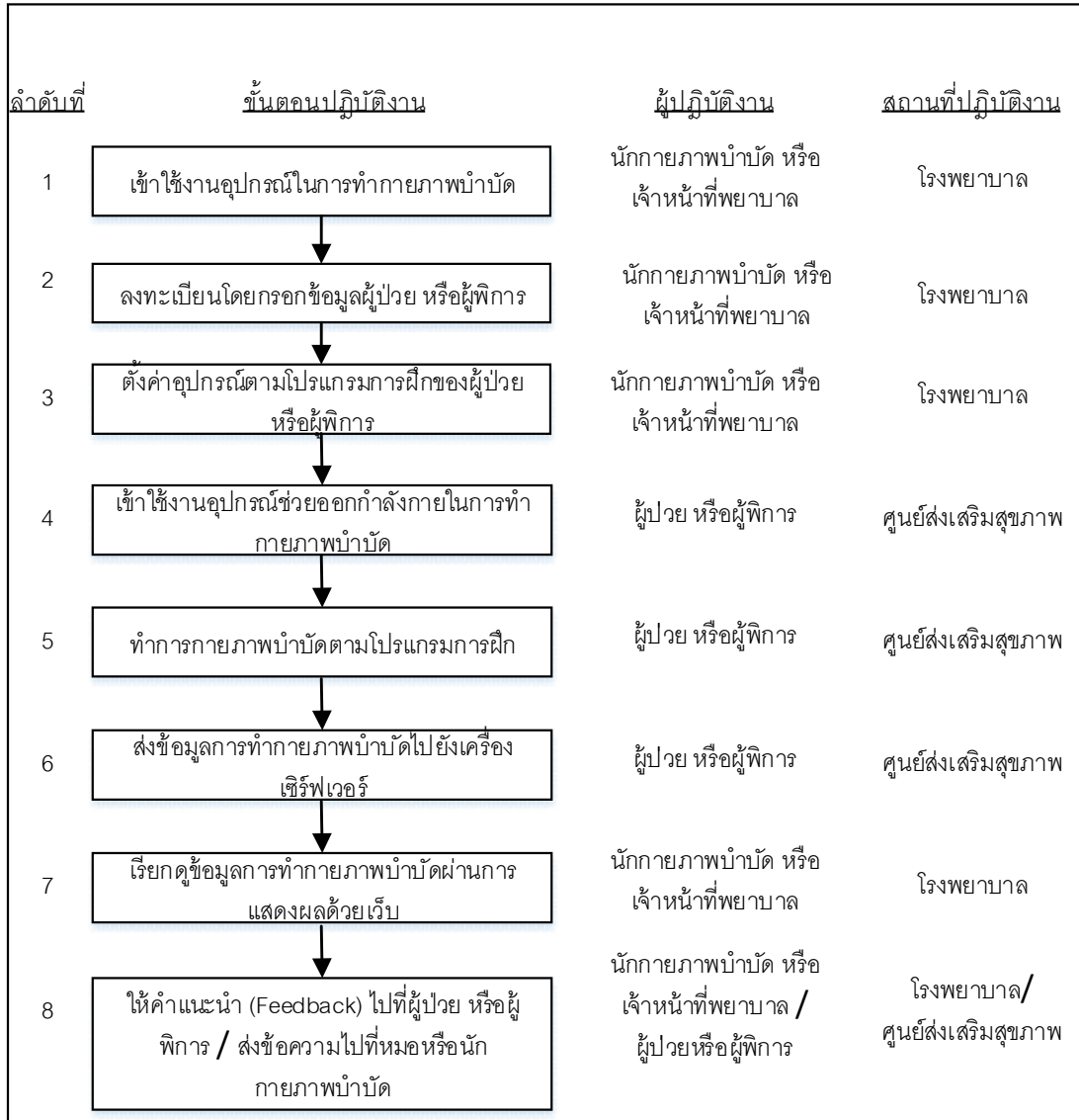
ข้อถ้อยสัญญา

1. ระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (1) ที่ประกอบด้วย อุปกรณ์ (2) หลากหลายในการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยหรือผู้พิการ (Patient) โดยแต่ละอุปกรณ์อาจจะตัวตรวจวัด วงจรอิเล็กทรอนิกส์ ไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือคอมพิวเตอร์ในการควบคุมการทำงานและเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตได้
2. ระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (1) ที่มีกระบวนการของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (5) ที่ประกอบด้วย
 - กระบวนการตั้งค่าให้แก่อุปกรณ์ติดตามและช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (6) ซึ่งแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถออกแบบโปรแกรมการทำกายภาพบำบัดให้กับผู้ป่วยหรือผู้พิการภายใต้การดูแล โดยการตั้งค่าที่กำหนดผ่านระบบติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร
 - กระบวนการรายงานผลการวัดค่าจากอุปกรณ์ติดตามและอุปกรณ์ช่วยเหลือในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (7) ซึ่งสามารถรองรับอุปกรณ์การทำกายภาพบำบัดที่แตกต่างกันได้
 - กระบวนการให้คำแนะนำจากแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดแก่ผู้พิการและผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (8) ซึ่งแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดสามารถติดตามการทำกายภาพบำบัดและรักษาอาการของผู้ป่วยหรือผู้พิการภายใต้การดูแลที่ไม่ได้อยู่ในพื้นที่ได้ ซึ่งผู้ป่วยหรือผู้พิการไม่จำเป็นต้องเสียเวลาเดินทางมาพบแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดเพื่อรับคำแนะนำในการรักษา
3. ระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (1) ที่มีกระบวนการของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (5) ที่มีความสัมพันธ์ของตารางข้อมูลของระบบติดตามอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยและผู้พิการในการทำกายภาพบำบัดผ่านเครือข่ายสื่อสาร (9) ที่รองรับความหลากหลายของอุปกรณ์กายภาพบำบัด



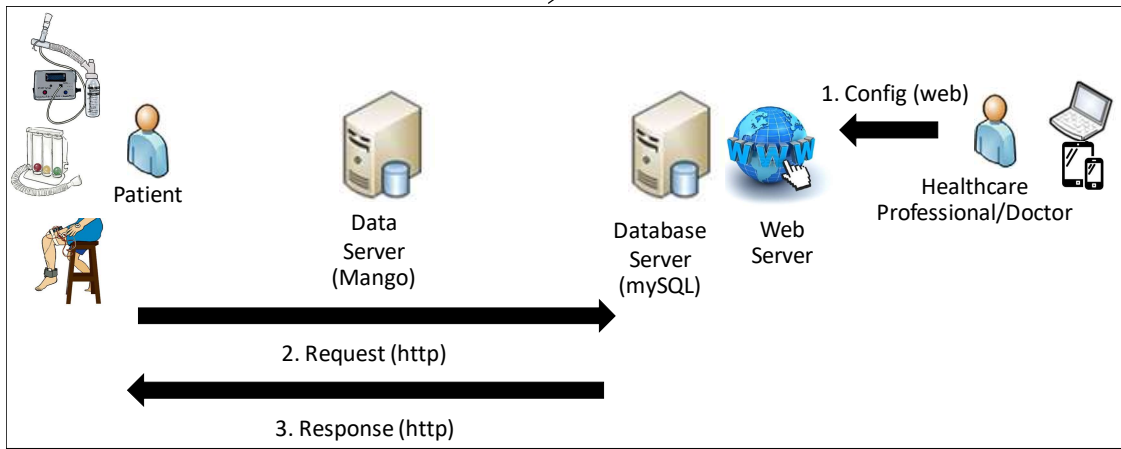
รูปที่ 1

(5)



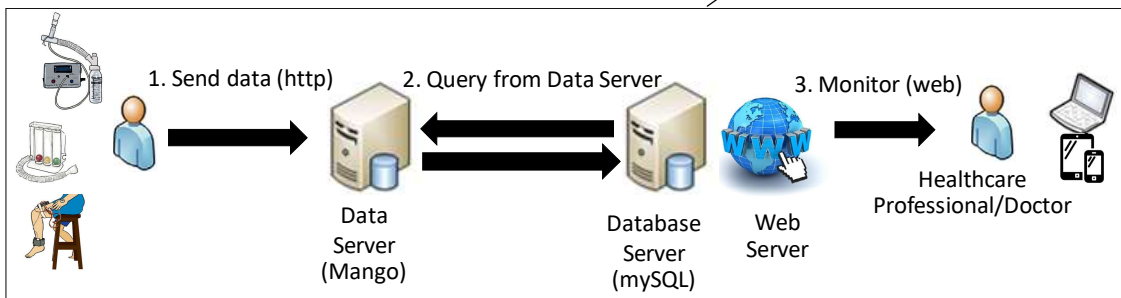
รูปที่ 2

(6)



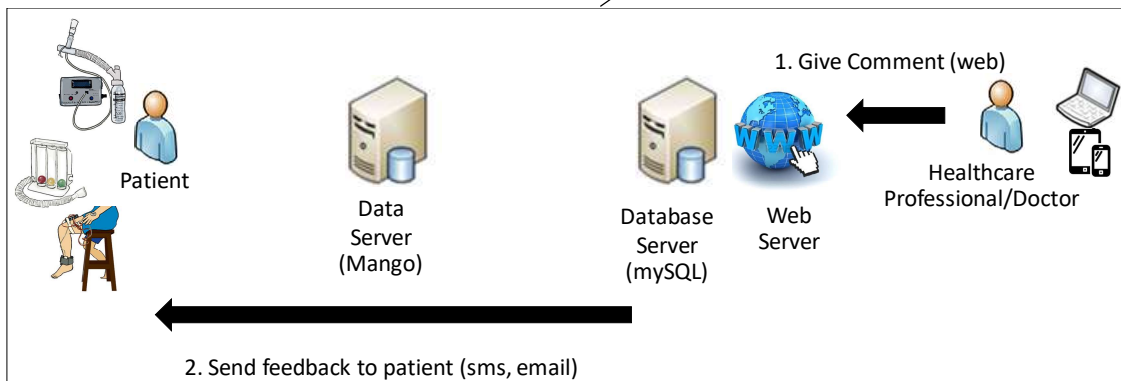
รูปที่ 3

(7)



รูปที่ 4

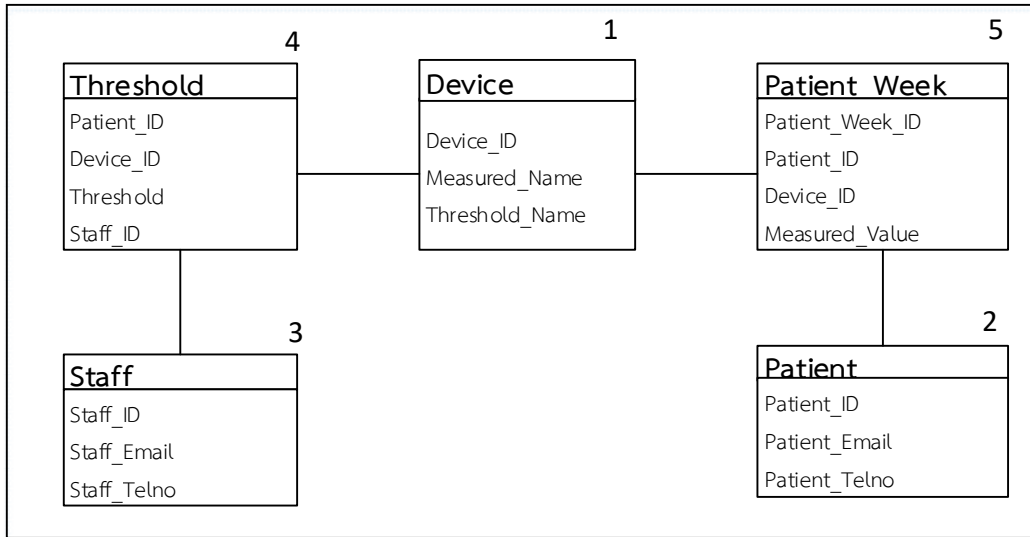
(8)



5

รูปที่ 5

(9)



รูปที่ 6

ภาคผนวก ข บทความในวารสารวิชาการ

1. C. Lersviriyantakul, A. Booranawong, K. Sengchuai, P. Phukpattaranont, B. Wongkittisuksa, and N. Jindapetch, "Implementation of a Real-Time Automatic Onset Time Detection for Surface Electromyography Measurement Systems Using Ni myRIO", *Thermal Science*, Vol. 20, Suppl. 2, pp. S591-S602, 2016. (ISI, Q3)
2. N. Pornchalermpong, D. Buranapanichkit, and K. Thongnoo, "Mobile Network Selection Algorithm based on Max-Min Fairness for Dynamic Weights", *ECTI-CON 2017*, 27-30 June 2017. (Scopus, conference)
3. A. Yuthong, K. Chetpattananondh, and R. Duangsoithong, "Lung Volume Monitoring Using Flow-Oriented Incentive Spirometer with Video Processing", *ECTI-CON 2017*, 27-30 June 2017. (Scopus, conference)
4. S. Rungruangbaiyok, K. Chetpattananondh, and R. Duangsoithong, "Probabilistic Static Foreground Elimination for Background Subtraction", *IET Computer Vision*, (submitted)
5. D. Buranapanichkit, K. Sengchuai, A. Yuthong, S. Rungruangbaiyok, N. Pornchalermpong, J. Jaruenpunyasak, K. Chetpattananondh, R. Duangsoithong, K. Thongpull, K. Thongnoo and N. Jindapetch, "A Patient Monitoring System for Heterogeneous IoT Rehabilitation Devices", *International Journal of Medical Informatics*, (submitted)
6. D. Buranapanichkit, N. Pornchalermpong, and K. Thongnoo, "Reliability of ECG Monitoring with Mobile Network Selection using Max-Min Fairness for Dynamic Weights", *International Journal of Medical Informatics*, (submitted)

IMPLEMENTATION OF A REAL-TIME AUTOMATIC ONSET TIME DETECTION FOR SURFACE ELECTROMYOGRAPHY MEASUREMENT SYSTEMS USING NI myRIO

by

**Chaiwat LERSVIRIYANANTAKUL^{a*}, Apidet BOORANAWONG^b,
Kiattisak SENGCHUAI^b, Pornchai PHUKPATTARANONT^b,
Booncharoen WONGKITTISUKSA^b, and Nattha JINDAPETCH^b**

^aDivision of Physics, Department of Science, Faculty of Science and Technology
Prince of Songkla University Pattani Campus, Pattani, Thailand

^bDepartment of Electrical Engineering, Faculty of Engineering,
Prince of Songkla University, Hat Yai, Songkhla, Thailand

Original scientific paper
DOI:10.2298/TSCI150929041L

For using the surface electromyography (sEMG) in various applications, the process consists of three parts: an onset time detection for detecting the first point of movement signals, a feature extraction for extracting the signal attribution, and a feature classification for classifying the sEMG signals. The first and the most significant part that influences the accuracy of other parts is the onset time detection, particularly for automatic systems. In this paper, an automatic and simple algorithm for the real-time onset time detection is presented. There are two main processes in the proposed algorithm: a smoothing process for reducing the noise of the measured sEMG signals and an automatic threshold calculation process for determining the onset time. The results from the algorithm analysis demonstrate the performance of the proposed algorithm to detect the sEMG onset time in various smoothing-threshold equations. Our findings reveal that using a simple square integral as the smoothing-threshold equation with the given sEMG signals gives the best performance for the onset time detection. Additionally, our proposed algorithm is also implemented on a real hardware platform, namely NI myRIO. Using the real-time simulated sEMG data, the experimental results guarantee that the proposed algorithm can properly detect the onset time in the real-time manner.

Key words: *surface electromyography, smoothing, onset time detection, NI myRIO*

Introduction

The movement of muscles is controlled by the electric signals generated from the brain, called electromyography (EMG). Since the signal is detected using a surface electrode, it is then called surface electromyography (sEMG). The sEMG signal gives benefits in many applications, such as robotic control [1, 2], patient rehabilitation [3], Parkinson's disorder recognition [4], and prosthesis devices controlling [5, 6] to improve the quality of life for the disabled and elderly people [7].

* Corresponding author; e-mail: chaiwat.l@psu.ac.th

Three main methods to process the sEMG data consist of onset time detection, feature extraction and feature classification. The first important part is the onset time detection because this part is used to determine the first peak of sEMG signals. Although we have the best feature extraction and the classification algorithms to interpret the signals, the inefficient onset time detection may give the erroneous results in automatic systems. However, from several literatures [5, 8, 9], most works consider only the feature extraction and the feature classification parts; the onset time detection process is not studied. Moreover, using the manual onset time detection is not appropriate for the automatic sEMG measurement systems.

According to the literature review, some works proposed the onset time detection techniques. For example, the Teager-Kaiser energy operator was applied for locating the onset time of a muscle activity [10]. The work in [11] developed a new algorithm to determine the onset time for measuring the sEMG signals in an inspiratory event. In [12], an autoregressive-generalized autoregressive conditional heteroscedastic (AR-GARCH) model was used to detect the onset and the offset times, and it also gave the better performance than a double-threshold detection technique. The work in [13] proposed a novel algorithm for the real-time onset time detection using the quasi-tension technique to detect wrist movements. In [14], the P&WND method was compared with the traditional Di Fabio's method to detect the EMG signals for a segmentation process. Finally, in [15], the maximum likelihood method was applied with an adaptive threshold technique to estimate the onset and the offset times of muscle contraction. Nevertheless, all onset time detection algorithms for finding the first sEMG signals from those research works as described above were evaluated on the computer. The complicated algorithms which are not suitable for an embedded system were used in those methods. Therefore, the simple algorithm which fits to be implemented in an embedded hardware is required.

This paper introduces a simple algorithm for detecting onset times of sEMG signals. There are two main processes in the proposed algorithm: the smoothing process for reducing the noise of the measured sEMG signals and the automatic threshold calculation process for determining the onset time. In addition, the proposed algorithm is implemented and tested using the LabVIEW program on the NI myRIO FPGA.

The proposed algorithm was analyzed in the MATLAB with measured sEMG data sets and the six statistic equations including standard deviation (STD), root mean square value (RMS), mean average value (MAV), waveform length (WL), simple square integral (SSI) and integrated EMG (IEMG). The algorithm analysis results demonstrate that using the SSI for both smoothing and thresholding (notation: SSI-SSI equation) with the 50-point window size gives the best result for detecting the onset time of the given sEMG data. Then, the SSI-SSI equation based algorithm was implemented on NI myRIO to detect the sEMG in real-time. The test results also show that using the proposed algorithm to detect onset times of the sEMG signals on NI myRIO gives the same results as the analysis.

Preliminaries

Data acquisition

To use the sEMG signals, the process starts when the sEMG is detected by the surface electrode. In this work, ten sEMG data sets were gathered from each hand motion. We used Ag/AgCl surface electrodes (*i. e.* 3M Red-Dot Solid Gel 2237) [16] to acquire the sEMG signals from both muscles, Flexor carpi radialis and Extensor carpi radialis longus. Two pairs of bipolar electrodes were placed lengthwise on the same muscle. One pair was placed on the

Flexor carpi radialis, and the other was placed on the Extensor carpi radialis longus. Both electrode plates were pasted on the skin surface of the right forearm of the volunteer. The displacement from the center to the center between each one is 20 mm. The reference electrode (*i. e.* ground electrode) was placed on the other wrist as shown in fig. 1(a). All sEMG signals were recorded by using Mobi6-6b (TMS International BV, Netherlands) [17] and stored in a text file. The band-pass filter in the range of 10-500 Hz was used to remove the motion artefact frequency and the random interference frequency. The sampling frequency was set to 1,000 Hz. The hand motions consist of one motionless (*i. e.* rest) and six types of the movements (*i. e.* wrist flexion (WF), wrist extension (WE), hand close (HC), hand open (HO), pronation (PN), and supination (SN)) as shown in fig. 1(b). Each movement was performed for 0.5 second and rested for 4 seconds in the duration. The process was repeated for ten times. An example of sEMG data from both muscles is shown in fig. 2.

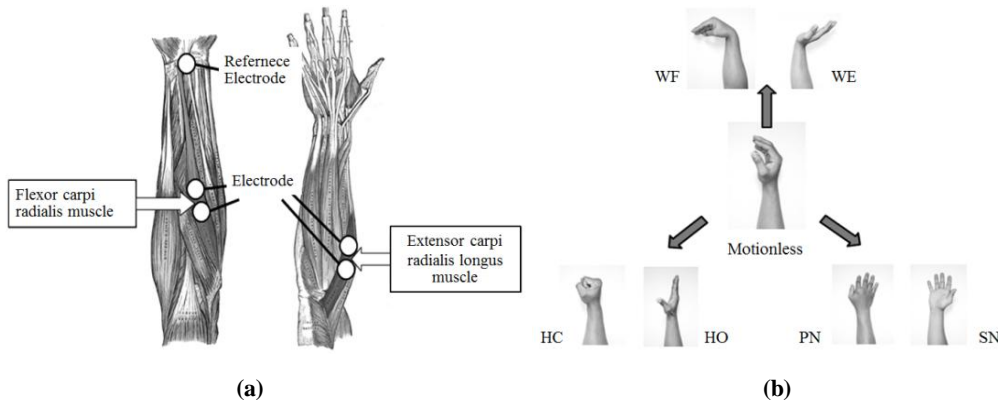


Figure 1. (a) Target muscles and electrode placement positions; in our experiment, the reference electrode is placed on the left wrist [18, 19]; (b) seven types of hand movements [20]

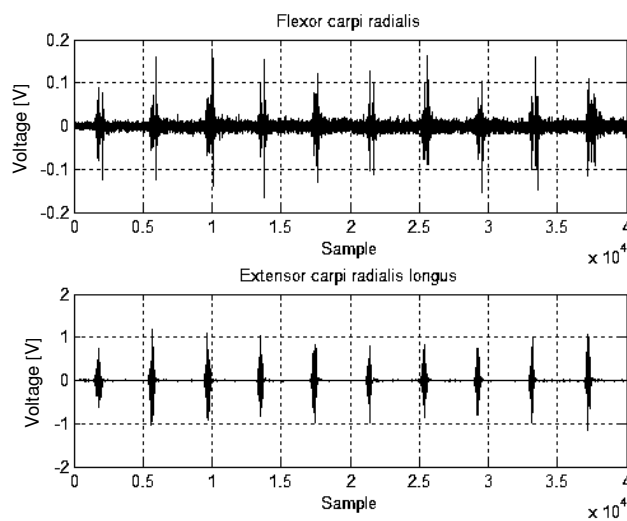


Figure 2. The sEMG signals from both muscles

Statistic equations

Many statistic equations are used as feature extraction for extracting the hand movements from the sEMG data [5, 8, 21]. Six equations which have provided the good result in the feature extraction [8, 21] are selected to represent smoothing and threshold calculations. Six gathered statistic equations used in this work are shown as follows:

$$\text{STD} = \left(\frac{1}{N-1} \sqrt{\sum_{n=1}^N (x_n - \bar{x})^2} \right) \quad (1)$$

$$\text{RMS} = \left(\frac{1}{N} \sqrt{\sum_{n=1}^N (x_n - \bar{x})^2} \right) \quad (2)$$

$$\text{MAV} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (3)$$

$$\text{WL} = \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n| \quad (4)$$

$$\text{SSI} = \sum_{n=1}^{N-1} |x_n|^2 \quad (5)$$

$$\text{IEMG} = \sum_{n=1}^{N-1} |x_n| \quad (6)$$

where N is the number of sEMG signals, x_n – the sEMG value at n^{th} point, and \bar{x} – the average value of the sEMG signals.

Proposed algorithm

In this section, we describe our proposed onset time detection algorithm. The proposed algorithm is distinguished into two processes: the smoothing process and the threshold calculation process. Both processes use those six statistic equations as described above to calculate the sEMG signals. We also describe how to implement the onset time detection algorithm on a real hardware by using the LabVIEW on the NI myRIO FPGA.

Onset time detection algorithm

To detect the onset time, the first intersection point between the smoothing and the threshold values of each sEMG movement is used in the processing. Six statistic equations in the previous section are used to create new 12 smoothing-threshold equations for testing the data. We use STD-STD, STD-RMS, STD-MAV, RMS-STD, RMS-RMS, RMS-MAV, MAV-STD, MAV-RMS, MAV-MAV, WL-WL, SSI-SSI and IEMG-IEMG to represent the notation of the corresponding smoothing-threshold equation. The first expression represents the smoothing process while the second expression represents the threshold calculation process.

In fact, six static equations can give 36 smoothing-threshold equations, but we use only 12 smoothing-threshold equations as mentioned above. This is because we cannot combine all six statistic equations as the smoothing and the threshold equation, since their calculated values are in the wide range. For example, the WL-STD cannot be used this way because the values from both equations are not in the same range. Using the WL as the smoothing process gets the value in range of 10^5 while using the STD as the threshold calculation process gets the range less than 10. Thus, both values cannot be combined as the smoothing-

threshold equation to give the good result. Therefore, we separate smoothing and threshold equations into four groups. The STD, the RMS and the MAV can be set in the same group, while the WL, the SSI and the IEMG are in three different groups. Consequently, there are 12 smoothing-threshold equations to be compared.

The method starts when the first motionless muscle signals were served into the system. Five hundred points of non-movement muscle are used to calculate the threshold value. This threshold value is used as the reference throughout the data set. Then, the window size is set to any arbitrary number of the data sample. The window is slided point by point since the first sEMG sample comes into the process until the end point of the data. When the first intersection between the threshold line and the smoothed sEMG signal at each window size is detected, the position is recorded as the onset time position. Finally, for detecting the next onset time position from the next hand movement signals, we move the window size out of the sEMG data range for 1,500 points. The list below shows the algorithm in the case of using the SSI-SSI as the smoothing-threshold equation at the 50-point window size.

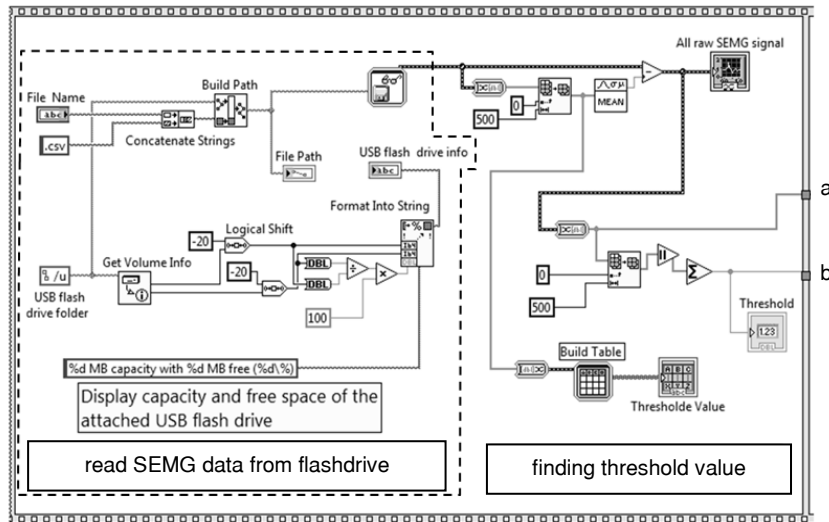
VARIABLES: *window_size, starting_point, ending_point, Smoothing, Threshold*

BEGIN

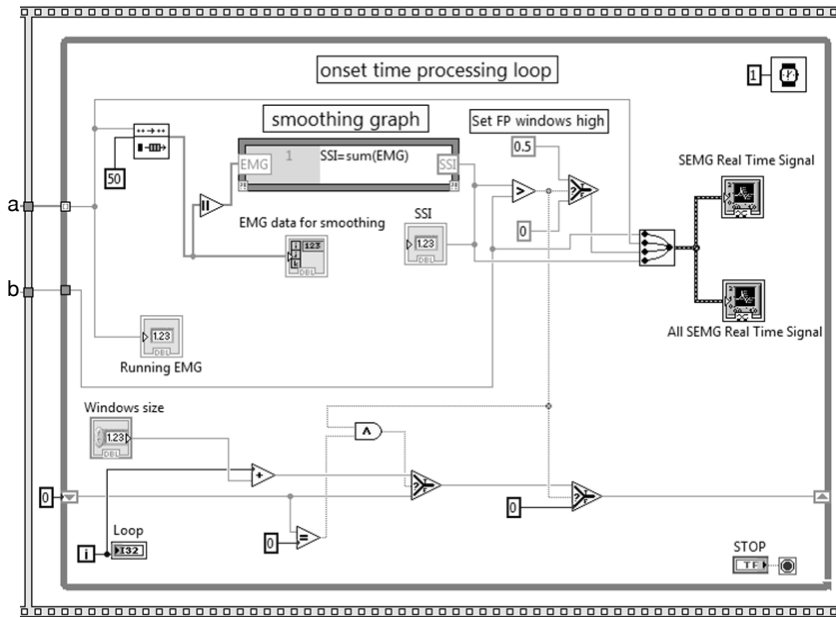
```
(1) // Initial value
(2) Window_size = 50;
(3) Starting_point = 1;
(4) Ending_point = number of sEMG data;
(5) // Main process
(6) Calculate Threshold from the SSI at 1-500 points of the first motionless
(7) FOR i = Starting_point to Ending_point
(8)   FOR n = Starting_point to Window_size
(9)     Calculate Smoothing from the SSI at this Window_size;
(10)  END
(11) IF Smoothing > Threshold THEN
(12)   Record the onset time position;
(13) // Move the considered point n and Window_size 1500 Point
(14)   n = n + 1500;
(15)   Window_size = Window_size + 1500;
(16) END IF
(17) ELSE IF
(18) // Move the considered point n and Window_size to the next Point
(19)   n = n + 1;
(20)   Window_size = Window_size + 1;
(21) END
END
```

Real-time onset time detection implementation

The real-time implementation is developed for testing the onset time detection algorithm. To evaluate the proposed onset time detection algorithm, ten sEMG data sets, as described in the previous section, were used to represent the real sEMG data from a patient. The sEMG files are stored in a flash drive which is connected to the embedded hardware NI myRIO. We used the LabVIEW program for writing the code to extract the sEMG data and to perform the onset time detection according to the proposed algorithm. Figure 3(a) shows the LabVIEW block diagram that reads the sEMG data sample by sample emulating the data sampling as in the real measurement. Then, the threshold value is calculated, and the result is sent to the smoothing calculation part in fig. 3(b). Finally, the onset time is determined. All parts are processed on NI myRIO in real-time.



(a)



(b)

Figure 3. The LabVIEW block diagrams (a) for reading the sEMG from the flash drive and calculating the threshold and (b) for smoothing the sEMG and finding the onset time

Results and discussions

In this section, the procedures consist of two main tasks. The first task is the algorithm analysis on the MATLAB program to find the best smoothing-threshold equation to be

used in the onset time detection algorithm. For the second task, the best smoothing-threshold equation is evaluated with the embedded hardware NI myRIO and the LabVIEW program.

Algorithm analysis

In order to investigate and to evaluate the performance of the onset time detection algorithm using the smoothing-threshold technique, we measure the displacement error between a manual detection and an automatic detection using the proposed algorithm. For the manual detection, the first peak sEMG data position is inspected by enlarging the signal graph to remark and record the onset time position. For the automatic onset time detection, 12 smoothing-threshold equations in the proposed onset time detection algorithm are performed. The displacement error is determined from the difference between the manual and the automatic detection positions of each technique from each hand movement.

From the experiment, the results show that using the WL-WL, the SSI-SSI, and the IEMG-IEMG gives the good results to detect the onset time positions, as shown in fig. 4. We found that, among these smoothing-threshold equations, the SSI-SSI provides the best performance. The example of finding the onset time position of the sEMG signal is also shown in fig. 5. In this figure, the onset time positions are determined when the different noises are presented. The result indicates that the efficiency of detecting the onset time position from the sEMG data with high noise is quite strong. For fig. 6, it shows the zoomed sEMG data with the onset time detection result. In addition, the displacement errors, while varying the window sizes 50, 100, 200, 300, and 500 points, are investigated, as shown in figs. 7 and 8. The results from this case show that using the SSI-SSI smoothing-threshold equation at the window size of 50 points gives the smallest error for finding the onset time detection. However, the window size smaller than 50 points has not been tried. From the result we can see the trend that if the bigger window size is used for the onset time detection, the onset time is found before the actual sEMG signal is activated. On the other hand, the sEMG signal is not smooth enough if the smaller window size is used instead.

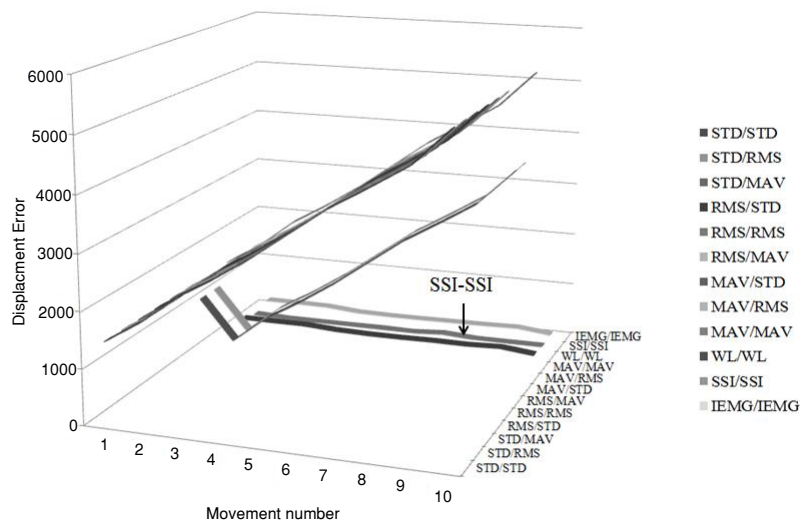


Figure 4. Displacement error from each number of movements in wrist extension motion

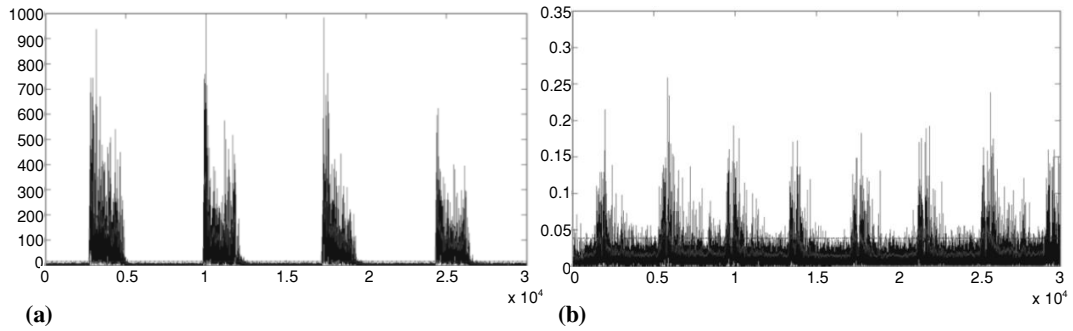


Figure 5. The example of finding the onset time position of the sEMG signal (a) at low noise and (b) at high noise

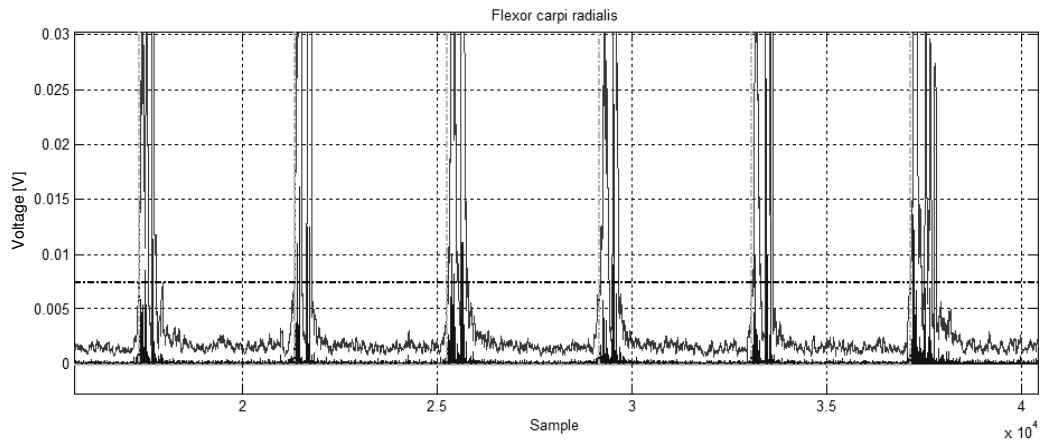


Figure 6. The zoomed sEMG data with the onset time detection result

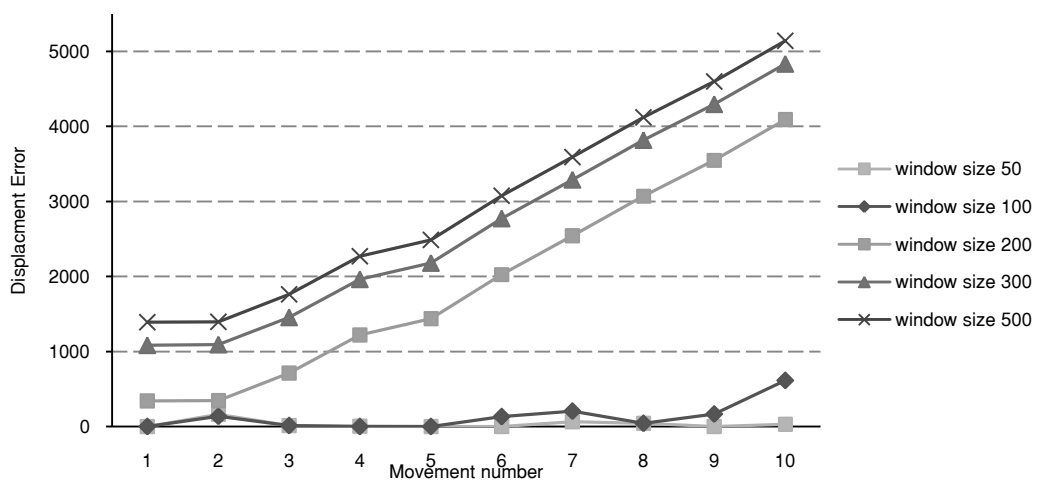


Figure 7. Displacement error using the SSI-SSI for the 50-point window sizes of the extensor muscle and wrist flexion movement

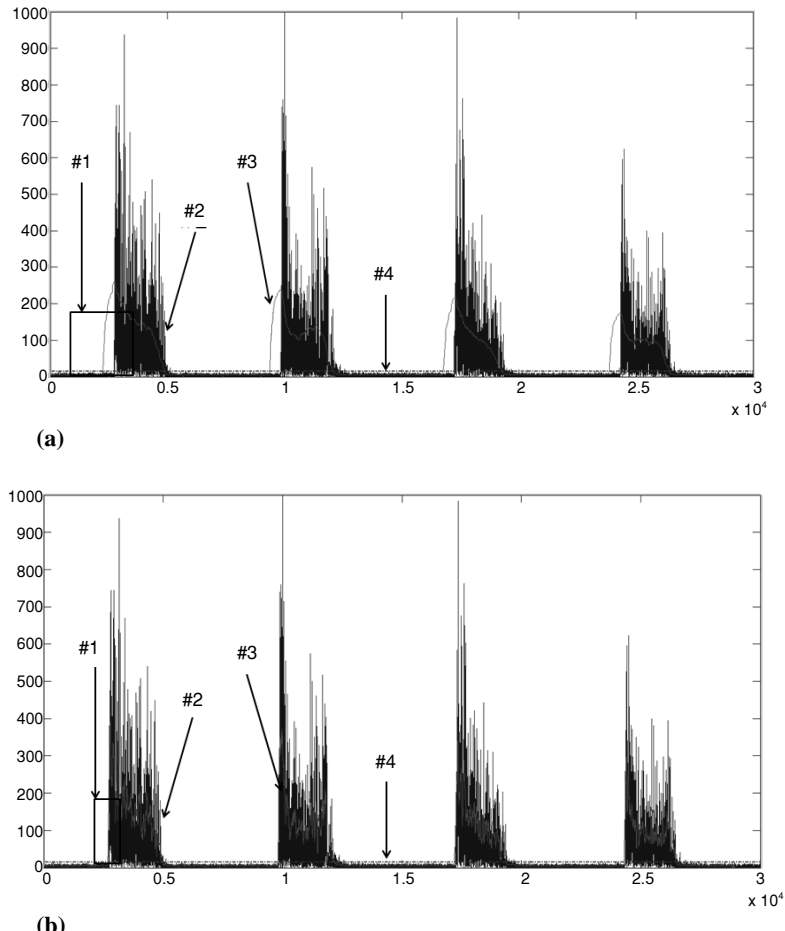


Figure 8. The onset time detection result (a) using the large window size and (b) using the small window size, the numbers #1, #2, #3 and #4 represent the window size, the sEMG signal, the smoothing sEMG signal, and the threshold line.

Test results

Before the algorithm is to be implemented on the real hardware for usage with a person in the real-time situation, the proposed algorithm was tested using the NI myRIO. The results are displayed on the LabVIEW program and the LED cube (for option), as shown in fig. 9. The recorded sEMG data is stored in the flash drive and released sample by sample to emulate the real-time sEMG signals from a real person. The algorithm is used to catch the onset time from the sEMG signals using the portable reconfigurable I/O device for studying from National Instruments known as the NI myRIO. It is the embedded hardware device that includes processor, communication and sensor parts. The main processing is the field programmable gate array (FPGA) Xilinx Zynq-7010 with two-core processors at the speed 667 MHz. The sEMG measurement system includes four main parts: the recorded sEMG (#1), the processing part (#2), the personal computer (#3), and the LED cube (#4), as shown in fig. 9. The real system as corresponding to fig. 9 is also presented in fig.10. For the processing part,

it consists of the onset time detection, the feature extraction, and the feature classification. As mentioned before in this work, we only focus on the onset time detection part for interpreting the sEMG signals. The implementation result indicates that using the proposed smoothing-threshold algorithm can properly detect the onset time of the sEMG signals in real-time, as shown in fig. 11(a) and (b).

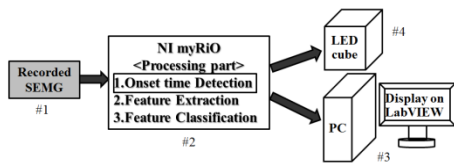


Figure 9. The diagram of the sEMG measurement system

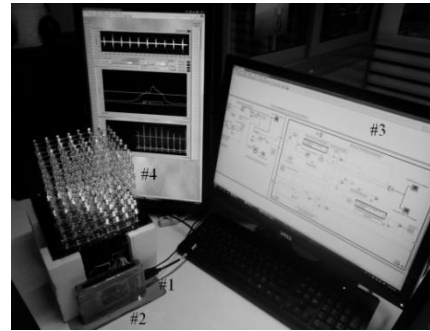
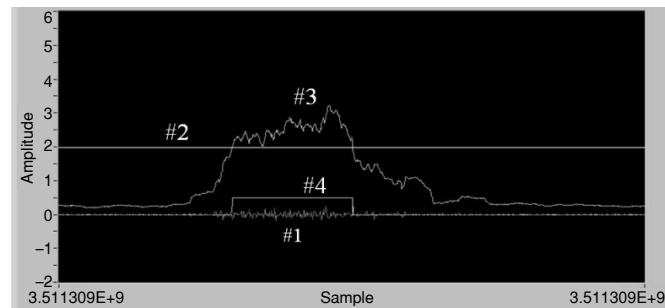
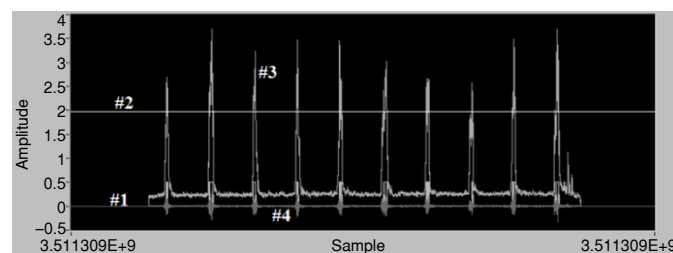


Figure 10. The experimental set-up of the onset time detection system using the NI myRIO; the onset time detection is displayed on the LabVIEW program and the LED cube



(a)



(b)

Figure 11. The onset time detection result (a) on a single movement in the real-time detection simulation and (b) on a continuous movement in the real-time detection simulation. The numbers #1, #2, #3 and #4 represent the raw sEMG signal, the threshold value, the smoothing graph, and the sEMG detection starting at the onset time detection

Conclusion

In this paper, we have proposed the new algorithm for the onset time detection of the sEMG signals using the relation between the smoothing data and the threshold. The performance evaluation by using the displacement error demonstrates that using the SSI-SSI for the smoothing and the threshold processes with the 50-point windows size gives the best result. Furthermore, the proposed algorithm has been continued to prove with the real-time sEMG simulation using the identical data. The NI myRIO was selected as the hardware to test the system preliminarily. The results show that using the SSI-SSI as the smoothing-threshold equation can appropriately detect the onset time in real-time. However, the whole process is attempted by only the given data sets. If we change the input sEMG signals, the result may change. The SSI-SSI may not give the best performance.

Acknowledgement

This research was supported by Broadcasting and Telecommunications Research and Development Fund for the Public Interest (BTFP), Office of The National Broadcasting and Telecommunications Commission (NBTC), under Grant T2-1-0010/57.

References

- [1] Yoshikawa, M., *et al.*, A Myoelectric Interface for Robotic Hand Control Using Support Vector Machine, *Proceedings*, International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Diego, Cal., SAD, 2007, pp. 2723-2727
- [2] Kang, H., *et al.*, Intuitive Robot Navigation Using Wireless EMG and Acceleration Sensors on Human Arm, *Proceedings*, International Symposium on Intelligent Signals Processing and Communication System, Chiang Mai, Thailand, 2011, pp. 1-4
- [3] Guangji, S., *et al.*, The Design of a Rehabilitation Training System with EMG Feedback, *Proceedings*, International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology, Macao, China, 2012, pp. 917-920
- [4] Kugler, P., *et al.*, Automatic Recognition of Parkinson's Disease Using Surface Electromyography During Standardized Gait Tests, *Proceedings*, 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Osaka, Japan, 2013, pp. 5781-5784
- [5] Boostani, R., Moradi, M. H., Evaluation of the Forearm EMG Signals Feature for the Control of a Prosthetic Hand, *Physiological Measurement*, 24 (2003), 2, pp. 309-319
- [6] Al-Timemy, A. H., *et al.*, Classification of Finger Movement for the Dexterous Hand Prosthesis Control with Surface Electromyography, *IEEE Journal of Biomedical And Health Informatics*, 17 (2013), 3, pp. 608-618
- [7] Ahsan, M. R., *et al.*, Advance in Electromyogram Signals Classification to Improve the Quality of Life for the Disabled and Aged People, *Journal of Computer Science*, 6 (2010), 7, pp. 705-715
- [8] Phinyomark, A., *et al.*, Evaluation of EMG Feature Extraction for Movement Control of Upper Limb Prostheses Based on Class Separation Index, *Proceedings*, International Conference on Biomedical Engineering IFMBE, 35 (2011), June, pp. 750-754
- [9] Subasi, A., Classification of EMG Signals Using Combined Features and Soft Computing Techniques, *Applied Soft Computing*, 12 (2012), 8, pp. 2188-2198
- [10] Li, X., Aruin, A., Muscle Activity Onset Time Detection Using Teager-Kaiser Energy Operator, *Proceedings*, 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology, Shanghai, China, 2005, pp. 7549-7552
- [11] Dow, E. D., *et al.*, Electromyogram-Triggered Inspiratory Event Detection Algorithm, *Proceedings*, IEEE Soft Computing and Intelligent Systems, Kobe, Japan, 2012, pp. 789-794
- [12] Ghulam, R., *et al.*, Muscle Activity Detection from Myoelectric Signals Based on the AR-GARCH Model, *Proceedings*, IEEE Statistical Signals Processing Workshop, Ann Arbor, Mich., USA, 2012, pp. 420-423
- [13] Kuroda, Y., *et al.*, Novel Algorithm for Real-Time Onset Detection of Surface Electromyography in Step-Tracking Wrist Movements, *Proceedings*, 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Osaka, Japan, 2013 pp. 2056-2059

- [14] Lei, S., Qiang, W., A Novel Method of sEMG Signals Segmentation, *Proceedings*, 9th International Conference on Mobile Ad-hoc and Sensor Networks, Dalian, China, 2013, pp. 515-520
- [15] Qi, X., An Adaptive Algorithm for the Determination of the Onset and Offset of Muscle Contraction by EMG Signals Processing, *IEEE Transaction On Neural System and Rehabilitation Engineering*, 21 (2013), 1, pp. 65-73
- [16] ***, Available online: http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/IPD-NA/3M-Infection-Prevention/products/catalog/~/3M-Red-Dot-Foam-Monitoring-Electrodes-2237?N=5640900+4294957412&rt=d (Accessed on 30 January 2015).
- [17] ***, Available online: <http://www.tmsi.com/products/systems/item/mobi> (Accessed on 30 January 2015).
- [18] ***, Available online: http://en.wikipedia.org/wiki/Flexor_carpi_radialis_muscle (Accessed on 30 January 2015).
- [19] ***, Available online: http://en.wikipedia.org/wiki/Extensor_carpi_radialis_longus_muscle (Accessed on 30 January 2015).
- [20] Yoshikawa, M., *et al.*, Real-Time Hand Motion Estimation Using EMG Signals with Support Vector Machines, *Proceedings*, International Joint Conference SICE-ICASE, 2006, pp. 593-598
- [21] Phinyomark, A., *et al.*, Feature Reduction and Selection for EMG Signal Classification, *Expert System with Applications*, 39 (2012), 8, pp.7420-7431

Paper submitted: September 28, 2015

Paper revised: December 4, 2015

Paper accepted: December 28, 2015

Lung Volume Monitoring Using Flow-Oriented Incentive Spirometer with Video Processing

Athtayu Yuthong, Kanadit Chetpattananondh, Rakkrit Duangsoithong

Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering
Prince of Songkla University, Hat Yai, Songkhla, 90112, Thailand
5810120055@email.psu.ac.th, kanadit.c@psu.ac.th, rakkrit.d@psu.ac.th

Abstract— Lung rehabilitation can be done by using different measuring and monitoring tools to recover patient from lung collapse. However, the patients can feel uncomfortable or get infected from using these tools. This paper present lung volume monitoring using flow-oriented incentive spirometer with video processing. According to the result, the proposed method can be used for lung rehabilitation monitoring and measuring with more comfortable, low cost and easy to use.

Index Terms— video processing, circle detection, motion detection, position tracking, lung volume monitoring, incentive spirometer

I. INTRODUCTION

Lung collapse is occurred by a decrease in lung volume. It makes patients feel tired, having phlegm, cannot doing a daily life normally, and slow in body recovering process. Lung collapse usually encounters in patients with chest surgery or disability patients with movement problem and older people. Patients can do rehabilitation treatment including breathing exercise, coughing exercise, and using tools to increase lung volume monitoring for future planning based on each patient's conditions.

In general practice, therapist evaluate monitoring results of lung volume from spirometer which measured lung volume directly. With modern healthcare technologies, lung volume measurement tools or monitoring tools have been developed with difference purposes. For examples, the measurement of flow rate of breathing through wind turbine [1]. The propellers of the wind turbine are going to interrupt the ray between LED and Phototransistor. Frequency of ray occurs on Phototransistor depend on the flow speed and the wind turbine's rotation speed. Digital spirometer [2] is, another example which is depended on the different measurement of pressure using Pneumotachometer, lung volume calculation, and breathing work. The Digital spirometer record data shows results in graphs, and compares with the results during using this tool for monitoring and treating patients. Last example using data from Flow sensor in a game to control a character movement [3]. This makes patients feel comfortable and want to exercise using the game for lung expansion therapy. The difficulty can be set for each patient with the data recording of flow rate and lung volume during exercise.

Therefore, all of the tools above need to connect with a patient directly. It is not comfortable to use with many patients continuously or need to clean the tool to prevent infection between patients.

In this paper, we propose monitoring process of lung rehabilitation using video processing and Flow-Oriented Incentive Spirometer, which is cheap and mostly used in Thailand. By using this video processing technique, we can encounter the infectious problem during using a tool. Patients do not need to make a contact to the sensor or electronic device directly by using video from webcam and a technique to capture interested objects and record the flow rate and lung volume from the objects without modification or direct sensor to Flow-oriented incentive spirometer. In addition, Flow-Oriented Incentive Spirometer's brands are not affected the system in processing and monitoring.

II. FLOW-ORIENTED INCENTIVE SPIROMETER AND OBJECT DETECTION

A. Flow-oriented incentive spirometer

Flow-oriented incentive spirometer or Triflow has three translucent tube characteristics. Each tube has difference ball size and color as shown in Fig 1. This tool is used to rehab lung to increase lung volume and to approximate lung volume or to know the flow rate by inspecting balls position. The balls position and flow rate have a relation to each other. When a ball, two balls, and three balls are at the peak, the flow rate are equal to 600, 900, and 1200 cc/sec, respectively.



Fig. 1. Flow-oriented incentive spirometer

B. Circle object detection

Circle object detection was developed to find circular object in image without direct contact with the object for lung volume monitoring. Circular Hough Transform (CHT) [4] was used to find the position and size of circular objects from object edge. This technique can be adapted to use in ball detection in the Triflow. CHT is not considered the color of the ball, therefore CHT method can be used to detect balls with difference brands of Triflow.

The processes of circle detection with radius between R_{min} to R_{max} from an image with $m \times n$ pixels start with finding edge of an object using Gaussian Filter and Canny Edge Detection [5] from grayscale image. Each edge point $P_i(x_i, y_i)$ of edge image, which was generated, is used as a center of a circle within configuration radius as equations 1, 2, and 3.

$$(x - x_i)^2 - (y - y_i)^2 = R_i^2 \quad (1)$$

$$x = x_i + R_i \cos \theta \quad (2)$$

$$y = y_i + R_i \sin \theta \quad (3)$$

Where R_i is the radius of the circle in between R_{min} and R_{max} . Equation 2 and 3 are parametric representation of circle edge point.

Every time making a border surround P_i the position under border line was keep in 3D matrix $C(x, y, R_i)$. It shows the possibility of (x, y) position to be center of the circle with radius R_i . The calculation of local maxima of accumulator matrix presents the position and size of a detected circle.

C. Motion detection

Movement detection using background subtraction shows the difference between color intensities on each pixel [6]. It mostly uses in an image or a video from a static camera. Background subtraction uses a first frame which objects are not moving as a reference image and compares the reference image with the current frame using threshold to indicate the change pixel.

Background subtraction can be done using difference color space images. Example, grayscale image, which using single color component to detect changes, or multiple color component in equation 4, in order to select the difference between each color components of the image as much as possible.

$$\begin{aligned} Rm_n &= |Red_n - Red_{n-1}| \geq Threshold \\ Gm_n &= |Green_n - Green_{n-1}| \geq Threshold \\ Bm_n &= |Blue_n - Blue_{n-1}| \geq Threshold \\ Result_n &= Rm_n \vee Gm_n \vee Bm_n \end{aligned} \quad (4)$$

Where Rm_n , Gm_n and Bm_n are motion result from red, blue and green color component of frame number n .

III. PROPOSE METHOD

The monitoring lung volume using Triflow can be measured by detecting the movement of balls in vertical axis inside a Triflow. Due to fixed the position of Triflow during exercise, balls are been able to monitor to compare the lowest position and the highest position for accuracy processing.

Due to the design of Triflow from difference company can have difference sized of tubes and balls, and color of balls, before experimental, the size measurement of ball and distant between lowest and highest position measurement should be performed. We used these data in the configuration for video processing and calculation of flow rate and lung volume. In addition, Triflow has the characteristic of translucent tube, background with difference color with balls inside a Triflow helps to separate balls from background better than similarly, helps to eliminate some light reflection on tube surface, and helps to reduce problem from other moving object on background during exercise.

Our proposed algorithm starts with target configuring in order to compare lung status with the target from specialist. There are two working processes as shown in Fig 2. First, the target is the accuracy checking of the tool position in perpendicular and plane using circle detection. Second, it is a process to monitor balls movement comparing with the reference image. Then, it uses time and position of balls in each frame in calculation for lung volume and compare the result from specialist target before showing the result to users.

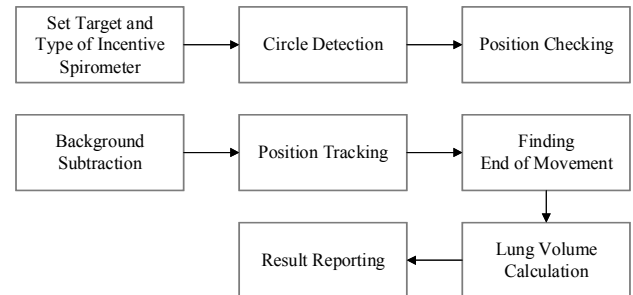


Fig. 2. System diagram.

A. Target configuration for training and identifying the type of Incentive spirometer

Target or purpose of training using Triflow can be separated into three type, which are balls number, height, and time. These targets can be changed depend on the ability to rehab of each patient. Example, for first time user, target can be set to low. In other words, target can be set to be making a ball flow with height more than haft of a tube for 2 second.

From selected background with difference color with balls for image processing of each Triflow, Triflow identification is an important part to easily separate Triflow from background. Triflow identification also helps the system to choose faction of ball size and distant between the highest and the lowest, which

was measured before calculation process to get lung volume and flow rate.

B. Circle detection and position monitoring

For image processing, we start with finding the area of interested objects, which is Triflow position and balls using absolute difference between gray scale image and color image that relate to background color. Example, using red background, we can find the difference between gray scale and red component and thresholding technique of Otsu to get area of interest in Fig 3. Then, the system detects circle objects using CHT and ball count number of balls that should be equal to three, while the system inspects the balls position and size that the second ball should be placed at the middle. If the balls have the same size, Triflow and webcam are on the same plane and know the highest position of the ball during movement comparing with current position.



Fig. 3. Segmentation result from difference between gray scale and red component image.

C. Motion detection and position tracking

After checking the position and size of objects, the system records initialize position and reference image for background subtraction process. Then, the system finds the difference between current frame and reference frame using threshold equal to 40. The results from background subtraction mostly occur in parallel circle characteristic, which are shown the area of circle of newer frame and reference frame.

In order to monitor balls, it can choose the highest position of a movement inside a tube in Fig 4, which is the bound of movement from a fraction of size of circle and size of tube. Then, the system records the highest position of each ball and processing time. After that, the system monitor movement of ball in next frame.

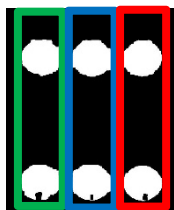


Fig. 4. Movement Boundary of each ball

D. Ending processes of Triflow

For detecting object movement, it continuous to work even balls is not moving. In case of cannot find the moving object, we

make the position of current balls are equal to initialize position from circle detection in previous process. If the position of the first ball is equal to the initialize position and nothing change more than a hundred frames, we assume that it reaches the ending process.

E. Volume calculation and report

After objects detection is ending, the process starts to compare results with the target or the conditions in A from time measurement at target ball flow above a target height for a period of time. If the measurement time is greater than a target time, the patients can be evaluated as pass the training with current difficulty. In parallel, lung volume calculation from the height of balls in flow rate unit can be used to evaluate lung rehabilitation using area under a graph of the relationship of balls height and time between frames. Area under graph of a first ball is multiply with flow rate follow Triflow scale which is equal to 600 cc/s. And for the second ball and third ball multiply with 300 cc/s. Lung volume is come from video processing by calculation the summation of area under graph of objects monitoring of every ball.

IV. EXPERIMENTAL RESULT

Video is captured by Logitech webcam with image resolution 320×240 pixels from situation which control illumination variation. Each image of the video was processed by computer with Intel Core i7 2GHz, processor 64-bit operation system. Experiment started with 2 balls as a target of exercise with the height equal to 50% from highest of ball movement for 2 seconds. Video processing started since Triflow was not on appear on a frame. Then assume that, we were new patients bring our own Triflow to use in lung volume monitoring system.

When a camera could capture Triflow image, circle detection system could tell the size and position of each balls which appear as a sequence of images. Size and position was used to compare with condition in the position checking process to verify initialize setup position before motion detection process by using the processing speed equal to 14 fps.

After verified initialize setup position of Triflow, system recorded current image as a reference frame and recorded balls position to use in area of movement detection of each ball. The results of movement detection during the current frame and reference frame were overlapping had the characteristic as an area that cover on both frames like in Fig 5(a) and when the ball was higher than the reference ball, the area of ball became two balls separated with each other like in Fig 5(b).

Using the upper left corner of bounding box instead of centroid of the area of detection made the position detection of balls during movement in difference characteristic more correctness. Fig 6(a) and Fig 6(b) showed vertical coordinate of top left corner of bounding box from first and second ball which can tell the position of balls continuously with processing speed of 29.5 fps. The system stopped detection process after cannot detect the first ball movement within 100 frames. After that,

system calculated lung volume from area under graph of each ball and measure time using during floating of second ball more than 50 percent or more than green line in Fig 6(b). Then, the measurement results were reported as a graph and told lung volume measurement comparing target threshold to user in order to acknowledge the training result.

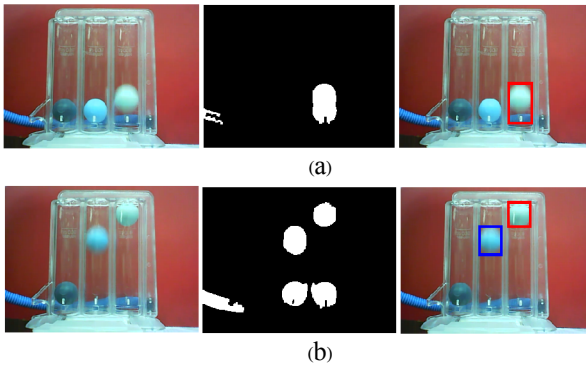


Fig. 5. Motion detection. (a) Result from merged area of circles. (b) Result from separated area of circles.

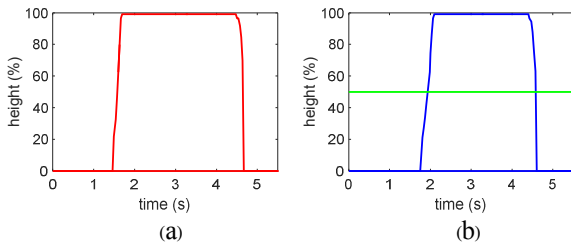


Fig. 6. Ball position from top left corner of bounding box. (a) Result from first ball. (b) Result from second ball

V. CONCLUSION

This paper presents an approach for lung volume monitoring using flow-oriented incentive spirometer by circle detection and motion detection for the purposed of training for lung volume rehabilitation. It can be used with many people over time without sensors or electronic devices connect to respiratory. This system can be adapted depend on the difficulty of training. It works with ordinary flow-oriented incentive spirometer. In our future, we are going to improve motion detection process in order to robust to illumination change along with data storage to record patients' training history for evaluation with conclusion of each patient.

REFERENCES

[1] A. Lay-Ekuakille, G. Vendramin, and A. Trotta, "Breath flow sensing via spirometric instrumentation: Pathology prediction using a genetic algorithm", Proceedings of the 3rd International Conference on Sensing Technology, ICST 2008, 2008, pp. 313-317.

[2] R. Alejos-Palomares, C. Ramirez, and N. Dominguez-Martinez, "Digital spirometer with LabView interface", Proceedings - 18th International Conference on Electronics, Communications and Computers, CONIELECOMP 2008, 2008, pp. 105-110.

[3] E. John, B. Joseph, D. Michael, "Game-based incentive spirometer and a method of quantifying and recording performance", U.S. Patent 0 303 930, November 14, 2013.

[4] T.J. Atherton and D.J. Kerbyson, "Size invariant circle detection", Image and Vision Computing, vol. 17, no. 11, pp.795-803, 1999.

[5] L. Ding and A. Goshtasby, "On the Canny edge detector," Pattern Recognit., vol. 34, no. 3, pp. 721-725, 2001.

[6] R.J. Radke, S. Andra, O. Al-Kofahi, and B. Roysam, "Image change detection algorithms: a systematic survey," IEEE Trans. Image Processing, vol. 14, no. 3, pp. 294-307, Mar. 2005.

Mobile Network Selection Algorithm based on Max-Min Fairness for Dynamic Weights

Nonpakit Pornchalermpong, Dujdow Buranapanichkit, and Krerkchai Thongnoo

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering, Prince of Songkla University

Songkhla, Thailand 90112

Email: 5810120027@email.psu.ac.th, {dujdow.b, and krerkchai.t}@psu.ac.th

Abstract—In recent years, wireless networks have become extremely necessary in modern communications. Especially in mobile phones, we are using wireless networks to connect to networks around the world using both cellulars and WLANs. In order to connect to the Internet, mobile phones can connect to the Internet using these wireless network technologies, but, mobile phones cannot select a suitable wireless network. In this paper, we propose the network selection that considers both Wi-Fi and cellulars by using *energy efficiency, delay, and UDP loss rate* as key factors. To get these parameters, we used data from our measurement for four periods of time. After collecting the data, the algorithm applied for dynamic weight calculation based on Max-Min Fairness Algorithm and compared score results of each network path to select the best path. The simulation results demonstrate that the process of this proposed algorithm leads to convergence, therefore, this scheme can be used for network selection in mobile devices.

Index Terms—Network selection, energy efficiency, ping RTT, UDP success rate

I. INTRODUCTION

Nowadays, technology is becoming an important thing in daily life. Without technologies, many careers need to spend more efforts to make things done. One of the most important technologies is communication. It is mostly used for communication, education, research, or even healthcare. The examples of using technology are the communication between any hospitals and inside a hospital, telephone, and etcetera. Wireless communication, one of the data communication technologies, has become important role in modern communications. The most popular wireless communication in these days is mobile phones. For today mobile phones, they are using wireless networks to connect to the worldwide. Examples are GSM, LTE, WCDMA, and Wi-Fi. The mobile phone's owner can choose which path to connect to the Internet. Moreover, mobile phones can select the network path by themselves, by trying to connect to Wi-Fi first if this connection is available. If there are none of Wi-Fi are available, mobile phones switch to cellular instead. Never the less, the mobile phones cannot measure the network performance of each path to connect to the Internet. Therefore, it may obtain the worst network path in network selection.

To encounter this problem, there are many papers with regard to research about network selection. Some papers consider in physical layer of the network, so that, the Internet can be used on all network paths at the same time [1] but this scheme requires modification of mobile phone firmware and servers to support the algorithm. Some are using neural networks for wireless network selection [2][3][4]. Their algorithms collect the important data and use these data in neural network training to get the optimized network. The paper [5] identified the mobility of devices for network selection. They predicted which route the device was moving toward. Then, the device connected to the router in the selected route to prevent the loss of data during the devices movement. Some papers applied human consideration to weight each parameter for calculation [6][7][8], by allowing the users to input the data for working on their method. Furthermore, in Delphi [9], their algorithm is based on the regression tree to select the optimized wireless network by using data from regression tree, energy and monetary cost in objective function and using weight from user assignment. This scheme was separated into three functions which was data collection, weight calculation, and network selection. Finally, ASWU [10] was a paper that used Max-Min Fairness Algorithm for dynamic weights and Zero-Sum Game, which is a mathematical of a situation where adding equal to subtracting of each participant, so, the loss or gain of the data of each participant is balanced by the loss or gain of other participants. Then, the device used weight for calculate the score function to get the optimized network.

Due to the difference method of paying for Internet usage in Thailand, like a buffet per month, so, in this paper, we propose the wireless network selection for mobile devices that is not considering money cost for Internet usage, but it focuses on data throughput. We use an approach based on dynamic weight from Max-Min Fairness Algorithm. The paper is organized as follows. Section II introduces the method for the proposed network selection and describes our network selection algorithm, while section III presents the results from the simulation of network selection algorithm. Finally, section IV concludes the paper.

II. METHODOLOGY

In this paper, proposed network selection algorithm, it considers both Wi-Fi and cellular as shown in Fig 1. According to network performance; throughput, delay, and energy efficiency we use all of these parameters for our proposed wireless network selection via mobile device. There are three processes to select a network as shown in Fig 2 which are Data Collection, Weight Calculation, and Network Selection. In data collection, the device is able to receive the configure data of every Radio Access Networks (RANs). Then, in weight calculation, the algorithm uses dynamic weight [10] to indicate the important factor of each parameters based on Max-Min Fairness of all data. Finally, in network selection, the algorithm calculates score functions to compare each network for optimized network selection using weights from the previous process.

A. Data Collection

Data collection is a process to profile important data for evaluate our algorithm. The important data are consisting of *energy efficiency*, *UDP success rate*, and *delay*. In ASWU, they utilize energy remaining, delay, and monetary cost. However, we are interested in UDP success rate instead of monetary

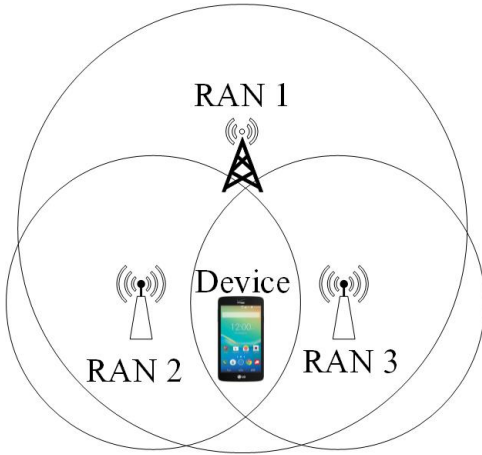


Fig. 1. The system of Radio Access Network.

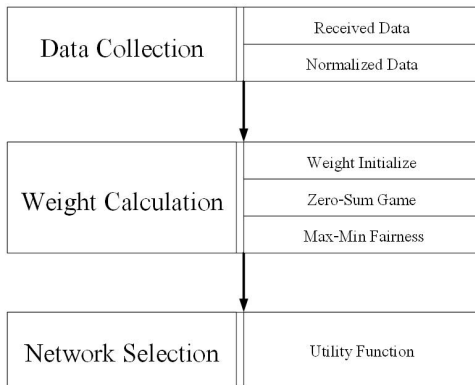


Fig. 2. Network Selector's method.

cost with regard to the success ratio of network path and energy efficiency.

All of three data, *Energy efficiency*, *UDP success rate*, and *Delay*, are from our measurement. For energy efficiency, we used data from battery usage information within setting menu of Android mobile phones. The battery usage is separated into energy usage of each application. So, our energy efficiency is equal to one minus energy usage of ping round trip time application and UDP loss rate application. For UDP success rate, we used data from sending a hundred packets to our server. Then, the device receives the packet count from the server. Last, delay, we use ping round trip times to measure delay to our server. The *delay*, before using this data, the data is put in equation 1 to obtain the normalized data which is in range between 0 and 1. D_i is the received delay while i indicates the RAN number and T_M is the delay threshold that indicates the maximum delay that the network can occur.

$$n_i = |\min(0, (D_i - T_m)/T_m)| \quad (1)$$

B. Weight Calculation

In this subsection, device gains the dynamic weights based on Zero Sum Game in Fig 3. Furthermore, algorithm obtains all possible game outcomes by adding the data from the Zero Sum Game to the given data in each path. The weight of the energy efficiency, UDP success rate, and delay become higher when one of the parameter is increased. As a result, the weight calculations apply to equations 2 to 4.

For initialization, all of the weights, energy weight (w_e), UDP weight (w_s), and delay weight (w_d), are equal to 1/3 to make the initialize process to be fairness. Whereas the selected data from the normalize parameter value in data collection, selected energy efficiency (E_b), selected UDP success rate (S_b), and selected delay (n), equal to 1 to assume the best data in the algorithm for Max-Min Fairness Algorithm.

$$w_e^+ = (1 - E_b)w_e \quad (2)$$

$$w_s^+ = (1 - S_b)w_s \quad (3)$$

$$w_d^+ = (1 - n)w_d \quad (4)$$

For the results of weights calculation, the summation of all weights in each Zero-Sum game outcome was equal to one. For additional, the path has at least a weight that is less than zero, the outcome of that path could be pruned. To calculate the utility function, the algorithm processes equation 5 to obtain the data. Then the algorithm compares the calculated data of every RANs with previous utility scores based on Max-Min Fairness algorithm with respect to maximum the worst case outcome of previous utility scores.

$$U = w_e * E_i + w_s * S_i + w_d * n_i \quad (5)$$

To put in other words of Max-Min Fairness, the algorithm selects the outcome that has the minimum scores in previous scores but has the highest score of current scores. Next, the algorithm assigns weights depending on the selected outcome

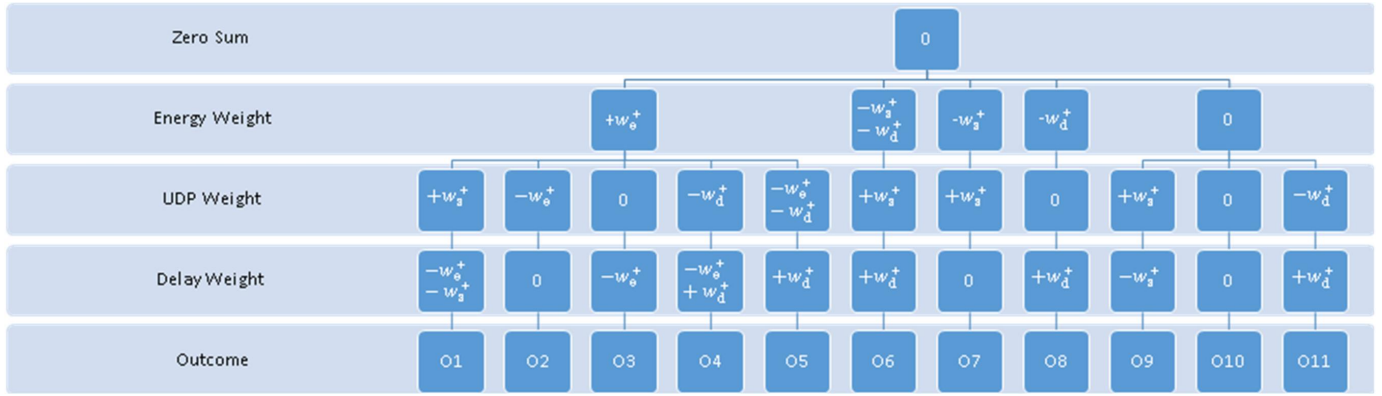


Fig. 3. Zero-Sum Game.

TABLE I
TABLE OF TEST SCENARIOS IN SIMULATIONS

Scenarios	Detials
1	Morning, around 07:00
2	Noon, around 11:30
3	Evening, around 18:00
4	Night, around 22:00

and selected data to E_b , S_b , and n depend on the RAN of that select outcome from energy efficiency of RAN i (E_i), UDP success rate of RAN i (S_i), and delay of RAN i (n_i). After initialization, the algorithm continues these processes until the convergence occurs or reach the maximum iteration count which is equal to one thousand.

C. Network Selection

After weight calculation, the algorithm utilizes the weights from the selected result in calculation process to apply in the utility function for each RANs. After receiving the scores from the utility function of all network paths, the algorithm compares the scores for each RAN to select the highest score data.

To put all these processes for more understanding, the details of dynamic weight network selection algorithm are shown in Algorithm 1. The algorithm initializes the data every time the system triggers to profile active measurement parameters. The algorithm does the iteration for dynamic weight calculation until Max-Min Fairness reach the end process. Then, the algorithm calculates scores to get the best network selection.

III. SIMULATION

This simulation was implemented on a PC with Windows operating system using JAVA language. This simulation was tested in order to evaluate the algorithm using variables type double to store data. The simulation was investigated for four scenarios as shown in TABLE I. The network selection algorithm was tested by using instance number of E_i , S_i , and n_i of each RANs from our measurement, as described in

Algorithm 1 Network Selection Algorithm

```

1: procedure SELECTED NETWORK
2:    $outcome \leftarrow 0$ 
3:    $E_b \leftarrow 1$ 
4:    $S_b \leftarrow 1$ 
5:    $D_b \leftarrow 1$ 
6:    $w_e, w_s, w_d \leftarrow 1/3$ 
7:    $E_i, S_i, D_i \leftarrow$  Lists of Available RANs
8:   while  $outcome_{i-1} \neq outcome_i$  AND iteration count
    $< I_{max}$  do
9:     Update Weight for all possible Zero-Sum Game's
   outcome using (2)(3)(4)
10:    Calculate outcomes using (5)
11:    Select the outcome that maximizes the minimum
   value of previous score
12:     $w_e, w_s, w_d \leftarrow$  Weight from Selected Outcome
13:     $E_b, S_b, D_b \leftarrow$  selected outcome data
14:  end while
15:  Calculate score of every path using (5) and current
   weight
16:  return highest score path
17: end procedure

```

subsection II-A, to measure the performance of the algorithm. We used the weights from the final result of the network selection and each RAN information to put them in objective function of Delphi [9] in equation 6. From the objective equation, S_i , E_i , D_i , α , β , and γ indicate throughput, energy, delay, throughput weight, energy weight, and delay weight, respectively. We used the scores from the objective function to get the selected RAN and compared that selected RAN with our selected RAN. We also tested the algorithm in case of two to nine RANs was received by mobile device. The results will be discussed on section IV

$$O = S_i^\alpha * E_i^\beta * D_i^\gamma \quad (6)$$

TABLE II
TABLE OF USED PARAMETERS IN SIMULATIONS

NO	RANs	E_i	S_i	n_i	SRAN	DRAN [9]
1	1	0.81	0.987	0.82210	2	2
	2	0.92	0.988	0.80781		
	3	0.89	0.994	0.86623		
2	1	0.90	0.977	0.82262	3	3
	2	0.87	0.989	0.81030		
	3	0.89	0.988	0.86623		
3	1	0.92	0.980	0.81896	1	1
	2	0.61	0.986	0.80446		
	3	0.86	0.999	0.86670		
4	1	0.91	0.983	0.81896	3	3
	2	0.94	0.987	0.80159		
	3	0.84	0.987	0.86396		

IV. SIMULATION RESULT

From our simulation on section III, we obtained that, our Max-Min Fairness Algorithm reached the maximum of iteration and the selected RAN of our algorithm is the same as Delphi [9]. The results of selected RAN is shown in TABLE II. In the table, *NO* is scenario number. *RANs* identifies radio access network that a mobile phone can detect. E_i , S_i , and n_i are normalized data of energy efficiency, UDP success rate, and delay respectively. *SRAN* describes the selection of radio access network number in this algorithm. At last, *DRAN* tells the selection of radio access network number in Delphi [9]. In our discussion, number of iteration had some meaning within it. The number of iterations was increased due to the similarity of the data between each RAN. Therefore, the algorithm needed to run more iteration to satisfy the weight fairness. The results from testing two to nine RANs showed that even the number of RANs is increasing, the number of iterations is still the same if only if the later RANs is totally worse than the early RANs. The total processing time of the algorithm was not more than two seconds in worst scenario. In practical, the algorithm is going to take more time for processing due to the similarity of data using in algorithm. Also, the algorithm needs to measure energy efficiency, UDP success rate, and delay of each RAN.

Due to using JAVA language to implement this algorithm, the code can be applied to Android application directly without modification. Therefore, the network selection algorithm can be used for network selection in real life on Android mobile devices.

V. SUMMARY

This paper, proposed network selection algorithm, is considered both Wi-Fis and mobile network by using *energy efficiency*, *delay*, and *throughput*. After the algorithm receives required data, the algorithm uses these data for dynamic weights calculation [10]. Then, the algorithm uses the weights

from final result of dynamic weight for network selection by comparing result score of each paths, in the utility function. The simulation results show that, the iteration of this algorithm can reach the stopping step, reach the convergence. In summary, this algorithm can be used for Android mobile network selection and can select the best network among receiving RANs.

REFERENCES

- [1] Y. Hasegawa, I. Yamaguchi, T. Hama, H. Shimonishi, and T. Murase, Improved data distribution for multipath TCP communication, in Global Telecommunications Conference, 2005. GLOBECOM05. IEEE, 2005, vol. 1, p. 5pp.
- [2] A. Sehgal and R. Agrawal, Integrated network selection scheme for remote healthcare systems, in Issues and Challenges in Intelligent Computing Techniques (ICICT), 2014 International Conference on, 2014, pp. 790796.
- [3] L.-C. Tseng, F.-T. Chien, D. Zhang, R. Y. Chang, W.-H. Chung, and C. Huang, Network selection in cognitive heterogeneous networks using stochastic learning, Communications Letters, IEEE, vol. 17, no. 12, pp. 23042307, 2013.
- [4] M. Lahby, L. Cherkaoui, and A. Adib, Network selection algorithm based on diff-ahp and topsis in heterogeneous wireless networks, in Multimedia Computing and Systems (ICMCS), 2012 International Conference on, 2012, pp. 485490.
- [5] S. Kunarak, R. Sulessathira, and E. Dutkiewicz, Vertical handoff with predictive RSS and dwell time, in TENCON 2013-2013 IEEE Region 10 Conference (31194), 2013, pp. 15.
- [6] R. Trestian, O. Ormond, and G.-M. Muntean, Enhanced power-friendly access network selection strategy for multimedia delivery over heterogeneous wireless networks, Broadcasting, IEEE Transactions on, vol. 60, no. 1, pp. 85101, 2014.
- [7] A. Bar, D. Mimran, L. Chekina, Y. Elovici, and B. Shapira, Nesto- Network selection and traffic offloading system for android mobile devices, in Wireless Communications and Mobile Computing Conference (IWCMC), 2013 9th International, 2013, pp. 337342.
- [8] S. Nirjon, A. Nicoara, C.-H. Hsu, J. Singh, and J. Stankovic, Multinets: Policy oriented real-time switching of wireless interfaces on mobile devices, in Real-Time and Embedded Technology and Applications Symposium (RTAS), 2012 IEEE 18th, 2012, pp. 251260.
- [9] S. Deng, A. Sivaraman, and H. Balakrishnan, Delphi: A Software Controller for Mobile Network Selection, 2016.
- [10] Awad, Alaa, Amr Mohamed, and Carla Fabiana Chiasserini. "Dynamic Network Selection in Heterogeneous Wireless Networks." IEEE CONSUMER ELECTRONICS MAGAZINE (2016).

Probabilistic Static Foreground Elimination for Background Subtraction

Sunthorn Rungruangbaiyok*, Kanadit Chetpattananondh, Rakkrit Duangsoithong

Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University, Hatyai, Songkhla, 90112, Thailand

*E-mail: r_sunthorn@yahoo.com

Abstract: Background subtraction is mainly used to detect the moving object, however, its detection error can be increased when background is changing. Therefore, adaptive background subtraction is applied to overcome this problem. The background in adaptive background subtraction can be adjusted continuously by using learning rate. Basically, the learning rate is fixed. The learning rate should be tuned in case adaptive background because the background may be changed consistently. This paper proposed Probabilistic Static Foreground Elimination for Background Subtraction algorithm (PSFE). It consists of 2 parameters: number of frame for background updating of the static foreground and probability of pixel that can be changed to background. PSFE is compared with Basic Background Subtraction (BBS), Three Frames Differencing (3FD) and Adaptive Background Subtraction (ABS) by false negative and false positive error. The results show that the algorithm can reduce detection error and is stable when the foreground is moving. Moreover, it can decrease error when comparing with basic adaptive background subtraction in dynamic background and camouflage problem.

1 Introduction

Moving image detection is a useful technique for several applications, such as surveillance, traffic, human computer interaction [1], [2],[3], and there are many methods to detect the moving object. Generally, they can be classified to 3 methods; feature segmentation, optic flow, and frame differencing, and are shown in Figure. 1.

Feature segmentation is a method that detect the moving image using object characteristic. For example, skin detection is used to detect human body, such as face and hand, from selecting the pixel intensity that is similar to human skin [1], [2],[3]. Template matching and shape matching are used to detect interested object such as face, hand, and circular shape object [4] ,[5]. The feature segmentation method is able to detect object when object characteristics are known. However, this method has to be trained by optimized datasets unless will face a problem when object and background color are similar. **Optic flow** [6], [7], [8] is a group of vectors that can be represented object moving direction and its computational process is complexity [9] . **Frame differencing** is a method that compared difference between 2 frames such as frame subtraction and background subtraction. *Frame subtraction* [8], [10], [11] finds how difference between current frame and previous frame. It can calculate a latest background continually. Nevertheless, it still has some problems, for

instance, after detecting, a wanted object can be appeared 2 objects called ghosting. Moreover, those 2 objects sometimes can be overlapped. Therefore, they will have a hole in overlapped position called aperture. The ghosting can be solved by using 3 frames in frame subtraction. For instance, the current frame (F_t), previous frame(F_{t-1}) and the frame before previous frame(F_{t-2}) are used to detect the wanted object. Nevertheless, the wanted object will be disappeared when the object does not move because the difference among 3 frames cannot be detected. *Background subtraction* [1], [10] detects the moving object from comparing between current frame and reference frame. Its segmentation is good when reference frame is stable. Normally, the background is dynamic in real life. Hence, the background has to be updated to the latest background since the process is started. Therefore, adaptive background subtraction is used to solve this problem and should be varied by occasion.

2 Literature review

Stauffer and Grimson [12] proposed the Gaussian Mixture Model(GMM) to detect image in dynamic background. The GMM model parameters consists of weight, mean, and the covariance matrix and the number of Gaussian. The number of Gaussian are set from 3 to 5 because of the variable and computational power. In 2010, Benezeth, Yannick, et al. [13] compared the background subtraction algorithm and found that the methods such as GMM [12], Kernel Density Estimation [14], and Codebook [15] provide the efficiency better than other methods such as basic motion detection, One Gaussian distribution, and Minmax (Minimum, maximum and Maximum Inter-Frame Difference)[16]. However, they are not suitable in real-time application. In 2011, Hamid Hassanpour, et al.[17] reviewed papers and compared complexity, time consuming, and detection error between statistical approach and non-statistic approach and found that the statistic approach can be suitable for outdoor environment. However, it is more complex and take a long time in process. On the other hand, the non-statistic approach can be proper for indoor environment and real-time applications. In 2013, Farah Yasmin Abdul Rahman, et al. [18] presented enhanced background subtraction using second derivative in gradient direction with existing background subtraction techniques.

Learning rate is a parameter that can be used to improve an algorithm. In 2008, Musa Haque, et al. [19] proposed a mixture

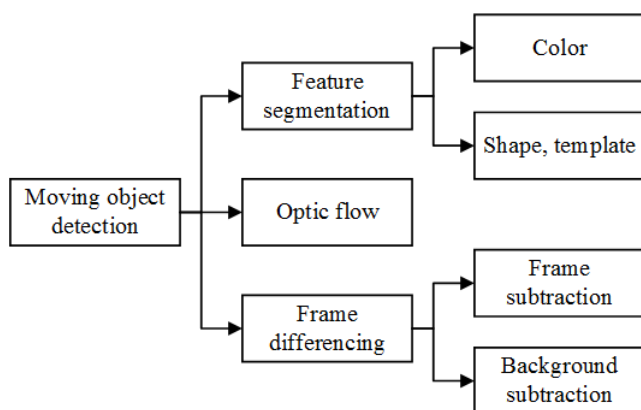


Fig. 1: Moving image detection method

of Gaussian distribution and dynamic background generation technique, and they propose the technique in different learning rates (0.1, 0.01, and 0.001) among 3 fixed threshold values. According to their results, the best error rate mostly occurs when learning rate is 0.1 and 0.01. In 2010, Fan Chieh Cheng, et al. [20] used temporal differencing and Laplacian distribution to create the block for defining object and background. Then, the new learning rate is updated. In 2011, Ka Ki Ng and Edward J. Delp [21] proposed adaptive learning rate that calculated from 2 parameters. Both parameters are controlled by the weight. The first parameter is depended on magnitude of absolute differencing between current frame and background model. Another one depends on temporal duration of a pixel in the background. In 2012, Gang Xu, et al. [22] presented adaptive background update method using frame level detection and pixel level detection. Background changing in large area and foreground target were determined to update new background. Threshold and learning rate were set to 15 and 0.15, respectively. After that, they used the adaptive background subtraction and improved camshift to detect moving target. In 2013, Rui Zhang, et al. [23] presented the adaptive learning rate calculation based on model-scene-dependent approach. This method used statistics extraction and 2-D lookup table of learning rates to determine adaptive learning rate. In 2014, P. K. Sahoo, et al. [9] proposed the adaptive background subtraction based on frame differencing and updating threshold value and learning parameters using Infinite Impulse Response (IIR) filter and compared with existing method. Then, the result showed that their proposed method is better than background subtraction and temporal differencing method. In 2017, M. A. Rahman, et al. [24] proposed the modified running Gaussian average method. Their learning rate was based on the threshold information of two consecutive frame. It can be found that their method can detect object more correctly with little noise and use computation time less than Gaussian mixture model.

Adaptive learning rate is one of the important parameter that used for tuning to update new background. Therefore, this paper focuses on adaptive learning rates, and proposes the Probabilistic Static Foreground Elimination for Background Subtraction (PSFE).

3 Theory

Background subtraction is one of the moving detection method. This method can be determined from differencing between current and reference frame. It is easy to detect the moving image than the other methods. However, it still has some problems since background is changed. Therefore, the background should be adapted continuously during process duration. Adaptive background subtraction (ABS) can be applied for moving image detection and can be renewed background by itself. Basically, The ABS block diagram is shown in Fig. 2 and can be determined by Eq. (1) as follow, [21], [25]

$$B_t = \alpha F_t + (1 - \alpha) B_{t-1} \quad (1)$$

where B_t and B_{t-1} are the current background frame and the previous background frame, respectively. F_t is the input current frame and α is the learning rate.

Learning rate is a parameter that is used to update an old background to a new background. The speed of background updating depends on learning rate value. Normally, the learning rate value is an interval between 0 to 1. If the learning rate is nearly to 1, the value in input frame appearance is higher than background frame. Then, the adaptation will be fast. On the other hand, if it is nearly to 0, the adaptation will be slow. In addition, if the learning rate is 0, the background will not be adapted. Conversely, if the learning rate is 1, the current frame will become to the new background in the next frame. Typically, the learning rate is set to 0.05 [17]

The ABS starts from assuming the initial background. The initial background can be generated by Eq. (2) [21], [26], [27] and will become the first reference background. Next, the moving object can be found by using Eq. (3). The current and the reference frame are subtracted by absolute difference and are compared with threshold to segment the moving object from the background. After that, the

learning rate is represented into the Eq. (1) to get the new background. The new background will be the reference background for the next frame. Finally, doing this process again continuously until end of the last frame.

$$B_{initial} = \frac{\sum_{i=1}^N F_i}{N} \quad (2)$$

$$D_t = \begin{cases} \text{Foreground,} & \text{if } |F_t - B_t| \geq \text{threshold;} \\ \text{Background,} & \text{if } \text{Otherwise;} \end{cases} \quad (3)$$

where F_t and B_t are the input current frame and the reference background frame, respectively. D_t is the detected moving object.

4 Probabilistic Static Foreground Elimination for Background Subtraction (PSFE)

Learning rate can indicate how speed that can be updated the new background. Normally, the learning rate is fixed. The background can be adjusted fast and slow. Therefore, the learning rate should be updated depend on an event.

The proposed algorithm is based on the block diagram in Fig. 2 and focuses on learning rate parameter. According to the Eq. (1), one of the important parameters is learning rate. The learning rate is modified to update new background model.

The modified learning rate block diagram is illustrated in Fig 3. It starts from collecting the data images to estimate the initial reference background and calculate threshold. Then, the initial reference background is created by using Eq. (2).

Next, the segmented image is used to determine a learning rate frame (α_t) that contains learning rate ($\alpha_{pixel,t}$) and zero. The learning rate at the pixel in the segmented image of frame t is $\alpha_{pixel,t}$. The other pixels, the alpha value is 0. The learning rate frame can be created by Eq. (4).

$$\alpha_t = \begin{cases} \alpha_{pixel,t}, & \text{if } |F_t - B_t| \geq \text{threshold;} \\ 0, & \text{if } \text{Otherwise;} \end{cases} \quad (4)$$

The proposed learning rate consists of 2 parameters and can be calculate by Eq. (5). The first parameter is number of frame for changing the static foreground to be background (N_{hold}). The second parameter is a probability of pixel that will be background in the next frame ($P_{BG,t}$).

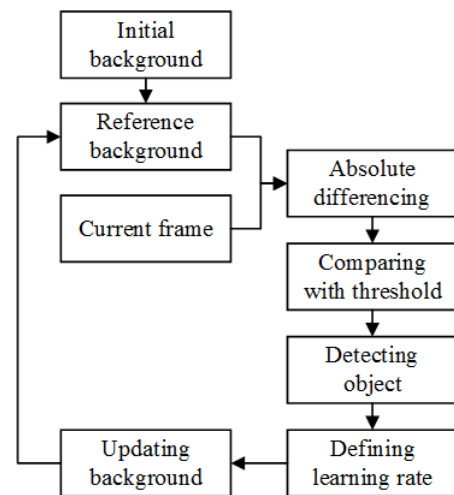


Fig. 2: Adaptive background subtraction block diagram

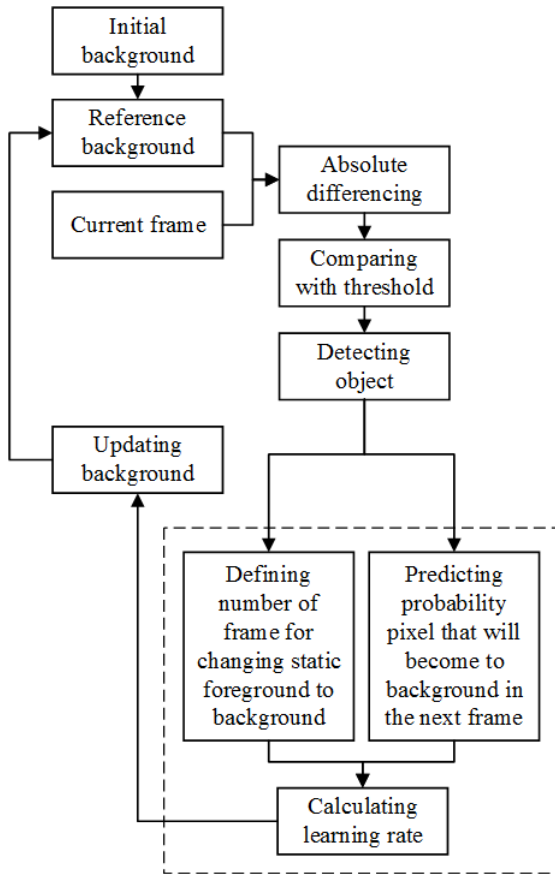


Fig. 3: Proposed adaptive background subtraction block diagram

$$\alpha_{pixel,t} = \frac{1}{N_{hold}} \times P_{BG,t}. \quad (5)$$

This probability of intensity in segmented object presents the similarity of characteristic in segmented image. If this value is high, the intensity value of the pixel in the next frame can be the same. Therefore, the detected image in this pixel can be the same object. On the other hand, this value is low, the intensity value of the pixel in the next frame can be the other object or the background. Therefore, this probability can be supported to generate the new background model by using Eq. (6). Represented pixel that is in the Eq. (6) can be counted from the number of pixel that has intensity between mean of intensity in the segmented image and its standard deviation.

$$P_{BG,t} = 1 - \frac{\text{number of represented pixel of diff image}}{\text{total pixel of diff image}}. \quad (6)$$

After determining the learning rate, the learning rate frame is generated and replaced this learning rate frame into the Eq. (1) for creating the new background model. The new background model can be used to detect the moving object by background subtraction method. Finally, doing this algorithm again with the next frame until the dataset or detection process are finished. The PSFE algorithm can be sketched in Algorithm 1.

5 Experiment

This experiment was designed to analyze the learning rate for adapting the background model and was compared the proposed algorithm (PSFE) with existing method such as basic background subtraction (BBS), Three frame differencing (3FD), the adaptive background subtraction (ABS) with fixed learning rate (0.01, 0.05, 0.1, and 0.5). In this experiment, the fixed learning rate was chosen between 0-0.5

Algorithm 1: Probabilistic static foreground elimination for background subtraction (PSFE)

```

1 function PSFE (x, y, t, N, T, α);
2 //x and y are the element position in image frame, t is the
  index number of frame, N is the number of training frame,
  T is the number of the last frame and α is the learning rate.
Input : t, T and N
Output: t and α
3  $B_{initial} = \frac{\sum_{i=1}^N F_i}{N}$ ;
4 for t = 1 : T do
5    $Diff_{image,t} = |F_t - B_t|$ ; //  $F_t, B_t$  are the input frame
     and background frame, respectively.
6   if  $Diff_{image,t} \geq threshold$  then
7     // Threshold is calculated by Otsu's method or GMM
       method.
8     define  $\frac{1}{N_{hold}}$ ; //  $N_{hold}$  is the number of frame for
       changing the static foreground to be background
       (Static foreground elimination)
9      $P_{BG,t} =$ 
        $1 - \frac{\text{number of represented pixel of diff image}}{\text{total pixel of diff image}}$ ;
10     $\alpha_t = \frac{1}{N_{hold}} \times P_{BG,t}$ ;
11  else
12     $\alpha_t = 0$ ;
13  end
14  Represent the  $\alpha_{pixel,t}$  into the  $\alpha_t$  element.
15   $B_t = \alpha_t F_t + (1 - \alpha_t) B_{t-1}$ ;
16 end

```

because if the learning rate is higher than 0.5, the background will be updated very fast. According to the Fig.3, the detection result depends on 2 factors: threshold, and learning rate (α). In this study, the learning rate was tested for comparing with existing methods. Therefore, the threshold were fixed and calculated from training set by Otsu's method, and Gaussian Mixture Model (GMM). The threshold are calculated by frame because they are not complex more than by pixel.

This experimental design is separated into 2 parts and was shown in Fig. 4. The first part used the threshold from Otsu's method and compared with the ABS with fixed the learning rate and the proposed algorithm were compared. The parameter N_{hold} were set to 100, 20, 10, and 2 because they can be compared to the fixed learning rates that were 0.01, 0.05, 0.1, and 0.5 respectively. Another part is the same as the first part but the threshold were calculated by GMM.

The detection image is evaluated and compared with the ground truth image by percent error of false positive (FP) and false negative (FN). These two measurement error can be calculated by the equation Eq. (7) and Eq. (8).

Threshold	1 st experiment, threshold is from Otsu's method 2 nd experiment, threshold is from GMM method
Method	Basic background subtraction (BBS)
	Three frame differencing (3FD)
	Adaptive background subtraction (ABS) (define fixed learning rate (α) = 0.01, 0.05, 0.1, 0.5)
	Probabilistic Static Foreground Elimination (PSFE) (define $1/N_{hold}$ = 0.01, 0.05, 0.1, 0.5)

Fig. 4: Experimental design chart

$$FP_{err} = \frac{\text{number of } FP}{\text{number of total pixel}} \times 100, \quad (7)$$

$$FN_{err} = \frac{\text{number of } FN}{\text{number of total pixel}} \times 100, \quad (8)$$

where FP is the number of pixel of the testing frame compared to the groundtruth that detects an object as a background, and FN is the number of pixel of the testing frame compared to the ground truth that detects a background as an object.

6 Dataset

In this experiment, the datasets are Wallflower dataset [28]: Waving trees, Camouflage, Moved object, and Foreground aperture. They are represented for testing in several scenes and are shown their details in Table 1. The example of training frame, evaluate frame, and groundtruth image are shown in Fig 5.

- Waving Trees is the dataset that used to test for dynamic background. The trees in the background scene are swing movement. Then, a person is coming into this scene while the trees are waving. Finally, the person is going out from this scene.
- Camouflage is used to test for detection when the color of object and background are similar. Firstly, the monitor displays blue image. Then, a person is coming in to this scene and stop at the in front of the monitor. Lastly, this person is going out from this scene.
- Moved Object is used for testing when background is changed. This dataset starts from the chair is in the room. And then, a person is coming into this room and moved the chair. After that, the chair is moved from the person. Finally, the person go out from this scene.
- Foreground Aperture is used to test for aperture case. This dataset starts from the man is sleeping on his desk. And then, he wakes up. Finally, he is going out of frame.

7 Results

These experiment are compared the detection error from 4 datasets (4 scenarios) by using 2 fixed thresholds. The false positive (FP) and

Table 1 Details of experimental dataset.

Dataset	Training frame	Test frame	Evaluate frame
Waving Trees	000-199	200-247	247
Camouflage	000-199	200-251	251
Moved Object	400-599	599-985	985
Foreground Aperture	260-459	460-489	489

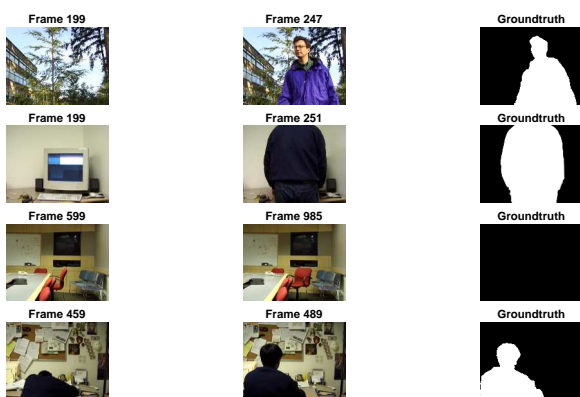


Fig. 5: The evaluate frame and ground truth image

false negative (FN) error, and the detection error (FP+FN) are presented in Table 2., 3., and 4., respectively. The comparison detection result image when threshold are calculated by Otsu's method and GMM are displayed in Table 5. and 6., respectively.

BBS provides the best detection result of Waving trees case when threshold is from GMM method. The total detection error from the proposed method when the threshold is calculated by GMM method is less than by Otsu's method. The result from proposed method are constant while $1/N_{hold}$ is increasing when both threshold were used. The detection result image from ABS are slightly disappeared since learning rate is increasing meanwhile the proposed method still detected the image when $1/N_{hold}$ is increasing and the detection result between 2 thresholds are similar.

The best detection result of Camouflage case is from the PSFE (0.5) when threshold is from GMM method. The detection error from the proposed method is slightly changed but ABS are highly increased since $1/N_{hold}$ and learning rate is increasing, respectively. The detection result from the proposed method are constant when $1/N_{hold}$ is increasing meanwhile the result from ABS are faded while learning rate is increasing. When considering the proposed result between 2 thresholds, the threshold that is from GMM method can detect object better than Otsu's method at the camouflage regions.

In case of Moved object, the best detection result are from 3FD, ABS, and the PSFE (0.5) when threshold is calculated by GMM method. The FN error are all zero in this dataset because the groundtruth does not have foreground image. When investigating the threshold that is from Otsu's method, the chair from ABS is disappeared faster than the proposed method.

The best detection result of Foreground aperture case are from BBS and the proposed method with $1/N_{hold} = 0.01$ when the threshold is calculated by Otsu's method. The total error from the proposed are slightly changed but ABS are significantly changed. The threshold by GMM can detected aperture region more than Otsu's method. Conversely, it detects background more wrong than Otsu's method.

The average detection error shows the proposed method that has the best average result from 4 datasets in 4 scenarios by the threshold that is calculated from both GMM and Otsu's method, especially from GMM method when $1/N_{hold}$ is 0.1. When considering between 2 thresholds, the result when using threshold from GMM method is better than Otsu's method. In addition, the false positive error is greater than the false negative error in 3 cases: Waving trees, Camouflage, and Foreground aperture. In case of Moved object, the false positive error is less than the false negative error.

8 Discussion

The best average detection result image are from PSFE (0.5) when threshold was calculated from GMM method. When the threshold was calculate from Otsu's method, the PSFE (0.1) provided the lowest detection error among the existing method. When considering between 2 thresholds that were calculated, the detection result from GMM method is better than Otsu's method because the GMM method can define threshold range finely more than Otsu's method. However, the error will be occurred in background because of unoptimized threshold range. In addition, the threshold should be optimized because it is the criteria for good segmenting object and background.

The detection error of PSFE and BBS are similar. However, in case of moved object problem. BBS can not update new background. Therefore, its detection error will not be reduced meanwhile PSFE can reduce the detection error because it can update new background by $1/N_{hold}$.

The detection error from PSFE is lower than 3FD except in case of moved object problem because the 3FD update new background very fast. Therefore, if the object move slowly or temporary stop moving, the detection result from the 3FD can be a hole object. Nevertheless, the PSFE can update new background by $1/N_{hold}$ when time has passed.

According to the result, both ABS and PSFE can update new background. When the learning rate of the ABS is increasing, the

Table 2 Comparison of false positive error (FP) among proposed and existing method.

Dataset Method \threshold	Waving trees		Camouflage		Moved object		Foreground aperture		Average	
	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM
BBS	23.71	18.44	17.76	10.60	0.00	0.00	13.08	10.15	13.64	9.80
3FD	30.16	24.30	53.20	52.05	0.00	0.00	21.31	8.33	26.17	21.17
ABS (0.01)	24.13	18.63	18.78	11.24	0.00	0.00	13.11	10.16	14.00	10.01
ABS (0.05)	25.53	19.47	37.46	16.15	0.00	0.00	13.18	10.03	19.04	11.41
ABS (0.1)	26.81	21.15	53.26	34.51	0.00	0.00	13.24	9.74	23.33	16.35
ABS (0.5)	29.88	28.55	53.17	52.90	0.00	0.00	16.45	9.81	24.88	22.82
PSFE (0.01)	23.71	18.46	17.76	10.57	0.00	0.00	13.08	10.15	13.64	9.80
PSFE (0.05)	23.76	18.48	17.77	10.45	0.00	0.00	13.09	10.15	13.65	9.77
PSFE (0.1)	23.82	18.56	17.82	10.35	0.00	0.00	13.10	10.15	13.69	9.76
PSFE (0.5)	24.22	18.88	18.59	10.36	0.00	0.00	13.13	10.18	13.98	9.86

Table 3 Comparison of false negative error (FN) among proposed and existing method.

Dataset Method \threshold	Waving trees		Camouflage		Moved object		Foreground aperture		Average	
	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM
BBS	0.08	0.46	0.00	0.39	5.21	0.01	2.57	6.10	1.97	1.74
3FD	0.44	9.26	0.14	0.88	0.00	0.00	2.02	20.86	0.65	7.75
ABS (0.01)	0.08	0.41	0.00	0.31	0.83	0.00	2.58	6.20	2.87	1.73
ABS (0.05)	0.07	0.38	0.00	0.00	0.00	0.00	3.54	8.21	0.90	2.15
ABS (0.1)	0.06	0.38	0.00	0.00	0.00	0.00	4.20	8.88	1.07	2.31
ABS (0.5)	0.50	2.08	0.14	0.37	0.00	0.00	3.97	12.41	1.15	3.71
PSFE (0.01)	0.08	0.45	0.00	0.39	5.04	0.01	2.57	6.10	1.92	1.74
PSFE (0.05)	0.08	0.45	0.00	0.38	4.21	0.01	2.59	6.10	1.72	1.73
PSFE (0.1)	0.08	0.44	0.00	0.38	2.36	0.01	2.59	6.10	1.26	1.73
PSFE (0.5)	0.08	0.33	0.00	0.31	0.02	0.00	3.26	6.49	0.84	1.78

Table 4 Comparison of detection error (FP+FN) among proposed and existing method.

Dataset Method \threshold	Waving trees		Camouflage		Moved object		Foreground aperture		Average	
	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM	Otsu	GMM
BBS	23.79	18.90	17.76	10.99	5.21	0.01	15.65	16.25	15.60	11.54
3FD	30.60	33.56	53.34	52.93	0.00	0.00	23.33	29.19	26.82	28.92
ABS (0.01)	24.21	19.04	18.78	11.55	0.83	0.00	15.69	16.36	14.88	11.74
ABS (0.05)	25.60	19.85	37.46	16.15	0.00	0.00	16.72	18.24	19.95	13.56
ABS (0.1)	26.87	21.53	53.26	34.51	0.00	0.00	17.44	18.62	24.39	18.66
ABS (0.5)	30.38	30.63	23.31	53.27	0.00	0.00	20.42	22.22	26.03	26.53
PSFE (0.01)	23.79	18.91	17.76	10.96	5.04	0.01	15.65	16.25	15.56	11.53
PSFE (0.05)	23.84	18.93	17.77	10.83	4.21	0.01	15.68	16.25	15.38	11.50
PSFE (0.1)	23.90	19.00	17.82	10.73	2.36	0.01	15.69	16.25	14.94	11.49
PSFE (0.5)	24.30	19.21	18.59	10.67	0.02	0.00	16.39	16.67	14.83	11.64

detection image is slightly disappearing because it updates new background very fast when the learning rate is very high. Then, the ABS can be optimized to solved the moved object problem. On the other hand, the detection error of the PSFE are similar when $1/N_{hold}$ are increasing because of the parameter $P_{BG,t}$. The $P_{BG,t}$ can control background updating speed. Therefore, the new background is not updated very fast. Moreover, In case of waving trees, camouflage and foreground aperture problem, the PSFE can solve these problems better than the ABS.

Background updating of the PSFE that uses the number of frame does not affect the background in case of Waving trees, Camouflage, Foreground aperture because of the probability ($P_{BG,t}$), however the number of frames can affect the PSFE in Moved object case because of the background is changed permanently. Furthermore, the false negative error of the PSFE is less than the false positive error. Hence, this method can be updated new background but it has some errors in moving object region. This problem can be solved by using morphology.

9 Conclusion

This paper proposed the adaptive background subtraction using adaptive learning rate. The learning rate is determined by 2 parameters. The first parameter is the number of frame for changing the static foreground pixel to be background. The second parameter is the probability of pixel in the moving object that will become to the background in the next frame. The detection error from the proposed method are not changed significantly when the $1/N_{hold}$ is varied. Therefore, the background will not be adapted very fast while the foreground image is moving and it also can be slightly updated to new background since the input frames does not have the moving object for N_{hold} frame. In addition, the threshold is important parameter for the image detection. The threshold that is calculated by GMM method can provide the overall detection result better than Otsu's method. The result from dynamic background in waving tree case between these 2 thresholds are similar. The threshold by GMM method can detect camouflage regions better than Otsu's method. However, it is worse than Otsu's method when background is changed in moved object case. Finally, the threshold by GMM method can detect object in foreground aperture problem but the

error detection is also occurred in background. Hence, the threshold should be tuned consistently by optimized value. However, this

paper is focused on the adaptive learning rate and fixed threshold. Therefore, this problem will be solved in future work.

Table 5 Comparison detection result from the proposed and existing method when thresholds were calculated by Otsu's method.



















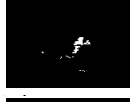











































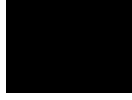



















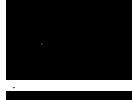







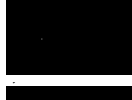





Dataset	Waving trees	Camouflage	Moved object	Foreground aperture
Evaluated frame				
Groundtruth				
BBS				
3FD				
ABS, alpha = 0.01				
ABS, alpha = 0.05				
ABS, alpha = 0.1				
ABS, alpha = 0.5				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.01$				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.05$				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.1$				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.5$				

Table 6 Comparison detection result from the proposed and existing method when thresholds were calculated by Gaussian Mixture Model.

Dataset	Waving trees	Camouflage	Moved object	Foreground aperture
Evaluated frame				
Groundtruth				
BBS				
3FD				
ABS, alpha = 0.01				
ABS, alpha = 0.05				
ABS, alpha = 0.1				
ABS, alpha = 0.5				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.01$				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.05$				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.1$				
PSFE, $1/N_{hold} = 0.5$				

10 References

- 1 Lee, D., Park Y.: 'Vision-based remote control system by motion detection and open finger counting', *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 55, (4), pp. 2308-2313
- 2 Panwar, M., Mehra, P. S.: 'Hand gesture recognition for human computer interaction'. *Int. Conf. Image Information Processing*, Shimla, India, Nov. 2011, pp. 1-7
- 3 Erden, F., Cetin, A. E.: 'Hand gesture based remote control system using infrared sensors and a camera', *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 2014, 60, (4), pp. 675-680
- 4 Kim, S., Sim, J. Y., Yang, S.: 'Vision-based cleaning area control for cleaning robots', *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 2012, 58, (2), pp. 685-690
- 5 Zeng, B., Wang, G., Lin, X.: 'A hand gesture based interactive presentation system utilizing heterogeneous cameras', *Tsinghua Science and Technology*, 2012, 17, (3), pp. 329-336
- 6 Zhang, T., Liu, Z., Lian, X., et al.: 'Study on moving-objects detection technique in video surveillance system'. *Chinese Control and Decision Conference*, Xuzhou, 2010, pp. 2375-2380
- 7 Premaratne, P., Ajaz S., Premaratne, M.: 'Hand gesture tracking and recognition system using Lucas-Kanade algorithms for control of consumer electronics', *Neurocomputing*, 2013, 116, pp. 242-249
- 8 Ha, H., Ko, K.: 'A method for image-based shadow interaction with virtual objects', *Journal of Computational Design and Engineering*, 2015, 2, (1), pp. 26-37
- 9 Sahoo, P. K., Kanungo, P., Parvathi, K.: 'Three frame based adaptive background subtraction'. *Int. Conf. High Performance Computing and Applications (ICHPCA)*, Bhubaneswar, India, Dec. 2014, pp. 1-5
- 10 Hong, H., Zhu, X.: 'A new human hand-image tracking method'. *Int. Conf. Wireless Communications & Signal Processing*, Nanjing, China, Nov. 2009, pp. 1-5
- 11 Juang, C. F., Chang, C. M., Wu, J. R., et al.: 'Computer Vision-Based Human Body Segmentation and Posture Estimation', *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, 2009, 39, (1), pp. 119-133
- 12 Stauffer, C., Grimson, W.: 'Adaptive background mixture models for real-time tracking'. *Conf. Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 1999*, Fort Collins, CO, USA, June 1999, pp. 246-252
- 13 Benezeth, Y., Jodoin, P. M., Emile, B., et al.: 'Comparative study of background subtraction algorithms', *Journal of Electronic Imaging*, 2010, 19, (3), 033003
- 14 Elgammal, A., Harwood, D., Davis, L.: 'Non-parametric model for background subtraction'. *Computer Vision-ECCV 2000*, 1843, pp. 751-767.
- 15 Kim, K., Chalidabhongse, T. H., Harwood, D., et al.: 'Real-time foreground-background segmentation using codebook model', *Real-time imaging*, 2005, 11, (3), pp. 172-185
- 16 Haritaoglu, I., Harwood, D., Davis, L. S.: 'W4: real-time surveillance of people and their activities', *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2000, 22, (8), pp. 809-830
- 17 Hassanpour, H., Sedighi, M., Manashty, A. R.: 'Video frame's background modeling: Reviewing the techniques', *Journal of Signal and Information Processing*, 2011, 2, pp. 72-78
- 18 Rahman, F. Y. A., Hussain, A., Zaki, W. M. D. W., et al.: 'Enhancement of background subtraction techniques using a second derivative in gradient direction filter', *Journal of Electrical and Computer Engineering*, 2013, 2013
- 19 Haque, M., Murshed, M., Paul, M.: 'On Stable Dynamic Background Generation Technique Using Gaussian Mixture Models for Robust Object Detection'. *IEEE 5th Int. Conf. Advanced Video and Signal Based Surveillance*, Santa Fe, NM, USA, Sept. 2008, pp. 41-48
- 20 Cheng, F. C., Huang, S. C., Ruan, S. J.: 'Advanced background subtraction approach using Laplacian distribution model'. *IEEE Int. Conf. Multimedia and Expo*, Suntec City, Singapore, July 2010, pp. 754-759
- 21 Ng, K. K., Delp, E. J.: 'Background subtraction using a pixel-wise adaptive learning rate for object tracking initialization'. *Proc. SPIE 7882*, Visual Information Processing and Communication II, 78820I, Jan. 2011
- 22 Xu, G., Zhao, D., Zhou, Q., et al.: 'Moving target tracking based on adaptive background subtraction and improved camshift algorithm'. *Int. Conf. Audio, Language and Image Processing*, Shanghai, China, July 2012, pp. 919-924
- 23 Zhang, R., Gong, W., Grzeda, V., et al.: 'An Adaptive Learning Rate Method for Improving Adaptability of Background Models', *IEEE Signal Processing Letters*, 20, (12), pp. 1266-1269
- 24 Rahman, M. A., Ahmed, B., Hossain, M. A., et al.: 'An adaptive background modeling based on modified running Gaussian average method'. *Int. Conf. Electrical, Computer and Communication Engineering (ECCE)*, Cox's Bazar, Bangladesh, Feb. 2017, pp. 524-527
- 25 Su, S. T., Chen, Y. Y.: 'Moving Object Segmentation Using Improved Running Gaussian Average Background Model'. *Digital Image Computing: Techniques and Applications*, Canberra, Australia, Dec. 2008, pp. 24-31
- 26 Wang, S. K., Qin, B., Fang, Z. H., et al.: 'Fast Shadow Detection According to the Moving Region'. *Int. Conf. Machine Learning and Cybernetics*, Hong Kong, China, Aug. 2007, pp. 1590-1595
- 27 Ng, K. K., Delp, E. J.: 'Object tracking initialization using automatic moving object detection'. *Proc. SPIE 7543*, Visual Information Processing and Communication, 75430M, Jan. 2010
- 28 Toyama, K., Krumm, J., Brummitt, B., et al.: 'Wallflower: Principles and practice of background maintenance'. *Proc. 7th IEEE Int. Conf. Computer Vision*, Kerkyra, Greece, Sept. 1999, pp. 255-261

Manuscript Number:

Title: A Patient Monitoring System for Heterogeneous IoT Rehabilitation Devices

Article Type: Research Paper

Keywords: Rehabilitation; heterogeneous IoT; patient monitoring

Corresponding Author: Dr. Dujdow Buranapanichkit, Ph.D.

Corresponding Author's Institution:

First Author: Dujdow Buranapanichkit, Ph.D.

Order of Authors: Dujdow Buranapanichkit, Ph.D.; Rakkrit Duangsoithong; Kanadit Chetpattananondh; Kittikhun Thongpull; Krerkchai Thongnoo; Athayu Yuthong; Suntorn Rungruangbaiyok; Kiattisak Sengchuai; Nonpakit Pornchalermpong; Jermphiphut Jaruenpunyasak; Nattha JINDAPETCH

Abstract: This paper presents a patient monitoring system that can support heterogeneous IoT (Internet of Things) rehabilitation devices. The physicians can plan the treatment for each patient via network and internet connection system according to three sub processes: devices configuration, monitor, and feedback. The proposed system has been designed to support multiple devices and various types of rehabilitation devices by using the common HTTP message format. This allows various IoT platforms to be programmed to control various rehabilitation devices and connect the internet via WLAN, LAN, or cellular network. The network and internet connection test reported that the system can support many user's devices sending the measurement data concurrently and correctly. The system reliability test reported the very high success rate of sending data of all to the data server and database server.

A Patient Monitoring System for Heterogeneous IoT Rehabilitation Devices

Anne Firstauthor,^a Tim B. Secondauthor,^b James Q. Thirdauthor^{a,b,*}

^aFirst affiliation, Address, City and Postcode, Country

^bSecond affiliation, Address, City and Postcode, Country

Elsevier use only: Received date here; revised date here; accepted date here

Abstract

This paper presents a patient monitoring system that can support heterogeneous IoT (Internet of Things) rehabilitation devices. The physicians can plan the treatment for each patient via network and internet connection system according to three sub processes: devices configuration, monitor, and feedback. The proposed system has been designed to support multiple devices and various types of rehabilitation devices by using the common HTTP message format. This allows various IoT platforms to be programed to control various rehabilitation devices and connect the internet via WLAN, LAN, or cellular network. The network and internet connection test reported that the system can support many users' devices sending the measurement data concurrently and correctly. The system reliability test reported the very high success rate of sending data of all to the data server and database server.

Keywords: Rehabilitation, heterogeneous IoT, patient monitoring

1. Introduction

Rehabilitation through physical therapy is very important for improving the quality of life of elderly people, disabilities, and patients. The main obstacle to effective physical therapy is lack of regular and consistent participation due to inadequate training by physiotherapists, lack of motivation to practice, unable to track and control the rehabilitation program when a patient leaves the hospital, and inconvenience of such as travel, the number of tools and doctors are not enough. Therefore, the monitoring system and devices to assist disabilities and patients in distance therapy through the internet network without having to go to rehab at the hospital every time allow physiotherapists to monitor the physiotherapy of their patients more effectively [1-5]. Moreover, the

* Corresponding author. Tel.: +0-000-000-0000 ; fax: +0-000-000-0000 ; e-mail: author@institute.xxx .

disabilities and patients recover quickly, have good mental health, and can access to health services through the communication network as thoroughly as the normal people.

Summary of literature review related to existing systems is shown in Table 1 which compares the features in the following points.

-*Target patients/disease*—It shows that most patients need physical therapy to manage the muscles.

-*Training device/instrument*—It shows that most systems lack in variety of training devices.

-*Goal setting rule*—Goal setting rules set goals for training. For example, how much does the increase in the percentage of trained muscles increase? Most systems support manually set the goal by medical expert.

-*Online prescription upload/amendment*—Physicians/physiotherapists can online schedule physical therapy sessions and edit prescription amendment.

-*Adjustable goal*—Physicians/physiotherapists can adjust their goals if the results are better or less than their original goals.

-*Patient monitor*—It is important to be aware of how the patient is able to perform physical therapy. It can be done both online and offline.

-*Feedback report*—It is advisable to return to the patient if the physical activity is not accurate or less than the goal.

-*Caregiver-patient communication*—Most systems allow communication between physician/ physiotherapist and patients variety from text, web-based, and visual/audio.

From Table 1, the existing systems are monolithic systems with a single device in the system. The communication between the physician and the patient is the same as the current communication system. The last row indicates that the proposed system in this paper is different from the existing system. Obviously, the proposed patient monitoring system is characterized by a variety of rehabilitation devices developed to meet the needs of users.

The proposed patient monitoring system is designed to support heterogeneous IoT (Internet of Things) rehabilitation devices. The function and the way to connect the internet of each device are different. The network and internet connection system have been designed according to three sub processes: devices configuration, monitor, and feedback. The server and the devices communicate using the designed common HTTP message format. Therefore, any IoT device, which can connect the internet via WLAN, LAN, or cellular network, can be programmed to connect to the server without the need of gateway.

The remainder of this paper is organized as follows. Section 2 introduces the system overview. Section 3 gives the detailed system design. Sections 4 and 5 explain system reliability analysis and test, respectively. Finally, the conclusion is in section 6.

Table 1

Comparative literature review of the proposed system features to the already exists system.

Article	Feature							
	Target patient/disease	Training device/instrument	Goal setting rule	Online prescription upload/amendment	Adjustable goal	Patient monitor	Feedback report	Caregiver-Patient communication
Haptic Robotic telerehabilitation System [6]	Stroke	Single type	Goal-Setting-Theory	No	No	Yes Graphic user interface	Yes	Yes (visual and audio)
Home healthcare monitoring [7]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	Yes	Yes Information view (text/plot)	Automatic scoring and reporting	Yes (text)
TheraDrive [8]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	Yes	Yes Information view (text/plot)	No	No
UniTherapy [9]	Neuro-rehabilitation/ Stroke	Multiple types	No info.	No	Yes	Yes Information view (text/plot)	No	No
Web-based telerehabilitation [10]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	Yes	rehabilitation progress monitoring	Yes	Yes (text)
A Low Cost telerehabilitation Device [11]	Stroke	Single type	Manually set by medical expert	No	No	progress visualization	Yes	Yes (Web-based)
Heart Health [12]	Cardio-vascular Disease	Single type	Manually set by medical expert	Yes	No	Yes (text)	Automatic analytic feedback generation	Yes (text)
Proposed system	Generic (based on training device)	Multiple types	Manually set by medical expert	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes (text)

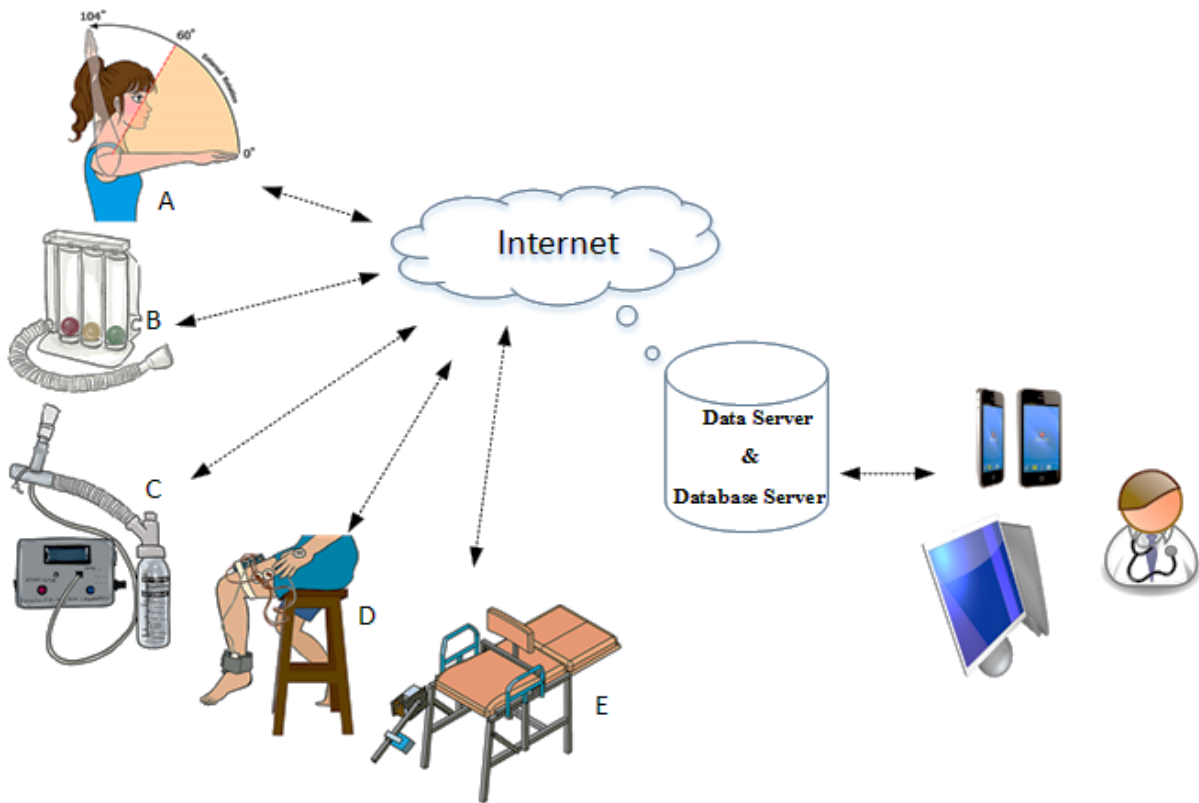


Fig. 1. The proposed patient monitoring system overview.

2. System overview

Fig. 1 shows the proposed patient monitoring system overview. In this paper, there are five types of rehabilitation devices: A) image processing device for measuring the degree of shoulder movement for shoulder rehabilitation, B) image processing device for measuring of the lung volume for Triflo pulmonary rehabilitation, C) pressure measurement device for BreatheMAX muscular breathing rehabilitation, D) EMG and angle measurement device for isotonic knee rehabilitation with sand bag, and E) torque measurement device for isokinetic knee rehabilitation with NK-Table. Each rehabilitation device communicates to the data server/database server at the host hospital via the internet. Physician/ physiotherapist can use a smart phone or a computer to online perform devices configuration, monitor, and feedback to the patients.

The proposed patient monitoring system is designed to support heterogeneous IoT rehabilitation devices. Devices A) and B) are computer based image processing systems. The aim is to allow rehabilitation without attaching any sensor to patient. The image processing in device A) is used instead of the goniometer. The image

processing in device B) introduces first lung volume measurement for Triflo devices. Both devices can communicate to the server via the Ethernet or Wi-Fi of the computers. Device C) is implemented by a microcontroller board attached with a pressure sensor and a Bluetooth device. The Bluetooth device communicate with a smart phone running the monitoring application and connecting to the server. Devices D) and E) are LabVIEW program based system. NI-myRIO is programed to acquire sensing data, calculation, rehabilitation evaluation, and communicate with the server via its built-in Wi-Fi module.

3. System Design

This section describes the details of the proposed system design including database design, process design, and network and internet connection design.

3.1. Database Design

From the main functions for this system, the database has been designed and developed to collect the data of the different and various devices for supporting the entire system. It is divided into eight tables as shown in Fig. 2.

- Table 1 collects the device information. There are five different devices in our system for example shoulder's ROM device, Triflo device, BreatheMAX device, knee exercise device as well as NK-Table device.
- Table 2 keeps the important data of patient which entering the physical training program using data collected by the disabled or patients in the physiotherapy program.
- Table 3 is Patient History table for gathering all the data that measure from all devices like a history of the Patient Week table. Patient history data will be collected from patients who access the device in this system, so that it will be used for further analysis.
- Table 4 stores the staff data. This is the information of the physician or nurse or physiotherapist. They are the system users who have responsibility of the disabled or patients in the physical therapy program.
- Table 5 is User table. This is the user Information system which keeps data of all system users such as physicians or physiotherapists, system developers, administrators of the system which will separate the level of different system permissions.
- Table 6 keeps the threshold data. It is the data for each device configuration in the physical training program using preset data. It can also be called target value when the person with disabilities or the patient uses a physiotherapy device must make it more than the threshold value. This value is determined by the physician or physiotherapist for considering each disabled or patient physically. The value depends on the characteristics of the individual patient and different in each week of physical therapy.

6

- Table 7 is the Patient Week table which keeps all the data that measuring from all tracking and assistive devices for physical therapy through communication networks.
- Table 8 is Feedback table to collect all Information on the recommendations for patients or persons with disabilities in physical training program from physicians or nurses or physiotherapists in order to improve physical therapy for themselves.

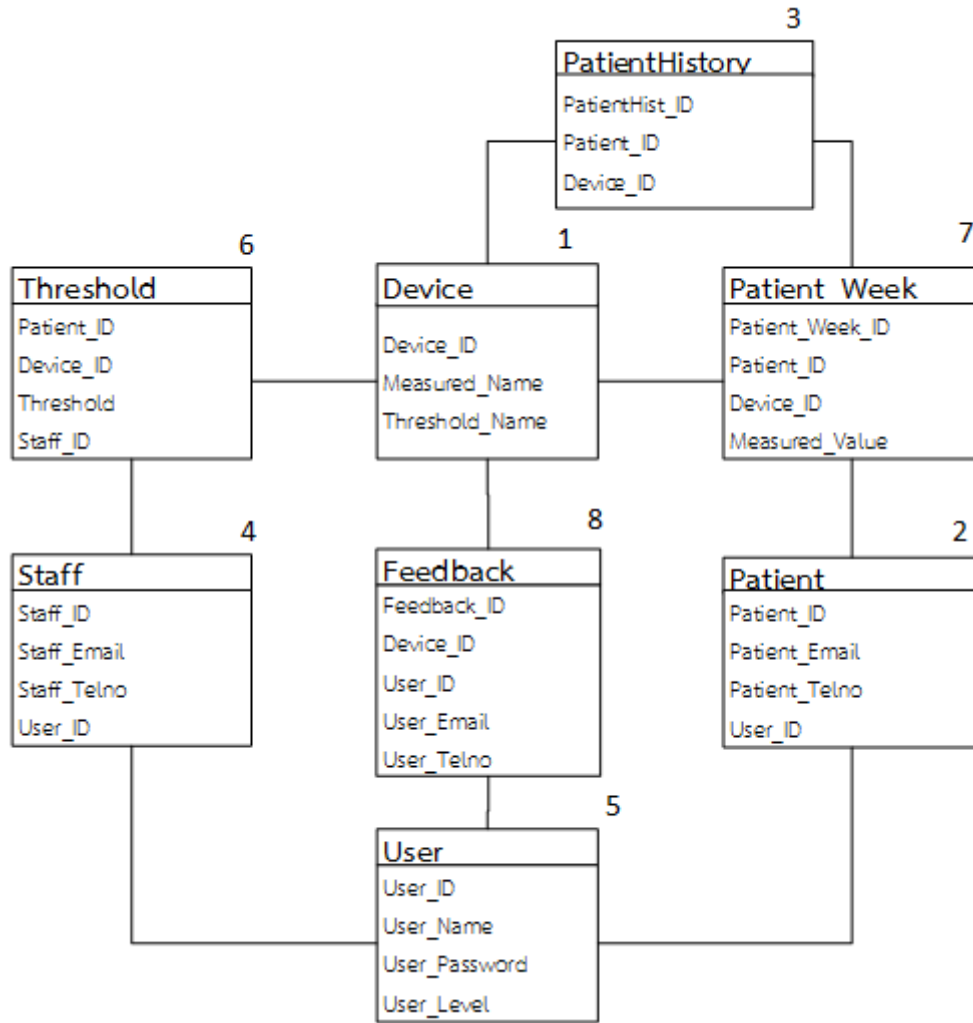


Fig. 2. The relationship between all the tables in the system design of the database

3.2. Process design

This system consists of two groups of users. The first group is the patient or disabled person as well as the doctor or nurse or physiotherapist is the other group. The first group defines to be the system users who provide configuration's information to the system. This data from the doctors must be identified for the disparate devices and each patient. The patient does the rehabilitation following the physical therapy program. After the patients are investigated and tracked, the doctors will advise on physical therapy with sending the feedback. The method of operation for this system is related to two groups between the physician and the patient as shown in Fig. 3.

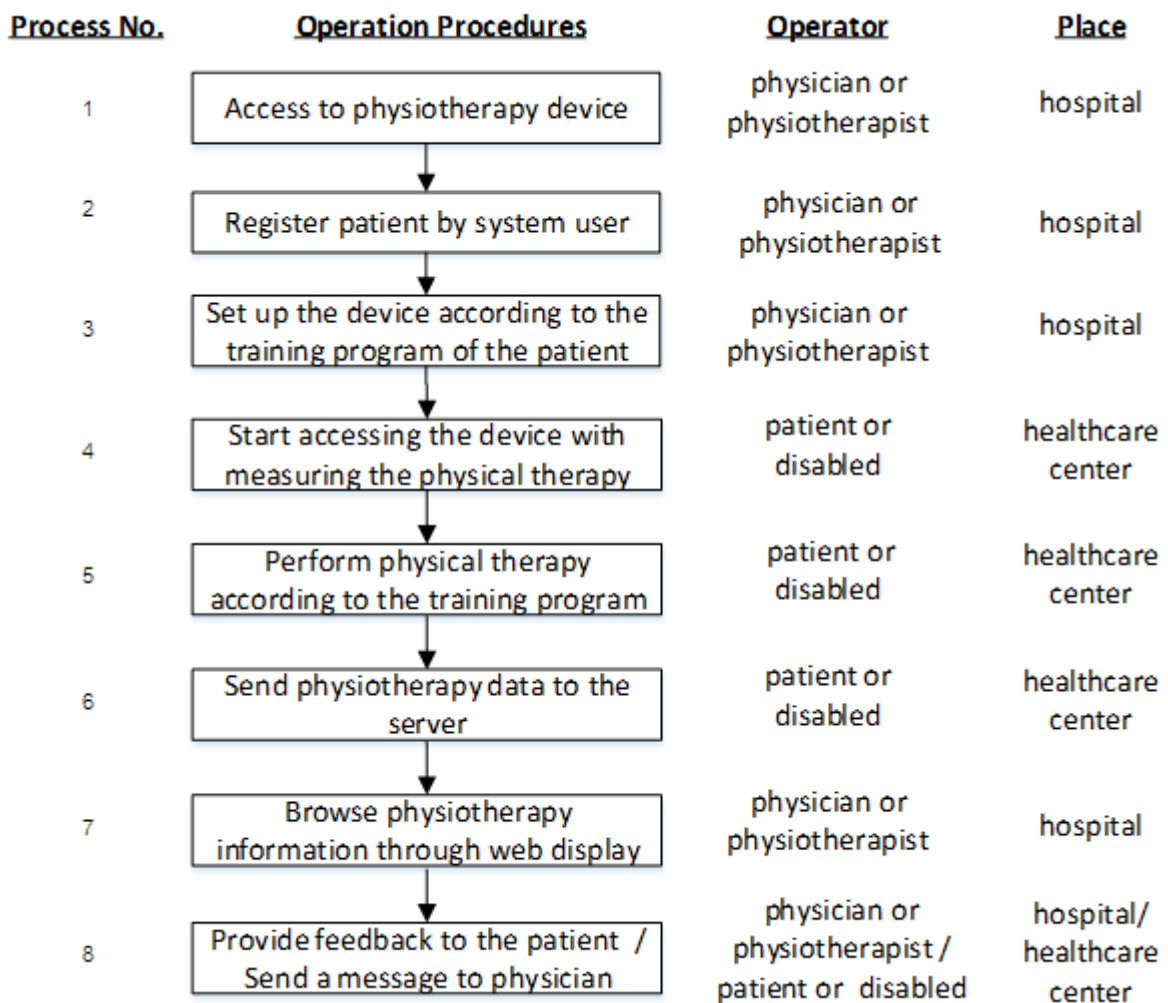


Fig. 3. Overview process of the proposed system.

3.3. Network and Internet connection design

From the overview of the operation, as shown in Fig. 3, this system has designed the network and internet connection system according to a sub process. It is divided into 3 steps as follows:

Step1. Set-up system for tracking and assistive devices for physical therapy through communication networks. This process develops a program on the server that is responsible for receiving values from the doctor or physiotherapist for endpoint device that uses the threshold information for each different device and each person. The physiotherapy device of the patient must request information from the server as demonstrated in Fig. 4. It stores the data in the database that has been set up for the physical device relative to the data of individual patient. The physician or physiotherapist has designed the program to practice physiotherapy. It then sends the configuration to the destination device in XML message format.

The configuration server is built using the Netbean application in the form of a web application with JAVA language. In this service, it receives the data from the destination device in the form of HTTP Receiver or GET. This function is not written or updated data, only obtained the information from the server. After that, the server will use the data that the destination device wants to find out from the database. It will find the data with the highest value of Threshold_ID which received from the destination device because the maximum value is the value of the newest data. This information is then converted to XML data before being returned to the destination device. An example of the requesting command is that the configuration of the Patient_ID 58666666 with Device_ID 5 must be sent via URL as following the following link.

nbtcrehab.eng.psu.ac.th:8080/ConfigurationServer/webresources/database?Patient_ID=58666666&Device_ID=5

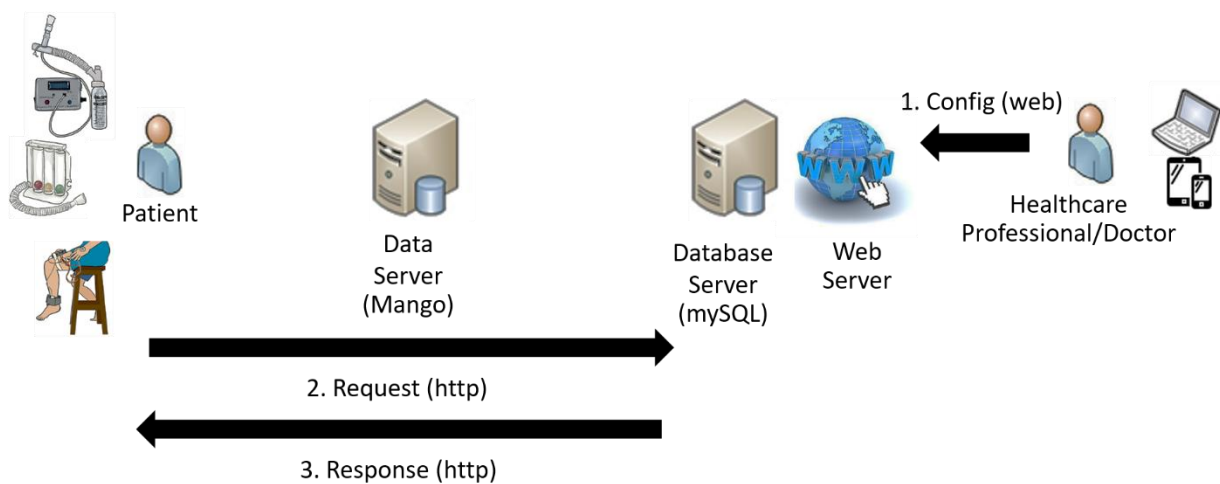


Fig. 4. System settings for tracking and assistive devices for physical therapy through communication networks.

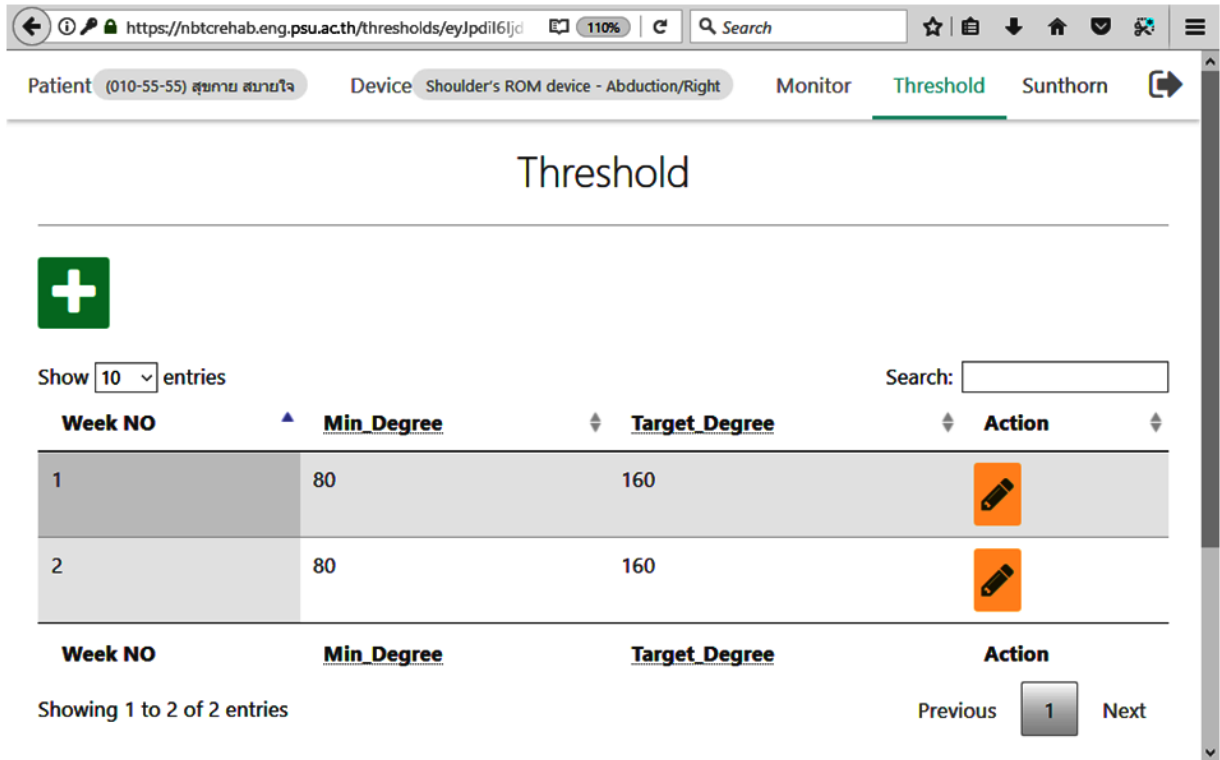


Fig. 5. System configuration pages for tracking and assistive devices for physical therapy over a communications network.

After that, Patient_ID and Device_ID will be used to find out in the database. It will retrieve data from both the Threshold and Patient_Week tables, which are a table of Threshold values and the results of physical therapy. This is used to determine whether the next rehab should be any threshold. It then sends them to each device which address this requesting command. The return value is sent back in XML format, which the physician or physiotherapist will set up with the tracking and assistive devices for physical therapy for each patient individually in weekly as shown in Fig. 5.

Step 2. Monitoring system for the measurement results from the tracking and assistive devices for physical therapy through the communication network. This approach reports the measured value of all devices which are related to the physical therapy program as shown the overview of this method in Fig. 6. The users of this system are physicians or physiotherapists. They have to select the patient or disabled to be able to monitor his/her physical therapy as shown in Fig. 7. The system can manage both old and new registration of the patient or the disabled to follow up. It then selects the different types of devices for the patient or his disabled who want to see the measurement results as shown the sample in Fig.8.

Step 3. Advice's system from physicians or physiotherapists to the disabled and patients in physical therapy through communication networks. The overview of this process demonstrates in Fig. 9 and how to give a

comment by a physician or physiotherapist as shown in Fig. 10. In this method, doctor's advice has been sent in a message to the patient via email as shown in Fig. 11 (left) and via SMS as represented in Fig. 11 (right). On the other hand, the patient can communicate with the doctor via email/SMS with the same way through this system.

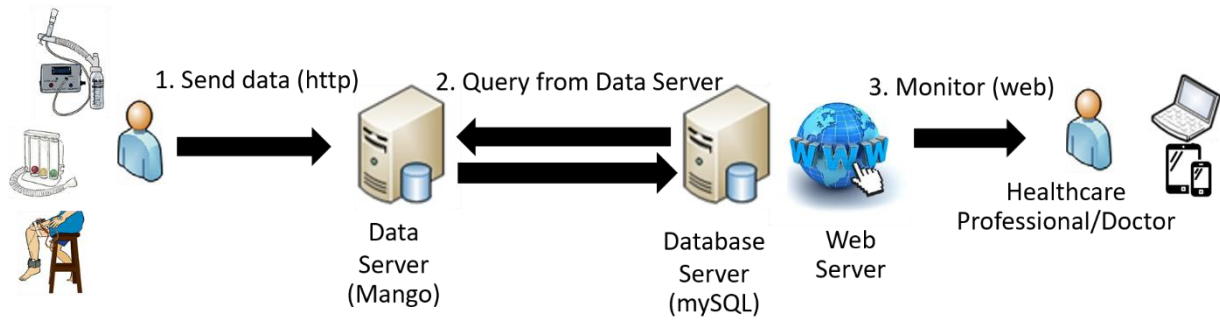


Fig. 6. The process reports the measurement results from the tracking and assistive devices for physical therapy through the communication network.

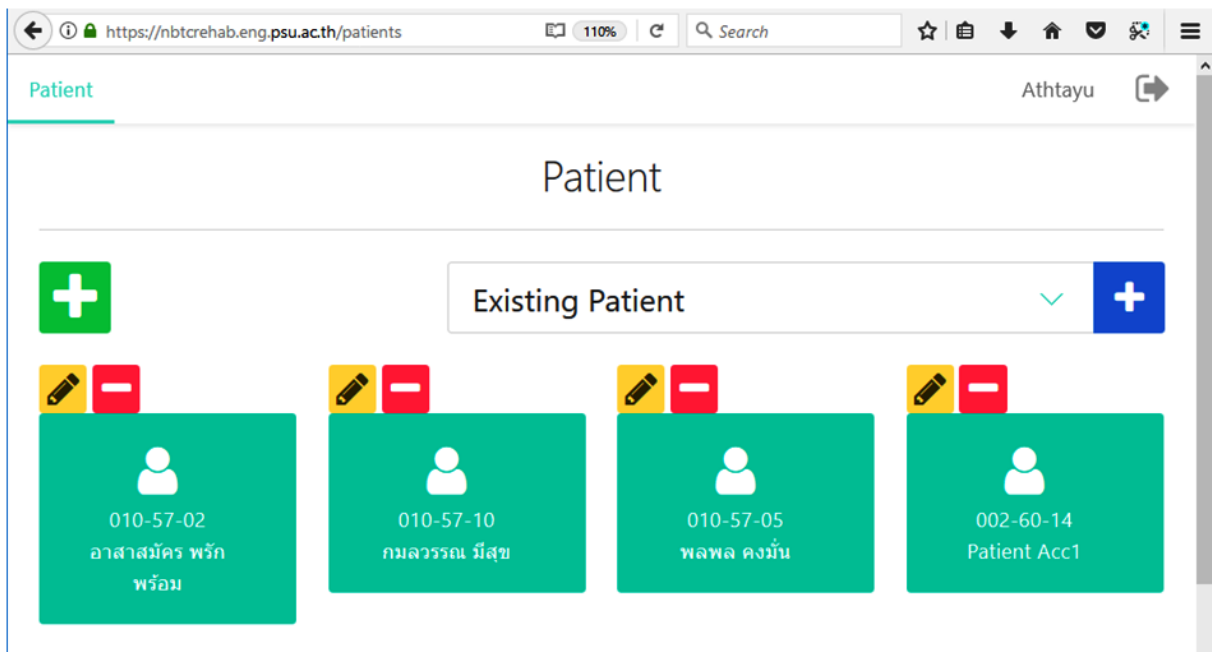


Fig. 7. The web page of the system reports for the measurement results starting from selecting the patient or disabled user who wants to view the data.

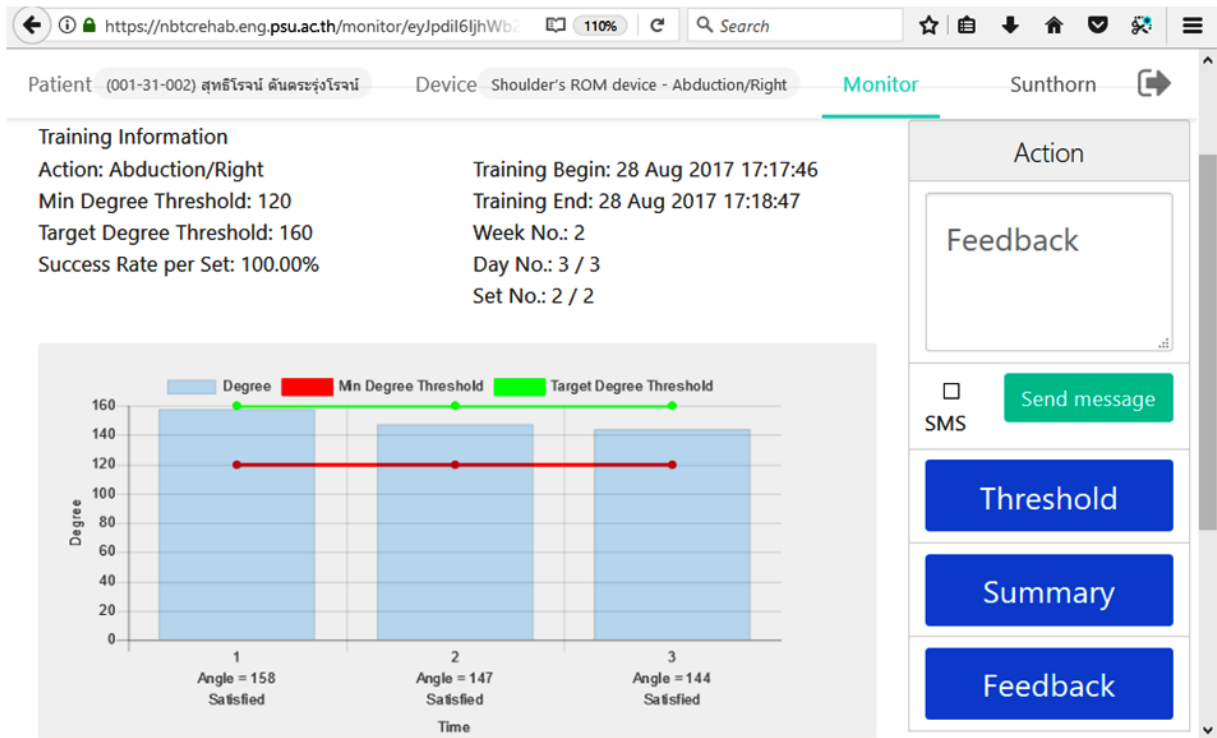


Fig. 8. The sample of the web page which demonstrates the monitoring system for the measurement results of shoulder's ROM device.

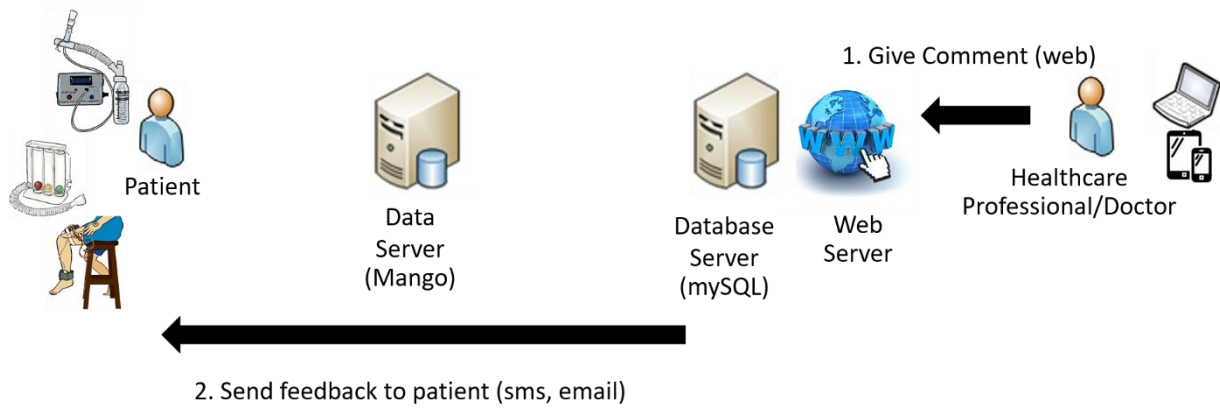


Fig. 9. The system of counseling by physicians or physical therapists for the disabled and patients in physical therapy.

12

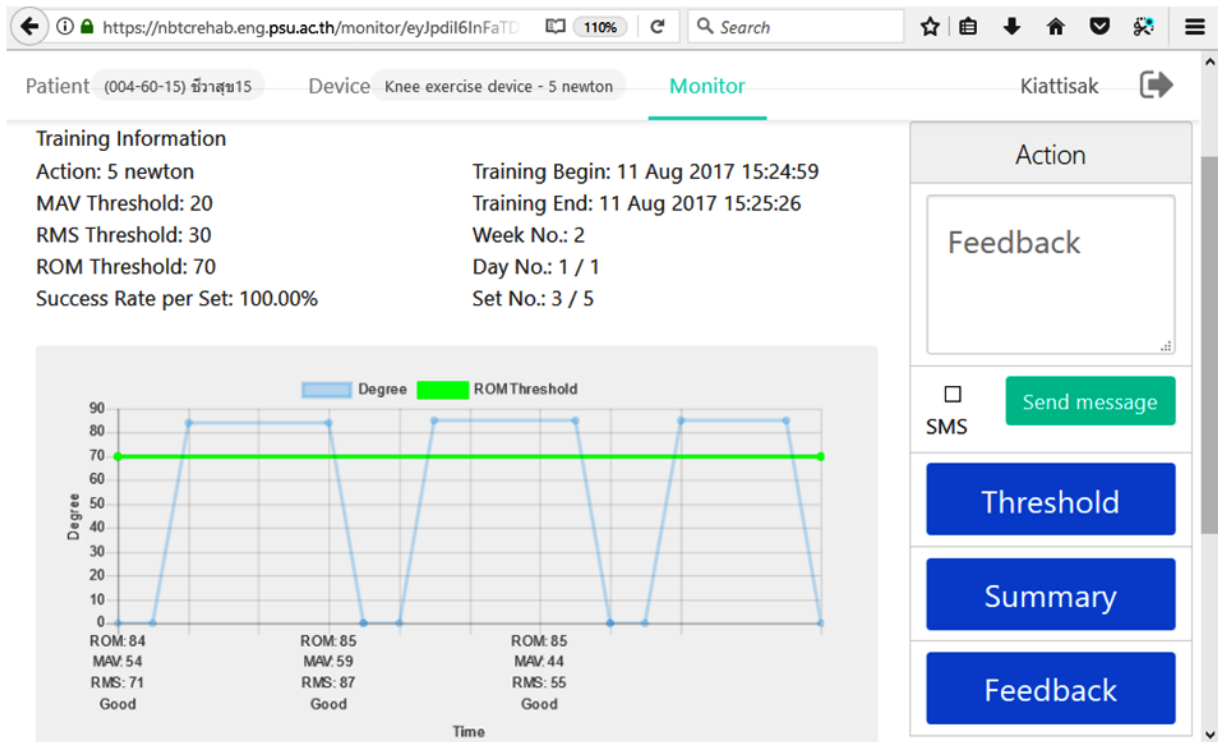


Fig. 10. Web page displays feedback function for knee exercise device in the system.

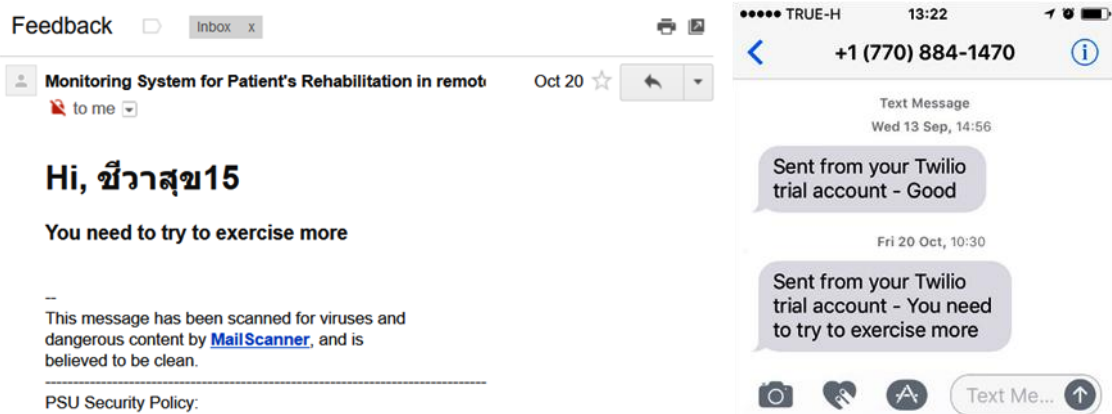


Fig. 11. Feedback by doctor to patient via email and SMS.

4. Network and Internet connection test

We have tested the reception of configuration command. The simulated data in a variety of formats is generated for this test. The test result demonstrates in Tables 2 and Fig. 12. From the table, we found the requesting command for configuration for each device in the system are able to send the request's packet simultaneously without data error.

We also tested the monitoring system in the measurement results from all devices via the communication network by simulating the data to perform this test in a variety of formats. The report for this test has been shown in Table 3 and Fig. 13. From the report, it represents that the system can support many user's device sending the measurement data concurrently and correctly.

5. System reliability test

The proposed system has been tested in three places: a hospital, a health promotion center, and a laboratory. Devices A), B), and C) were test at the hospital because they are suitable for postoperative patients. Device D) was tested at the health promotion center because it is light weight, portable, and suitable for knee exercise. Device E) was tested the laboratory because of its big size and heavy weight. The test is aim to analyze the reliability in the use of each device and the connection to data server and database server.

At the hospital, there were ten volunteers and the test were repeated for six days. Devices A), B), and C) were repeated totally 471, 1082, and 219 times, respectively. This variation is because the usage behavior of each device. At the health promotion center which represents the place that is far from big hospital but near patient home, there were 16 volunteers in the first day and 24 volunteers in the second day. Totally, device D) was tested only 40 times because most volunteers are real disabilities and elderly people. At the laboratory, device E) was tested 21 times. There were some obstacles to moving to volunteers.

Fig.14 shows the success rate of sending data of all devices in various test places. Almost devices gained successful sending the rehabilitation data to the server. The problems met in devices D and E were from the internet connection problem. However, the data can be stored at the devices and will be sent again when they can connect to the internet.

14

Table 2

Acceptance test of configuration command

Self-Test of getThreshold Service				
Step	Test Case	Expected Value	Actual Result	Status (Pass/Fail)
1.	Loss Packet - Simulate calls from multiple clients simultaneously 100times.	Server must respond to a call from the client 100 times.	Server responds to 100 calls.	Pass
2.	Delay Packet - Simulate calls from multiple clients simultaneously 100times.	The average time should take to respond to a call less than 10 seconds.	The average server response time is 4.372 seconds.	Pass
3.	Unexpected Value - The value is in the text. - Parameter not complete -Parameter exceeded -Wrong parameter name	- Value is not available. - Value is not available. - Ignore excess parameters. - Value is not available.	- Value is not available. - Value is not available. - Ignore excess parameters. - Value is not available.	Pass Pass Pass Pass

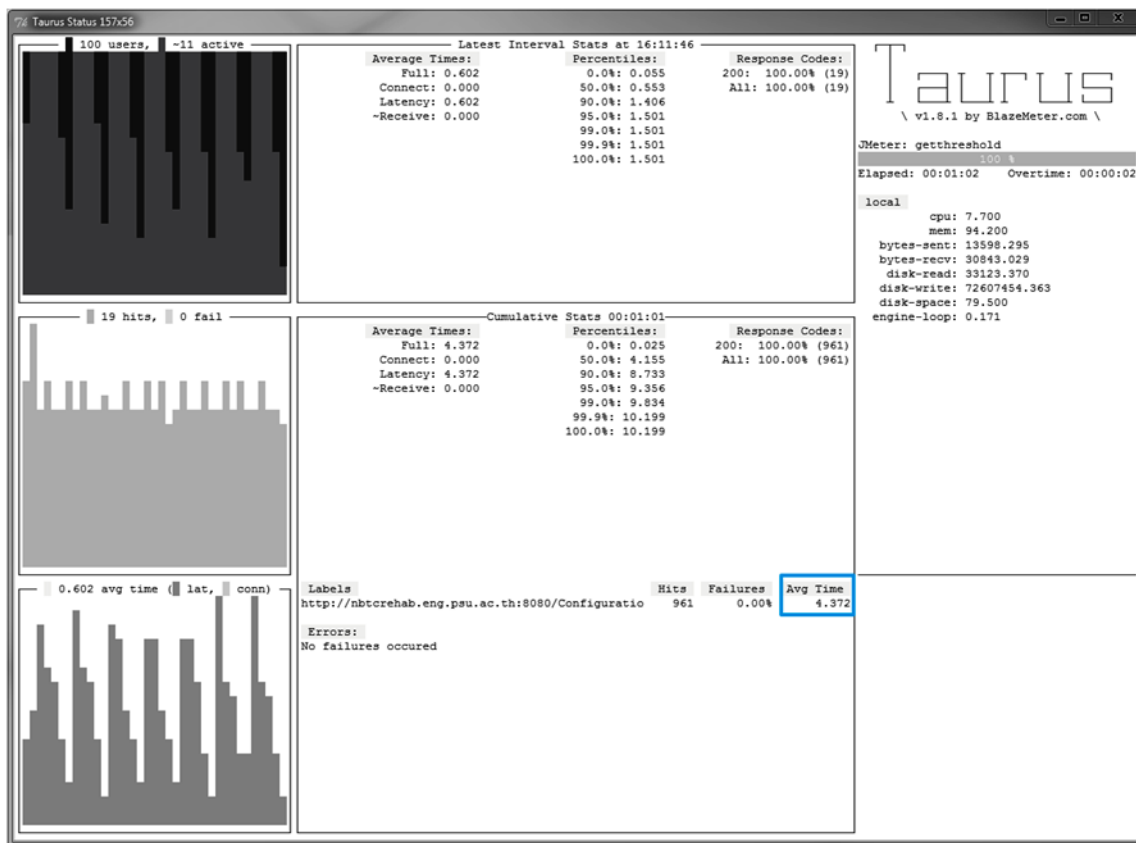


Fig. 12. Preview of the test screen for reception of the configuration command

Table 3
 Publisher testing from Mango to MySQL

Self-Test of Publisher from Mango to mySQL				
Step	Test Case	Expected Value	Actual Result	Status (Pass/Fail)
1.	Loss Packet - Simulate calls from multiple clients simultaneously 100times.	Server must respond to a call from the client 100 times.	Server responds to 100 calls.	Pass
2.	Delay Packet - Simulate calls from multiple clients simultaneously 100times.	The average time should take to respond to a call less than 10 seconds.	The average server response time is 2 milliseconds.	Pass
3.	Unexpected Value - Add parameter	Response: 200 OK	Response: 200 OK	Pass

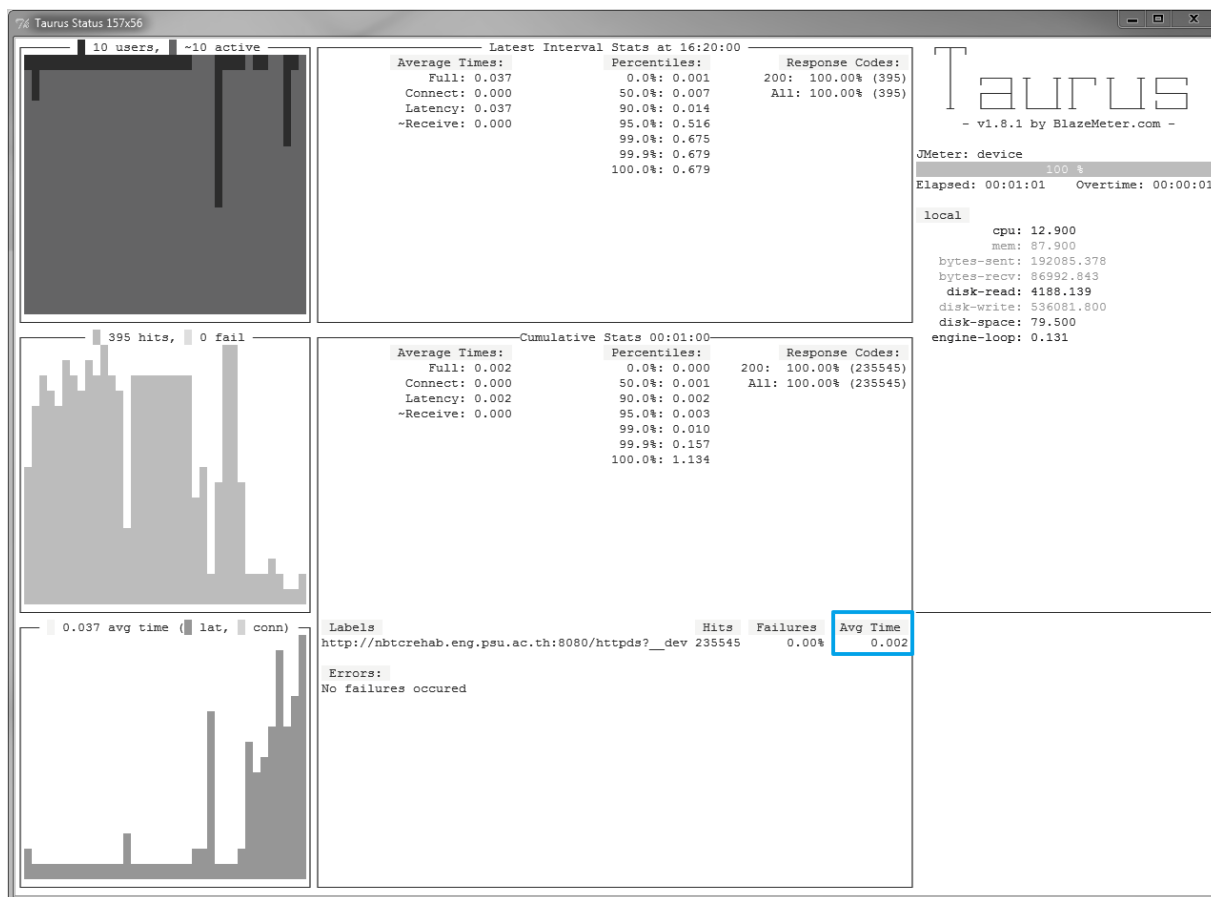


Fig. 13. Preview of the test screen for receiving data from a number of devices simultaneously 10 users.

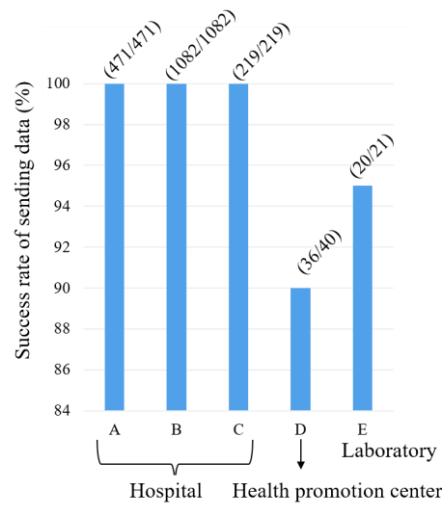


Fig. 14. Success rate of sending data of all devices in various test places.

6. Conclusion

The patient monitoring system designed to support heterogeneous IoT devices has presented. The physicians can plan the treatment for each patient via network and internet connection system according to three sub processes: devices configuration, monitor, and feedback. The function and the way to connect the internet of each device can be different. The proposed system can support multiple devices and various types of rehabilitation devices by using the designed common HTTP message format. The network and internet connection test reported that the system can support many user's device sending the measurement data concurrently and correctly. The system reliability test reported the very high success rate of sending data of all to the data server and database server.

In the future work, the proposed systems will be promoted to be widely used in more health centers. When more devices, the network reliability and security including big data management are the challenge.

Acknowledgments

Acknowledgments should be inserted at the end of the paper, before the references, not as a footnote to the title. Use an unnumbered section heading for the Acknowledgments, similar to the References heading.

References

- [1] M. M. van Engen-Verheul, N. Peek, J. A. Haafkens, E. Joukes, T. Vromen, M.W.M. Jaspers, N. F. de Keizer, What is needed to implement a web-based audit and feedback intervention with outreach visits to improve care quality: A concept mapping study among cardiac rehabilitation teams, *Int.Journal of Medical Informatics*, 97 (2017) 76-85.
- [2] M. M. van Engen-Verheul, L. W.P. Peute, N. F. de Keizer, N. Peek, M.W.M. Jaspers, Optimizing the user interface of a data entry module for an electronic patient record for cardiac rehabilitation: A mixed method usability approach, *Int. Journal of Medical Informatics*, 87 (2016) 15-16.
- [3] J. G. Duarte, and R.S. Azevedo, Electronic health record in the internal medicine clinic of a Brazilian university hospital: Expectations and satisfaction of physicians and patients, *Int. Journal of Medical Informatics*, 102 (2017) 80-86.
- [4] W.-T. Sung, J.-H. Chen, and K.-W. Chang, Mobile physiological measurement platform with cloud and analysis functions implemented via IPSO, *IEEE Sens. J.*, 14(1) (2014) 111–123.
- [5] A. Sehgal and R. Agrawal, Integrated network selection scheme for remote healthcare systems, *Int. Conference on Issues and Challenges in Intelligent Computing Techniques (ICICT) 2014*, (2014) 790–796.
- [6] E. Ivanova, J. Kruger and H. Schmidt, Design and Concept of a Haptic Robotic Telerehabilitation System for Upper Limb Movement Training after Stroke, *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, (2015) 666-671.
- [7] T. Tamura, M. Sekine, Z. Tang, M. Yoshida, Y. Takeuchi and M. Imai, Preliminary Study of a New Home Healthcare Monitoring to Prevent the Recurrence of Stroke,” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC15)*, (2015) 5489-5492.
- [8] M. J. Johnson, M. Trickey, E. Brauer and F. Xin, TheraDrive: A New Stroke Therapy Concept for Home-based, Computer-Assisted Motivating Rehabilitation, *Proceedings of 26th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, (2004) 4844-4847.
- [9] X. Feng, J.M Winters, An Interactive Framework for Personalized Computer-Assisted Neurorehabilitation, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 11(50) (2007) 518–526.
- [10] D. J. Reinkensmeyer, G. T. Pang, J. A. Nessler, and C. C. Painter, Web-based Telerehabilitation for the Upper Extremity after Stroke, *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, 10 (2) (2002) 102–108.
- [11] P. Weiss, M. Heldmann, A. Gabrecht, A. Schweikard, T. Münte and E. Maehle, A Low Cost Tele-rehabilitation Device for Training of Wrist and Finger Functions After Stroke, *Proceedings of the 8th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, (2014) 422–425.
- [12] A. Chatzitofis, D. Monaghan, and P. Darad, HeartHealth: A cardiovascular disease home-based rehabilitation system, *The 5th Int. Conference on Current and Future Trends of Information and Communication Technologies in Healthcare*, (2015) 340-347.

A Patient Monitoring System for Heterogeneous IoT Rehabilitation Devices

Author	Contributions
Dujdow BURANAPANICHKIT	(1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.
Rakkrit DUANGSOITHONG	(1) the conception and design of the study, (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Kanadit CHETPATTANANONDH	(1) the conception and design of the study, (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Kittikhun THONGPULL	(1) the conception and design of the study, (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Krerkchai THONGNOO	(1) the conception and design of the study (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Athayu YUTHONG	(1) acquisition of data (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Suntorn RUNGRUANGBAIYOK	(1) acquisition of data (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Kiattisak SENGCHUAI	(1) acquisition of data (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Nonpakit PORNCHALERMPONG	(1) acquisition of data, (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Jermphiphut JARUENPUNYASAK	(1) acquisition of data (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Nattha JINDAPETCH	(1) the conception and design of the study, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

Highlights

- A patient monitoring system can support heterogeneous IoT rehabilitation devices.
- Physicians can plan the treatment for each patient via network and internet connection system.
- Multiple devices and various types of rehabilitation devices by using the common HTTP message format.
- Various IoT platforms can be programmed to control various rehabilitation devices.
- Various IoT platforms connect the internet via WLAN, LAN, or cellular network.

Summary

- The patient monitoring system designed to support heterogeneous IoT devices has presented.
- The physicians can plan the treatment for each patient via network and internet connection system according to three sub processes: devices configuration, monitor, and feedback.
- The function and the way to connect the internet of each device can be different.
- The proposed system can support multiple devices and various types of rehabilitation devices by using the designed common HTTP message format.
- The network and internet connection test reported that the system can support many user's device sending the measurement data concurrently and correctly.
- The system reliability test reported the very high success rate of sending data of all to the data server and database server.

Manuscript Number:

Title: Reliability of ECG Monitoring with Mobile Network Selection using Max-Min Fairness for Dynamic Weights

Article Type: Research Paper

Keywords: Mobile Network selection, energy efficiency, ping RTT, UDP success rate

Corresponding Author: Dr. Dujdow Buranapanichkit, Ph.D.

Corresponding Author's Institution:

First Author: Dujdow Buranapanichkit, Ph.D.

Order of Authors: Dujdow Buranapanichkit, Ph.D.; Nonpakit Pornchalermpong; Krekchai Thongnoo, Ph.D.

Abstract: Abstract In recent years, wireless networks have become extremely necessary in modern communications. Especially in mobile phones, we are using wireless networks to connect to networks around the world using both cellulars and WLANs. In order to connect to the Internet, mobile phones can connect to the Internet using these wireless network technologies, but, mobile phones cannot select a suitable wireless network in term of network performance. In this paper, we propose the network selection algorithm that considers both Wi-Fis and cellulars by using energy efficiency, delay, and UDP success rate as key parameters. To get these parameters, the system sends the data packet into each wireless network to measure all the parameters. After collecting the network data, the algorithm applied for dynamic weight calculation based on Max-Min Fairness Algorithm and compared score results of each network path to select the best path. The simulation results demonstrate that the process of this proposed algorithm leads to convergence, therefore, this algorithm can be used for network selection in mobile devices. Eventually, the experiments show that this proposed scheme can work with the same level of performance in real-world implementations. This mobile network selection algorithm is able to make sure that network connection for transmitting the important medical data is always very best in terms of reliability and efficiency.

Reliability of ECG Monitoring with Mobile Network Selection using Max-Min Fairness for Dynamic Weights

Nonpakit Pornchalermpong Dujdow Buranapanichkit Krekchai Thongnoo

*Department of Electrical Engineering
Faculty of Engineering, Prince of Songkla University
Songkhla, Thailand 90112*

Email: 5810120027@email.psu.ac.th, {dujdow.b, and krekchai.t}@psu.ac.th

Abstract

In recent years, wireless networks have become extremely necessary in modern communications. Especially in mobile phones, we are using wireless networks to connect to networks around the world using both cellulars and WLANs. In order to connect to the Internet, mobile phones can connect to the Internet using these wireless network technologies, but, mobile phones cannot select a suitable wireless network in term of network performance. In this paper, we propose the network selection algorithm that considers both Wi-Fis and cellulars by using *energy efficiency*, *delay*, and *UDP success rate* as key parameters. To get these parameters, the system sends the data packet into each wireless network to measure all the parameters. After collecting the network data, the algorithm applied for dynamic weight calculation based on Max-Min Fairness Algorithm and compared score results of each network path to select the best path. The simulation results demonstrate that the process of this proposed algorithm leads to convergence, therefore, this algorithm can be used for network selection in mobile devices. Eventually, the experiments show that this proposed scheme can work with the same level of performance in real-world implementations. This mobile network selection algorithm is able to make sure that network connection for transmitting the important medical data is always very best in terms of reliability and efficiency.

Key words: Mobile Network selection, energy efficiency, ping RTT, UDP success rate

1 Introduction

Nowadays, technology is becoming an important thing in daily life. Without technologies, many careers need to spend more efforts to make things done.

Preprint submitted to Elsevier

December 15, 2017

One of the most important technologies is communication. It is mostly used for communication, education, research, or even healthcare [1,2]. The examples of using technology are the communication between any hospitals and inside a hospital, telephone, and etcetera. Wireless communication, one of the data communication technologies, has become important role in modern communications. The most popular wireless communication in these days is mobile phones which is very good for using in remote system [3,4]. For today mobile phones, they are using wireless networks to connect worldwide. Examples are GSM, LTE, WCDMA, and Wi-Fi. The mobile phone's owner can choose which path to connect to the Internet. Moreover, mobile phones can select the network path by themselves, by trying to connect to Wi-Fi first if this connection is available. If there are none of Wi-Fi is available, mobile phones switch to cellular instead. Nevertheless, the mobile phones cannot measure the network performance of each path to connect to the Internet. Therefore, it may obtain the worst network connection in network selection. In order to connect securely to the Internet all the time for transmitting the significant medical data [5,6] such as ECG signals, heart rates, pressure values etc. to the hospital as quick as possible, the device needs to select the suitable network path for data communication with respect to reliability and efficiency,

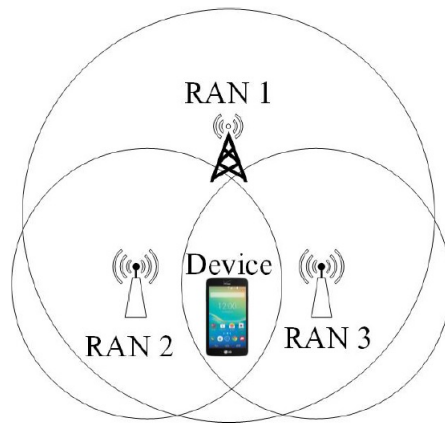


Figure 1. The system of Radio Access Network.

To encounter this problem, there are many papers with regard to research about network selection. Some papers consider the physical layer of the network, so that, the Internet can be used on all network paths at the same time [7] but this scheme requires modification of mobile phone firmware and servers to support the algorithm. Some are using neural networks for wireless network selection [3,8,9]. Their algorithms collect the important data and use these data in neural network training to get the optimized network. The paper [10] identified the mobility of devices for network selection. They predicted which route the device was moving toward. Then, the device connected to the router in the selected route to prevent the loss of data during the device as movement. Some papers applied human consideration to weight each

parameter for calculation [11,12,13], by allowing the users to input the data for working on their method. Furthermore, in Delphi [14], their algorithm is based on the regression tree to select the optimized wireless network by using data from regression tree, energy and monetary cost in objective functions and using weights from user assignment. This scheme was separated into three functions which was data collection, weight calculation, and network selection. Finally, ASWU [15] was a paper that used Max-Min Fairness Algorithm for dynamic weights and Zero-Sum Game, which is a mathematical of a situation where adding equal to subtracting of each participant, so, the loss or gain of the data of each participant is balanced by the loss or gain of other participants. Then, the device used weight for calculate the score function to obtain the optimized network.

Our proposed network selection is based on the main three functions as Delphi [14] and also the Max-Min Fairness Algorithm for dynamic weights and Zero-Sum Game as ASWU [15]. Due to the difference method of paying for Internet usage in Thailand, like a buffet per month, so, in this paper, we propose the wireless network selection for mobile devices that is not considering monetary cost for Internet usage, but it focuses on data throughput. This parameter can also determine what the performance of network is for comparison in network selection. Nevertheless, our scheme considered the energy efficiency with regard to the power model as PowerTutor [16] for estimating the battery usage of this proposed application. However, we still use an approach based on dynamic weight from Max-Min Fairness Algorithm for our proposed mobile network selection.

The paper is organized as follows. Section II introduces the method for the proposed network selection and describes our network selection algorithm, while section III presents the results from the simulation of network selection algorithm. Section IV demonstrated the experimental results for the implementation of the mobile network selection considering in each significant parameters. We also present the evaluation for our proposed algorithm using Max-Min Fairness for Dynamic Weights in section V. Finally, section VI concludes the paper.

2 Methodology

In this paper, the proposed network selection algorithm considers both Wi-Fis and cellular as shown in Fig 1 We use delay,data rate, and energy efficiency for our proposed wireless network selection via mobile devices. There are three processes to select a network as shown in Fig 2 which are Data Collection, Weight Calculation, and Network Selection. In data collection, the device is able to receive the configure data of every Radio Access Networks (RANs).

Then, in weight calculation, the algorithm uses dynamic weight [15] to indicate the important factor of each parameter based on Max-Min Fairness of all data. Finally, in network selection, the algorithm calculates score functions to compare each network for optimized network selection using weights from the previous process.

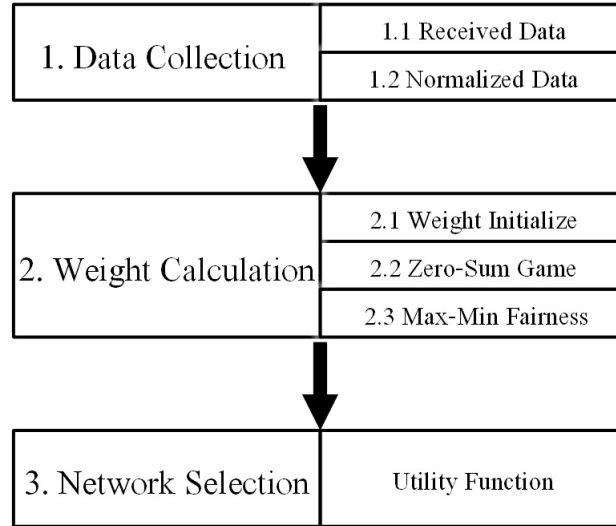


Figure 2. Network selector's method.

2.1 Data Collection

The first step is the data collection which is a process to profile important data for evaluating our algorithm. The essential data are consisting of *energy efficiency*, *UDP success rate*, and *delay*. In ASWU, they utilize energy remaining, delay, and monetary cost. However, we are interested in UDP success rate instead of monetary cost with regard to the success ratio of network path and energy efficiency.

All of three data, *Energy efficiency*, *UDP success rate*, and *Delay*, are from our measurement. For energy efficiency, we used data from battery usage information within setting menu of Android mobile phones. The battery usage is separated into energy usage of each application. So, our energy efficiency is equal to one minus energy usage of ping round trip time application and UDP loss rate application. For UDP success rate, we used data from sending a thousand packets to our server. Then, the device receives the packet count from the server. Last, delay, we use ping round trip times (RTT) to our server for measuring the delay. The *delay*, before using this value, the data need to put in equation 1 to obtain the normalized data which is in range between 0 and 1. D_i is the received delay while i indicates the RAN number and T_{MAX}

is the delay threshold that indicates the maximum delay which the network can occur from our experimental results in each possible network.

$$T_i = |\min(0, (D_i - T_{\text{MAX}})/T_{\text{MAX}})| \quad (1)$$

2.2 Weight Calculation

In this process, a device gains the dynamic weights based on Zero Sum Game in Fig 3. Furthermore, the algorithm obtains all possible game outcomes by adding the data from the Zero Sum Game to the given data in each path. The weight of the energy efficiency, UDP success rate, and delay become higher when one of the parameter is increased. As a result, the weight calculations apply to equations 2 to 4.

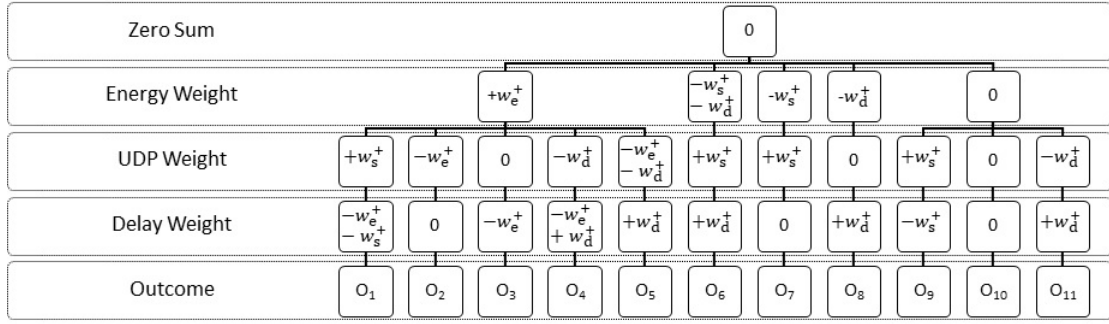


Figure 3. Zero-Sum Game.

For initialization, all three of the weights such as energy weight (w_e), UDP weight (w_s), and delay weight (w_d), are equal to 1/3 to make the initialize process to be fair. Whereas the selected data from the normalize parameter values in data collection, selected energy efficiency (E_b), selected UDP success rate (S_b), and selected delay (T_b), equal to 1 to assume the best data in the algorithm for Max-Min Fairness Algorithm.

$$w_e^+ = (1 - E_b)w_e \quad (2)$$

$$w_s^+ = (1 - S_b)w_s \quad (3)$$

$$w_d^+ = (1 - T_b)w_d \quad (4)$$

For the results of weights calculation, the summation of all weights in each Zero-Sum game outcome is equal to one. For additional, the path has at least a weight that is less than zero, the outcome of that path could be pruned. To calculate the utility function, the algorithm processes equation 5 to obtain the

data. Then the algorithm compares the calculated data of every RANs with previous utility scores based on Max-Min Fairness algorithm with respect to maximum the worst case outcome of previous utility scores.

$$U = w_e * E_i + w_s * S_i + w_d * T_i \quad (5)$$

To put in other words of Max-Min Fairness, the algorithm selects the outcome that has the minimum scores in previous scores but has the highest score of current scores. Next, the algorithm assigns weights depending on the selected outcome and selected data to E_b , S_b , and T_b depend on the RAN of that select outcome from energy efficiency of RAN i (E_i), UDP success rate of RAN i (S_i), and delay of RAN i (T_i). After initialization, the algorithm continues these processes until the convergence occurs or reach the maximum iteration count which is equal to one thousand.

2.3 Network Selection

After weight calculation, the algorithm utilizes the weights from the selected result in calculation process to apply in the utility function for each RANs. After receiving the scores from the utility function of all network paths, the algorithm compares the scores for each RAN to select the highest score data.

Algorithm 1 Network Selection Algorithm

```

1: procedure SELECTED NETWORK
2:    $outcome \leftarrow 0$ 
3:    $E_b \leftarrow 1$ 
4:    $S_b \leftarrow 1$ 
5:    $T_b \leftarrow 1$ 
6:    $w_e, w_s, w_d \leftarrow 1/3$ 
7:    $E_i, S_i, D_i \leftarrow$  Lists of Available RANs
8:   while  $outcome_{i-1} \neq outcome_i$  AND iteration count
   <math>I_{max}</math> do
9:     Update Weight for all possible Zero-Sum Game's
   outcome using (2)(3)(4)
10:    Calculate outcomes using (5)
11:    Select the outcome that maximizes the minimum
   value of previous score
12:     $w_e, w_s, w_d \leftarrow$  Weight from Selected Outcome
13:     $E_b, S_b, T_b \leftarrow$  selected outcome data
14:  end while
15:  Calculate score of every path using (5) and current
   weight
16:  return highest score path
17: end procedure

```

Figure 4. Network selection algorithm

To put all these processes for more understanding, the details of dynamic weight network selection algorithm are shown in figure 4. The algorithm initializes the data every time the system triggers to profile active measurement parameters. The algorithm does the iteration for dynamic weight calculation until Max-Min Fairness reach the end process. Then, the algorithm calculates scores to gain the best network selection.

3 Simulation

This simulation was implemented on a laptop (2.4GHz with 8GB RAM) with Windows operating system using JAVA language. This simulation was tested in order to evaluate the algorithm using variables type double to store the network data. The simulation was investigated for four scenarios such as morning around 07:00, noon around 11:30, evening around 18:00 and night around 22:00. The network selection algorithm was tested by using instance number of E_i , S_i , and T_i of each RANs from our measurement, as described in subsection 2.1, to measure the performance of the algorithm. We used the weights from the final result of the network selection and each RAN information to put them in objective function of Delphi [14] in equation 6. From the objective equation, S_i , E_i , D_i , w_s , w_e , and w_d indicate data rate, energy, delay, throughput weight, energy weight, and delay weight, respectively. We used the scores from the objective function to obtain the selected RAN and compared that selected RAN with our selected RAN. We also tested the algorithm in case of two to nine RANs was received by mobile device. The results will be discussed later on this section.

$$O = S_i^{w_s} * E_i^{w_e} * D_i^{w_d} \quad (6)$$

From our simulation , we obtained that, our Max-Min Fairness Algorithm reached the maximum of iteration and the selected RAN of our algorithm is the same as Delphi [14]. The results of selected RAN is shown in TABLE 1. In the table, NO is scenario number. $RANs$ identifies radio access network that a mobile phone can detect. E_i , S_i , and T_i are normalized data of energy efficiency, UDP success rate, and delay respectively. $SRAN$ describes the selection of radio access network number in our algorithm. At last, $DRAN$ tells the selection of radio access network number in Delphi [14].

In our discussion, number of iteration had some meaning within it. The number of iterations was increased due to the similarity of the data between each RAN. Therefore, the algorithm needed to run more iteration to satisfy the weight fairness. The results from testing two to nine RANs showed that even the number of RANs is increasing, the number of iterations is still the same if only

if the later RANs is totally worse than the early RANs. The total processing time of the algorithm is not more than two seconds in worst scenario. In practical, the algorithm is going to take more time for processing due to the similarity of data using in algorithm.

NO	$RANs$	E_i	S_i	T_i	$SRAN$	$DRAN$ [14]
1	1	0.812	0.987	0.822	2	2
	2	0.921	0.988	0.808		
	3	0.894	0.994	0.866		
2	1	0.902	0.977	0.823	3	3
	2	0.875	0.989	0.810		
	3	0.894	0.988	0.866		
3	1	0.926	0.980	0.819	1	1
	2	0.614	0.986	0.804		
	3	0.865	0.999	0.867		
4	1	0.918	0.983	0.819	3	3
	2	0.942	0.987	0.802		
	3	0.843	0.987	0.864		

Table 1
Simulation results for some scenarios comparing between $SRAN$ and $DRAN$

4 Implementation

From our proposed algorithm , it has been implemented on the real hardware with the Android mobile phone (Quad-core, 4x2.5 GHz, Hybrid Dual SIM, Wi-Fi 802.11 a/b/g/n/ac, dual-band). We setup a smartphone with Wi-Fi enabled and connecting to the LTE network. We are able to utilize the mobile network selection algorithm into Android platform. For the experimental environment, we have three smartphones in the same place together, two in airplane mode with Wi-Fi enabled in different frequency (2.4 and 5 GHz) as well as the other with Wi-Fi disabled using only LTE connected. The reason we implemented the two Wi-Fis is that we can show the network performance in the possible different network path which we can use in the real-world implementation for the best network selection.

From the data collection, the significant data in this network selection is divided into two categories which are the passive network parameters as well as the active network parameters. The passive indicators are the trigger of the

system such as *RSSI*, *link speed* and *AP Count*. *RSSI* expresses the received signal strength indicator for Wi-Fi as well as signal strength for cellular. While link speed represents the data rate of each network type both Wi-Fi and LTE. Finally, AP count indicates the number of RANs of the mobile device can detect at that time. We can gain all these passive parameter without transmitting any packet to check network performance. Whereas the active network parameters are the indicators as demonstrated in section 2.1 of the data collection. Whenever some of these passive indicators are changed the level, the type as well as the total number, then the system will be triggered for collecting the active network parameters for example energy efficiency, data rate as well as delay from each RANs for comparison the network capability. We need to transmit the packet data for examining the performance of each available RANs.

Also, the algorithm needs to measure energy efficiency, UDP success rate, and delay of each RAN. Due to using JAVA language to implement this algorithm, the code can be applied to Android application directly without modification. Therefore, the network selection algorithm can be used for network selection in real world on Android mobile devices. For this experiment, we have collected the results from each active parameter for three days running to keep them in statistical data to analyze for our proposed algorithm. We investigate the interesting things between the network connection of Cellular and Wi-Fi. Even though the expected delay for sending the packet of Cellular is higher than Wi-Fi, the data rate is also high as well as the energy efficiency is lower in average of measured data.

4.1 Delay

This parameter can explicitly measure the network performance. If the indicator's value is very high, the network efficiency is too low as well as that network path would not be proper for network path's selection to send the data. We have sent an ICMP echo request packet for 10 times consecutively in the experiment.

Delay Ping RTT (ms)	Wi-Fi 2.4G	Wi-Fi 5G	LTE
Minimum	1.94	1.76	64.92
Average	41.71	37.11	131.40
Maximum	122.58	115.51	167.63

Table 2
Delay measurement for Wi-Fi and LTE

Each packet has size 32 bytes like standard ICMP protocol. It has used the

Ping RTT application for measuring the delay of the network connection. After sending the ICMP request and checking from the ICMP reply message, we can get the maximum, minimum and average delay for every request packets in milliseconds. From the Table 2, the results presented the different network type to evaluate the network delay. From the results, we found the expected delay for cellular is high dramatically when comparing with both Wi-Fis. The delay time with LTE connected is larger almost three times than the delay with Wi-Fi enabled in average value. Whereas Wi-Fi 5G is the best network selection in term of the expected delay.

4.2 UDP Success Rate

This indicator refers to UDP data rate. We measure how many data packets it can send from mobile devices to a server without any packet error. The experiment has been sent consecutively two thousands UDP packets within a period of time. The total length for each data packet is 54 bytes including overhead.

UDP Data Rate (Kbps)	Wi-Fi 2.4G	Wi-Fi 5G	LTE
Minimum	69.81	71.11	55.64
Average	102.90	102.66	112.19
Maximum	123.21	130.55	145.58

Table 3
Data rate measurement for Wi-Fi and LTE

For the experimental results, the minimum, average and maximum UDP data rate in transmitting the UDP packets in the various network types demonstrated in the Table 3. We found that cellular connection can provide practically more bandwidth in average value than both of Wi-Fi frequencies. Wi-Fi connection is not always the best network path to send the data packet when we consider that the data communication takes place all the time. In term of the bandwidth we should select the cellular connection for data transmission. For this reason, the network selection should measure all the possible network paths to find the best way for transmitting the medical data.

4.3 Energy Efficiency

This experiment acquired the results from implementation of the PowerTutor [16] in our proposed algorithm to measure the energy consumption. It has categorized into three parts for calculating the power consumption in general

smartphone for example communication, processing, as well as display. The power estimation can demonstrate in the Table 4 for the different network types. The energy model was created by using a library or function of the PowerTutor directly with combining in our proposed algorithm. The result shows that the values for minimum, average and maximum energy efficiency of the cellular connection are less than the values of Wi-Fi. This emphasizes that we should consider the network path for data transmission is not only Wi-Fi enabled, but it is also the LTE connected as well.

Engery Efficiency (J)	Wi-Fi 2.4G	Wi-Fi 5G	LTE
Minimum	1.42	1.41	1.04
Average	1.97	1.96	1.81
Maximum	3.59	3.72	3.63

Table 4
Energy efficiency measurement for Wi-Fi and LTE

For these results of implementation, we clarify that all these active indicators have affected to the network performance with regard to the different network types, Wi-Fi or cellular connection. Consequently, the mobile network selection needs to analyze every parameters as we considered in the real world implementation.

5 Evaluation

We have already examined each active parameters using our proposed algorithm. Consequently, it has represented the system test of this proposed algorithm for separated evaluation. For this section, we concentrate on comparison with or without using our proposed algorithm to evaluate overall in the real world implementation. There are two system tests for example, the stationary smartphones and the mobile devices in the section 5.1 and 5.2, respectively. We found the advantage of this proposed algorithm that we do not need to waste for training the data and no need to do the firmware modification of the smartphone. Moreover, this scheme is very simple to implement in the real hardware because of low complexity and using the general function and parameter for common android smartphone.

For experimental environment, we consider a medical healthcare application for ECG monitoring of patients. The mobile device has to connect to an available RAN for transferring their collected medical data such as ECG data to a hospital's server or cloud services for monitoring by physicians or doctors all the time in order to take care of them immediately whenever the emergency

1 situation takes place with the patients. Furthermore, the use of an ECG signal
2 has become the most popular approach for heart's disease analysis application
3 in term of its reliability and mobility. Each ECG data acquires a thousand
4 samples of ECG data over a time interval of 16 s, and the length of each data
5 packet contains the same size as UDP packets.
6

7 The algorithm of the proposed network selection is implemented on the ap-
8 plication layer with JAVA language. To implement this algorithm, the code
9 can be applied to Android application directly without low-level modification.
10 There are three main functions of this proposed scheme. First is the checking
11 all passive indicators and then triggering to collect the measurement of the
12 active parameters with three running threads. One serves Ping RTT, another
13 supports sending UDP packets as well as the last runs PowerTutor. Next, it
14 weights the significant parameters dynamically using zero sum game as well
15 as max-min fairness. Finally, the last function has been calculated the selected
16 network based on the utility function.
17
18
19
20
21
22

23 *5.1 Network Selector*

24
25
26

27 This subsection demonstrated the whole function for our proposed algorithm
28 from considering all the related parameters in the mobile network selection. We
29 have discussed the experiment in the different areas to study the characteristic
30 of the network selection in many subjects. First of all, we have implemented
31 and evaluated for three various locations using fixed smartphones with the
32 same hardware platform. The implementation environment represented in the
33 same large area comparing a big hospital which has many buildings and floors.
34 Some area would not gain the proper connectivity from the network because
35 of the obstacle things. Some position in a space can obtain the weakness of
36 the signal strength where the mobile device is quite far from the last hop eg.
37 routers or access points.
38
39
40
41

42 From the Figure 5 and 6, we measured the three locations for collecting the
43 results of the throughput and packet error rate when transmitting the ECG
44 data without using our proposed network selection scheme between only LTE
45 connected (cellular connection) and only Wi-Fi enabled (Wi-Fi) as well as
46 using our network selection. The ECG data has been implemented on UDP
47 protocols. This data packet has less overhead when comparing with the TCP
48 packet. Also, we measured the active indicators in the network with UDP
49 success rates, therefore it has been used concurrently with the same protocol
50 for transmitting the ECG data. For the first location (LOC1), we placed all
51 three smartphones at the same place together on the seventh floor of a high
52 building. Next location, LOC2 is the small room near the outdoor of a flat
53 building. Whereas, the last station named LOC3 is the big research lab room
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

which is in the center of the same flat building. There are many Wi-Fi access points disparately in the different places in these two buildings.

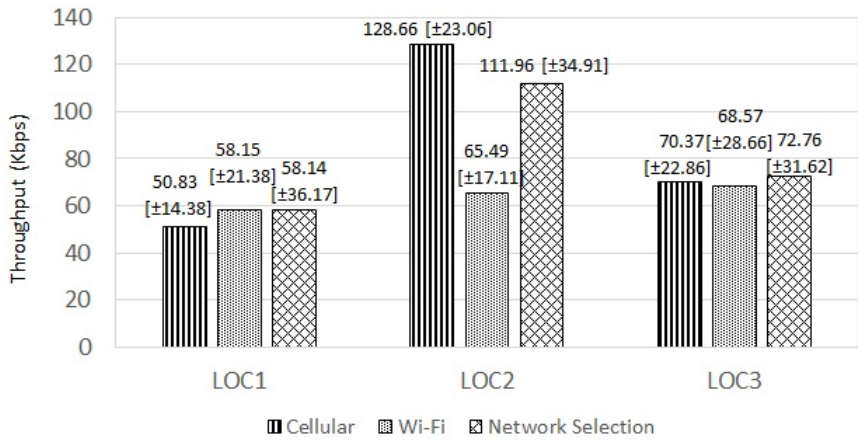


Figure 5. The histogram shows the average values and standard deviation in the bracket for the throughput in different locations

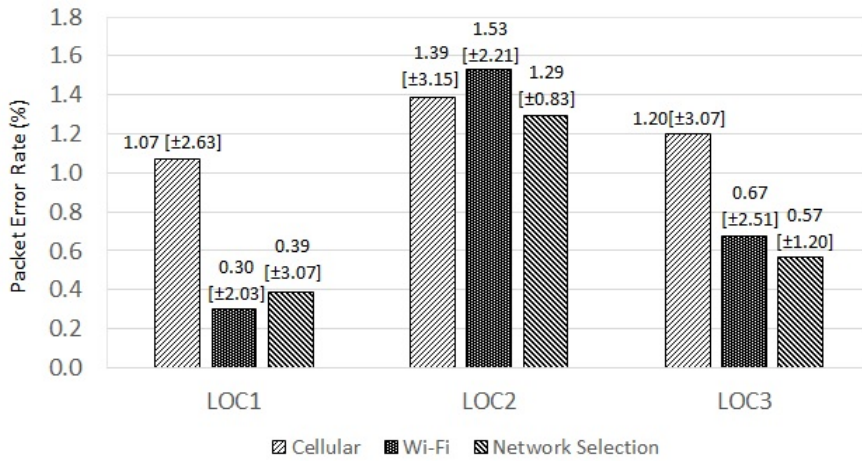


Figure 6. The histogram shows the average values and standard deviation in the bracket for the packet error rate in different locations

The results from the Figure 5 show that the throughput between these various locations with the different approaches of the network connection have obtained the similar results except LOC2. This represents that our proposed algorithm works efficiently in the real-world implementation for the android smartphone. When the throughputs of Wi-Fi and Cellular are similar, the throughput of the network selection will be related or a little bit higher. Moreover, in case of the throughput of cellular is much higher than the Wi-Fi's case, we found that the throughput of network selection is also very high. On the other network performance, we measured the packet error rate as shown in Figure 6 for transmitting the UDP data packet. The results demonstrated that the packet error rate with network selection is as good as using only Wi-Fi

enabled in the average values. While the packet error rate of cellular is very high in many areas (LOC1 and LOC3), the packet error rate for the case of network selection is vary with the case the Wi-Fi enabled. All the error rates are not more than 2.2% for the network selection's scheme.

5.2 Device Mobility

For this implementation, we used the two identical smartphones, one using our proposed network selection, and the other without our algorithm, to transmit the ECG data to the server with Wi-Fi enabled as well as LTE connected. From the experiment, we measured the throughput and packet error rate to compare between using and not-using our proposed network selection whereas they are moving together. Our proposed scheme checks the changes of all three passive parameters in every one second, so that it can detect network environment dynamically when the mobile device is moving.

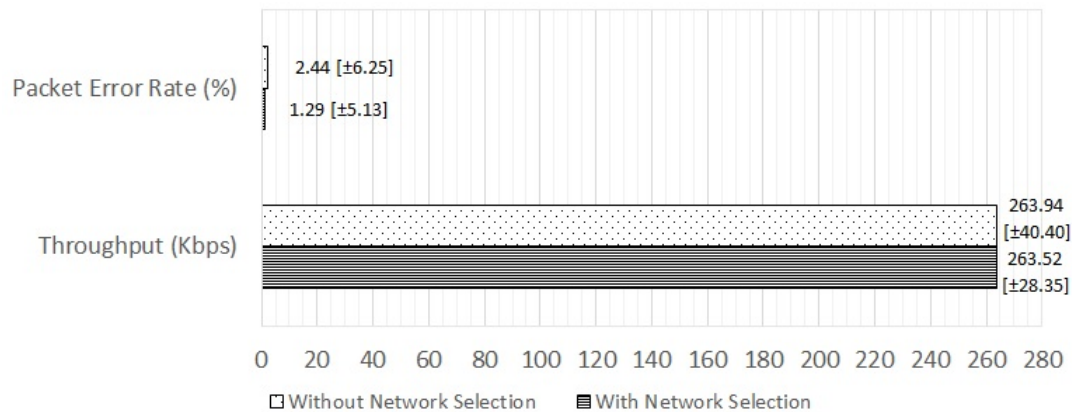


Figure 7. Comparing the network performance when mobile device is moving

From the Figure 7, the results present that the throughput of network selection is quite similar to the case of non-network selection. However, the packet error rate of non-network selection is worse than the case of network selection. Whereas, the error rate when device mobility is not more than 6.4% for the network selection's scheme. For the application of ECG monitoring, it does not need to transmit the high bandwidth like a video streaming or a file transfer. On the other hand, the packet error rate of data transmission is also as important as the data rate. The reliability of the network connection for transmitting the data is one of the significant factor especially for the medical data. In our interesting implemenation, they should have both of reliability and efficiency in the network connectivity. Therefore, they always need to use the network selection to maintain their data communication efficiently and reliantly.

6 Conclusion

This paper, proposed network selection algorithm, is considered both Wi-Fi and LTE by using *energy efficiency*, *delay*, and *UDP success rate*. After the algorithm receives required data, the algorithm uses these data for dynamic weights calculation. Then, the algorithm uses the weights from the final result of dynamic weights for network selection by comparing result score of each path, in the utility function. The simulation results show that, the iteration of this algorithm is able to achieve the convergence or it can reach the stopping step. Moreover, the experimental results demonstrate that the proposed network selection can help to obtain a reliable network path for data transmission. In summary, this algorithm is able to apply for Android mobile network selection and it also can select the best network among receiving RANs.

References

- [1] W.-T. Sung, J.-H. Chen, and K.-W. Chang, "Mobile physiological measurement platform with cloud and analysis functions implemented via IPSO," *IEEE Sens. J.*, vol. 14, no. 1, pp. 111–123, 2014.
- [2] P. Kugler, D. Schuldhaus, U. Jensen, and B. Eskofier, "Mobile recording system for sport applications," in *Proceedings of the 8th international symposium on computer science in sport (IACSS 2011)*, Liverpool, 2011, pp. 67–70.
- [3] A. Sehgal and R. Agrawal, "Integrated network selection scheme for remote healthcare systems," in *Issues and Challenges in Intelligent Computing Techniques (ICICT)*, 2014 International Conference on, pp. 790–796, 2014.
- [4] L. Fanucci et al., "Sensing devices and sensor signal processing for remote monitoring of vital signs in CHF patients," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 62, no. 3, pp. 553–569, 2013.
- [5] C. Wen, M.-F. Yeh, K.-C. Chang, and R.-G. Lee, "Real-time ECG telemonitoring system design with mobile phone platform," *Measurement*, vol. 41, no. 4, pp. 463–470, 2008.
- [6] C. De Capua, A. Meduri, and R. Morello, "A smart ECG measurement system based on web-service-oriented architecture for telemedicine applications," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 59, no. 10, pp. 2530–2538, 2010.
- [7] Y. Hasegawa, I. Yamaguchi, T. Hama, H. Shimonishi, and T. Murase, "Improved data distribution for multipath TCP communication," in *Global Telecommunication Conference 2005. GLOBECOM'05. IEEE*, vol. 1 p. 5, 2005.
- [8] L.-C. Tseng, F.-T. Chien, D. Zhang, R. Y. Chang, W.-H. Chung, and C. Huang, "Network selection in cognitive heterogeneous networks using stochastic learning," *Communications Letters, IEEE*, vol. 17, no. 12, pp. 2304–2307, 2013.

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
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
- [9] M. Lahby, L. Cherkaoui, and A. Adib, "Network selection algorithm based on diff-ahp and topsis in heterogeneous wireless networks", in *Multimedia Computing and Systems (ICMCS), 2012 International Conference on*, pp. 485-490, 2012.
 - [10] S. Kunarak, R. Sulesathira, and E. Dutkiewicz, "Vertical handoff with predictive RSS and dwell time", in *TENCON 2013-2013 IEEE Region 10 Conference (31194)*, pp. 1-5, 2013.
 - [11] R. Trestian, O. Ormond, and G.-M. Muntean, "Enhanced power-friendly access network selection strategy for multimedia delivery over heterogeneous wireless networks", *Broadcasting, IEEE Transactions on*, vol. 60, no. 1, pp. 85-101, 2014.
 - [12] A. Bar, D. Mimran, L. Chekina, Y. Elovici, and B. Shapira, "Nesto-Network selection and traffic offloading system for android mobile devices", in *Wireless Communications and Mobile Computing Conference (IWCMC), 2013 9th International*, pp. 337-342, 2013.
 - [13] S. Nirjon, A. Nicoara, C.-H. Hsu, J. Singh, and J. Stankovic, "Multinets: Policy oriented real-time switching of wireless interfaces on mobile devices", in *Real-Time and Embedded Technology and Applications Symposium (RTAS), 2012 IEEE 18th*, pp. 251-260, 2012.
 - [14] S. Deng, A. Sivaraman, and H. Balakrishnan, "Delphi: A software controller for mobile network selection" 2016.
 - [15] Awad, Alaa, Amr Mohamed, and Carla Fabiana Chiasserini. "Dynamic network selection in heterogeneous wireless networks." *IEEE CONSUMER ELECTRONICS MAGAZINE*, 2016.
 - [16] L. Zhang, B. Tiwana, R. P. Dick, Z. Qian, Z. M. Mao, Z. Wang, and L. Yang. "Accurate online power estimation and automatic battery behavior based power model generation for smartphones", *CODES+JSSS'10*, October 2010.
 - [17] N. Pornchalermpong, D. Buranapanichkit, and K. Thongnoo, "Mobile network selection algorithm based on Max-Min fairness for dynamic weights." *ECTI conference*, 2017.

Reliability of ECG Monitoring with Mobile Network Selection using Max-Min Fairness for Dynamic Weights

Author	Contributions
Dujdow BURANAPANICHKIT	(1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.
Krerckchai THONGNOO	(1) the conception and design of the study (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.
Nonpakit PORNCALERM PONG	(1) acquisition of data, (2) drafting the article, (3) final approval of the version to be submitted.

Highlights

- The mobile network selection algorithm is able to make sure that network connection for transmitting the important medical data is always very best in terms of reliability and efficiency.
- The proposed algorithm does not need to waste for training the data and no need to do the firmware modification of the smartphone.
- The proposed algorithm is very simple to implement in the real hardware because of low complexity and using the general function and parameter for common android smartphone.

Summary

- The proposed network selection algorithm, is considered both Wi-Fi and LTE by using energy efficiency, delay, and UDP success rate.
- The proposed algorithm uses these data for dynamic weights calculation based on zero sum game and max-min fairness, then, comparing the result score of each network path with the utility function.
- The simulation results show that, the iteration of this algorithm is able to achieve the convergence.
- The experimental results demonstrate that the proposed network selection can help to obtain a reliable network path for data transmission.
- The proposed algorithm is able to apply for Android mobile network selection in the real world implementation.