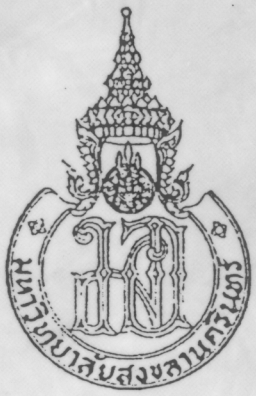


รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

การพัฒนาฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการลดสัญญาณรบกวน ในสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยการแปลงเวฟเล็ต

Development of Surface Electromyography Signal Database and Reduction of Noise in Surface Electromyography Signal using Wavelet Denoising

ผู้วิจัย ผศ.ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์
ผู้ร่วมวิจัย รศ.ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
วิทยาเขตหาดใหญ่

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากทุนงบประมาณแผ่นดิน
ประจำปี 2554-2555

บทคัดย่อ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวเป็นสัญญาณทางชีวการแพทย์ที่สำคัญสัญญาณหนึ่ง ซึ่งสามารถวัดได้จากอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมักถูกนำมาใช้ในทางการแพทย์และวิศวกรรมอย่างแพร่หลาย ในการจะได้มาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ดีมีมาตรฐานนั้น จำเป็นต้องมีเครื่องขยายสัญญาณและเครื่องแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลที่เหมาะสม ซึ่งพบว่าเครื่องมือที่มีมาตรฐานเหล่านี้มีราคาค่อนข้างสูงมาก ดังนั้น การจัดทำฐานข้อมูลเพื่อเผยแพร่และแบ่งปัน สัญญาณไฟฟ้าทางชีวการแพทย์ที่มีมาตรฐานจึงเกิดขึ้น สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือ ชนิดแทงเข็ม และชนิดพื้นผิว ซึ่งในปัจจุบันมีการจัดทำฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าชนิดแทงเข็มขึ้นมาแล้วในชื่อว่า EMGLAB ซึ่งเผยแพร่ในเว็บไซต์ www.emglab.net แต่ในส่วนของฐานข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวยังไม่มี ดังนั้น ทีมวิจัยจึงมีแนวคิดที่จะจัดทำฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวที่มีมาตรฐานขึ้นมา โดยเบื้องต้นจะมีการจับตัวอย่างของข้อมูลจำนวน 3 ชุดคือ การทำท่าทางเคลื่อนไหวมือ 9 ท่าทาง การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ และการยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ นอกจากนี้ยังได้ศึกษาอัลกอริทึมในการกำจัดสัญญาณรบกวนในสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยวิธีการแปลงเวฟเล็ต จากการศึกษาพารามิเตอร์ในการแปลงเวฟเล็ตจำนวน 5 พารามิเตอร์พบว่าวิธีการที่เหมาะสมที่สุดในแต่ละพารามิเตอร์ได้แก่ (1) Wavelet basis functions ได้แก่ Daubechies 2 Daubechies 7 Symlets 2 Symlets 5 Coiflet 4 BiorSplines 5.5 และ ReverseBior 2.2 (2) Decomposition levels ได้แก่ ระดับที่ 4 (3) Threshold selection rules ได้แก่ การปรับปรุงวิธีการ Universal ที่ชื่อว่า Global Scale Modified Universal rule (4) Threshold rescaling methods ได้แก่ การใช้จำนวนข้อมูล (N) แบบ Level dependent และการหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (σ) ทั้งแบบ First และ Level dependent และ (5) Thresholding functions ได้แก่ วิธีการ Adaptive denoising function

Abstract

Surface Electromyography (EMG) signal is one of the most important biomedical signals that can be measured by surface electrode. EMG signal is widely used in medical and engineering applications. EMG signal should be recorded by the standard equipments (e.g. EMG amplifier and analog to digital converter) to provide the high quality EMG signal, whereas the cost of standard equipments is quite high. Therefore, the biomedical signal databases were established for sharing the standard data. EMG signal can be divided into two types, i.e. needle EMG and surface EMG. Nowadays, needle EMG signal database namely EMGLAB has been published on www.emglab.net, whereas there is no surface EMG signal database. In this study, we design and develop the standard surface EMG database. As a preliminary database, there are three sets of EMG signal including 9 hand movements, weight lifting during isometric and isotonic contraction. In addition, the denoising algorithm based on wavelet transform for EMG signals is studied. Five parameters of wavelet transform are investigated including (1) wavelet basis functions, (2) decomposition levels, (3) threshold selection rules, (4) threshold rescaling methods, and (5) thresholding functions. The corresponding optimum choices for each parameter are (1) Daubechies 2 Daubechies 7 Symlets 2 Symlets 5 Coiflet 4 BiorSplines 5.5 and ReverseBior 2.2, (2) the fourth level, (3) Global Scale Modified Universal rule, (4) level dependent for N parameter and first level or level dependent for standard deviation parameter, and (5) Adaptive denoising function.

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้การสนับสนุนทุนอุดหนุนในการทำวิจัย ตลอดจนบุคลากร นักศึกษาระดับปริญญาเอก ปริญญาโท และปริญญาตรีของห้องปฏิบัติการวิศวกรรมพื้นฟู ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์

รายงานฉบับนี้เกิดขึ้นได้จากการสนับสนุนช่วยเหลือจากบุคคลต่าง ๆ ดังกล่าวข้างต้น อย่างไรก็ตาม หากมีบุคคลอื่นใดที่ข้าพเจ้ามิได้กล่าวไว้ ณ ที่นี้ ข้าพเจ้าต้องขออภัยและขอขอบคุณไว้ ณ โอกาสนี้

พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์

หัวหน้าโครงการ

สารบัญ

หน้า

บทที่

1. บทนำ 1

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย 1

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย 3

1.3 ขอบเขตการวิจัย 3

1.4 วิธีดำเนินการวิจัย 4

2. ทฤษฎีและหลักการ 5

2.1 ระบบกล้ามเนื้อ 5

2.2 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 9

2.3 ชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อ 10

2.3.1 การหดตัวแบบไอโซโทนิก 10

2.3.2 การหดตัวแบบไอโซเมตริก 10

2.4 การล้าของกล้ามเนื้อ 10

2.4.1 Central fatigue 11

2.4.1 Transmission fatigue 11

2.4.1 Muscle fatigue 11

2.5 อิเล็กโทรด 11

2.6 เครื่องขยายสัญญาณและแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล 12

2.7 วิธีคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 13

2.7.1 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณในโดเมนเวลา 13

2.7.1 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณในโดเมนความถี่ 13

2.8 การวัดสัดส่วนร่างกาย 14

2.8.1 สัดส่วนร่างกายวัดในขณะอยู่กับที่ 14

2.8.1 สัดส่วนร่างกายวัดในขณะเคลื่อนที่ 15

2.9 ดัชนีมวลกาย 16

2.10 World Wide Web 16

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.11 ฐานข้อมูล 17

3. มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ามูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 19

3.1 มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เขียนโดย ดอกเตอร์ โรเบอร์โต เมอร์เลตติ 19

3.1.1 อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว 19

3.1.2 อิเล็กโทรดชนิดใส่เข้าในกล้ามเนื้อ 20

3.1.3 อิเล็กโทรดชนิดเข็ม 20

3.1.4 การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 20

3.1.5 การกรองข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบ 20

3.1.6 การแปลงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 21

3.1.7 การสุ่มตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้าไปในคอมพิวเตอร์ 21

3.1.8 การประมวลผลขนาดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 22

3.1.9 การประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนแกนความถี่ 22

3.1.10 การทำข้อมูลให้ถูกต้อง 23

3.1.11 การประมาณความเร็วของการนำไฟฟ้าในเส้นใยกล้ามเนื้อ 24

3.1.12 การแทรกของสัญญาณข้ามกล้ามเนื้อ 24

3.2 มาตรฐานการรายงานผลข้อมูลซีเนียม 24

3.2.1 รูปร่างของอิเล็กโทรด 24

3.2.2 ขนาดของอิเล็กโทรด 25

3.2.3 ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด 26

3.2.4 วัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด 26

3.2.5 การเตรียมผิวหนัง 27

3.2.6 ตำแหน่งของอาสาสมัครในท่าเริ่มต้น 27

3.2.7 การพิจารณาตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด 27

3.2.8 การทดสอบการเชื่อมต่อ 28

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.3 มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เขียนขึ้นโดยนักวิจัยท่านอื่นๆ ที่มีงานวิจัยทางด้านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 28

3.4 การเปรียบเทียบการรายงานผลข้อมูลที่ได้ศึกษามาและการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่นำเสนอใหม่ 28

3.4.1 การรวบรวมและเปรียบเทียบบทความทางวิชาการที่ทำงานวิจัยการประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 28

3.4.2 การจัดทำรูปแบบมาตรฐานสำหรับการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่นำเสนอใหม่ 30

3.4.2.1 อิเล็กโทรด 30

3.4.2.2 วิธีการตรวจจับสัญญาณ 31

3.4.2.3 การทดลองและการบันทึกผล 31

4. การทดลองเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 33

4.1 การออกแบบรูปแบบการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 33

4.1.1 การทดลองเบื้องต้นเพื่อออกแบบการทดลองที่เหมาะสม 33

4.1.1.1 การทดลองเลือกกล้ามเนื้อที่เหมาะสมสำหรับการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ 34

4.1.1.2 การทดลองเลือกกล้ามเนื้อที่เหมาะสมสำหรับการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ 34

4.1.1.3 การทดลองเลือกกล้ามเนื้อที่เหมาะสมสำหรับการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ 34

4.1.1.4 การทดลองเลือกท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมสำหรับการทำท่าทางเคลื่อนไหวของมือ 34

4.1.2 รูปแบบการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริง 35

4.1.2.1 การทดลองท่าทางการเคลื่อนไหวของมือและแขน 35

4.1.2.2 การทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ 36

4.1.2.3 การทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ 38

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.2 การเขียนโปรแกรมและเตรียมอุปกรณ์ในการเก็บข้อมูล 39
4.2.1 เครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 39
4.2.2 อิเล็กโทรด 41
4.2.2.1 อิเล็กโทรดสำหรับเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 41
4.2.2.2 อิเล็กโทรดสำหรับจุดอ้างอิง 42
4.3 การทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริง 42
4.3.1 การทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือและแขน 42
4.3.2 การทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ 45
4.3.3 การทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ 48
4.4 การวัดค่าพารามิเตอร์ทางด้านสรีรวิทยา 51
5. การออกแบบและจัดทำเว็บไซต์ 55
5.1 การศึกษาเว็บไซต์ฐานข้อมูลที่มีการเผยแพร่ในปัจจุบัน 55
5.1.1 เว็บไซต์ฟิสิโอเนต 55
5.1.2 อีเอ็มจีแลบ 59
5.1.2.1 แผนงาน 60
5.1.2.2 ซอฟท์แวร์ 61
5.1.2.3 สัญญาณ 62
5.1.3 เว็บไซต์อีอีจีแลบ 66
5.2 การวิเคราะห์เว็บไซต์ฐานข้อมูล 3 เว็บไซต์และสรุปแนวทางที่ใช้เพื่อออกแบบเว็บไซต์ 68
5.2.1 การวิเคราะห์ภาพรวมของเว็บไซต์ทั้งสาม 68
5.2.2 การวิเคราะห์หน้าแรกของเว็บไซต์ 70
5.2.3 การวิเคราะห์ในส่วนของวิธีในการแสดงสัญญาณ 71
5.2.4 การวิเคราะห์รูปแบบการจัดเก็บข้อมูล 74
5.2.5 การวิเคราะห์แผนผังภายในเว็บไซต์ 77
5.2.6 ผลสรุปแนวทางที่ใช้เพื่อออกแบบเว็บไซต์ 78

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.3 การออกแบบและจัดทำเว็บไซต์ฐานข้อมูล 78
6. การกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ต 81
7. สรุปผลการวิจัย 84
บรรณานุกรม 89
ภาคผนวก ก มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 91
ภาคผนวก ข ออกแบบรูปแบบการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 102
ภาคผนวก ค การเขียนโปรแกรมและเตรียมอุปกรณ์ในการเก็บข้อมูล 187
ภาคผนวก ง การวัดสัดส่วนของร่างกายและข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัคร 248
ภาคผนวก จ การออกแบบเว็บไซต์ 264
ภาคผนวก ฉ การกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ต 334
ภาคผนวก ช บทความวิชาการ 361

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ สัญญาณทางชีวการแพทย์ที่สำคัญสัญญาณหนึ่ง มีชื่อภาษาอังกฤษว่า Electromyography signal หรือ Myoelectric signal และใช้ตัวย่อว่า EMG signal เป็นสัญญาณที่สามารถวัดได้จากการใช้อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว ซึ่งประกอบด้วยข้อมูลของสัญญาณจำนวนมาก ทั้งที่เป็นประโยชน์และไม่เกี่ยวข้อง มีการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มาประยุกต์ใช้งาน ทั้งในงานทางด้านการแพทย์ และวิศวกรรม อย่างแพร่หลาย ตัวอย่างเช่น การนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้วิเคราะห์ความผิดปกติของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ เช่น การวิเคราะห์กล้ามเนื้อลิ้น เพื่อตรวจจับจุดกลืน [1] ทำให้สามารถสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่สามารถช่วยให้ผู้ป่วยที่กลืนอาหารลำบากสามารถกลืนอาหารได้ หรือเช่น การนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ บริเวณกล้ามเนื้อแขน Bicep brachii มาศึกษาความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่างๆ ทางคณิตศาสตร์กับแรงยกน้ำหนัก [2] ทำให้สามารถนำผลลัพธ์ที่ได้ไปใช้ในการวิเคราะห์การฟื้นตัวของกล้ามเนื้อแขนของผู้ประสบอุบัติเหตุแขนหักซึ่งต้องเข้าเฝือก นอกจากนี้ ยังสามารถนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ บริเวณกล้ามเนื้อแขน มาใช้ในการจำแนกเพื่อควบคุมอุปกรณ์ภายนอก เช่น รถเข็นไฟฟ้า เมาส์ แป้นพิมพ์ คันบังคับหรือแขนกลสำหรับผู้สูงอายุหรือคนพิการ [3-4] เป็นต้น

จากประโยชน์ในการประยุกต์ใช้งานสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อข้างต้นที่ได้กล่าวมา และความแพร่หลายในการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้งานที่มากขึ้น สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจึงถือเป็นสัญญาณที่สำคัญมากสัญญาณหนึ่ง ซึ่งในการจะได้มาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ดีมีมาตรฐานนั้น จำเป็นต้องมีเครื่องขยายสัญญาณ (EMG amplifier) รวมถึงเครื่องแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (A/D data converter) ที่เหมาะสม ซึ่งพบว่าเครื่องมือที่มีมาตรฐานเหล่านี้มีราคาค่อนข้างสูงมาก ดังนั้น นักวิจัยบางกลุ่มที่มีเครื่องมือที่ไม่ดีพอ ก็จะได้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ไม่ดีพอที่จะใช้ในการวิเคราะห์ นำมาซึ่งผลลัพธ์หรือผลการวิเคราะห์ที่ไม่มีประสิทธิภาพต่อไป

ดังนั้น การจัดทำฐานข้อมูลเพื่อเผยแพร่และแบ่งปัน สัญญาณไฟฟ้าทางชีวการแพทย์ที่มีมาตรฐานจึงเกิดขึ้น [5] โดยมีนักวิจัยของสถาบันชั้นนำหลายแห่ง ตัวอย่างเช่น สถาบัน Massachusetts Institute of Technology (MIT) มีการจัดทำฐานข้อมูลเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography signal or ECG signal) เผยแพร่ในเว็บไซต์อย่าง PhysioNet (www.physionet.org) ซึ่งมีนักวิจัยจำนวนมากได้นำข้อมูลมาตรฐานจากฐานข้อมูลนี้ไปใช้ในการ

วิจัย ซึ่งมีการตีพิมพ์ผลการทดลองในวารสารทางวิชาการต่อมาเป็นจำนวนมาก ซึ่งในฐานข้อมูลในเว็บไซต์เดียวกันนี้ ยังมีการจัดทำฐานข้อมูลของสัญญาณทางชีวการแพทย์อื่นๆ อีก เช่น สัญญาณไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography signal or EEG signal) รวมถึงพารามิเตอร์ทางชีวการแพทย์อื่นๆ เช่น แรงดันเลือด ปริมาณออกซิเจน และอัตราการเต้นของหัวใจ เป็นต้น

อย่างไรก็ตาม สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแล้วนั้น เราสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือ ชนิดแทงเข็ม และชนิดพื้นผิว ซึ่งในปัจจุบันมีการจัดทำฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าชนิดแทงเข็มขึ้นมาแล้ว ในชื่อว่า EMGLAB (www.emglab.net) แต่ในส่วนของฐานข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวยังไม่มี ดังนั้น ทีมวิจัยจึงมีแนวคิดที่จะจัดทำฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวที่มีมาตรฐานขึ้นมา โดยต้องการรวบรวมสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่คลอบคลุมการวิเคราะห์ในรูปแบบต่างๆ กันออกไป เช่น สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณกล้ามเนื้อแขนท่อนบนและล่าง ในการยกดัมเบล ที่น้ำหนักและมุมต่างๆ ทั้งแบบหยุดนิ่งและเคลื่อนไหว สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ บริเวณกล้ามเนื้อแขนท่อนบนและล่าง ในการเคลื่อนไหวมือ ข้อมือ แขน ข้อศอก และหัวไหล่หลายท่าทาง สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณขาขณะออกกำลังกาย เดิน วิ่ง หรือกระโดด หรือสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณศีรษะ คอ ใบหน้าและหลัง เป็นต้น อย่างไรก็ตาม โดยเบื้องต้น จะมีการจับตัวอย่างของข้อมูลจำนวน 3 ชุดก่อน เพื่อใช้เป็นจุดเริ่มต้นในการแบ่งปัน และจะขอแลกเปลี่ยนจากนักวิจัยกลุ่มอื่น เพื่อเผยแพร่ในอนาคต

ปัญหาถัดมาที่พบคือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้น จะมีสัญญาณรบกวนมาปะปนจำนวนมาก ซึ่งหลีกเลี่ยงได้ยาก ถึงแม้จะใช้เครื่องมือทางการค้าที่มีมาตรฐาน ดังนั้น การที่จะนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเหล่านี้มาใช้งานจริง มีความจำเป็นต้องกำจัดสัญญาณรบกวนทิ้งก่อน โดยปกติสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากเครื่องมือวัด เช่น สัญญาณไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิรตซ์ ซึ่งมีย่านความถี่แน่นอน สามารถถูกกำจัดโดยใช้ฟิลเตอร์ทั่วไปได้ แต่จะพบว่ามีสัญญาณรบกวนบางชนิด ซึ่งไม่สามารถกำจัดได้โดยใช้ฟิลเตอร์ข้างต้น ซึ่งการกำจัดสัญญาณรบกวนชนิดหลังนี้ออกไปนักวิจัยได้มีการประยุกต์ใช้งาน การแปลงเวฟเล็ต หรือ Wavelet transform [6-10] เข้ามาช่วย ซึ่งเรียกว่าการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงวิเคราะห์แบบเวฟเล็ต หรือ Wavelet denoising ซึ่งถือเป็นการประมวลผลสัญญาณระดับสูง ในการประยุกต์ใช้งานวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงวิเคราะห์แบบเวฟเล็ตนั้น ไม่เพียงกำจัดสัญญาณรบกวนและเก็บรักษาสัญญาณส่วนที่สำคัญไว้ได้ แต่ยังส่งผลให้ได้สัญญาณที่เหมาะสมสำหรับการนำไปจำแนกเพิ่มขึ้นด้วย ดังนั้น ทีมวิจัยจึงมีแนวคิดในการรวบรวมและพัฒนาวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงวิเคราะห์

แบบเวฟเล็ต สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว ควบคู่ไปกับการจัดทำฐานข้อมูลเพื่อเผยแพร่สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีมาตรฐาน สำหรับการนำไปวิเคราะห์ต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อออกแบบและพัฒนาฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว

1.2.2 เพื่อออกแบบและพัฒนามาตรฐานการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว

1.2.3 เพื่อศึกษาการใช้วิธีการลดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงวิเคราะห์แบบเวฟเล็ต ในการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีประสิทธิภาพในการลดสัญญาณรบกวนได้ดี

1.2.4 เพื่อศึกษาการใช้วิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงวิเคราะห์แบบเวฟเล็ต เพื่อสร้างสัญญาณจากกล้ามเนื้อแขนที่มีการเคลื่อนไหวของมือ ที่สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการจำแนกท่าทางได้ดี

1.3 ขอบเขตการวิจัย

1.3.1 ทำการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากกล้ามเนื้อแขนท่อนบนและล่าง จำนวน 5 กล้ามเนื้อ จากแขนขวา โดยใช้อิเล็กโตรดแบบพื้นผิว

1.3.2 ทำการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว โดยการเคลื่อนไหวมือและแขน จำนวน 9 ท่าทาง ประกอบด้วย ท่าแบมือ ท่ากำมือ ท่ายืดมือ ท่างอมือ ท่าหงายมือ ท่าคว่ำมือ ท่าเอียงนิ้วไปทางซ้ายของหัวแม่มือ ท่าเอียงนิ้วไปทางขวาของหัวแม่มือ รวมท่าขณะพัก และทำการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว โดยการยกดัมเบล ในช่วง 1-5 กิโลกรัม ที่มุมในช่วง 30-150 องศา (มุมงอข้อศอก) ทั้งแบบเคลื่อนไหว และอยู่นิ่งกับที่

1.3.3 ทำการทดลองกับอาสาสมัครจำนวน 20 คน ทั้งเพศชายและหญิง สุขภาพดี ในช่วงอายุระหว่าง 18-30 ปี

1.3.4 ทำการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยใช้โปรแกรมของเครื่องจับสัญญาณ และทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โปรแกรม MATLAB

1.3.5 ออกแบบ และเผยแพร่ฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว ผ่านทางเว็บไซต์ ภายใต้โดเมนเนมของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ (www.emgdatabank.psu.ac.th)

1.3.6 อาจมีการรับข้อมูลจากนักวิจัยทีมอื่น เพื่อเผยแพร่ในฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รวมถึงอาจมีการจัดเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากบริเวณอื่นเพิ่มเติม เช่น ขา ศีรษะ ใบหน้า คอ และหลัง เป็นต้น

1.4 วิธีดำเนินการวิจัย

1.4.1 ศึกษามาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ศึกษาฐานข้อมูลสัญญาณทางชีวการแพทย์ที่เผยแพร่อื่นๆ และศึกษาวิธีการจัดทำฐานข้อมูลและเว็บไซต์

1.4.2 ออกแบบรูปแบบการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งประกอบด้วย สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขณะเคลื่อนไหวมือ 9 ท่าทาง และขณะยกดัมเบล ที่น้ำหนักและมุมต่างๆ ทั้งแบบเคลื่อนไหวและหยุดนิ่ง กำหนดจุดจับสัญญาณบริเวณกล้ามเนื้อแขนที่เหมาะสม จำนวน 5 กล้ามเนื้อ กำหนดรายละเอียดในการจับสัญญาณตามแบบมาตรฐานที่เหมาะสม โดยใช้ข้อมูลจากมาตรฐาน และจากการทำรีวิวบทความทางวิชาการที่เกี่ยวข้อง

1.4.3 ทำการออกแบบการเก็บข้อมูล เขียนโปรแกรมสำหรับเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยเครื่องมือที่มีมาตรฐาน และทำการจัดเตรียมอุปกรณ์ในการทดลองที่เกี่ยวข้อง

1.4.4 ทำการทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากอาสาสมัคร จำนวน 20 คน

1.4.5 ออกแบบ และจัดทำฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวที่เป็นมาตรฐาน

1.4.6 เผยแพร่ฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ทำการประชาสัมพันธ์ รวมถึงทำการเรียกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Call for data) จากนักวิจัยอื่น

1.4.7 ศึกษาบทความทางวิชาการที่เกี่ยวข้องกับการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ต ทั้งในมุมมองของการกำจัดสัญญาณรบกวน และการสร้างสัญญาณใหม่ที่มีประสิทธิภาพสำหรับการจำแนกท่าทาง

1.4.8 ทำการออกแบบ และเขียนโปรแกรมวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่างๆ ด้วยโปรแกรม MATLAB

1.4.9 ประเมินวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ตที่ได้ศึกษาไว้ โดยทำการวิเคราะห์สัญญาณจากฐานข้อมูลที่เตรียมไว้ เพื่อหาวิธีที่ลดสัญญาณรบกวนได้ดีที่สุด และทำการสร้างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีประสิทธิภาพในการจำแนกท่าทางได้ดีที่สุด โดยการทดสอบด้วยตัวจำแนก (Classifier)

1.4.10 สรุปวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ต เขียนรายงานสรุป

บทที่ 2
ทฤษฎีและหลักการ

2.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system)

ระบบกล้ามเนื้อ เป็นระบบที่ประกอบขึ้นด้วยเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ เป็นก้อนเส้นใยที่ยืดและหดตัวได้ เป็นระบบหนึ่งของร่างกายที่มีความสำคัญต่อการดำรงชีวิต ระบบกล้ามเนื้อประกอบด้วยกล้ามเนื้อจำนวนมาก ซึ่งสามารถจำแนกกล้ามเนื้อออกได้เป็นหลายชนิด มีการทำงานร่วมกับกระดูก เอ็น ข้อต่อ และระบบประสาท ซึ่งทำให้ร่างกายสามารถเคลื่อนไหวได้ กล้ามเนื้อแต่ละชนิดจะมีหน้าที่ และการทำงานที่แตกต่างกันไป

กล้ามเนื้อในร่างกายแบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle or visceral muscle) กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle) และกล้ามเนื้อลาย (Skeletal muscle)

ทั้งนี้ กล้ามเนื้อเรียบ คือ กล้ามเนื้อไม่มีลายตามขวาง เป็นกล้ามเนื้อของอวัยวะภายในการทำงานของกล้ามเนื้อเรียบ จะอยู่นอกเหนือการควบคุมของจิตใจ (Involuntary muscle) ส่วนกล้ามเนื้อหัวใจ คือ กล้ามเนื้อลักษณะเฉพาะพบที่หัวใจ มีลายตามขวางคล้ายกับกล้ามเนื้อลาย แต่การทำงานอยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาทอัตโนมัติ ซึ่งอยู่นอกเหนือการควบคุมของจิตใจเช่นกัน ดังนั้น กล้ามเนื้อในส่วนที่เราสนใจในงานวิจัยนี้ คือ กล้ามเนื้อลาย

กล้ามเนื้อลายมีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย มีอยู่ประมาณ 40 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักร่างกาย เป็นกล้ามเนื้อที่มีลายตามขวาง ยึดติดกับกระดูกโครงร่าง (Skeleton) ของร่างกาย โดยมีเอ็น (Tendon) ทำหน้าที่ยึดกล้ามเนื้อให้ติดกับกระดูก การหดตัวของกล้ามเนื้อ ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของกระดูก และเกิดการเคลื่อนไหวของร่างกายตามมา กล้ามเนื้อลายมีจุดเกาะต้นที่เรียกว่า Origin และจุดเกาะปลายเรียกว่า Insertion จุดเกาะทั้งสองส่วน มักจะมีลักษณะเป็นเอ็น กล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้การควบคุมของจิตใจ (Voluntary muscle) ตัวอย่างเช่น กล้ามเนื้อบริเวณแขน ขา และลำตัว เป็นต้น

กล้ามเนื้อที่ใช้ในการศึกษาสำหรับงานวิจัยนี้ เป็นกล้ามเนื้อลายบริเวณแขนและไหล่ ซึ่งมีรายละเอียดของตำแหน่งแสดงได้ดัง ภาพประกอบ 2-1 และมีรายละเอียดของแต่ละกล้ามเนื้อดังนี้

- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Flexor carpi radialis muscle) กล้ามเนื้อนี้เริ่มจากปุ่มมีเดียล อีพิคอนไดล์ของกระดูกต้นแขน เช่นเดียวกับกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ อัลนาริส และเกาะกับด้านหน้าของฐานกระดูกฝ่ามือชิ้นที่ 2 กล้ามเนื้อนี้ วิ่งในแนวด้านข้างของกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ ดิจิทอรุม ซุเปอร์ฟิเชียลิส และเอ็นของกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส สามารถ

เห็นได้จากด้านหน้าของปลายแขน ตอนปลายๆ ใกล้ข้อมือ นอกจากนี้ที่บริเวณปลายแขน บริเวณปลายๆ ใกล้ข้อมือทางขวา ก่อนถึงข้อมือจะเห็นเอ็นกล้ามเนื้อ 2-3 อัน คือ เอ็นกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส อยู่ทางด้านข้างมากที่สุด (ใกล้กับนิ้วโป้งมากที่สุด) ส่วนเอ็นที่อยู่ใกล้กลางที่สุด คือ เอ็นกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ อัลนาริส ส่วนอันตรงกลาง (ถ้ามี) คือ เอ็นกล้ามเนื้อปาล์มาริส ลองกัส ทำหน้าที่ งอข้อมือ และกางมือ

- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ อัลนาริส (Flexor carpi ulnaris muscle) เริ่มจากจุดเกาะต้น 2 ปลาย คือ ปลายจุดเกาะต้นด้านกระดูกต้นแขน และด้านกระดูกอัลนา ซึ่งเชื่อมกันโดยเอ็นโค้ง ซึ่งมีเส้นประสาทอัลนา และหลอดเลือดแดงอัลนา วิ่งอยู่ข้างล่างปลายจุดเกาะต้นด้านกระดูกต้นแขน เกาะที่ปุ่มมีเดียล อีพิคอนไดล์ โดยเอ็นกล้ามเนื้อคอมมอนเฟลกเซอร์ ปลายจุดเกาะต้นด้านกระดูกอัลนา เกาะที่ขอบด้านใกล้กลาง ของโอเลครานอนโพรเซส ของกระดูกอัลนา และที่ด้านบน 2/3 ของขอบกระดูกด้านหลัง ของกระดูกอัลนา โดยเอ็นแผ่ จุดเกาะปลายของกล้ามเนื้อนี้ เกาะที่กระดูกพิสิฟอร์ม แล้วผ่านทางเอ็น เข้าไปถึงกระดูกฮาเมต และกระดูกฝ่ามือชิ้นที่ 5 ทำหน้าที่ งอ และหุบที่ข้อมือ

- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Extensor carpi radialis muscle) เป็นหนึ่งในห้ากล้ามเนื้อ ที่ควบคุมการเคลื่อนไหวที่ข้อมือ กล้ามเนื้อนี้ค่อนข้างยาว เริ่มจากด้านข้างของกระดูกต้นแขน และไปยึดเกาะกับฐานของกระดูกฝ่ามือชิ้นที่ 2 กล้ามเนื้อนี้ เป็นกล้ามเนื้อเหยียดที่ข้อมือ และทอดตัวตาม ด้านเรเดียลของแขน จึงทำหน้าที่ กางมือที่ข้อมือ กล้ามเนื้อจึงควบคุมข้อมือ เพื่อเคลื่อนมือไปด้านนิ้วหัวแม่มือ และออกจากด้านฝ่ามือ

- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ ดิจิทอรุม (Extensor digitorum muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้น โดยเป็นเอ็นคอมมอนเอกซ์เทนเซอร์ อยู่ที่ปุ่มแลทเทอรัล อีพิคอนไดล์ ของกระดูกต้นแขน และเกาะมาจากผนังกั้นอินเตอร์มัสคิวลาร์ ซึ่งกั้นระหว่างกล้ามเนื้อมัดนี้ และกล้ามเนื้อใกล้เคียง และเกาะมาจากพังผืดปลายแขน กล้ามเนื้อนี้ ทำหน้าที่ เหยียดนิ้วมือ ข้อมือ และข้อศอก

- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ อัลนาริส (Extensor carpi ulnaris muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ในปลายแขนของมนุษย์ ทำหน้าที่ เหยียด และหุบข้อมือ อยู่บริเวณพื้นที่ด้านหลังของปลายแขน กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ อัลนาริส ทำหน้าที่ เหยียดข้อมือ เมื่อทำงานเดี่ยวๆ จะดึงมือไปยังด้านอัลนา แต่หน้าที่ต่อเนื่อง คือ เหยียดที่ข้อมือ

- กล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิ เทเรส (Pronator radii teres muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่ส่วนใหญ่อยู่บริเวณปลายแขนของร่างกายมนุษย์ ทำหน้าที่ คว่ำปลายแขนร่วมกับกล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ ควอดราตัส (Pronator quadratus muscle)

- กล้ามเนื้อสุพิเนเตอร์ ลองกัส (Supinator longus muscle) เป็นกล้ามเนื้อกว้าง โค้งรอบด้านบน 1/3 ของกระดูกเรเดียส กล้ามเนื้อสุพิเนเตอร์ ประกอบด้วยระนาบเส้นใย 2 ระนาบ ซึ่งระหว่างนี้ มีแขนงลึกของเส้นประสาทเรเดียล ผ่านระนาบทั้งสอง มาจากจุดเกาะร่วม ระนาบที่อยู่ชั้นตื้น มีจุดเกาะเป็นเอ็นกล้ามเนื้อ ส่วนชั้นลึก เป็นใยกล้ามเนื้อ เกาะจากปุ่มแลทเทอรัล อีพิคอนไดล์ของกระดูกต้นแขน จากเอ็นเรเดียลคอลแลทเทอรัลของข้อศอก และเอ็นแอนนูลาร์จากสันบนกระดูกอัลนา ซึ่งวิ่งลงมาเป็นแนวเฉียง จากปลายด้านหลังของรอยเว้าเรเดียส จากรอยกดรูปสามเหลี่ยมด้านล่างรอยเว้าเรเดียส และจากเอ็นแผ่ ซึ่งคลุมด้านบนของกล้ามเนื้อ หน้าที่ของกล้ามเนื้อสุพิเนเตอร์ คือ ช่วยกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ ในการหงายมือ

- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส เบรวิส (Extensor carpi radiali brevis muscle) กล้ามเนื้อนี้ มีจุดเกาะต้นที่ปุ่มแลทเทอรัล อีพิคอนไดล์ ของกระดูกต้นแขน โดยเอ็นร่วมกับกล้ามเนื้ออีก 3 มัด ที่เอ็นเรเดียลคอลแลทเทอรัลของข้อศอก ที่เอ็นแผ่ แข็งแรงที่คลุมอยู่ด้านบน และที่ผนังกั้นอินเตอร์มัสคิวลาร์ ซึ่งอยู่ระหว่างกล้ามเนื้อนี้ และกล้ามเนื้อที่ติดกัน ใยกล้ามเนื้อสุดกลายเป็นเอ็นกล้ามเนื้อลง ที่ประมาณกึ่งกลางของปลายแขน ผ่านเข้าใต้กล้ามเนื้อแอบดักเตอร์ พอลิซิส ลองกัส และกล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ พอลิซิส เบรวิส แล้วจึงลอดใต้เอ็นดอร์ซัล คาร์ปัล เข้าไปเกาะปลายที่พื้นผิวด้านหลังของฐานของกระดูกฝ่ามือชิ้นที่ 3 บนด้านกระดูกเรเดียส กล้ามเนื้อนี้ ทำหน้าที่ เหยียด และกางมือที่ข้อมือ กล้ามเนื้อจึงควบคุมข้อมือ เพื่อเคลื่อนมือไปด้านนิ้วหัวแม่มือ และออกจากด้านฝ่ามือ

- กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ (Biceps brachii muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญมัดหนึ่งที่อยู่ในพื้นที่ด้านหน้าของต้นแขน กล้ามเนื้อมัดนี้มีหน้าที่เกี่ยวกับ การงอแขน และการหมุนของปลายแขน โดยมีข้อศอกเป็นจุดหมุน กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ

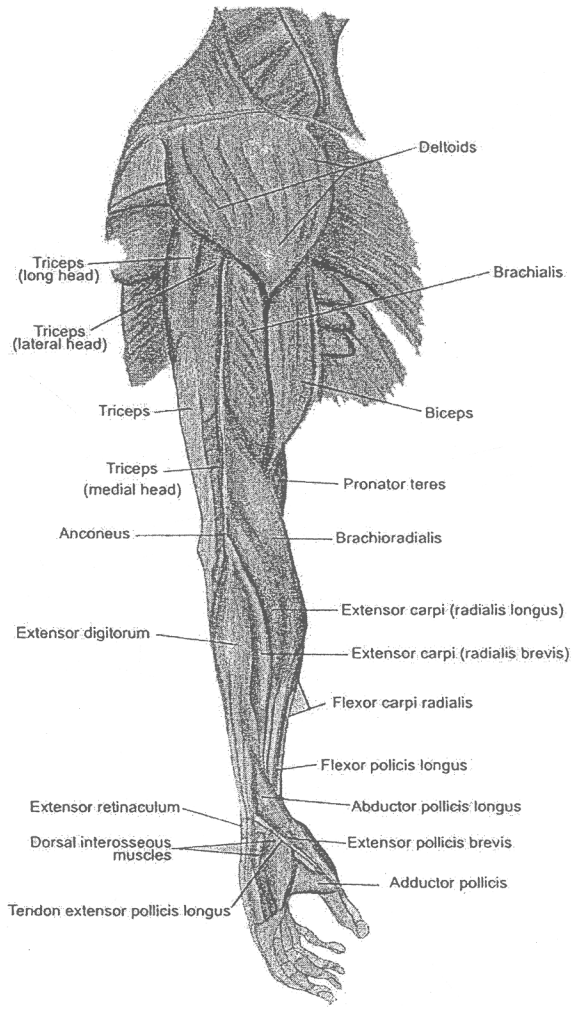
- กล้ามเนื้อไตรเซ็บ บราคิไอ (Triceps brachii muscle) ทำหน้าที่ กางมือที่ข้อมือ ควบคุมข้อมือ เพื่อเคลื่อนมือไปด้านหัวแม่มือ และออกจากด้านฝ่ามือ

- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส (Flexor pollicis longus muscle) เป็นกล้ามเนื้อกลุ่มงอนิ้วมือที่ข้อต่อระหว่างกระดูกนิ้วมือส่วนต้น อยู่ที่พื้นที่ด้านหน้าปลายแขน ทำหน้าที่ งอกระดูกนิ้วหัวแม่มือ

- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ ดิจิทอรุม ซุเปอร์ฟิเชียลิส (Flexor digitorum superficialis muscle) หรือกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ ดิจิทอรุม ซับลิมิส (Flexor digitorum sublimis muscle) เป็นกล้ามเนื้อกลุ่มงอนิ้วมือ ที่ข้อต่อระหว่างกระดูกนิ้วมือส่วนต้น อยู่ที่พื้นที่ด้านหน้าปลายแขน ในบาง

ครั้งอาจจัดว่าเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ลึกที่สุดของกล้ามเนื้อชั้นตื้นของพื้นที่ด้านหน้าปลายแขน หรืออาจจัดแยกออกไปเป็นชั้นต่างหาก เรียกว่า ชั้นตรงกลาง ของพื้นที่ด้านหน้าปลายแขน

- กล้ามเนื้อเดลทอยด์ (Deltoid muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของแขนที่มีข้อต่อไหล่เป็นจุดหมุน เนื่องจากกล้ามเนื้อเดลทอยด์มีจุดเกาะที่กว้างและครอบคลุมตั้งแต่ด้านหน้าจนถึงด้านหลังของไหล่ กล้ามเนื้อเดลทอยด์ มีหน้าที่หลักเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของแขนรอบข้อต่อไหล่ในรูปแบบต่างๆ

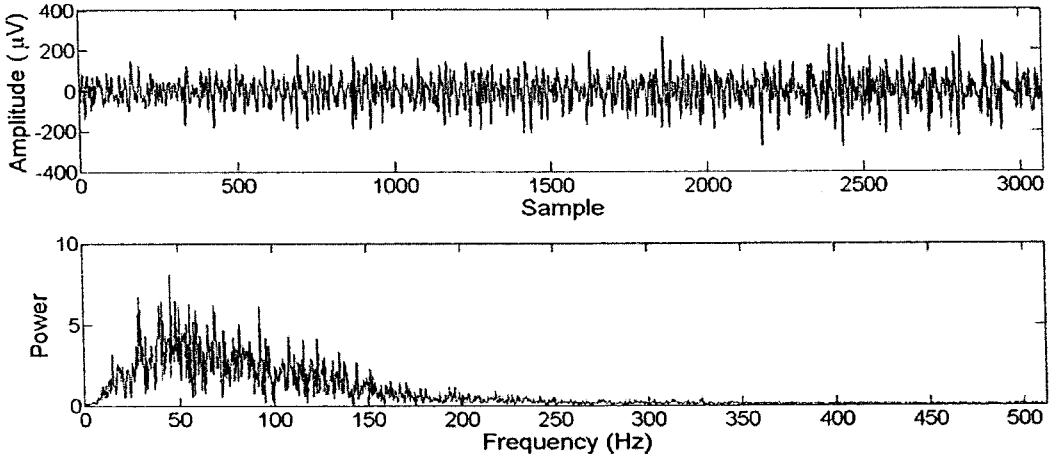


ภาพประกอบ 2-1 ตำแหน่งของกล้ามเนื้อบริเวณไหล่ แขน และมือ [11]

2.2 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เซลล์สิ่งมีชีวิตถูกล้อมรอบด้วยเนื้อเยื่อที่เป็นผนังบางๆ ซึ่งจะมีการแลกเปลี่ยนประจุ (Ions) กันอยู่ตลอดเวลา ในขณะพัก ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อ จะมีค่าอยู่ระหว่าง 70-90 มิลลิโวลต์ (mV) โดยภายนอกเซลล์ จะมีค่าเป็นบวก เมื่อเทียบกับภายใน การเปลี่ยนแปลงขั้วของเซลล์ จะถูกกระตุ้นผ่านทางเส้นเซลล์ประสาท มายังเซลล์ของเส้นใยกล้ามเนื้อ ซึ่งมีอยู่เป็นจำนวนมาก ทำให้เกิดความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่สามารถวัดค่าได้ โดยจะมีค่ามากหรือน้อย ขึ้นอยู่กับการกระตุ้นให้ทำงานของระบบประสาท ด้วยเหตุนี้ จึงได้มีการวัดค่าศักย์ทางไฟฟ้าได้ ด้วยการติดอิเล็กโทรด ซึ่งอาจเป็นชนิดเข็ม (Needle electrode) หรือชนิดพื้นผิว (Surface electrode) ไว้ที่บริเวณกล้ามเนื้อที่ต้องการ เพื่อบันทึกค่าดังกล่าว เรียกการวัดค่าศักย์ไฟฟ้านี้ว่า สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่วัดของกล้ามเนื้อ เป็นผลรวมที่เกิดขึ้นจากหลายๆ หน่วยของเซลล์กล้ามเนื้อ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายเป็นสัญญาณของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการสั่งงานของสมองผ่านมาทางเส้นประสาทที่ควบคุมกล้ามเนื้อ ในด้านการแพทย์ สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้จากตัวผู้ป่วย ช่วยในการวินิจฉัยอาการผิดปกติที่เกิดขึ้น เช่น อาการของโรคที่เกิดจากเส้นประสาทสั่งการบาดเจ็บ ไม่สามารถควบคุมอวัยวะได้ เป็นต้น โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อของคนปกติ จะมีพลังงานของสัญญาณอยู่ในย่านความถี่ 0-500 เฮิรตซ์ แต่พลังงานของสัญญาณส่วนใหญ่มีความถี่อยู่ ในย่าน 10-150 เฮิรตซ์ และขนาดของสัญญาณมีค่าประมาณในช่วง 50 ไมโครโวลต์-100 มิลลิโวลต์ ตัวอย่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในแกนเวลาและความถี่ แสดงได้ดัง ภาพประกอบ 2-2



ภาพประกอบ 2-2 ลักษณะในโดเมนเวลาและความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

2.3 ชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Types of muscular contraction)

การหดตัวของกล้ามเนื้อมี 2 ชนิด คือ การหดตัวแบบไอโซโทนิก (Isotonic contraction) และการหดตัวแบบไอโซเมตริก (Isometric contraction)

2.3.1 การหดตัวแบบไอโซโทนิก

การหดตัวแบบไอโซโทนิก เป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อที่เห็นได้ว่ากล้ามเนื้อหดสั้น และยาวออก แบ่งออกเป็น 2 ลักษณะ คือ

- Concentric contraction การหดตัวที่กล้ามเนื้อหดสั้นเข้า และหนาขึ้น
- Eccentric contraction การหดตัวที่กล้ามเนื้อยืดยาวออก

ในการหดตัวแบบไอโซโทนิก น้ำหนักที่กล้ามเนื้อยก จะคงที่ตลอดการทำงาน แรงดึง (Tension) ที่เกิดในกล้ามเนื้อคงที่ แรงที่มาต้านการหดตัวจะน้อยกว่าแรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ ดังนั้น จึงมีการเคลื่อนไหวเกิดขึ้น ข้อต่อจะหมุนไปในแนวต่างๆ อาจเรียกได้ว่า เป็นการหดตัวแบบเคลื่อนที่ (Dynamic contraction)

2.3.2 การหดตัวแบบไอโซเมตริก

การหดตัวแบบไอโซเมตริก เป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของความยาวของกล้ามเนื้อ ซึ่งความยาวต้น (Initial length) ของกล้ามเนื้อจัดขึ้นโดยน้ำหนัก (Load) หรือแรง (Force) ที่ให้แก่กล้ามเนื้อก่อนกระตุ้นที่เรียก Preload ความยาวของกล้ามเนื้อ จะคงที่ในขณะที่แรงดึงเพิ่มขึ้น แรงภายนอกหรือน้ำหนักที่ต้านการหดตัวของกล้ามเนื้อ จะมากกว่าแรงดึงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อเอง ดังนั้น จึงไม่มีการเคลื่อนไหว จึงอาจเรียกได้ว่า เป็นการหดตัวแบบคงที่ (Static contraction) การทำงานของกล้ามเนื้อ จะออกมาในรูปต้านกับแรงภายนอก นอกจากนี้ การถือน้ำหนักไว้เฉยๆ ก็อาศัยการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบไอโซเมตริก

2.4 การล้าของกล้ามเนื้อ (Muscle fatigue)

สำหรับสรีรวิทยาของการออกกำลังกาย คำว่า "ล้า" (Fatigue) มักหมายถึง ความไม่สามารถดำเนินการใช้งานกล้ามเนื้อแบบใดแบบหนึ่งต่อไปอีกได้ [12] ดังนั้นคำว่า "ล้า" ในบริบทนี้จึงแตกต่างจาก ความรู้สึกเหนื่อย อ่อนเพลีย หรือหมดแรง ที่อาจเกิดตามมา หรือเกิดก่อนการใช้กล้ามเนื้อนั้น และแตกต่างจากการหยุดใช้งานกล้ามเนื้อ อันเนื่องจากการยอมแพ้ หรือการขาดแรงกระตุ้นให้ทำงานต่อไป การล้า จะเป็นความไม่สามารถจริงๆ ที่จะทำงานต่อไปด้วยแรงสูงสุด (Peak intensity) หรือไม่สามารถทำงานต่อได้เลย การล้า สามารถแบ่งได้เป็น 3 แบบ คือ

2.4.1 Central fatigue

เป็นการล้าที่ระบบประสาทส่วนกลาง ไม่สามารถส่งกระแสประสาทไปยังเซลล์ประสาทมอเตอร์ เพื่อให้ใช้งานกล้ามเนื้อได้ถึงสูงสุด หรือใช้งานได้ถึงตามแรงที่ต้องการ อย่างไรก็ตามกลไกการเกิด central fatigue ยังไม่ทราบแน่ชัด

2.4.2 Transmission fatigue

เป็นการล้าที่เกิดขึ้นเนื่องจากเส้นประสาทมอเตอร์ที่เลี้ยงกล้ามเนื้อถูกกระตุ้นเป็นเวลานาน จนแอซิทิลโคลีน (Acetylcholine) ซึ่งเป็นสารสื่อประสาท สำหรับส่งผ่านกระแสประสาทจากเส้นประสาทไปยังกล้ามเนื้อได้หมดลง และสร้างใหม่ไม่ทัน มีผลให้การส่งกระแสประสาทจากเส้นประสาทไปยังกล้ามเนื้อ (Neuromuscular transmission) หยุดลง ดังนั้น การหดตัวของกล้ามเนื้อเมื่อเส้นประสาทมอเตอร์ที่มาเลี้ยงถูกกระตุ้นนานๆ จะค่อยๆ ลดลงเรื่อยๆ จนไม่หดตัวเลย

2.4.3 Muscle fatigue

เป็นการล้าที่ตัวกล้ามเนื้อเอง เนื่องจากกล้ามเนื้อได้หดตัวมาเป็นเวลานาน จนกระทั่งขาดพลังงานอะดีโนซีนไตรฟอสเฟต (Adenosine triphosphate, ATP) ครีเอตินฟอสเฟต (Creatine phosphate) ไกลโคเจน (Glycogen) และมีของเสีย เช่น กรดแลกติก (Lactic acid) สะสมอยู่ ทำให้กล้ามเนื้อหดตัวได้น้อยจนถึงไม่หดตัวเลย ในการเก็บสัญญาณมีความจำเป็นต้องหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดการล้าที่กล้ามเนื้อ

2.5 **อิเล็กโทรด** (Electrode)

ในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อต่างๆ เราจะไม่สามารถวัดสัญญาณด้วยวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้โดยตรง เนื่องจากวงจรอิเล็กทรอนิกส์ จะทำงานกับการเปลี่ยนแปลงของอิเล็กตรอนเท่านั้น แต่สัญญาณกล้ามเนื้อ เป็นผลมาจาก การเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของไอออน ที่อยู่ในเส้นใยกล้ามเนื้อ ดังนั้น เราจึงต้องใช้อุปกรณ์แปลงการเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของไอออน เป็นการเปลี่ยนแปลงของอิเล็กตรอน หรือศักย์ไฟฟ้า ซึ่งเรียกอุปกรณ์นี้ว่า อิเล็กโทรด โดยทั่วไป จะเป็นวัสดุประเภทโลหะเงิน (Ag) หรือโลหะเงินผสมคลอไรด์ (AgCl) ซึ่งมีลักษณะเป็นวัสดุที่มีโลหะเงินอยู่ตรงแกนกลาง และถูกหุ้มด้วยสารประกอบโลหะเงินผสมคลอไรด์ ซึ่งเป็นสารประกอบที่มีรูพรุน

การทำงานสามารถอธิบายได้ด้วย ปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้น เมื่อนำไปวางแช่ไว้ในสารละลายเกลือแกง (NaCl) ที่เป็นสารละลายที่มีไอออนลบ (Cl-) และไอออนบวก (Na+) ซึ่งเกิดปฏิกิริยาดังสมการ Ag (solid) + Cl- (solution) → AgCl (solid) + e- (in AgCl) ซึ่งจะเห็นได้ว่า อิเล็กโทรดสามารถเกิดได้ทั้งศักย์ไฟฟ้าลบ และศักย์ไฟฟ้าบวก ขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของไอออนขณะนั้น

และอิเล็กโทรดแต่ละอัน จะมีคุณสมบัติทางไฟฟ้าคล้ายคลึงกันมาก ซึ่งอิเล็กโทรดที่มีจำหน่ายในท้องตลาด แบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ

- Intra-muscular electrode อิเล็กโทรดชนิดนี้ เป็นอิเล็กโทรดรูปเข็มขนาดเล็กมาก เวลาใช้ต้องทิ่มเข้าไปในร่างกาย ในทางวิศวกรรมจะไม่ใช้อิเล็กโทรดชนิดนี้ เนื่องจากผู้ใช้จำเป็นต้องมีทักษะทางการแพทย์ และอาจทำให้เกิดความเจ็บปวดแก่ผู้ใช้งาน

- Extra-muscular electrode อิเล็กโทรดชนิดนี้ เป็นจานแบนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางอยู่ระหว่าง 0.5-1 เซนติเมตร ขึ้นอยู่กับการออกแบบของผู้ผลิต โดยในการพัฒนาฐานข้อมูลนี้จะใช้อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว หรือที่เรียกว่า Surface electrode ซึ่งสามารถแบ่งย่อยออกได้อีกเป็น 2 ประเภท คือ

(1) อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type surface electrode) อิเล็กโทรดชนิดนี้ จำเป็นต้องใช้ Electrolyte gel เป็นเส้นทางการนำไอออน จากเนื้อเยื่อของผู้ทดลองมาสู่ตัวโลหะเงิน ที่อยู่ตรงแกนกลางของอิเล็กโทรด ก่อนใช้อิเล็กโทรดชนิดนี้ จำเป็นต้องทำความสะอาดผิวหนังด้วยน้ำสบู่หรือแอลกอฮอล์ เพื่อลดความต้านทานที่ผิวหนังลง อิเล็กโทรดชนิดนี้มีจำหน่ายสองแบบ คือ แบบใช้ได้หลายครั้ง และแบบใช้ครั้งเดียวทิ้ง ซึ่งแบบนี้ จะมีแผ่นกาวเพื่อใช้ติดกับผิวหนังให้มาด้วย และมีฟองน้ำคอยซึมซับสารละลายประเภทเกลือ เพื่อทำหน้าที่เป็นตัวนำไอออน แบบนี้จะใช้ได้ เพียง 4-8 ชั่วโมงเท่านั้น โดยข้อเสีย คือ หากติดเข้ากับผิวหนังเป็นเวลานานๆ จะทำให้ผิวหนังเปลี่ยนสี และมีความยุ่งยากในการทำความสะอาดก่อนติดอิเล็กโทรด

(2) อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type surface electrode) อิเล็กโทรดแบบนี้ จะสร้างจากวัสดุที่แตกต่างจากแบบเปียก เช่น วัสดุประเภท Anodized aluminum Stainless steel โลหะเงิน หรือโลหะทองแดง เป็นต้น อิเล็กโทรดแบบแห้ง จะอาศัยเหงื่อ และความชื้นที่ผิวหนังเป็นเส้นทางนำไอออน แต่เหงื่อมีความเข้มข้นของไอออนเพียง 0.1-0.6% เท่านั้น ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากแบบแห้ง มีค่าต่ำกว่าแบบเปียก จึงต้องใช้อัตราขยายแรงดันที่สูงกว่าแบบอื่นๆ

2.6 เครื่องขยายสัญญาณและแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล

สัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ มีขนาดของสัญญาณประมาณ 50 ไมโครโวลต์-100 มิลลิโวลต์ จึงจำเป็นต้องมีวงจรขยาย ทำหน้าที่ ขยายสัญญาณที่ได้จากอิเล็กโทรด เพื่อให้ขนาดของสัญญาณ มีความเหมาะสม แต่ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ สัญญาณที่วัดได้มักจะมีการรบกวนจากสัญญาณไฟสลับ 50/60 เฮิรตซ์ ดังนั้น จึงนิยมเลือกใช้วงจรขยายแบบผลต่าง (Difference amplifier) ซึ่งวงจรขยายแบบผลต่างที่ดี ควรมีคุณสมบัติ ดังต่อไปนี้

- สามารถขยายสัญญาณที่มีขนาดต่างกัน และกำจัดขนาดสัญญาณที่เท่ากันได้เป็นอย่างดี โดยจะวัดผลเป็นค่า Common mode rejection ratio (CMRR) จึงควรมีค่า CMRR สูงด้วย

- ความต้านทานขาเข้า (Input impedance) ควรมีค่าสูง เนื่องจากอิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดมีความต้านทานสูง ถ้าความต้านทานขาเข้าไม่สูงมากพอ จะทำให้เกิดผลการโหลดของสัญญาณขึ้นได้

- มีกำลังขยายสูง และสม่ำเสมอตลอดช่วงของการตรวจวัด

- มีการตอบสนองความถี่ในช่วงกว้าง

2.7 วิธีคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG feature extraction)

2.7.1 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณในโดเมนเวลา (Time domain features)

สมมุติให้ x_n คือ ค่าแรงดันไฟฟ้าที่คอมพิวเตอร์ทำการสุ่มเข้ามาครั้งที่ n ดังนั้นสัญญาณที่สุ่มเข้ามาภายในช่วงเวลาหนึ่งจำนวน N ค่า จะสามารถแทนด้วยชุดแรงดันไฟฟ้า $[x_1, x_2, \ldots, x_N]$ ซึ่งสามารถคำนวณลักษณะต่างๆ ของสัญญาณได้ ตัวอย่างเช่น

(1) Root mean square (RMS) เป็นการหาค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของกำลังสองของสัญญาณ

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} x_n^{\,2}} \tag{2.1}$$

(2) Mean Absolute Value (MAV) เป็นการหาค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณ

$$MAV = \sum_{n=1}^{N} \left| x_n \right| \tag{2.2}$$

2.7.2 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณในโดเมนความถี่ (Frequency domain)

สมมุติให้ f_j คือ ความถี่ตัวที่ j, P_j คือ เพาเวอร์สเปกตรัมตัวที่ j และ M คือ จำนวนจุดของเพาเวอร์สเปกตรัมทั้งหมด ซึ่งสามารถคำนวณลักษณะต่างๆ ของสัญญาณได้ ตัวอย่างเช่น

(1) Mean frequency (MNF) เป็นการใช้การแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier transformation) เพื่อให้ได้ค่าเพาเวอร์สเปกตรัมแล้วหาค่าเฉลี่ยของความถี่

$$MNF = \sum_{j=1}^{M} f_j P_j \Big/ \sum_{j=1}^{M} P_j \tag{2.3}$$

(2) Median frequency (MDF) เป็นการใช้การแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว เพื่อให้ได้ค่าเพาเวอร์สเปกตรัม แล้วหาค่าความถี่ที่ผลรวมของเพาเวอร์สเปกตรัมมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของกำลังทั้งหมด

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^{M} P_j = \frac{1}{2}\sum_{j=1}^{M} P_j \qquad (2.4)$$

2.8 การวัดสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry)

การวัดสัดส่วนร่างกาย หมายถึง การวัดสัดส่วนร่างกายของมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ โดยสัดส่วนต่างๆ อันประกอบด้วย ส่วนสูง น้ำหนัก ความหนาไขมันใต้ผิวหนัง เส้นรอบวงของร่างกาย ความกว้าง และความยาวของกระดูก การวัดสัดส่วนร่างกายมี 2 ประเภท คือ

2.8.1 สัดส่วนร่างกายวัดในขณะอยู่กับที่ (Static dimensions)

เป็นวิธีการวัดมิติขนาดร่างกายมนุษย์ที่อยู่ในท่านิ่งไม่มีการเคลื่อนไหว โดยการวัดขนาดลำตัว ศีรษะ แขน ขา ในท่าทางมาตรฐานทั้งท่ายืน และท่านั่งที่มีการกำหนดจุด หรือตำแหน่งที่แน่นอนในจุดวัดแต่ละจุด การวัดสัดส่วนร่างกายสามารถทำได้อย่างละเอียดมากน้อยตามต้องการเท่าใดขึ้นอยู่จุดประสงค์ของการนำไปใช้งาน

การวัดสัดส่วนร่างกายในจุดวัดต่างๆ แสดงดัง ภาพประกอบ 2-3 จำนวน 36 ตำแหน่ง

1. ความสูงขณะยืน (Standing height)
2. ความสูงระดับสายตาขณะยืน (Eye height)
3. ความสูงระดับไหล่ขณะยืน (Shoulder height)
4. ความสูงระดับข้อศอกขณะยืน (Elbow height)
5. ความสูงระดับข้อตะโพกขณะยืน (Hip height)
6. ความสูงระดับข้อมือขณะยืน (Knuckle height)
7. ความสูงระดับนิ้วมือขณะยืน (Fingertip height)
8. ความสูงขณะนั่ง (Sitting height)
9. ความสูงระดับสายตาขณะนั่ง (Sitting eye height)
10. ความสูงระดับไหล่ขณะนั่ง (Sitting shoulder height)
11. ความสูงระดับศอกขณะนั่ง (Sitting elbow height)
12. ความหนาของต้นขาขณะนั่ง (Thigh thickness)
13. ระยะจากก้นถึงหัวเข่า (Buttock-knee length)
14. ระยะจากก้นถึงข้อพับเข่า (Buttock-popliteal length)
15. ความสูงเข่าขณะนั่ง (Knee height)
16. ความสูงข้อพับเข่าขณะนั่ง (Popliteal height)
17. ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-กล้ามเนื้อไหล่ขวา (Shoulder breadth)

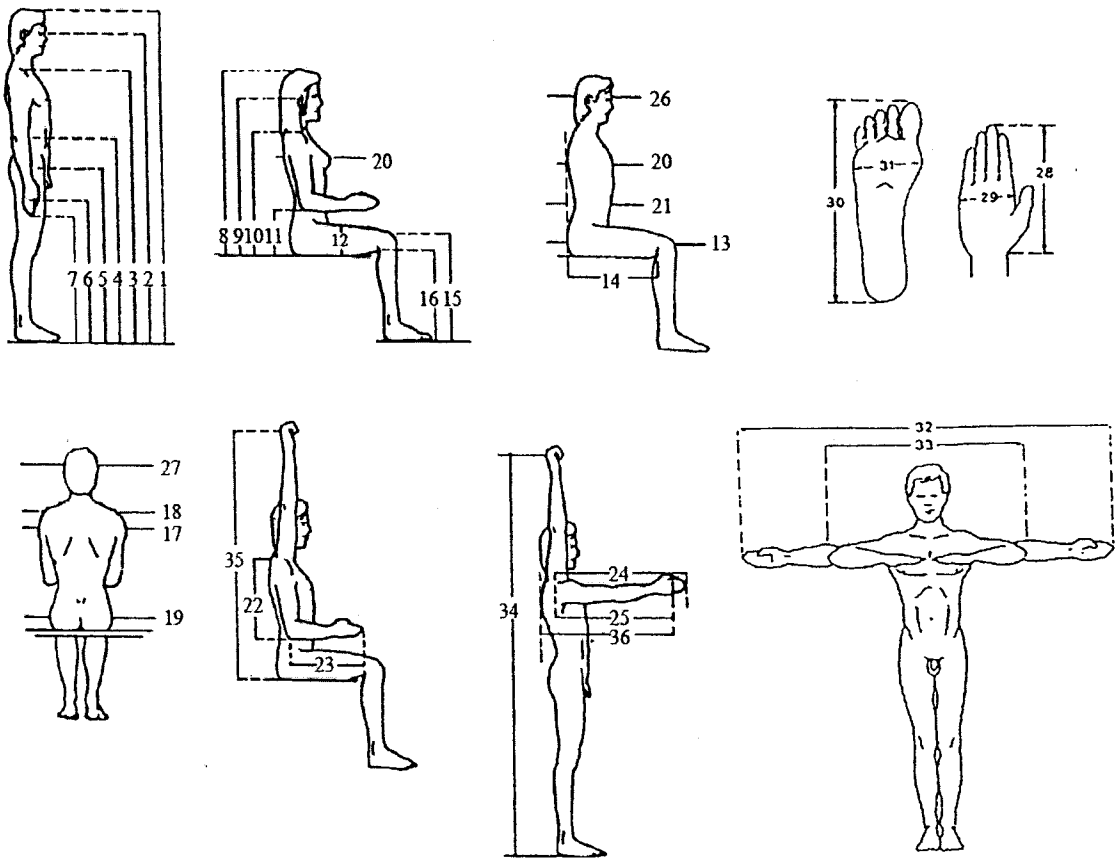
18. ความกว้างจากไหล่ซ้าย-ไหล่ขวา (Shoulder breadth biacromial)
19. ความกว้างสะโพก (Hip breadth)
20. ความหนาหน้าอก (Chest bust depth)
21. ความหนาช่องท้อง (Abdominal depth)
22. ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (Shoulder-elbow length)
23. ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (Elbow-fingertip length)
24. ระยะจากไหล่ถึงปลายนิ้ว (Upper limb length)
25. ระยะจากไหล่ถึงจุดศูนย์กลางมือขณะกำมือ (Shoulder-grip length)
26. ความยาวศีรษะ (Head length)
27. ความกว้างศีรษะ (Head breadth)
28. ความยาวมือ (Hand length)
29. ความกว้างมือ (Hand breadth)
30. ความยาวเท้า (Foot length)
31. ความกว้างเท้า (Foot breadth)
32. ระยะกางแขน (Span)
33. ระยะกางศอก (Elbow span)
34. ความสูงของระยะเอื้อมแขนขึ้นบนขณะยืน (Vertical grip reach standing)
35. ความสูงของระยะเอื้อมแขนขึ้นบนขณะนั่ง (Vertical grip reach sitting)
36. ระยะเอื้อมด้านหน้า (Forward grip reach)

2.8.2 **สัดส่วนร่างกายวัดในขณะเคลื่อนที่** (Dynamic dimension)

การวัดสัดส่วนร่างกายมนุษย์ ขณะที่ร่างกายมีการเคลื่อนไหวตามธรรมชาติ มีวิธีการวัดโดยการกำหนดตำแหน่งของสัดส่วนร่างกายที่ต้องการจะวัด ให้กำหนดจุดของข้อต่อตามหลักกายวิภาคศาสตร์ วัดค่าในขณะที่ข้อต่ออยู่ในเกณฑ์ปกติ ไม่มีการหลุดหรือมีอาการบาดเจ็บ ซึ่งตัวอย่างที่สำคัญของข้อมูลขนาดสัดส่วนร่างกายขณะเคลื่อนไหว คือ พิสัยของการเคลื่อนไหวข้อต่อต่างๆ ในร่างกาย การวัดประเภทนี้ค่อนข้างยุ่งยากซับซ้อน และทำได้ยาก เพราะเป็นการวัดสัดส่วนร่างกาย ขณะอยู่ในท่าเคลื่อนไหว เช่น การขับรถ การควบคุมคันบังคับ การประกอบชิ้นส่วน ในทางปฏิบัติจึงไม่เป็นที่นิยม เพราะมีปัจจัยแทรกซ้อนมาก แม้ว่าข้อมูลที่ได้จากการวัดประเภทนี้จะได้ค่าที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริง

2.9 **ดัชนีมวลกาย** (Body mass index **หรือ** BMI)

ดัชนีมวลกาย เป็นค่าดัชนีที่คำนวณจากน้ำหนัก และส่วนสูง เพื่อใช้เปรียบเทียบความสมดุลระหว่างน้ำหนักตัวต่อความสูงของมนุษย์ ซึ่งคิดค้นโดย Adolphe Quetelet ชาวเบลเยียม ค่าดัชนีมวลกายหาได้โดยนำน้ำหนัก (หน่วยเป็นกิโลกรัม) หารด้วยกำลังสองของส่วนสูง (หน่วยเป็นเมตร)



ภาพประกอบ 2-3 ตำแหน่งในการวัดสัดส่วนร่างกายจำนวน 36 ตำแหน่ง [13]

2.10 World Wide Web (WWW)

เว็บ หรือเวิล์ดไวด์เว็บ (World Wide Web) คือ ซื่อบริการชนิดหนึ่งในอินเตอร์เน็ต ลักษณะของการบริการนี้ในมุมมองของผู้ใช้ จะเป็นเว็บเพจที่เชื่อมโยงกันเหมือนใยแมงมุม โดยที่เว็บเพจเหล่านั้น อาจเก็บอยู่ในเครื่องคอมพิวเตอร์เครื่องเดียวกัน หรือคนละเครื่องที่ห่างออกไปอีกมุมหนึ่งของโลกก็ได้ การใช้งานเว็บนั้นผู้ใช้จะใช้โปรแกรมเว็บบราวเซอร์ในเครื่องของตนเอง เรียกไปยัง

เว็บเพจที่เก็บไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ต่างๆ ทั่วโลก และสามารถคลิกไฮเปอร์ลิงค์ (Hyperlink) ที่แสดงอยู่ภายในหน้าเว็บเพจหนึ่ง เพื่อเชื่อมโยงไปยังอีกเว็บหนึ่งได้อย่างง่ายดาย

การทำงานของเวิล์ดไวด์เว็บ จะอาศัยหลักการผู้ขอใช้บริการ/ผู้ให้บริการ (Client/Server) เช่นเดียวกับบริการชนิดอื่นๆ ในอินเตอร์เน็ต โดยผู้ขอใช้บริการ ก็คือ โปรแกรมเว็บบราวเซอร์ในเครื่องผู้ใช้ เช่น โปรแกรม Internet Explorer และ Mozilla Firefox เป็นต้น ส่วนเซิร์ฟเวอร์หรือผู้ให้บริการ ก็คือ โปรแกรมที่เรียกว่าเว็บเซิร์ฟเวอร์ (Web Server) ในเครื่องคอมพิวเตอร์ ที่ทำหน้าที่เป็นผู้ให้บริการ WWW โปรแกรมเหล่านี้ เช่น Apache Web Server และ IIS เป็นต้น

ส่วนเว็บเพจที่แสดงอยู่บนอินเตอร์เน็ต ก็คือ เนื้อหาที่แสดงออกมาบนหน้าจอของโปรแกรมเว็บบราวเซอร์ โดยเว็บเพจจะบรรจุข้อความ รูปภาพ และอื่นๆ ไว้คล้ายกับหน้าของนิตยสาร แต่จุดเด่นของเว็บเพจ คือ การมีไฮเปอร์ลิงค์สำหรับเชื่อมโยงไปยังเว็บเพจอื่น และบางครั้งอาจโต้ตอบกับผู้ใช้ได้ ซึ่งการเขียนโปรแกรมด้วยภาษา PHP เป็นวิธีหนึ่งที่จะทำให้เว็บเพจมีความสามารถนี้ โดยทั่วไปแล้ว เว็บเพจแต่ละหน้าจะถูกจัดเก็บเป็นไฟล์ในเว็บเซิร์ฟเวอร์ ไฟล์เหล่านี้มักจะมีนามสกุลเป็น .htm หรือ .html

ภายในเว็บไซต์ มักจะเจอ Sitemap หรือที่แปลว่า แผนที่ของเว็บไซต์ ซึ่ง Sitemap ในเว็บไซต์ จะต้องอธิบายโครงสร้างทั้งหมดของเว็บไซต์ได้ เพื่อเป็นการสร้างปฏิสัมพันธ์ที่ดีต่อ Search Engine (เช่น Google หรือ Yahoo) และผู้ใช้งานทั่วไปด้วย ซึ่งในหน้า Sitemap นี้จะเป็นการรวมลิ้งค์ทั้งหมดภายในเว็บไซต์ ให้อยู่เพียงหน้านี้หน้าเดียว เว็บไซต์ที่ดีควรจะมี Sitemap เพื่อให้ Search Engine อ่าน และผู้ใช้งานทั่วไปอ่าน ส่วน Sitemap สำหรับผู้ใช้งานทั่วไป ควรจะเป็นหน้าที่เรียบๆ ง่ายๆ สามารถดูแล้วเข้าใจโครงสร้างของเว็บไซต์ทั้งหมดได้ ว่าเว็บไซต์นี้มีอะไรบ้าง โดยควรให้เว็บไซต์ดูเรียบง่าย สวยงาม และให้ผู้ใช้งานทั่วไปสามารถเข้าถึงหน้า Sitemap นี้ได้โดยง่าย ประโยชน์ที่ได้จากการทำ Sitemap ในเว็บไซต์ ในส่วนของ Search Engine นั้น จะช่วยเพิ่มโอกาสในการ Index ให้ดีมากขึ้นกว่าเดิม และในส่วนของผู้ใช้งานนั้น จะเป็นในรูปแบบความสะดวกในการรับรู้โครงสร้างทั้งหมดของเว็บไซต์ ซึ่งในส่วนของผู้ใช้งานนี้ทางเว็บไซต์ควรจะมีปุ่ม Link ไปยังหน้า Sitemap ในจุดที่สามารถมองเห็นได้ง่ายๆ ด้วย

2.11 ฐานข้อมูล (Database)

เมื่อต้องการเก็บข้อมูลไว้ใช้ในระยะยาว มีสองทางเลือกหลักๆ คือ ไฟล์ กับอีกทางเลือกหนึ่ง คือ ฐานข้อมูล เว็บแอพพลิเคชั่น มักจะเก็บข้อมูลส่วนใหญ่ไว้ โดยใช้ฐานข้อมูล เพราะเป็นวิธีที่สะดวก และมีประสิทธิภาพมากกว่า สำหรับข้อมูลปริมาณมาก

ฐานข้อมูล คือ กลุ่มของข้อมูลที่ถูกเก็บรวบรวมไว้ในที่เดียวกันอย่างเป็นระบบ เพื่อให้สามารถทำได้โดยใช้โปรแกรม เช่น MySQL Oracle, Microsoft SQL Server และ Microsoft Access เป็นต้น โปรแกรมเหล่านี้ นอกจากใช้ฐานข้อมูลแล้ว ยังมีหน้าที่จัดการ และดำเนินการกับฐานข้อมูลตามที่โปรแกรมผู้ใช้ข้อมูลร้องขอมาด้วย จึงมีชื่อเรียกเต็มๆ ว่า โปรแกรมระบบจัดการฐานข้อมูล

ข้อดีของการใช้ฐานข้อมูลเมื่อเทียบกับไฟล์ มีดังนี้

- การเข้าถึงข้อมูลในฐานข้อมูลมีความรวดเร็วกว่าการเข้าถึงข้อมูลในไฟล์
- การค้นหาข้อมูลที่มีเงื่อนไขตามที่กำหนดจากฐานข้อมูลสามารถทำได้ง่ายกว่าไฟล์
- ฐานข้อมูลมีคุณสมบัติรองรับการเข้าถึงข้อมูลพร้อมกัน เช่น ถ้าสร้างเว็บเพจที่มีฟอร์มสำหรับรับข้อมูลจากผู้ใช้มาเก็บลงฐานข้อมูล เมื่อมีผู้ใช้ 2 คนจาก 2 เครื่อง ส่งข้อมูลเข้ามาพร้อมๆ กัน โปรแกรมฐานข้อมูลจะจัดลำดับการเขียนข้อมูลให้โดยอัตโนมัติ ในขณะที่การใช้ไฟล์นั้นเราต้องควบคุมเอง ซึ่งถ้าหากไม่ได้คิดเรื่องนี้ไว้ล่วงหน้า ผู้ใช้คนใดคนหนึ่งก็อาจได้รับข้อความแจ้งข้อผิดพลาดว่าไม่สามารถเขียนข้อมูลลงไฟล์ได้
- โปรแกรมฐานข้อมูลส่วนใหญ่มีระบบสิทธิในตัว กล่าวคือ สามารถสร้างบัญชีผู้ใช้ขึ้นมาสำหรับผู้ใช้แต่ละคน แล้วกำหนดว่าให้ใครทำอะไรกับออฟเจ็คใดในฐานข้อมูลใดได้บ้าง

ฐานข้อมูล คือ กลุ่มของข้อมูลที่ถูกเก็บรวบรวมไว้ในที่เดียวกันอย่างเป็นระบบ เพื่อให้สามารถทำได้โดยใช้โปรแกรม เช่น MySQL Oracle, Microsoft SQL Server และ Microsoft Access เป็นต้น โปรแกรมเหล่านี้ นอกจากใช้ฐานข้อมูลแล้ว ยังมีหน้าที่จัดการ และดำเนินการกับฐานข้อมูลตามที่โปรแกรมผู้ใช้ข้อมูลร้องขอมาด้วย จึงมีชื่อเรียกเต็มๆ ว่า โปรแกรมระบบจัดการฐานข้อมูล

ข้อดีของการใช้ฐานข้อมูลเมื่อเทียบกับไฟล์ มีดังนี้

- การเข้าถึงข้อมูลในฐานข้อมูลมีความรวดเร็วกว่าการเข้าถึงข้อมูลในไฟล์
- การค้นหาข้อมูลที่มีเงื่อนไขตามที่กำหนดจากฐานข้อมูลสามารถทำได้ง่ายกว่าไฟล์
- ฐานข้อมูลมีคุณสมบัติรองรับการเข้าถึงข้อมูลพร้อมกัน เช่น ถ้าสร้างเว็บเพจที่มีฟอร์มสำหรับรับข้อมูลจากผู้ใช้มาเก็บลงฐานข้อมูล เมื่อมีผู้ใช้ 2 คนจาก 2 เครื่อง ส่งข้อมูลเข้ามาพร้อมๆ กัน โปรแกรมฐานข้อมูลจะจัดลำดับการเขียนข้อมูลให้โดยอัตโนมัติ ในขณะที่การใช้ไฟล์นั้นเราต้องควบคุมเอง ซึ่งถ้าหากไม่ได้คิดเรื่องนี้ไว้ล่วงหน้า ผู้ใช้คนใดคนหนึ่งก็อาจได้รับข้อความแจ้งข้อผิดพลาดว่าไม่สามารถเขียนข้อมูลลงไฟล์ได้
- โปรแกรมฐานข้อมูลส่วนใหญ่มีระบบสิทธิในตัว กล่าวคือ สามารถสร้างบัญชีผู้ใช้ขึ้นมาสำหรับผู้ใช้แต่ละคน แล้วกำหนดว่าให้ใครทำอะไรกับออฟเจ็คใดในฐานข้อมูลใดได้บ้าง

บทที่ 3
มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ในการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อนำมาเป็นข้อมูลตัวอย่างในฐานข้อมูล จำเป็นต้องมีรูปแบบการรายงานข้อมูลที่เป็นมาตรฐาน เพื่อให้เกิดความสะดวกต่อการเก็บข้อมูล การนำข้อมูลไปวิเคราะห์ และการแลกเปลี่ยนข้อมูลกันระหว่างนักวิจัย จึงมีการศึกษารูปแบบการรายงานผลข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทีมวิจัยหลายท่านได้จัดทำขึ้นแล้ว เพื่อเป็นข้อมูลในการจัดทำรูปแบบการรายงานข้อมูลใหม่ขึ้นมา

3.1 มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เขียนโดย ดอกเตอร์ โรเบอร์โต เมอร์เลตติ (Dr. Roberto Merletti)

ผลงานของดอกเตอร์โรเบอร์โต เมอร์เลตติ มีอยู่อย่างมากมาย ซึ่งงานที่ได้รับการยอมรับ ที่มีการตีพิมพ์และเผยแพร่อย่างแพร่หลาย ตัวอย่างเช่น มาตรฐานสำหรับการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่ถูกเขียนขึ้นโดย ดอกเตอร์โรเบอร์โต เมอร์เลตติ และได้รับการรับรองจากสมาคมนานาชาติของสรีรวิทยาไฟฟ้าและการเคลื่อนไหว–ไอเอสอีเค (International Society of Electrophysiology and Kinesiology, ISEK) และมาตรฐานสำหรับการตีพิมพ์ในวารสารของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหว–เจอีเค (Journal of Electromyography and Kinesiology, JEK) สำหรับมาตรฐานสำหรับการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เขียนขึ้นโดยดอกเตอร์โรเบอร์โต เมอร์เลตติฉบับภาษาอังกฤษแสดงไว้ใน ภาคผนวก ก 1

3.1.1 อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว (Surface electrodes)

การรายงานการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว ควรจะประกอบด้วยรายละเอียด ดังนี้

- ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด เช่น อะลูมิเนียม/ซิลเวอร์คลอไรด์ เป็นต้น
- รูปร่างของอิเล็กโทรด เช่น แผ่นกลม แบบแท่ง สี่เหลี่ยมผืนผ้า เป็นต้น
- ขนาดของอิเล็กโทรด เช่น เส้นผ่านศูนย์กลาง รัศมี ด้านกว้าง x ด้านยาว เป็นต้น
- ชนิดของอิเล็กโทรดที่ใช้ เช่น แบบใช้เจล หรือติดด้วยกาว มีการใช้แอลกอฮอล์ทำความสะอาดผิวหนังก่อนติดอิเล็กโทรดหรือไม่ ผิวหนังมีรอยถลอกหรือไม่ มีการโกนขนหรือไม่ เป็นต้น
- ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด
- ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด แนวการวางตัวของอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อซึ่งเกี่ยวกับเอ็นจุดมอเตอร์ หรือทิศทางของเส้นใยกล้ามเนื้อ

สำนักทรัพยากรการเรียนรู้ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

3.1.2 **อิเล็กโทรดชนิดใส่เข้าในกล้ามเนื้อ** (Intramuscular electrodes)

อิเล็กโทรดชนิดใส่เข้าไปในกล้ามเนื้อแบบมีสาย ควรจะอธิบายรายละเอียด ดังนี้

- ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด เช่น เหล็กกล้าไร้สนิม เป็นต้น
- ลักษณะของสายไฟ แบบเส้นเดี่ยว หรือหลายเส้น
- ชนิดของวัสดุที่ใช้เป็นฉนวนไฟฟ้า
- ความยาวของปลายอิเล็กโทรดซึ่งอยู่นอกผิวหนัง
- วิธีการใส่อิเล็กโทรด เช่น เข็มสำหรับใส่เข้าใต้ผิวหนัง (Hypodermic needle) เป็นต้น
- ความลึกของการใส่อิเล็กโทรดเข้าในผิวหนัง
- ตำแหน่งในการใส่อิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ
- ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด
- ชนิดของอิเล็กโทรดอ้างอิงที่ใช้ ตำแหน่งของอิเล็กโทรดอ้างอิง

3.1.3 **อิเล็กโทรดชนิดเข็ม** (Needle electrodes)

อิเล็กโทรดแบบเข็ม และการนำอิเล็กโทรดชนิดเข็มไปประยุกต์ใช้ในงานในรูปแบบต่างๆ ควรจะอธิบายให้สอดคล้องตามมาตรฐานทางคลินิก ซึ่งการใช้อิเล็กโทรดชนิดเข็มที่ไม่ได้มาตรฐาน ควรจะอธิบายอย่างละเอียด โดยประกอบด้วยชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด ขนาด (guage) จำนวน และขนาดของจุดสัมผัสซึ่งทำหน้าที่นำไฟฟ้า ความลึกในการใส่อิเล็กโทรดชนิดเข็มเข้าไปในกล้ามเนื้อ และตำแหน่งบนกล้ามเนื้อ

3.1.4 **การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ**

วิธีการตรวจจับ และการขยายสัญญาณ ควรมีรายละเอียด ดังนี้

- การตรวจจับสัญญาณเป็นแบบขั้วเดียวเทียบกับจุดอ้างอิง แบบผลต่างระหว่างขั้วไฟฟ้า หรือแบบผลต่างทวีคูณระหว่างขั้วไฟฟ้า (double differential)
- ค่าความต้านทานขาเข้า
- อัตราการลดทอนสัญญาณร่วม (Common Mode Rejection Ratio, CMRR)
- อัตราส่วนระหว่างกำลังส่งของสัญญาณต่อกำลังของสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio, SNR)
- อัตราขยาย

3.1.5 **การกรองข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบ**

ควรจะระบุค่าต่างๆ ดังนี้

- ชนิดของวงจรกรอง เช่น วงจรกรองแบบบัทเทอร์เวิร์ธ (Butterworth) วงจรกรองแบบเชบีเชฟ (Chebyshev) เป็นต้น

- ขนาดของความถี่สูงที่ตัดผ่าน และ/หรือ ขนาดของความถี่ต่ำที่ตัดผ่าน

- ความชันของความถี่ที่ตัดผ่าน มีหน่วยเป็น เดซิเบลต่ออ็อกเทฟ (dB/octave) หรือเดซิเบลต่อเดคเอด (dB/decade)

การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว จะไม่สนใจนอกช่วงความถี่ 5-10 เฮิร์ทซ์ และ 400-450 เฮิร์ทซ์ ซึ่งโดยทั่วไปช่วงความถี่ของวงจรขยายและวงจรกรองสัญญาณ จะอยู่ในช่วงความถี่ 5-500 เฮิร์ทซ์

การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดใส่เข้าไปในกล้ามเนื้อ และชนิดเข็ม ควรใช้วงจรกรองความถี่สูงอย่างน้อย 1500 เฮิร์ทซ์

3.1.6 การแปลงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

หากมีการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล ควรจะระบุว่าเป็นการแปลงแบบเต็มคลื่นหรือครึ่งคลื่น

3.1.7 การสุ่มตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้าไปในคอมพิวเตอร์

สิ่งสำคัญที่ควรคำนึงถึงในการประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทางคอมพิวเตอร์ มีปัจจัยสำคัญ ดังนี้

สำหรับการประมวลผลสัญญาณดิจิตอล การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบ (หลังจากผ่านวงจรขยาย และวงจรกรองความถี่) การสุ่มตัวอย่างที่น้อยที่สุดที่สามารถยอมรับได้ตามทฤษฎีไนควิซท (Nyquist theorem) คือ ความถี่ที่น้อยที่สุดซึ่งมีค่าเป็นสองเท่าของความถี่ที่ผ่านแถบกรองความถี่ เช่น หากใช้ความถี่ผ่านแถบกรอง 10-400 เฮิร์ทซ์ ดังนั้น อัตราการสุ่มตัวอย่างที่น้อยที่สุดที่ใช้ในการเก็บสัญญาณเข้าคอมพิวเตอร์ ควรจะมีค่าเป็น 800 เฮิร์ทซ์ (400x2) อัตราการสุ่มตัวอย่างที่ต่ำกว่าสองเท่าของความถี่ตัดผ่านสูงที่สุดเป็นสิ่งที่ไม่ถูกต้อง ยกเว้นเมื่อมีหลักฐานระบุว่าไม่มีสัญญาณรบกวน ในช่วงความถี่ระหว่างสัญญาณที่มีความถี่สูงสุด และความถี่ต่ำสุด

หากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อถูกดำเนินการโดยการแปลงสัญญาณ การทำสัญญาณให้เรียบด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำก่อนการสุ่มตัวอย่าง และการเก็บข้อมูลในคอมพิวเตอร์ อัตราการสุ่มอาจลดลงอย่างมาก เนื่องจากการลดลงของความกว้างของแถบความถี่เชิงเส้น (Linear envelope) โดยการสุ่มที่เพียงพอสำหรับการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ควรใช้ 50-100 เฮิร์ทซ์

นอกจากนี้ ควรจะระบุ ขนาดของข้อมูล (Bits) แบบจำลอง บริษัทผู้ผลิตเครื่องแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลที่ใช้ในการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้าสู่คอมพิวเตอร์ด้วย

3.1.8 การประมวลผลขนาดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้นมีหลายวิธี เช่น การทำสัญญาณให้เรียบโดยการกรองด้วยวงจรความถี่ต่ำที่กำหนดให้เวลาคงที่ (10-250 มิลลิวินาที) ซึ่งมักถูกอธิบายว่า "ทำให้สัญญาณเรียบด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำด้วยเวลาคงที่ x มิลลิวินาที" เวลาคงที่ที่สูงกว่า 25-30 มิลลิวินาที จะถูกตรวจจับว่าเกิดการล่าช้า และจะถูกใช้เมื่อสนใจค่าเฉลี่ยของขนาดเท่านั้น และไม่มีความสัมพันธ์ของเวลากับเหตุการณ์อื่นๆ วงจรกรองความถี่แบบดิจิตอลซึ่งไม่เป็นคอซอล (Non causal) ของผลตอบสนองแบบอิมพัลส์จำกัดเชิงเฟสเป็นเชิงเส้น ถูกแนะนำไว้

กระบวนการข้างต้นสามารถอธิบายถึงการตรวจจับกรอบของสัญญาณเชิงเส้น (Linear envelope detection) โดยกำหนดให้ค่าของเวลาคงที่ และ/หรือ ความถี่ที่ตัดผ่าน และอันดับวงจรกรองความถี่ต่ำที่ใช้ การระบุผลลัพธ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกระบวนการนี้ โดยใช้การหาผลรวมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นสิ่งที่ไม่ถูกต้อง

ค่าเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ถูกต้องบนช่วงเวลา T เรียกว่า Average Rectified Value (ARV) หรือ ค่าเฉลี่ยของขนาดสัญญาณ Mean Amplitude Value (MAV) มีการคำนวณโดยการหาผลรวมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนช่วงเวลา T แล้วหารด้วยเวลา T

ยังมีวิธีการอื่นๆ ซึ่งเป็นวิธีที่ได้รับการยอมรับสำหรับใช้ในการหาขนาดของสัญญาณ เช่น การหารากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง Root Mean Square (RMS) ซึ่งจะเหมือนกับกาหาค่าเฉลี่ยสัญญาณที่ถูกต้อง หรือ ARV วิธีการนี้จะถูกนิยามไว้สำหรับช่วงเวลา T ที่กำหนด ซึ่งต้องระบุไว้

การทำสัญญาณให้เรียบ โดยการใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ จะมีค่าเฉลี่ยขนาดของสัญญาณหรือค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง เป็นค่าของความต่างศักย์ ซึ่งมีหน่วยเป็นโวลต์ (V)

ในบางครั้งมีการหาผลรวมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในกรณีนี้สัญญาณที่ถูกรวมเข้าด้วยกัน (ไม่ผ่านวงจรกรอง) บนช่วงเวลา T ดังนั้น ค่าผลรวมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อก็คือพื้นที่ใต้กราฟ ซึ่งมีหน่วยเป็น โวลต์ต่อวินาที (V/s)

3.1.9 การประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนแกนความถี่

การนำเสนอสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในเชิงความถี่ ควรระบุรายละเอียดของวิธีการ ดังนี้

- เวลาที่ใช้ในการประมาณค่าความถี่
- ชนิดของหน้าต่างข้อมูลที่ใช้ในการนำไปแปลงฟูริเยร์ เช่น หน้าต่างแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้า หน้าต่างแบบแฮมมิ่ง เป็นต้น
- ระเบียบวิธีการที่ใช้ เช่น การแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform (FFT)
- ใช้หลักการเพิ่มศูนย์ (Zero padding) หรือไม่ และความละเอียดของผลที่ได้บนแกนความถี่

- สมการที่ใช้ในการคำนวณความถี่มัธยฐาน (Median Frequency, MDF) หรือความถี่เฉลี่ย (Mean Frequency, MNF) เป็นต้น

หากมีการใช้วิธีการประมวลผลที่ไม่เคยมีการใช้มาก่อน ควรอธิบายรายละเอียดวิธีการคำนวณอย่างละเอียดด้วย

3.1.10 การทำข้อมูลให้ถูกต้อง

จากข้อเท็จจริงที่ว่า แรงมีความสัมพันธ์กับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังนั้น จึงมีการปรับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้สามารถเทียบกันได้ระหว่างบุคคล โดยอาศัยค่าของแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกล้ามเนื้อทำงานเต็มที่ (Maximum voluntary contraction, MVC) การได้มาซึ่งการประมาณค่าที่การทำงานของกล้ามเนื้ออย่างเต็มที่ที่สุดของแต่ละคน ต้องมีการฝึกฝนขั้นต้น หากไม่ได้รับการฝึกแล้ว ค่าการทำงานของกล้ามเนื้อจะมีค่าน้อยกว่า 20-30% ของค่าที่ได้มาหลังจากการฝึกที่เหมาะสม และจะมีผลต่อการสรุปหรือการพิจารณาของข้อมูลที่ไม่ถูกต้อง ค่าการประมาณการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างเต็มที่ อาจจะทำในเงื่อนไขที่แตกต่างกันได้ ดังนั้นจึงควรมีการอธิบายด้วย เช่น มีการป้อนกลับทางกายภาพ (biofeedback) หรือไม่ ตำแหน่งของอาสาสมัคร เงื่อนไขของข้อต่อที่ติดอยู่กับกล้ามเนื้อที่สนใจ เป็นต้น การทำให้แรงถูกต้องตามค่าการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างเต็มที่ จะกระทำที่ค่าการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างเต็มที่ที่ 100% และแรงระดับอื่นจะถูกอธิบายด้วยค่าการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างเต็มที่ที่เหมาะสม การทำข้อมูลของแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้ถูกต้อง ควรจะประกอบด้วยข้อมูลอื่นที่สัมพันธ์กัน เช่น มุมของข้อต่อ และ/หรือ ความยาวกล้ามเนื้อในการหดตัวอย่างคงที่และบริเวณของมุมข้อต่อ ความยาวกล้ามเนื้อ ความเร็ว และการประยุกต์กับน้ำหนักสำหรับการหดตัวแบบไม่คงที่

ตามข้อมูลข้างต้น สิ่งที่ควรระบุในการทำข้อมูลให้ถูกต้อง ได้แก่

- มีการฝึกฝนอาสาสมัครอย่างไรเพื่อให้ได้ค่าการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างเต็มที่
- มุมของข้อต่อ และ/หรือ ความยาวของกล้ามเนื้อ
- เงื่อนไข และมุมของส่วนที่ติดกับข้อต่อ เช่น สำหรับการศึกษาการงอของข้อศอก เงื่อนไขของข้อมือ และข้อต่อของหัวไหล่ควรระบุ
- อัตราการเพิ่มขึ้นของแรง
- ความเร็ว
- ช่วงของมุมข้อต่อ หรือความยาวของกล้ามเนื้อในการหดตัวแบบความยาวกล้ามเนื้อไม่คงที่
- การใช้น้ำหนักในการหดตัวแบบความยาวกล้ามเนื้อไม่คงที่

- การประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สำหรับการประมาณความเร็วของการนำไฟฟ้าในเส้นใยกล้ามเนื้อ

3.1.11 **การประมาณความเร็วของการนำไฟฟ้าในเส้นใยกล้ามเนื้อ** (Muscle Fiber Conduction Velocity, MFCV)

ควรจะประกอบด้วย

- ขนาดของอิเล็กโทรด ชนิดของอิเล็กโทรด ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด
- ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด
- สัญญาณที่ใช้ เช่น สัญญาณระหว่างผลต่างของอิเล็กโทรดเดี่ยวสองขั้ว หรือสัญญาณระหว่างผลต่างของอิเล็กโทรดคู่ สัญญาณหลายสัญญาณจากอาร์เรย์เชิงเส้น เป็นต้น
- ระเบียบวิธีการที่ใช้สำหรับประเมินความล่าช้า เช่น ความล่าช้าระหว่างจุดอ้างอิง ได้แก่ จำนวนครั้งของสัญญาณที่ตัดผ่านศูนย์ (zero crossings) Cross-correlation ในแกนเวลา การวิเคราะห์สัญญาณเชิงความถี่ เป็นต้น
- ความละเอียดของความล่าช้าที่ได้มา

3.1.12 **การแทรกของสัญญาณข้ามกล้ามเนื้อ** (EMG crosstalk)

การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ควรคำนึงถึงการแทรกของสัญญาณจากกล้ามเนื้อใกล้เคียงกล้ามเนื้อที่สนใจ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สนใจ จะต้องไม่ถูกเจือปนจากสัญญาณอื่น สิ่งที่ควรจะวางแผนอย่างระมัดระวัง ได้แก่ การเลือกขนาดของอิเล็กโทรดที่เหมาะสม ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด ตำแหน่งการวางของอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อที่ใช้บันทึก เพราะเมื่อต้องการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนบริเวณที่แคบมากๆ และมีการเรียงตัวของกล้ามเนื้ออยู่อย่างหนาแน่น เช่น แขนบริเวณข้อศอกถึงข้อมือ (แขนท่อนปลาย) หรือเมื่อต้องการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณที่มีเส้นประสาทอยู่เป็นจำนวนมาก เช่น ทราพีเซียส (กล้ามเนื้อแบนรูปสามเหลี่ยมตรงส่วนของคอและไหล่) หรือกล้ามเนื้อบริเวณติดกับพื้นที่ที่เนื้อเยื่อใต้ผิวหนังประกอบด้วยไขมัน เช่น ท้อง ทรวงอก แก้มก้น เป็นต้น

3.2 **มาตรฐานการรายงานผลข้อมูลซีเนียม** (SENIAM: Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles)

มาตรฐานการรายงานผลข้อมูลบนเว็บไซต์ซีเนียม เป็นการรวมกลุ่มกันของนักวิจัยในประเทศแถบยุโรป เพื่อศึกษา และทำการวิจัยทางด้านชีวการแพทย์ โดยมีดอกเตอร์ โรเบอร์โต เมอร์เลตติ เป็นสมาชิก

3.2.1 **รูปร่างของอิเล็กโทรด**

รูปร่างของอิเล็กโทรด หมายถึง รูปร่างของพื้นที่ ที่สามารถเป็นสื่อนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว สำหรับการรายงานการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในบทความต่างๆ มีการใช้อิเล็กโทรดทั้งแบบสี่เหลี่ยม (สี่เหลี่ยมจัตุรัส) และแบบวงกลม (วงรี) เมื่อพิจารณาความแตกต่างเฉพาะรูปร่าง เช่น เปรียบเทียบอิเล็กโทรดแบบกลม ด้วยเส้นผ่านศูนย์กลาง R กับอิเล็กโทรดแบบสี่เหลี่ยม ขนาด R x R จะไม่ต่างกันมากในด้านประสิทธิภาพ และพื้นที่ที่สามารถนำไฟฟ้า ซึ่งลักษณะของอิเล็กโทรดทั้งสอง จะมีความเหมือนกันเป็นส่วนใหญ่ เนื่องจากพื้นที่ผิวทั้งหมดสำหรับอิเล็กโทรดทั้งสองเหมือนกัน ในที่นี้จะจริงเมื่อ R มีค่าน้อย และความต้านทานระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโทรดทั้งสองมีค่าใกล้เคียงกัน ดังนั้น จึงไม่มีอิทธิผลจากปัจจัยอื่นๆ ซึ่งในยุโรป จะใช้อิเล็กโทรดแบบวงกลม ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตรเป็นส่วนมาก

คำแนะนำจากกลุ่มซีเนียม สำหรับรูปร่างของอิเล็กโทรด (จำกัดเฉพาะ การใช้อิเล็กโทรดแบบคู่เท่านั้น)

"รูปร่างของอิเล็กโทรด หมายถึง รูปร่างของพื้นที่ที่สามารถเป็นสื่อนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว ซึ่งควรระบุเกี่ยวกับชนิด บริษัทที่ผลิต และรูปร่างของอิเล็กโทรดที่ใช้อย่างชัดเจน"

3.2.2 ขนาดของอิเล็กโทรด

ขนาดของอิเล็กโทรด หมายถึง ขนาดของพื้นที่ ที่สามารถเป็นสื่อนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว ขนาดอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวมีความหลากหลายในการปฏิบัติงาน คือ ตั้งแต่ขนาด 1 ตารางมิลลิเมตร จนถึงหน่วยตารางเซนติเมตร ซึ่งขนาดของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวมีผลต่อการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว ดังนั้น หากขนาดของเส้นใยกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น ควรจะเพิ่มขนาดของอิเล็กโทรดขึ้นด้วยเช่นกัน

ขณะนี้ยังไม่มีข้อมูลปรากฏมาว่าการเพิ่มขนาดอิเล็กโทรด จะมีผลต่อลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว แต่การเพิ่มขนาดของอิเล็กโทรดตามทิศทางของเส้นใยกล้ามเนื้อ แสดงให้เห็นว่ามีการเพิ่มขึ้นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นการเพิ่มการตรวจจับขนาดของสัญญาณและลดค่าความถี่สูง สำหรับในยุโรป อิเล็กโทรดแบบวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตรถูกใช้มากที่สุด โดยทั่วไปชนิดของอิเล็กโทรด ควรจะมีขนาดใหญ่พอที่จะบันทึกสัญญาณการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย ซึ่งถูกควบคุมโดยเซลล์ประสาทสั่งการ และเล็กพอ เพื่อหลีกเลี่ยงการแทรกข้ามสัญญาณจากกล้ามเนื้ออื่น

คำแนะนำจากกลุ่มซีเนียม สำหรับขนาดของอิเล็กโทรด (จำกัดเฉพาะ การใช้อิเล็กโทรดแบบคู่เท่านั้น)

"ขนาดของอิเล็กโทรด หมายถึง ขนาดของพื้นที่ที่สามารถเป็นสื่อนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว โดยที่ขนาดของอิเล็กโทรดที่แนะนำ ให้วางตัวในทิศทางของเส้นใยกล้ามเนื้อ โดยมีขนาดสูงสุดเท่ากับ 10 มิลลิเมตร"

3.2.3 ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด

ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด หมายถึง ระยะที่วัดจากจุดศูนย์กลางของอิเล็กโทรดอันหนึ่งถึงจุดศูนย์กลางของอิเล็กโทรดอีกอันหนึ่ง ระหว่างพื้นที่ที่สามารถเป็นสื่อนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวแบบคู่ ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด มีผลต่อการจับสัญญาณ และการแทรกข้ามสัญญาณจากกล้ามเนื้ออื่น

คำแนะนำจากกลุ่มซีเนียม สำหรับระยะห่างระหว่างของอิเล็กโทรด (จำกัดเฉพาะ การใช้อิเล็กโทรดแบบคู่เท่านั้น)

"ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด หมายถึง ระยะที่วัดจากจุดศูนย์กลางของอิเล็กโทรดอันหนึ่งถึงจุดศูนย์กลางของอิเล็กโทรดอีกอันหนึ่ง ระหว่างพื้นที่ที่สามารถเป็นสื่อนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวแบบคู่ โดยควรจะมีค่าเท่ากับ 20 มิลลิเมตร แต่สำหรับบริเวณกล้ามเนื้อขนาดเล็กควรใช้ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดไม่เกิน 1/4 ของความยาวเส้นใยกล้ามเนื้อ เพราะการบักทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อควรหลีกเลี่ยงบริเวณเอ็น และมอเตอร์เอ็นเพลต (Motor endplate) เพราะจะทำให้สัญญาณเกิดความไม่เสถียร"

3.2.4 วัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด

วัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด ควรมีหน้าสัมผัสที่ติดกับผิวหนังได้ดี ค่าความต้านทานระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโทรดต่ำและมีความเสถียร (ซึ่งเกี่ยวกับความต้านทาน และปฏิกิริยาทางเคมีของผิวหนังชั้นนอก) วัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรดมีหลายชนิด เช่น ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ ซิลเวอร์คลอไรด์ ซิลเวอร์ ทอง เป็นต้น ซึ่งวัสดุที่มีการใช้มากที่สุดคือ ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ ซึ่งมีคุณสมบัติคือ มีความเสถียรในการส่งผ่านสัญญาณ นั่นคือสามารถส่งสัญญาณได้ไกล และมีสัญญาณรบกวนต่ำ อิเล็กโทรดจะมีการใช้งานร่วมกับเจล โดยที่ปัจจุบันมีทั้งอิเล็กโทรดที่มีเจลอยู่แล้ว และไม่มีเจลอยู่ภายใน โดยเจลทำหน้าที่เป็นตัวลดความต้านทานระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนัง ในทางปฏิบัติประสิทธิภาพของอิเล็กโทรดที่มีเจลอยู่แล้ว และไม่มีเจลอยู่ มีความแตกต่างกัน คือ การใช้อิเล็กโทรดที่ไม่มีเจล (ต้องทาเจลบนอิเล็กโทรดก่อนติดลงบนกล้ามเนื้อ) ทำให้เกิดความลำบาก ยุ่งยาก และเสียเวลามาก หากใส่เจลในปริมาณที่ไม่เหมาะสม อาจเกิดความเสี่ยงต่อการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวที่ไม่ดี

คำแนะนำจากกลุ่มซีเนียม สำหรับวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด (จำกัดเฉพาะ การใช้อิเล็กโทรดแบบคู่เท่านั้น)

"ควรใช้อิเล็กโทรดชนิด ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ที่มีเจลอยู่"

3.2.5 การเตรียมผิวหนัง

หลักการจากเลือกใช้อิเล็กโทรดสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแล้ว ต้องทำให้การเตรียมให้อิเล็กโทรดสามารถติดอยู่บนผิวหนังได้ดี เพื่อผลของการบันทึกสัญญาณที่ดี (ในส่วนของคุณลักษณะของขนาดสัญญาณ) สัญญาณรบกวนทางไฟฟ้าน้อย ความไม่เสถียรลดลง (สัญญาณรบกวนที่จุดร่วมน้อย) และอัตราส่วนระหว่างกำลังของสัญญาณจริงต่อกำลังของสัญญาณรบกวนมีค่ามาก วิธีการเตรียมผิวหนังมีการรายงานที่แตกต่างกันไป เช่น การโกนขน การทำความสะอาดด้วยแอลกอฮอล์ การถูด้วยเจล และการขัดด้วยกระดาษทราย เป็นต้น

คำแนะนำจากกลุ่มซีเนียม สำหรับการเตรียมผิวหนัง

"หากบริเวณที่ต้องการติดอิเล็กโทรดมีขนมาก ควรจะทำการโกนขนก่อน ขั้นตอนถัดไป คือ การทำความสะอาดผิวหนังด้วยแอลกอฮอล์ และรอให้แอลกอฮอล์แห้ง ก่อนจะติดอิเล็กโทรด"

3.2.6 ตำแหน่งของอาสาสมัครในท่าเริ่มต้น

หลังจากเตรียมผิวหนังของอาสาสมัครแล้ว ควรจะอยู่ในท่าเริ่มต้น ซึ่งกำหนดตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อให้ชัดเจน และทำเครื่องหมายไว้ เพื่อช่วยในการกำหนดตำแหน่งที่เหมาะสม

คำแนะนำจากกลุ่มซีเนียม สำหรับตำแหน่งของอาสาสมัครในท่าเริ่มต้น

"ท่าเริ่มต้นขึ้นอยู่กับกล้ามเนื้อที่จะวางอิเล็กโทรด"

3.2.7 การพิจารณาตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด

ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด หมายถึง ตำแหน่งจุดศูนย์กลางของอิเล็กโทรดคู่ บนกล้ามเนื้อ ปัจจัยที่มีผลต่อการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ดีและเสถียร คือ บริเวณจุดมอเตอร์ และ/หรือ เอ็นของกล้ามเนื้อ และบริเวณกล้ามเนื้ออื่นที่ทำงาน ที่อยู่ใกล้กับตำแหน่งที่จะวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (การแทรกข้ามของสัญญาณ)

คำแนะนำจากกลุ่มซีเนียม สำหรับการพิจาณาตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด

"ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด หมายถึง ตำแหน่งจุดศูนย์กลางของอิเล็กโทรดคู่ บนกล้ามเนื้อ ภายในเว็บไซต์นี้ ได้แนะนำตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดบนเส้นระหว่างสองจุดที่ทำเครื่องหมายไว้ โดยมีพื้นฐานดังนี้

- การวางอิเล็กโทรดตามแนวยาวบนกล้ามเนื้อ ควรวางอิเล็กโทรดให้อยู่ตรงกลางระหว่างปลายของมอเตอร์เอ็นเพลต และปลายของเอ็น

- การวางอิเล็กโทรดตามแนวขวางบนกล้ามเนื้อ ควรวางให้ห่างจากขอบของกล้ามเนื้อนั้นๆ

ตำแหน่งของอิเล็กโทรดอ้างอิง ขึ้นอยู่กับส่วนที่ใช้ในการทดสอบ ได้มีการแนะนำให้ใช้ ส่วนของข้อมือ ซึ่งเป็นมาตรฐานของอิเล็กโทรดอ้างอิง"

3.2.8 การทดสอบการเชื่อมต่อ

หลังจากวางอิเล็กโทรด และติดอิเล็กโทรด (รวมถึงอิเล็กโทรดอ้างอิง) แล้ว ต้องตรวจสอบการเชื่อมต่อกับเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว และตรวจสอบการทดสอบตามทางคลินิกว่าเหมาะสมหรือไม่ เนื่องจากการทดสอบทางคลินิก เป็นการรับรองการทดสอบการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (ภายใต้สภาพแวดล้อมที่ปกติ)

3.3 มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เขียนขึ้นโดยนักวิจัยท่านอื่นๆ ที่มีงานวิจัยทางด้านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

นักวิจัยที่ศึกษาทางด้านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีอยู่มากมาย ไม่ว่าจะเป็นการรวมกลุ่มกันเพื่อจัดทำเว็บไซต์ และวารสารเชิงวิชาการต่างๆ ที่จัดทำขึ้น ด้วยความเชี่ยวชาญทางสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยเฉพาะ เช่น เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ (EMGLAB) เป็นเว็บไซต์ที่เป็นฐานข้อมูลสำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดเข็ม (ใส่เข้าไปในร่างกาย) กล่าวถึงหัวข้อที่จำเป็นทั้งหมดสำหรับการบันทึกในการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พร้อมทั้งข้อคิดเห็นเพิ่มเติมในบางส่วน แต่ไม่มีข้อบ่งชี้ที่แน่นอนถึงขนาดต่างๆ ที่เหมาะสม หรือ ดอกเตอร์ คาร์โล เดอ ลูกา (Dr. Carlo J. De Luca) ผู้เชี่ยวชาญทางด้านประสาทวิทยา ซึ่งได้เขียนบทความทางวิชาการ วารสารเชิงวิชาการ และหนังสือเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเป็นจำนวนมาก ซึ่งได้อธิบายไว้ทั้งคำจำกัดความแต่ละคำ รวมไปถึงแนะนำขนาดแต่ละอย่างที่เหมาะสมในการเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังบทความใน ภาคผนวก ก 2

3.4 การเปรียบเทียบการรายงานผลข้อมูลที่ได้ศึกษามา และการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่นำเสนอใหม่

เมื่อได้ศึกษารูปแบบการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อข้างต้น คณะผู้วิจัยได้นำข้อมูลมาเปรียบเทียบและวิเคราะห์ ทั้งส่วนในที่เหมือน และแตกต่างกัน เพื่อใช้สำหรับการรวบรวมข้อมูลและพัฒนาต่อยอดให้เกิดความสมบูรณ์ของมาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ศึกษามา และเขียนการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อฉบับใหม่ขึ้นมา

3.4.1 การรวบรวมและเปรียบเทียบบทความทางวิชาการที่ทำงานวิจัยการประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จากบทความทางวิชาการของ ดอกเตอร์ โรเบอร์โต เมอร์เลตติ และเว็บไซต์ซีเนียม มีรายละเอียดที่อธิบายไม่ต่างกัน แต่มีความแตกต่างในลักษณะของการบรรยาย เนื่องจากบทความทางวิชาการของดอกเตอร์ โรเบอร์โต เมอร์เลตติ จะเป็นการกล่าวถึงข้อมูลที่ควรระบุทั้งหมด ไม่ว่าจะเป็นเรื่องของอิเล็กโทรด การสุ่มตัวอย่างสัญญาณ รวมไปถึงการประมวลผลสัญญาณ และหัวข้อต่างๆ ที่ใช้ในการรายงานสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พร้อมยกตัวอย่างประกอบ แต่จากเว็บไซต์ซีเนียม จะเป็นการให้คำจำกัดความของแต่ละคำ พร้อมทั้งข้อแนะนำต่างๆ ซึ่งเน้นเกี่ยวกับอิเล็กโทรด ตำแหน่ง และวิธีการวางอิเล็กโทรดในลักษณะต่างๆ และในส่วนของดอกเตอร์ คาร์โล เดอ ลูกา จะเป็นคำแนะนำถึงขนาด รูปร่าง และตำแหน่งของอิเล็กโทรดอย่างจำเพาะเจาะจง ในการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังนั้น จึงสามารถนำข้อแนะนำหลักต่างๆ ที่ได้กล่าวมานี้ มาสรุปเป็นตารางเพื่อเปรียบเทียบได้ ดังตารางที่ 3-1

ตาราง 3-1 เปรียบเทียบมาตรฐานสำหรับการรายงานสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ผู้จัดทำข้อมูลการรายงานผล	ดอกเตอร์ โรเบอร์โต เมอร์เลตติ	เว็บไซต์ซีเนียม	ดอกเตอร์ คาร์โล เดอ ลูกา
ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด	อะลูมิเนียม/ซิลเวอร์คลอไรด์	ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์	-
รูปร่างของอิเล็กโทรด	-	แผ่นกลม	แบบแท่ง
ขนาดของอิเล็กโทรด	-	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง น้อยกว่า 10 มิลลิเมตร	1-2 มิลลิเมตร x 1 เซนติเมตร
ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด	-	20 มิลลิเมตร	10 มิลลิเมตร
ตัวกรองความถี่ต่ำตัดผ่าน (Low pass filter)	400-450 เฮิร์ทซ์	500-1000 เฮิร์ทซ์	500 เฮิร์ทซ์
ตัวกรองความถี่สูงตัดผ่าน (High pass filter)	5-10 เฮิร์ทซ์	10-20 เฮิร์ทซ์	20 เฮิร์ทซ์
ช่วงความถี่ตัดผ่าน (Band pass filter)	10-400 เฮิร์ทซ์	-	20-500 เฮิร์ทซ์

ตาราง 3-1 (ต่อ) เปรียบเทียบมาตรฐานสำหรับการรายงานสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ผู้จัดทำข้อมูลการรายงานผล	ดอกเตอร์ โรเบอร์โต เมอร์เลตติ	เว็บไซต์ซีเนียม	ดอกเตอร์ คาร์โลเดอ ลูกา
ขนาดของอิเล็กโทรดอ้างอิง	-	-	2 เซนติเมตร x 2 เซนติเมตร หรือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4-5 เซนติเมตร
การวางอิเล็กโทรด	-	ตรงกลางของมัดกล้ามเนื้อ ห่างจากขอบและกล้ามเนื้ออื่นๆ	ตรงกลางของมัดกล้ามเนื้อ

3.4.2 จัดทำรูปแบบมาตรฐานสำหรับการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่นำเสนอใหม่

จากการรวบรวมข้อมูลมา เพื่อเปรียบเทียบ และวิเคราะห์ในส่วนต่างๆ แล้ว จึงจัดทำรูปแบบมาตรฐานนี้ขึ้น เพื่อใช้สำหรับการรายงานผลข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หลังจากการจับสัญญาณมาแล้ว เพื่อทำให้เป็นรูปแบบเดียวกัน สำหรับการแลกเปลี่ยนข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างนักวิจัย โดยผ่านทางเว็บไซต์ที่จัดทำขึ้น และเพื่อความสะดวกต่อนักวิจัย ที่จะนำข้อมูลไปวิเคราะห์และตีความต่อ โดยมีหัวข้อหลักในการรายงานผล คือ อิเล็กโทรด วิธีการตรวจจับสัญญาณ และรูปแบบในการทดลองและการบันทึกผล ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

3.4.2.1 **อิเล็กโทรด**

- ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด
- รูปร่างของอิเล็กโทรด
- รูปร่างของอิเล็กโทรดอ้างอิง
- ขนาดของอิเล็กโทรด
- ขนาดของอิเล็กโทรดอ้างอิง
- ชนิดของอิเล็กโทรด
- ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด

- ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด
- ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดอ้างอิง
- แนวการวางตัวของอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ

3.4.2.2 **วิธีการตรวจจับสัญญาณ**

- อัตราการลดทอนสัญญาณร่วม
- อัตราขยายต่อช่องสัญญาณ
- ชนิดของวงจรกรองความถี่
- ขนาดของความถี่สูงที่ตัดผ่าน
- ขนาดของความถี่ต่ำที่ตัดผ่าน
- ความชันของความถี่ที่ตัดผ่าน
- อัตราการสุ่มตัวอย่าง

3.4.2.3 **การทดลองและการบันทึกผล**

- มีการฝึกฝนอาสาสมัครหรือไม่ อย่างไร
- ขั้นตอนการเตรียมผิวหนัง
- รูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อ
- รูปแบบข้อมูลในการบันทึก

ตาราง 3-2 ข้อแนะนำเพื่อเป็นมาตรฐานในการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว

ข้อมูลรายงานผล	คำแนะนำ	เหตุผล
ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด	ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์	มีความเสถียรในการส่งผ่านสัญญาณ สามารถส่งสัญญาณได้ไกล และมีสัญญาณรบกวนต่ำ
ขนาดอิเล็กโทรด	เพิ่มขึ้นตามขนาดของเส้นใยกล้ามเนื้อ	ขนาดของอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว มีผลต่อการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว หากเล็กเกินไปจะได้สัญญาณที่ไม่สมบูรณ์ หรือหากใหญ่เกินไปเกิดสัญญาณข้ามผ่านระหว่างกล้ามเนื้อ
ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด	20 มิลลิเมตร	มีผลต่อการจับสัญญาณ และการแทรกข้ามสัญญาณจากกล้ามเนื้ออื่น
ตัวกรองความถี่ต่ำตัดผ่าน (Low pass filter)	500 เฮิร์ทซ์	เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนชนิดสัญญาณรบกวนชนิดอื่น ที่เป็นสัญญาณสุ่มที่ความถี่สูง
ตัวกรองความถี่สูงตัดผ่าน (High pass filter)	20 เฮิร์ทซ์	เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนชนิดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวกับอิเล็กโทรด
การวางอิเล็กโทรด	ตรงกลางของมัดกล้ามเนื้อ ห่างจากขอบ และกล้ามเนื้ออื่นๆ	หลีกเลี่ยงบริเวณเอ็น และมอเตอร์เอ็นเพลต (Motor endplate) เพราะจะทำให้สัญญาณเกิดความไม่เสถียร

บทที่ 4
การทดลองเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

4.1 การออกแบบรูปแบบการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ในงานวิจัยนี้ คณะผู้วิจัยได้ออกแบบการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สำหรับเป็นข้อมูลตัวอย่างบนฐานข้อมูลไว้ 3 รูปแบบ ดังนี้

- การเคลื่อนไหวของมือและแขน (Upper limb motions) จำนวน 9 ท่าทาง ประกอบด้วย ท่าแบมือ ท่ากำมือ ท่ายืดมือ ท่างอมือ ท่าหงายมือ ท่าคว่ำมือ ท่าเอียงนิ้วไปทางซ้ายของหัวแม่มือ ท่าเอียงนิ้วไปทางขวาของหัวแม่มือ และท่าพัก
- การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ (Isometric contraction) ในช่วงน้ำหนัก 1 ถึง 5 กิโลกรัม ที่มุมตั้งแต่ 0 จนถึง 150 องศา
- การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ (Isotonic contraction) ในช่วงน้ำหนัก 1 ถึง 5 กิโลกรัม ที่มุมตั้งแต่ 0 จนถึง 180 องศา

ในการที่จะออกแบบรูปแบบการทดลองจริงที่ใช้ในการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากทั้ง 3 การทดลองข้างต้นนั้น ทางคณะผู้วิจัยได้มีการทำการทดลองเบื้องต้น เพื่อใช้ในการตัดสินใจในขั้นตอนการออกแบบการทดลองจริง ซึ่งประกอบด้วยการทดลองดังนี้

4.1.1 การทดลองเบื้องต้นเพื่อออกแบบการทดลองที่เหมาะสม

4.1.1.1 การทดลองเลือกกล้ามเนื้อที่เหมาะสมสำหรับการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ

โดยการเลือกกล้ามเนื้อบริเวณแขนท่อนบนและท่อนล่าง จำนวน 10 กล้ามเนื้อ ให้เหลือเพียง 5 กล้ามเนื้อ ซึ่งรายละเอียดวิธีการทดลอง และผลการทดลองโดยละเอียด แสดงไว้ใน ภาคผนวก ข 1 ซึ่งผลการคัดเลือก 5 กล้ามเนื้อ ได้แก่

- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส
- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ อัลนาริส
- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ ดิจิทอรุม
- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส
- กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ

เนื่องจากกล้ามเนื้อทั้ง 5 มีขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สูง และมีความเด่นชัดของรูปร่างความแตกต่างในแต่ละท่าทาง ซึ่งทำให้ง่ายต่อการนำไปใช้ประโยชน์ในการจำแนกท่าทางต่อไป

4.1.1.2 การทดลองเลือกกล้ามเนื้อที่เหมาะสมสำหรับการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

ในช่วงน้ำหนัก 1 ถึง 5 กิโลกรัม ที่มุมตั้งแต่ 0 จนถึง 150 องศา โดยการเลือกกล้ามเนื้อต่างๆ จำนวน 10 กล้ามเนื้อเช่นกัน โดยเลือกให้เหลือจำนวน 5 กล้ามเนื้อ ซึ่งรายละเอียดวิธีการทดลอง และผลการทดลองโดยละเอียด แสดงไว้ใน ภาคผนวก ข 2 ซึ่งผลการคัดเลือก 5 กล้ามเนื้อได้แก่

- กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ
- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ ดิจิทอรุม
- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส
- กล้ามเนื้อเดลทอยด์
- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส

เนื่องจากกล้ามเนื้อทั้ง 5 มีขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สูง และมีความเด่นชัดของรูปร่างความแตกต่างในแต่ละน้ำหนักและมุม สามารถนำไปใช้ในการหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงภายนอกและมุมของข้อศอกได้ต่อไป

4.1.1.3 การทดลองเลือกกล้ามเนื้อที่เหมาะสมสำหรับการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

โดยการเลือกกล้ามเนื้อต่างๆ จำนวน 10 กล้ามเนื้อเช่นกัน ในช่วงน้ำหนัก 1 ถึง 5 กิโลกรัม ที่มุมตั้งแต่ 0 จนถึง 180 องศา ไปและกลับ โดยเลือกให้เหลือจำนวน 5 กล้ามเนื้อ ประกอบด้วย

- กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ
- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส
- กล้ามเนื้อสุพิเนเตอร์ ลองกัส
- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส
- กล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิ เทเรส

สัญญาณที่ได้จากทั้ง 5 กล้ามเนื้อ มีขนาดสัญญาณที่สูง สัญญาณมีแนวโน้มในทิศทางของความสัมพันธ์ระหว่างมุมกับน้ำหนัก ขณะทำการยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ รายละเอียดวิธีการทดลอง และผลการทดลองใน ภาคผนวก ข 3

4.1.1.4 การทดลองเลือกท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมสำหรับการทำท่าทางเคลื่อนไหวของมือ

เป็นการทดลองเพื่อเลือกท่าเริ่มต้นที่เหมาะสม ซึ่งประกอบด้วย มุมของหัวไหล่ มุมของข้อศอก มุมของข้อมือ รวมถึงองค์ประกอบอื่นๆ ของร่างกาย สำหรับการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวของมือและแขน โดยพิจารณาท่าเริ่มต้น 3 ท่า คือ

- ท่านั่ง มุมข้อศอก 90 องศา
- ท่ายืน มุมข้อศอก 90 องศา

- ท่ายืน มุมข้อศอก 0 องศา (หรือยืดแขนตรง)

ทั้งนี้ สำหรับทุกท่า มุมของแขนท่อนล่างและมุมของข้อมือเป็นแบบธรรมชาติ ไม่มีการคว่ำหรือหงายแขน ไม่มีการงอหรือยืดข้อมือ โดยที่ในส่วนของมุมข้อศอกมีการเอียงเล็กน้อยสำหรับท่านั่ง แต่เป็น 0 องศา สำหรับท่ายืนทั้งสองท่า

สำหรับวิธีการทดลอง และผลการทดลองโดยละเอียด แสดงไว้ใน ภาคผนวก ข 4 โดยผลการทดลองสรุปได้ว่า ท่ายืน มุมข้อศอก 0 องศา ในขณะทำท่าพัก ซึ่งไม่ควรมีสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มีขนาดของสัญญาณที่เก็บได้ ต่ำที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับอีกสองท่า ในขณะที่เมื่อทำท่าทางการเคลื่อนไหวอื่นๆ ก็ให้สัญญาณที่แตกต่างกันได้อย่างชัดเจน มีผลกระทบของสัญญาณรบกวนน้อยกว่าอีก 2 ท่า คณะผู้วิจัย จึงเลือกท่ายืน มุมข้อศอก 0 องศา หรือยืดแขนตรงที่มุมแขนและมุมข้อมือ เป็นธรรมชาติ (Neutral) สำหรับการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวของมือและแขนต่อไป

4.1.2 รูปแบบการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริง

4.1.2.1 การทดลองท่าทางการเคลื่อนไหวของมือและแขน

อาสาสมัคร

อาสาสมัครผู้ทดลองจำนวน 20 คน ซึ่งมีสุขภาพดี ร่างกายปกติ ไม่เป็นผู้พิการ โดยแบ่งเป็น เพศชายและหญิง อย่างละ 10 คน ในช่วงอายุ 18-30 ปี

กล้ามเนื้อ

1. กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Extensor carpi radialis, ECR)
2. กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์พ อัลนาริส (Extensor carpi ulnaris, ECU)
3. กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ ดิจิทอรุม (Extensor digitorum, ED)
4. กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Flexor carpi radialis, FCR)
5. กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ (Biceps brachii, BB)

ท่าทางเคลื่อนไหวมือ

ในการทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อท่าทางการเคลื่อนไหวมือและแขน ผู้ทดลองแต่ละคน จะทำท่าทาง 8 ท่าทาง และท่าพัก 1 ท่า รวมเป็น 9 ท่าทาง ดังนี้

M1 คว่ำ (Forearm pronation, FP)

M2 หงาย (Forearm supination, FS)

M3 ยืด (Wrist extension, WE)

M4 งอ (Wrist flexion, WF)

M5 เอียงขวา (Wrist ulnar deviation, WU)

M6 เอียงซ้าย (Wrist radial deviation, WR)

M7 แบ (Hand open, HO)

M8 กำ (Hand close, HC)

M9 พัก (Rest state, RS)

อุปกรณ์ และเครื่องมือในการทดลอง

1. สำลี และแอลกอฮอล์

2. อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวแบบใช้เจล มีลักษณะเป็นแผ่นกลม ชนิดวัสดุของอิเล็กโทรดทำจากซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.3 เซนติเมตร สำหรับวางที่จุดอ้างอิง และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.4 เซนติเมตร สำหรับวางบนกล้ามเนื้อ

3. เครื่องขยายสัญญาณของบริษัท Twente Medical Systems International B.V. รุ่น Mobi6-6b

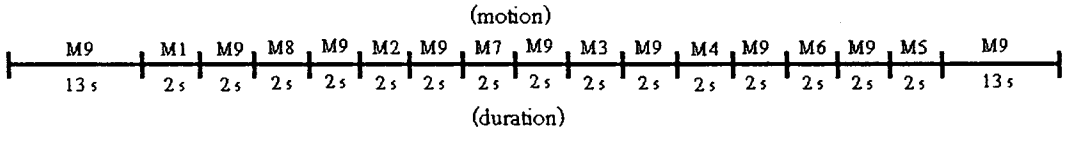
4. คอมพิวเตอร์แบบพกพา (Laptop)

วิธีการทดลอง

1. ทำความสะอาดผิวหนัง บริเวณจุดจับกล้ามเนื้อ ด้วยแอลกอฮอล์

2. วางอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว บนผิวหนังตรงจุดจับกล้ามเนื้อ โดยให้ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดเท่ากับ 2 เซนติเมตร และวางที่ข้อมือ 1 จุด เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิง

3. ทำการเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยอาสาสมัครยืนในท่ายืดแขนตรง แล้วทำท่าทางการเคลื่อนไหวของมือและแขน เริ่มการทดลอง โดยท่าพัก 13 วินาที จากนั้นทำท่าทางต่างๆ โดยการสุ่ม 8 ท่าทาง (M1-M8) ท่าทางละ 2 วินาที สลับกับท่าพักเป็นเวลา 2 วินาที แล้วจบด้วยท่าพักอีก 13 วินาที ดังแสดงใน ภาพประกอบ 4-1 โดยทำการทดลองซ้ำจำนวน 5 ครั้ง รวมเป็น 1 session ทำการทดลองวันละ 3 sessions และทำการทดลองทั้งหมด 4 วัน



ภาพประกอบ 4-1 ตัวอย่างรูปแบบการเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อท่าทางเคลื่อนไหวมือ

4.1.2.2 การทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

อาสาสมัคร

ผู้ทดลองจำนวน 20 คน ซึ่งมีสุขภาพดี ร่างกายปกติ ไม่เป็นผู้พิการ โดยแบ่งเป็น เพศชาย และหญิง อย่างละ 10 คน ช่วงอายุ 18-30 ปี

กล้ามเนื้อ

1. กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ (Biceps brachii, BB)
2. กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ ดิจิทอรุม (Extensor digitorum, ED)
3. กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส (Flexor pollicis longus, FPL)
4. กล้ามเนื้อเดลทอยด์ (Deltoid, DT)
5. กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Flexor carpi radialis, FCR)

น้ำหนักดัมเบล และมุมของข้อศอก

น้ำหนักดัมเบล และมุมของข้อศอก ในการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือและแขน แสดงได้ดัง ตาราง 4-1

ตาราง 4-1 น้ำหนักดัมเบล และมุมของข้อศอก ในการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

น้ำหนักดัมเบล (กิโลกรัม)	มุมของข้อศอก (องศา)				
1	30	60	90	120	150
2	30	60	90	120	150
3	30	60	90	120	150
4	30	60	90	120	150
5	30	60	90	120	150

อุปกรณ์ และเครื่องมือในการทดลอง

1. สำลี และแอลกอฮอล์
2. อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวแบบใช้เจล มีลักษณะเป็นแผ่นกลม ชนิดวัสดุของอิเล็กโทรดทำจากซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.3 เซนติเมตร สำหรับวางที่จุดอ้างอิง และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.4 เซนติเมตร สำหรับวางบนกล้ามเนื้อ
3. ดัมเบล น้ำหนักขนาด 1, 2, 3, 4 และ 5 กิโลกรัม
4. เครื่องขยายสัญญาณของบริษัท Twente Medical Systems International B.V. รุ่น Mobi6-6b
5. คอมพิวเตอร์แบบพกพา (Laptop)

วิธีการทดลอง

1. ทำความสะอาดผิวหนัง บริเวณจุดจับกล้ามเนื้อ ด้วยแอลกอฮอล์

2. วางอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว บนผิวหนังตรงจุดจับกล้ามเนื้อ โดยให้ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดเท่ากับ 2 เซนติเมตร และวางที่ข้อมือ 1 จุด เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิง

3. ผู้ทดลองทำการยกดัมเบลที่น้ำหนักและที่มุมต่างๆ ทั้งหมด 25 ชุด (5 น้ำหนัก x 5 มุม = 25 ชุด) แต่ละชุด ยกค้างไว้ 9 วินาที จากนั้นกลับมาที่ตำแหน่งเริ่มต้นเดิม โดยการทำการทดลองครั้งต่อไป ผู้ทดลองจะต้องพักอย่างน้อย 1 นาที หรือจนกว่าผู้ทดลองจะรู้สึกว่ากล้ามเนื้อไม่เกิดอาการล้า ทำการทดลองแต่ละชุด ซ้ำ 5 ครั้งต่อวัน ดังนั้น การทดลอง 1 วัน จะได้ข้อมูลทั้งหมด 125 ชุด (25 ชุด x 5 ครั้ง = 125 ชุด) และทำการทดลองทั้งหมดรวม 4 วัน

ตาราง 4-2 น้ำหนัก และเวลาในการเคลื่อนที่ขึ้น- ลง ในการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

น้ำหนัก (กิโลกรัม)	เวลาในการเคลื่อนที่ขึ้น-ลง (วินาที)		
1	3	5	7
2	3	5	7
3	3	5	7
4	3	5	7
5	3	5	7

4.1.2.3 การทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

อาสาสมัคร

ผู้ทดลองจำนวน 20 คน ซึ่งมีสุขภาพดี ร่างกายปกติ ไม่เป็นผู้พิการ โดยแบ่งเป็น เพศชายและหญิง อย่างละ 10 คน ช่วงอายุ 18-30 ปี

กล้ามเนื้อ

1. กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิไอ (Biceps brachii, BB)
2. กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส (Flexor pollicis longus, FPL)
3. กล้ามเนื้อสุพิเนเตอร์ ลองกัส (Supinator longus, SL)
4. กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Extensor carpi radialis, ECR)
5. กล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิ เทเรส (Pronator radii teres, PRT)

น้ำหนักดัมเบล และเวลาในการยกระหว่างมุม 0-180 องศาไปและกลับ

น้ำหนักดัมเบล และเวลาในการเคลื่อนที่ขึ้น-ลง ในการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ แสดงดัง ตาราง 4-2

อุปกรณ์และเครื่องมือในการทดลอง

1. สำลี และแอลกอฮอล์

2. อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวแบบใช้เจล มีลักษณะเป็นแผ่นกลม ชนิดวัสดุของอิเล็กโทรดทำจากซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.3 เซนติเมตร สำหรับวางที่จุดอ้างอิงและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.4 เซนติเมตร สำหรับวางบนกล้ามเนื้อ

3. ดัมเบล น้ำหนักขนาด 1, 2, 3, 4 และ 5 กิโลกรัม

4. เครื่องขยายสัญญาณของบริษัท Twente Medical Systems International B.V. รุ่น Mobi6-6b

5. คอมพิวเตอร์แบบพกพา (Laptop)

วิธีการทดลอง

1. ทำความสะอาดผิวหนัง บริเวณจุดจับกล้ามเนื้อ ด้วยแอลกอฮอล์

2. วางอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว บนผิวหนังตรงจุดจับกล้ามเนื้อ โดยให้ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดเท่ากับ 2 เซนติเมตร และวางที่ข้อมือ 1 จุด เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิง

3. ผู้ทดลองยกน้ำหนัก 1, 2, 3, 4 และ 5 กิโลกรัม โดยเคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุมข้อศอก 0 องศา ถึง 180 องศาให้เสร็จ ภายในเวลา 3, 5 และ 7 วินาที (5 น้ำหนัก x 3 ช่วงเวลา = 15 ชุด) โดยการทำการทดลองครั้งต่อไป ผู้ทดลองจะต้องพักอย่างน้อย 1 นาที หรือจนกว่าผู้ทดลองจะรู้สึกว่ากล้ามเนื้อไม่เกิดอาการล้า ทำการทดลองแต่ละชุด ซ้ำ 5 ครั้งต่อวัน ดังนั้น การทดลอง 1 วัน จะได้ข้อมูลทั้งหมด 125 ชุด (25 ชุด x 5 ครั้ง = 125 ชุด) และทำการทดลองทั้งหมดรวม 4 วัน

4.2 การเขียนโปรแกรมและเตรียมอุปกรณ์ในการเก็บข้อมูล

4.2.1 เครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ในการทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จะใช้เครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อรุ่น Mobi6-6b ของบริษัท Twente Medical Systems International B.V. ดังแสดงใน ภาพประกอบ 4-2 โดยรายละเอียดของเครื่องขยายและแปลงสัญญาณ มีดังนี้

- บริษัท Twente Medical Systems International B.V.
- รุ่น Mobi6-6b
- สัญญาณรบกวน (Noise) <1.0 μVrms (ที่ความถี่การสุ่มเท่ากับ 128 เฮิรตซ์)
- อัตราขยาย (Gain) 19.5
- ผลต่างของสัญญาณอินพุต (Input common mode range) -2 โวลต์/+2 โวลต์
- อินพุตอิมพีแดนซ์ (Input impedance) >1012 โอห์ม

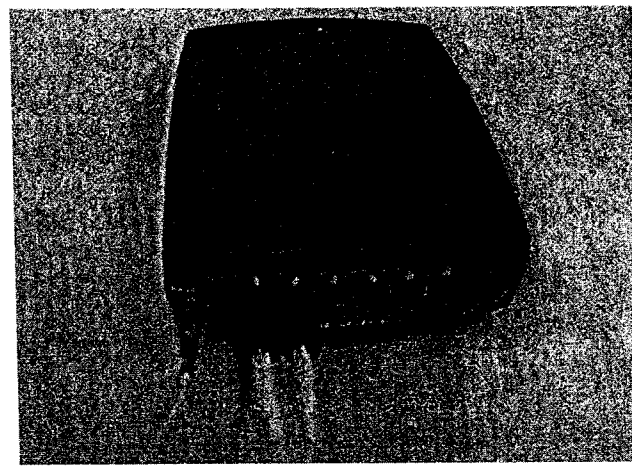
- อัตราการลดสัญญาณชนิดคอมมอนโหมด (Common-mode rejection ratio, CMRR) 100 เดซิเบล

- ความแม่นยำ (Accuracy) ±2%

- ความละเอียด (Resolution) 24 บิต

- ความถี่การสุ่ม (Sample frequency) 128 เฮิรตซ์ 256 เฮิรตซ์ 512 เฮิรตซ์ 1024 เฮิรตซ์ และ 2048 เฮิรตซ์

- จำนวนช่องสัญญาณ 6 ช่องสัญญาณ



ภาพประกอบ 4-2 เครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อรุ่น Mobi6-6b

เครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อรุ่น Mobi6-6b นั้นได้ใช้ โปรแกรมที่ชื่อว่า PortiLab2 ในการเก็บข้อมูล โดยมีการเขียนโปรแกรมในลักษณะของบล็อกรูปภาพในลักษณะคล้ายโปรแกรม LabVIEW ของบริษัท National Instruments โดยเบื้องต้นคณะผู้วิจัย ได้ศึกษาวิธีการใช้งานเครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และโปรแกรม PortiLab2 เนื่องจากเครื่องมือและโปรแกรมดังกล่าวไม่มีคู่มือการใช้งาน โดยแบ่งการศึกษาออกเป็น 7 หัวข้อ ดังแสดงข้างล่างนี้

(1) การลงโปรแกรม และการติดตั้งบลูทูธสำหรับเครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อรุ่น Mobi6-6b (ดูรายละเอียดใน ภาคผนวก ค 1)

(2) การใช้งานเบื้องต้นโปรแกรม PortiLab2 (ดูรายละเอียดใน ภาคผนวก ค 2)

(3) การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากเครื่องเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้โปรแกรม PortiLab2 (ดูรายละเอียดใน ภาคผนวก ค 3)

(4) การ Export ไฟล์ เพื่อแปลงนามสกุลไฟล์ของสัญญาณที่จับกับเครื่องเก็บข้อมูล ซึ่งเป็นนามสกุล .S00 เป็นไฟล์นามสกุลอื่นที่เป็นที่นิยม และสามารถเปิดกับโปรแกรมประมวลผลทั่วไปอื่นๆ ได้ เช่น นามสกุล .TXT และ .EDF (ดูรายละเอียดใน ภาคผนวก ค 4)

(5) การบันทึกไฟล์แยกตามรายละเอียดของการบันทึกสัญญาณ เช่น ในกรณีที่จับสัญญาณในครั้งเดียว แต่ต้องการข้อมูลที่ผ่านการกรองสัญญาณ ในช่วงความถี่ ที่ต่างกันออกไป (ดูรายละเอียดใน ภาคผนวก ค 5)

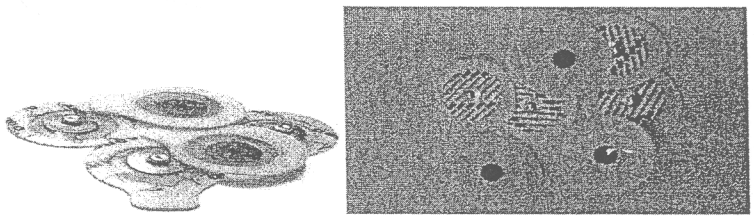
(6) การทดสอบตัวกรองความถี่ของโปรแกรม เพื่อใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น ขณะเก็บสัญญาณ (ดูรายละเอียดใน ภาคผนวก ค 6)

(7) การเขียนโปรแกรม สำหรับการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ใช้ในการจับสัญญาณจริง (ดูรายละเอียดใน ภาคผนวก ค 7)

รายละเอียดอย่างละเอียดทั้งหมด ได้ถูกนำเสนอในภาคผนวก ค เพื่อประโยชน์สำหรับนักวิจัยท่านอื่น ในการศึกษาวิธีการใช้งานของเครื่องวัดสัญญาณ และโปรแกรมข้างต้น ซึ่งถือเป็นคู่มือการใช้งานโดยละเอียด (ปัจจุบันเครื่องมือวัดสัญญาณและโปรแกรมข้างต้น มีการใช้งานแพร่หลายมากขึ้น แต่ยังไม่มีคู่มือการใช้งานอย่างเป็นทางการ)

4.2.2 อิเล็กโทรด

ในการทดลองเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จะใช้อิเล็กโทรด 2 ชนิด ดังแสดงในภาพประกอบ 4-3 โดยมีรายละเอียด ดังนี้



(ก) (ข)

ภาพประกอบ 4-3 อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว (ก) รุ่น Kendall / Tyco ARBO (ข) รุ่น 3M™ Red Dot™

4.2.2.1 อิเล็กโทรดสำหรับเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

มีรายละเอียดดังนี้

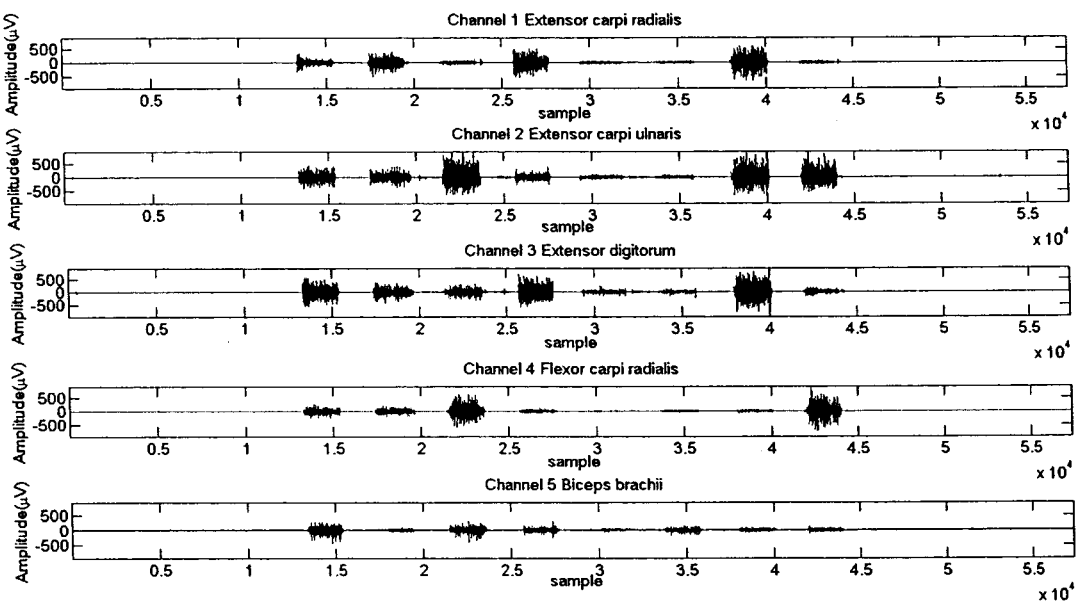
- ชนิดของอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว
- บริษัท TYCO HEALTHCARE
- รุ่น Kendall / Tyco ARBO

- ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl)
- ขนาดของอิเล็กโทรด เส้นผ่านศูนย์กลาง 24 มิลลิเมตร
- รูปร่างของอิเล็กโทรด แผ่นกลม

4.2.2.2 **อิเล็กโทรดสำหรับจุดอ้างอิง** (Reference)

มีรายละเอียดดังนี้

- ชนิดของอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว
- บริษัท 3M HEALTH CARE
- รุ่น 3M™ Red Dot™ Monitoring electrode 2223
- ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl)
- ขนาดของอิเล็กโทรด เส้นผ่านศูนย์กลาง 43.1 มิลลิเมตร
- รูปร่างของอิเล็กโทรด แผ่นกลม



ภาพประกอบ 4-4 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ

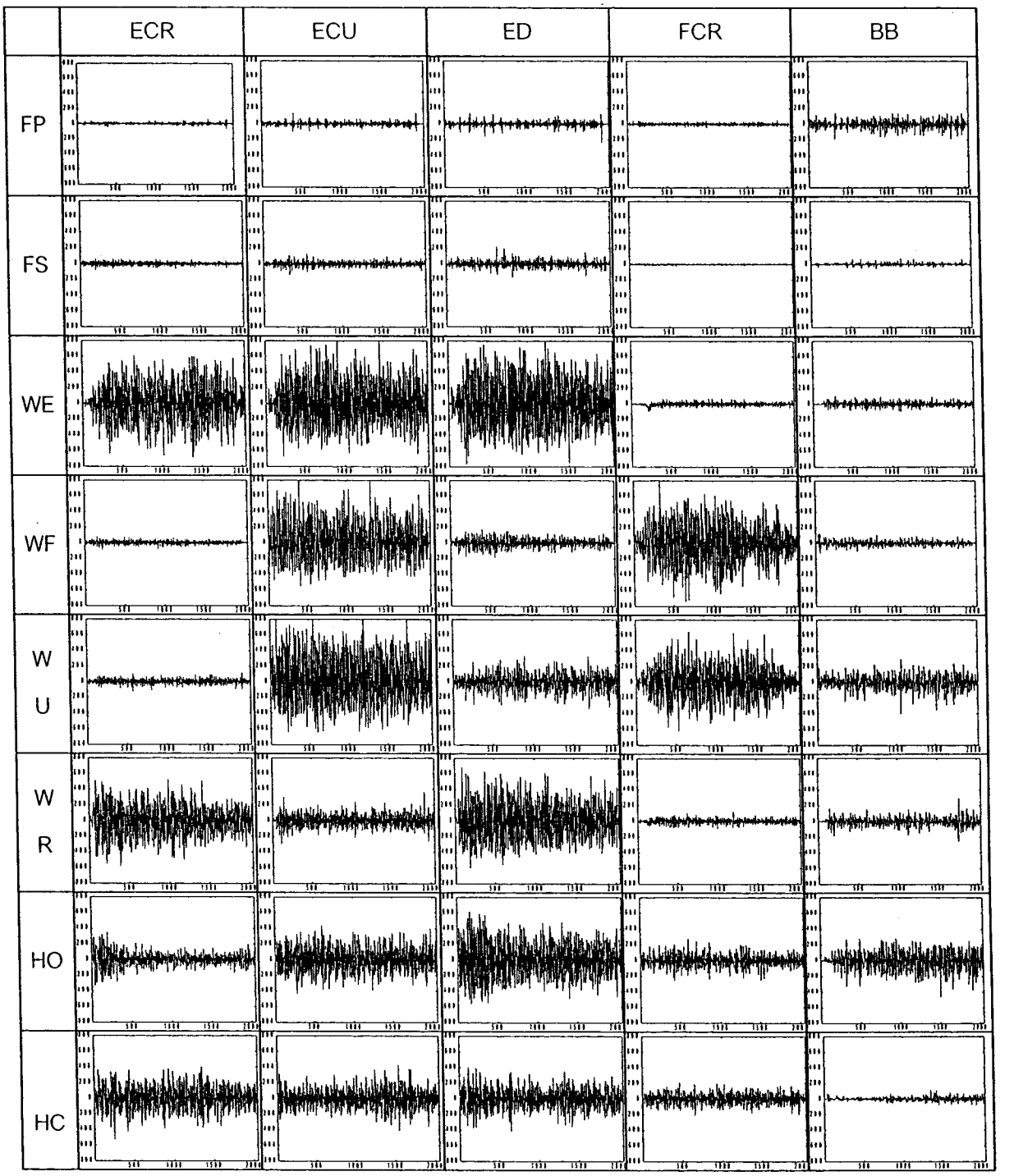
4.3 การทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริง

4.3.1 การทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือและแขน

ในการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือและแขน 9 ท่าทาง อาสาสมัครแต่ละคน จะทำการจับสัญญาณทั้งหมดจำนวน 4 วัน ซึ่งคณะผู้วิจัยได้ทำการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากอาสาสมัครจำนวน 20 คน สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในท่าทาง

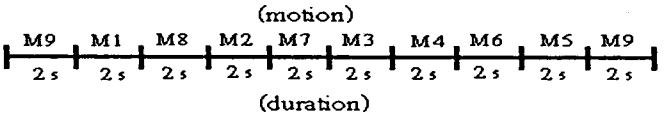
เคลื่อนไหวมือและแขน มีลักษณะดัง ภาพประกอบ 4-4 และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่แยกแต่ละท่าทางของกล้ามเนื้อ 5 กล้ามเนื้อ แสดงได้ดัง ตาราง 4-3

ตาราง 4-3 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือแยกแต่ละท่าทาง

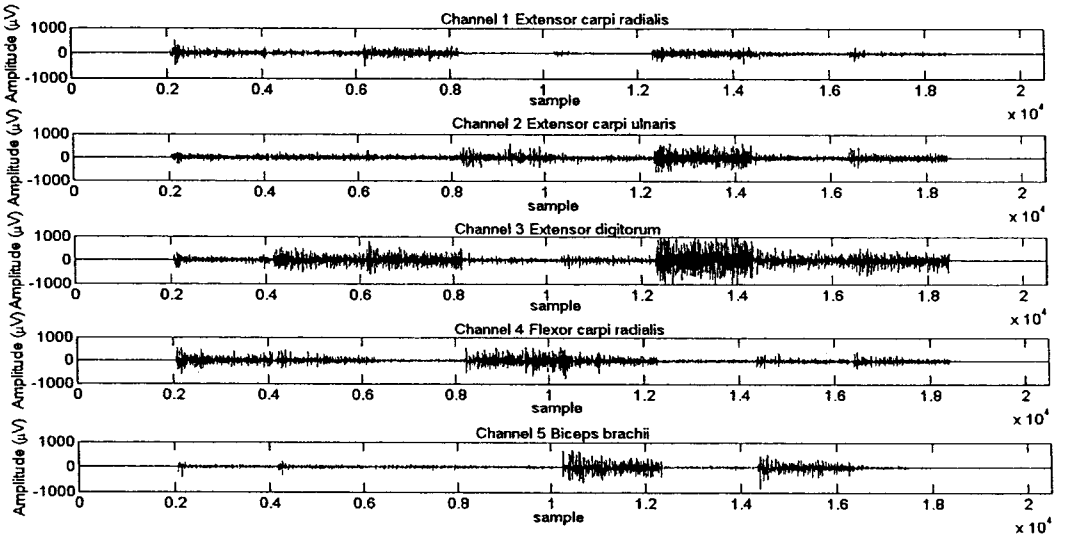


การจัดการข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสำหรับท่าทางการเคลื่อนไหวมือและแขน

ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสำหรับท่าทางเคลื่อนไหวมือที่จับได้จากการทดลองมีรูปแบบดัง ภาพประกอบ 4-4 โดยก่อนที่จะนำข้อมูลไปเผยแพร่บนฐานข้อมูล ต้องทำการตัดข้อมูลในส่วนของท่าพักระหว่างที่ทำท่าทางทั้ง 8 ท่า และตัดท่าพักตอนเริ่มต้นและจบให้เหลือ 2 วินาที ซึ่งมีรูปแบบดังแสดงใน ภาพประกอบ 4-5 และ ตัวอย่างของสัญญาณที่นำขึ้นฐานข้อมูล แสดงได้ดัง ภาพประกอบ 4-6



ภาพประกอบ 4-5 รูปแบบข้อมูลสัญญาณในการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือที่ตัดท่าพักออก



ภาพประกอบ 4-6 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือที่ตัดท่าพักออก

ข้อตกลงในการตั้งชื่อไฟล์การทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ

เนื่องจากข้อมูลข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เก็บได้มีจำนวนมาก จึงต้องมีการจัดรูปแบบการตั้งชื่อไฟล์ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อความสะดวกในการจัดเก็บ และการเรียกใช้งานข้อมูล โดยมีรูปแบบการตั้งชื่อไฟล์ดังนี้

- sjxx คือ ลำดับอาสาสมัคร
- dxx คือ ลำดับวันที่ทำการทดลอง
- ssxx คือ ลำดับชุดการทดลอง

- txx คือ ลำดับการทดลอง

เก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในรูปแบบ sjxxdxxssxxtxx.mat และ sjxxdxxssxxtxx.txt เช่น sj1d01ss03t01 คือ

- s1 คือ อาสาสมัครคนที่ 1

- d01 คือ การทดลองของวันที่ 1

- ss03 คือ การทดลองชุดที่ 3

- t01 คือ การทดลองครั้งที่ 1

ในการเก็บข้อมูลลำดับท่าทางของการทำท่าทางเคลื่อนไหวมือ ในแต่ละ session จะเก็บข้อมูลลำดับท่าทางในรูปแบบตัวเลข เช่น 9 1 2 4 3 6 8 7 5 9 เป็นต้น โดยที่แต่ละหมายเลขแทนท่าทาง ดังนี้

หมายเลข 1 คือ คว่ำ (Forearm pronation, FP)

หมายเลข 2 คือ หงาย (Forearm supination, FS)

หมายเลข 3 คือ ยืด (Wrist extension, WE)

หมายเลข 4 คือ งอ (Wrist flexion, WF)

หมายเลข 5 คือ เอียงขวา (Wrist ulnar deviation, WU)

หมายเลข 6 คือ เอียงซ้าย (Wrist radial deviation, WR)

หมายเลข 7 คือ แบ (Hand open, HO)

หมายเลข 8 คือ กำ (Hand close, HC)

หมายเลข 9 คือ พัก (Rest state, RS)

โดยจัดเก็บไฟล์ลำดับท่าทางการเคลื่อนไหวมือ ในรูปแบบ sjxxdxxssxxm.mat เช่น sj1d01ss03m.mat หมายถึง ลำดับท่าทางของการทดลองชุดที่ 3 วันที่ 1 ของอาสาสมัครคนที่ 1

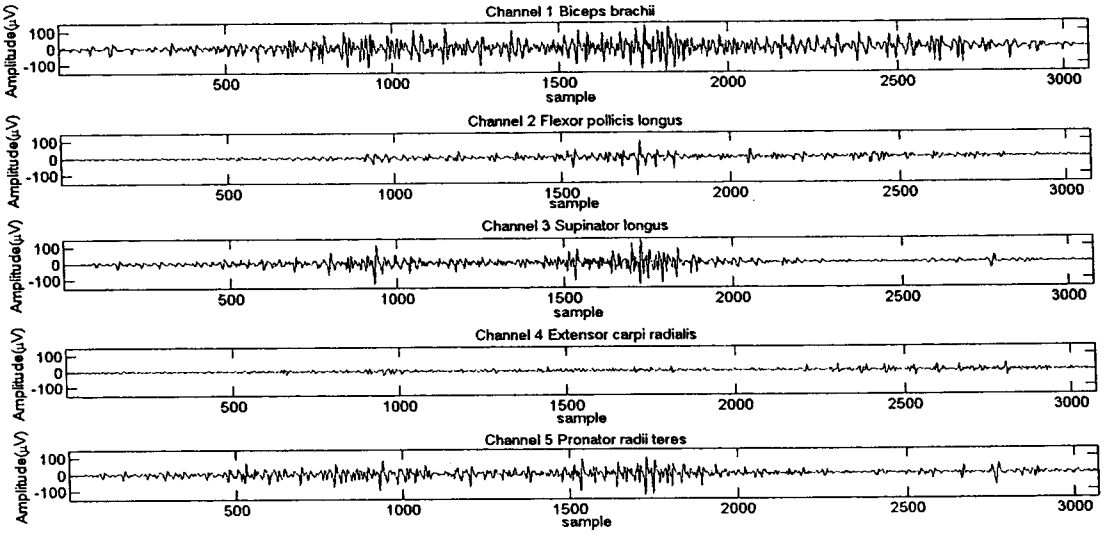
ข้อตกลงในการตั้งชื่อรูปแสดงการวางอิเล็กโทรด

รูปการวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ ในการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ จัดเก็บในรูปแบบ sjxxmo_picxx ตัวอย่างเช่น sj1mo_pic01 เป็นรูปการวางอิเล็กโทรดรูปที่ 1 ของอาสาสมัคคนที่ 1 ของการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ

4.3.2 การทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

ในการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ ได้ทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากอาสาสาสมัครจำนวน 4 คน โดยที่รูปแบบของการจับสัญญาณ คือ อาสา

สมัครยกน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุม 0 ถึง 150 องศา ภายในเวลา 3 วินาที ลักษณะของสัญญาณแสดงดัง ภาพประกอบ 4-7

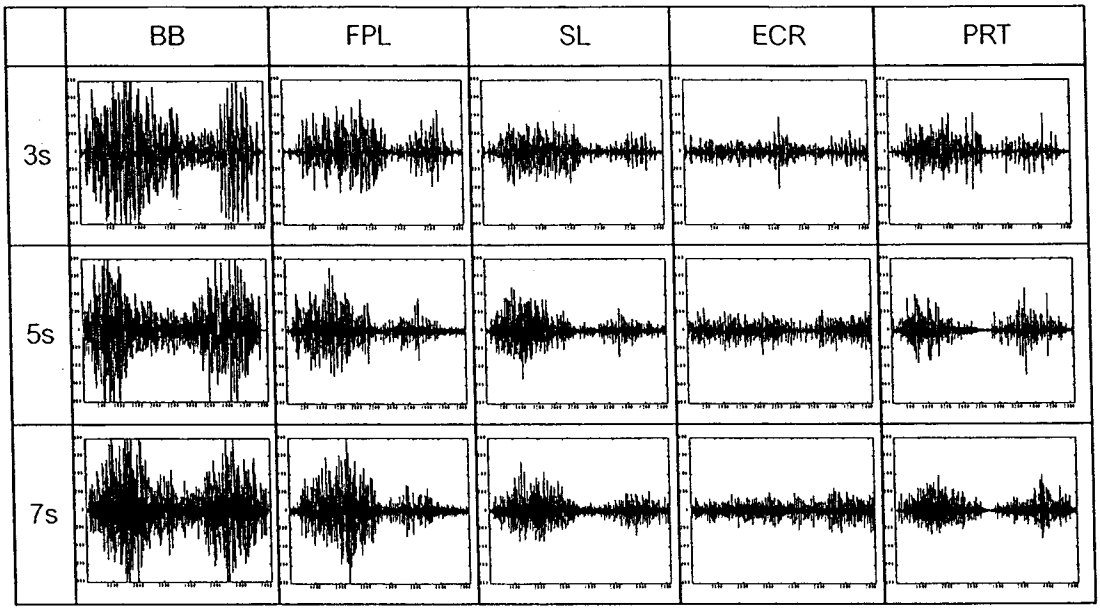


ภาพประกอบ 4-7 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

ในการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ กำหนดให้อาสาสมัครยกน้ำหนักที่ 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม อาสาสมัครจะต้องพัก เพื่อให้กล้ามเนื้อหายจากอาการล้า แล้วจึงสามารถทำการทดลองต่อได้ ทำให้ใช้เวลาในการจับสัญญาณที่นาน และการยกน้ำหนักที่มากเกินไป คือ ที่น้ำหนัก 6 และ 8 กิโลกรัม ทำให้อาสาสมัครบางคนไม่สามารถยกได้ โดยเฉพาะอาสาสมัครผู้หญิง คณะผู้วิจัยจึงได้เปลี่ยนรูปแบบการยกน้ำหนัก โดยเปลี่ยนน้ำหนักที่ยกเป็น 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม แทนทั้งในการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ และการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ เพื่อให้อาสาสมัครทุกคน สามารถยกน้ำหนักดังกล่าวได้ และลดเวลาที่ใช้ในการทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลง

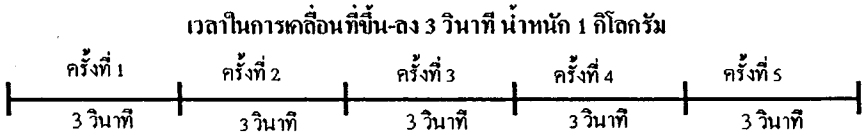
ในการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ โดยอาสาสมัครยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุมข้อศอก 0 องศา ถึง 150 องศา ให้เสร็จภายในเวลา 3 5 และ 7 วินาที ซึ่งทำการเก็บข้อมูลทั้งหมด 4 วัน จากการดำเนินการจริง สามารถเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขณะยกน้ำหนักเคลื่อนที่ขึ้น-ลง ภายในเวลา 3 5 และ 7 วินาที ได้จากอาสาสมัครทั้งสิ้น 19 คน โดยข้อมูลจากอาสาสมัครอีก 1 คน เก็บได้ไม่ครบ เนื่องจากอาสาสมัครสำเร็จการศึกษาไปก่อนที่จะดำเนินการจับสัญญาณทั้งหมดแล้วเสร็จ ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ ขณะยกน้ำหนัก 5 กิโลกรัม จาก 5 กล้ามเนื้อแสดงได้ดัง ตาราง 4-4

ตาราง 4-4 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ที่น้ำหนัก 5 กิโลกรัม



การจัดการข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ ในแต่ละน้ำหนัก-เวลา ในการเคลื่อนที่ขึ้น-ลง จากการทำซ้ำ 5 ครั้ง จะถูกนำมารวมกันเป็นข้อมูล 1 ชุดข้อมูล ซึ่งมีรูปแบบดัง ภาพประกอบ 4-8 และตัวอย่างลักษณะของสัญญาณแสดงดัง ภาพประกอบ 4-9



ภาพประกอบ 4-8 รูปแบบข้อมูลสัญญาณในการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ที่นำข้อมูลมารวมกันเป็น 1 ชุด

ข้อตกลงในการตั้งชื่อไฟล์การทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

- sjxx คือ ลำดับอาสาสมัคร (subject)
- dxx คือ ลำดับวันที่ทำการทดลอง (day)
- mxx คือ น้ำหนักที่ยก (mass)
- duxx คือ เวลาในการเคลื่อนที่ขึ้น-ลง (duration)

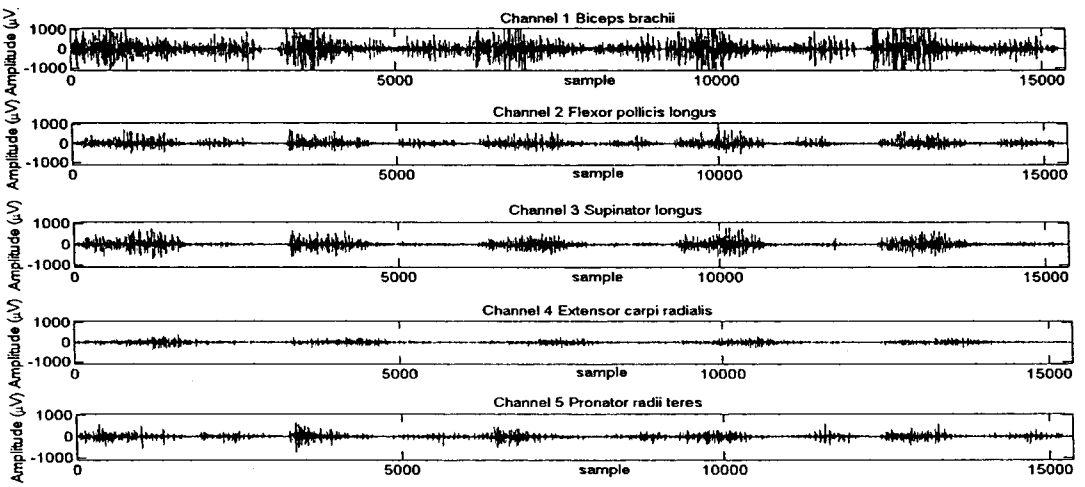
ตัวอย่างเช่น sj1d01m02du03 คือ

- s1 คือ อาสาสมัครคนที่ 1

- d01 คือ ทำการทดลองของวันที่ 1
- m02 คือ ยกน้ำหนักที่ 2 กิโลกรัม
- du03 คือ เวลาในการเคลื่อนที่ขึ้น-ลง 3 วินาที

ข้อตกลงในการตั้งชื่อรูปแสดงการวางอิเล็กโทรด

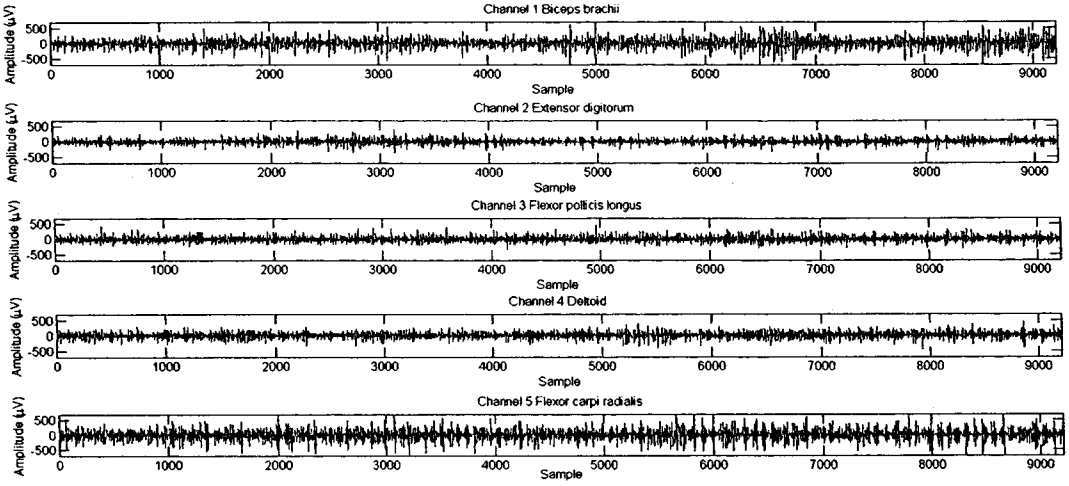
รูปการวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อในการทดลอง ยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ จัดเก็บในรูปแบบ sjxxto_picxx ตัวอย่างเช่น sj1to_pic01 เป็นรูปการวางอิเล็กโทรดรูปที่ 1 ของอาสาสมัครคนที่ 1 ของการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่



ภาพประกอบ 4-9 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ที่นำข้อมูลจากการทำซ้ำ 5 ครั้งมารวมเป็น 1 ชุดข้อมูล

4.3.3 การทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

ในการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ อาสาสมัครแต่ละคน จะยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม ที่มุม 30 องศา 60 องศา 90 องศา 120 องศา และ 150 องศา โดยยกค้างไว้ 9 วินาที ซึ่งทำการเก็บข้อมูลสัญญาณทั้งหมด 4 วัน ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแสดงได้ดัง ภาพประกอบ 4-10 จากการดำเนินงานสามารถเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครได้ทั้งสิ้น 19 คน โดยข้อมูลจากอาสาสมัครอีก 1 คน เก็บได้ไม่ครบ เนื่องจากอาสาสมัครสำเร็จการศึกษาไปก่อนที่จะดำเนินการจับสัญญาณทั้งหมดแล้วเสร็จ ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ขณะยกน้ำหนัก 5 กิโลกรัมจาก 5 กล้ามเนื้อแสดงดัง ตาราง 4-5



ภาพประกอบ 4-10 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

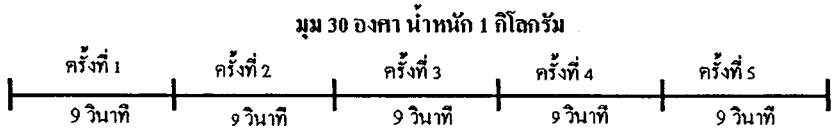
ตาราง 4-5 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ที่น้ำหนัก 5 กิโลกรัม

	BB	ED	FPL	DT	FCR
30°					
60°					
90°					
120°					
150°					

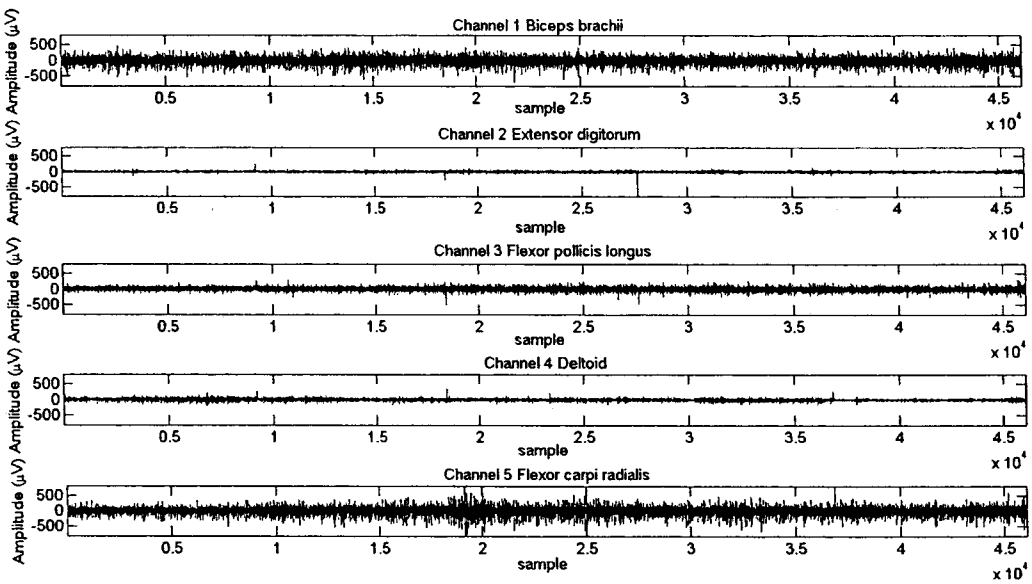
ดังนั้น.โดยสรุปรวม ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวของมือ จากอาสาสมัครจำนวน 20 คน และการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่และอยู่กับที่ จากอาสาสมัครจำนวน 19 คน จะถูกนำไปเผยแพร่ผ่านทางเว็บไซต์ฐานข้อมูลต่อไป

การจัดการข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ ในแต่ละน้ำหนัก-มุม จากการทำซ้ำ 5 ครั้ง จะถูกนำมารวมกันเป็นข้อมูล 1 ชุดข้อมูล โดยมีรูปแบบดังแสดงใน ภาพประกอบ 4-11 และตัวอย่างลักษณะของสัญญาณแสดงดัง ภาพประกอบ 4-12



ภาพประกอบ 4-11 รูปแบบข้อมูลสัญญาณในการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ ที่นำข้อมูลมารวมกันเป็น 1 ชุด



ภาพประกอบ 4-12 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ ที่นำข้อมูลจากการทำซ้ำ 5 ครั้งมารวมเป็น 1 ชุดข้อมูล

ข้อตกลงในการตั้งชื่อไฟล์การทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

- sjxx คือ ลำดับอาสาสมัคร (subject)
- dxx คือ ลำดับวันที่ทำการทดลอง (day)

- mxx คือ น้ำหนักที่ยก (mass)
- dexx คือ มุมที่ยกน้ำหนัก โดยที่ (degree) โดยที่

de01 คือยกน้ำหนักที่มุม 30 องศา

de02 คือยกน้ำหนักที่มุม 60 องศา

de03 คือยกน้ำหนักที่มุม 90 องศา

de04 คือยกน้ำหนักที่มุม 120 องศา

de05 คือยกน้ำหนักที่มุม 150 องศา

ตัวอย่างเช่น sj1d01m02de01

- s1 คือ อาสาสมัครคนที่ 1
- d01 คือ ทำการทดลองของวันที่ 1
- m02 คือ ยกน้ำหนักที่ 2 กิโลกรัม
- de01 คือ ยกน้ำหนักที่มุม 30 องศา

ข้อตกลงในการตั้งชื่อรูปแสดงการวางอิเล็กโทรด

รูปการวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อในการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ จัดเก็บในรูปแบบ sjxxme_picxx ตัวอย่างเช่น sj1me_pic01 เป็นรูปการวางอิเล็กโทรดรูปที่ 1 ของอาสาสมัคคนที่ 1 ของการทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

4.4 การวัดค่าพารามิเตอร์ทางด้านสรีรวิทยา

การวัดค่าพารามิเตอร์ทางสรีรวิทยา เป็นการเก็บข้อมูลทางสรีรวิทยาเบื้องต้นของอาสาสมัคร ซึ่งจะบ่งบอกถึงลักษณะเฉพาะของอาสมัครแต่ละคน ในฐานข้อมูลทางด้านสัญญาณชีวภาพที่มีการยอมรับ ในปัจจุบันยังไม่มีการเก็บข้อมูลทางด้านสรีรวิทยาของอาสาสมัครอย่างครบถ้วนมาก่อน โดยส่วนใหญ่จะระบุเพียงอายุ เพศ และลักษณะสุขภาพของอาสาสมัครเท่านั้น ซึ่งอาจจะไม่เพียงพอ สำหรับนักวิจัยที่จะนำข้อมูลสัญญาณทางชีวภาพต่างๆ ไปทำการวิจัย หรือต้องการเลือกข้อมูลที่ตรงตามความต้องการของงานมากขึ้น ปัจจุบันมีงานวิจัยหลายด้านที่ทำการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อควบคู่กับข้อมูลทางสรีรวิทยาของอาสาสมัคร เช่น ด้านการยศาสตร์ และชีวกลศาสตร์ เป็นต้น

จากแผนการดำเนินงานเดิมที่วางไว้ ไม่มีการทดลองเก็บข้อมูลทางสรีรวิทยาของอาสาสมัคร แต่คณะผู้วิจัยได้เห็นว่าการเก็บข้อมูลทางสรีรวิทยาของอาสาสมัครมีความสำคัญ ดังนั้นจึงทำการวัดค่าพารามิเตอร์ทางสรีรวิทยาของอาสาสมัครเพิ่มเติม จากแผนการดำเนินงานเดิมที่วางไว้ ควบคู่ไปกับการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในลักษณะต่างๆ เพื่อเป็นแนวทางสำหรับ

นักวิจัย ที่สนใจจะนำข้อมูลทางสรีรวิทยาของอาสาสมัครไปใช้งานในอนาคต ซึ่งคณะผู้วิจัยได้ทำการทดลองวัดค่าพารามิเตอร์ทางสรีรวิทยาในส่วนของแขน และบริเวณใกล้เคียง เพื่อให้สอดคล้องกับข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำการเก็บจากกล้ามเนื้อบริเวณแขน โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- การวัดสัดส่วนของร่างกาย คณะผู้วิจัยทำการวัดสัดส่วนของร่างกายอาสาสมัครในแบบต่างๆ 11 พารามิเตอร์ ประกอบด้วย

(1) ความสูงขณะยืน (Standing height)

(2) น้ำหนัก (Body mass)

(3) ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ (Elbow-hand grip length)

(4) เส้นรอบวงของ Biceps brachii (Biceps circumference)

(5) ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-กล้ามเนื้อไหล่ขวา (Shoulder breadth)

(6) ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (Elbow-fingertip length)

(7) เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (Forearm circumference)

(8) ระยะเอื้อมด้านหน้า (Forward grip reach)

(9) ความกว้างมือ (Hand breadth)

(10) ความยาวมือ (Hand length)

(11) ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (Shoulder-elbow length)

- การคำนวณค่าดัชนีของร่างกาย คือ การคำนวณค่าดัชนีมวลกาย (Body mass index, BMI)

ตัวอย่างผลของการวัดค่าพารามิเตอร์ทางสรีรวิทยาของอาสาสมัคร แบ่งตามเพศ (ชายและหญิง) แสดงได้ดัง ตาราง 4-6 และตาราง 4-7 และรายละเอียดเพิ่มเติมใน ภาคผนวก ง

ตาราง 4-6 ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศชาย จากการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ

อาสาสมัคร ค่าสัดส่วนร่างกาย	1	3	5	7	9	11	13	15	17	20	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
น้ำหนัก (กก.)	49.0	62.0	65.0	74.0	73.0	58.0	57.0	55.0	63.0	54.0	61.0	8.1
ความสูงขณะยืน (ซม.)	166.5	170.0	173.0	177.0	172.0	170.0	170.0	167.5	167.0	164.0	169.7	3.7
เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (ซม.)	23.1	26.2	27.5	32.6	32.4	30.7	26.1	23.6	26.7	25.6	27.5	3.4
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ(ซม.)	34.4	35.1	37.6	39.3	39.7	33.9	33.8	36.0	38.5	38.4	36.7	2.3
ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-ขวา (ซม.)	39.3	46.4	44.6	54.7	47.3	37.4	30.4	42.1	45.9	47.4	43.6	6.7
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	46.8	49.7	52.2	52.2	52.6	46.2	46.2	47.2	50.0	49.7	49.3	2.5
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	22.5	22.4	25.2	29.1	28.2	26.8	23.4	23.1	24.3	22.7	24.8	2.5
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	75.6	74.5	80.7	89	80.4	74.3	75.7	72.6	83.5	78.1	78.4	5.0
ความกว้างมือ (ซม.)	7.4	7.2	8.4	91	8.9	12.6	11.7	7.5	7.8	7.6	17.0	26.1
ความยาวมือ (ซม.)	17.2	17.8	15.5	18.2	18.9	19.1	19.3	17.4	18.3	17.1	17.9	1.1
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	37.7	33.6	36.9	37.8	38.2	35.7	38.4	35.4	38.3	36.6	36.9	1.6
ดัชนีมวลกาย	17.7	21.5	21.7	23.6	24.7	20.1	19.7	19.6	22.6	20.1	21.1	2.1
อายุ (ปี)	22.0	23.0	21.0	21.0	20.0	22.0	22.0	22.0	22.0	20.0	21.5	1.0

หมายเหตุ รายละเอียดวิธีการวัดสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครทั้ง 11 แบบแสดงใน ภาคผนวก ง

ตาราง 4-7 ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศหญิง จากการทดลองท่าทางเคลื่อนไหวมือ

อาสาสมัคร ค่าสัดส่วนร่างกาย	2	4	6	8	10	12	14	16	18	19	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
น้ำหนัก (กก.)	47.0	45.0	53.0	46.0	54.0	45.0	43.0	56.0	50.0	49.0	48.8	4.4
ความสูงขณะยืน (ซม.)	150.0	160.0	156.0	155.0	160.0	146.0	159.0	163.0	167.0	162.0	157.8	6.3
เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (ซม.)	24.4	19.8	27.6	24.2	24.8	25.5	22.6	24.9	22.3	21.5	23.8	2.2
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ(ซม.)	32.8	35.0	34.8	34.6	34.4	32.6	34.3	35.2	38.4	36.2	34.8	1.6
ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-ขวา (ซม.)	41.9	36.8	43.4	41.2	41.0	37.8	36.9	37.0	37.2	38.7	39.2	2.5
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	43.3	46.8	46.4	46.4	46.2	39.1	46.2	47.1	49.0	47.7	45.8	2.8
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	21.6	19.1	22.9	21.5	22.2	21.9	19.7	22.7	20.6	20.9	21.3	1.2
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	65.1	72.0	60.8	68.1	75.7	65.2	70.2	63.3	74.4	70.6	68.5	4.9
ความกว้างมือ (ซม.)	7.4	6.4	7.3	7.5	6.9	6.6	6.9	8.1	7.4	7.2	7.2	0.5
ความยาวมือ (ซม.)	15.6	16.7	16.8	16.6	16.4	14.7	16.1	15.2	17.1	17.2	16.2	0.8
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	34.9	35.3	36.1	35.8	33.1	34.2	33.0	37.1	37.8	36.0	35.3	1.6
ดัชนีมวลกาย	20.9	17.6	21.8	19.1	21.1	21.1	17.0	21.1	17.9	18.7	19.6	1.8
อายุ (ปี)	23.0	21.0	21.0	20.0	22.0	21.0	21.0	21.0	21.0	21.0	21.2	0.8

หมายเหตุ รายละเอียดวิธีการวัดสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครทั้ง 11 แบบแสดงใน ภาคผนวก ง

บทที่ 5
การออกแบบและจัดทำเว็บไซต์

ในการจัดทำเว็บไซต์ เพื่อเผยแพร่ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คณะผู้วิจัยได้ศึกษาหลักการในการออกแบบเว็บไซต์ รวมถึงวิเคราะห์ถึงข้อดีและข้อเสียของเว็บไซต์ ที่เป็นฐานข้อมูลที่มีการเผยแพร่ เพื่อนำมาปรับปรุง และประยุกต์ใช้ในการจัดทำเว็บไซต์ขึ้นมาใหม่ ให้มีรูปแบบที่ง่ายและสะดวกต่อการใช้งาน

5.1 การศึกษาเว็บไซต์ฐานข้อมูลที่มีการเผยแพร่ในปัจจุบัน

5.1.1 เว็บไซต์ฟิสิโอเนต (www.physionet.org)

ฟิสิโอเนต (PhysioNet) เป็นเว็บไซต์ซึ่งเป็นแหล่งข้อมูลของสัญญาณทางชีวการแพทย์และซอฟต์แวร์ที่เกี่ยวข้องเพื่องานวิจัยทางด้านชีวการแพทย์ โดยเริ่มมีการจัดตั้งอย่างเป็นทางการในเดือนกันยายน ปี ค.ศ.1999 ภายใต้องค์กร NIH's National Center for Research Resources (NCRR) ฟิสิโอเนต เป็นที่ให้บริการออนไลน์ สำหรับการเผยแพร่ และการแลกเปลี่ยนข้อมูลวิจัยและซอฟต์แวร์ ซึ่งไม่เสียค่าใช้จ่าย ทำให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ข้อมูลแ ละการคิดค้นวิธีการที่เกี่ยวกับการวิเคราะห์ใหม่ ในเดือนกันยายน ปี ค.ศ. 2000 มีการจัดทำฟิสิโอแบงค์ (PhysioBank) ขึ้นซึ่งเป็นที่เก็บข้อมูลสัญญาณทางชีวการแพทย์ และรายละเอียดต่างๆ มีขนาดของฐานข้อมูลประมาณ 35 กิกะไบต์ โดยฟิสิโอเนต เป็นบริการสาธารณะ ที่ริเริ่มโดยการรวมตัวกันของนักวิจัยในมหาวิทยาลัยชั้นนำ อาทิเช่น Boston's Beth Israel Deaconess Medical Center (Harvard Medical School), Boston University, McGill University และ MIT เป็นต้น

กลุ่มวิจัยสำหรับสัญญาณทางชีวการแพทย์ที่จัดตั้งขึ้นเมื่อไม่นานมานี้ มีเป้าหมายเพื่อกระตุ้นงานวิจัยในปัจจุบันและงานวิจัยใหม่ๆ ในการศึกษาทางด้านสัญญาณทางชีวการแพทย์ ฟิสิโอเนตเป็นเว็บไซต์ ซึ่งเป็นแหล่งข้อมูลของสัญญาณทางชีวการแพทย์ สำหรับการเผยแพร่ และการแลกเปลี่ยนข้อมูลวิจัย และซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณนั้นๆ ทำให้ง่ายต่อนักวิจัยในการทำงานร่วมกัน รวมไปถึงการพัฒนาวิธีการในการวิเคราะห์ชนิดใหม่ และฐานข้อมูลที่ใช้อ้างอิง ฟิสิโอเนตมีสื่อการสอนออนไลน์สำหรับผู้ใช้รายใหม่ และเพื่อแนะนำระเบียบวิธีการและข้อมูลใหม่ๆ แก่ผู้ที่เคยใช้แล้ว

จุดเริ่มต้น และวัตถุประสงค์ของฟิสิโอเนตนั้น เกิดจากความสนใจในการตรวจจับสัญญาณในภาวะหัวใจเต้นผิดปกติ จึงเกิดการสร้างฐานข้อมูลของสัญญาณในภาวะหัวใจเต้นผิด

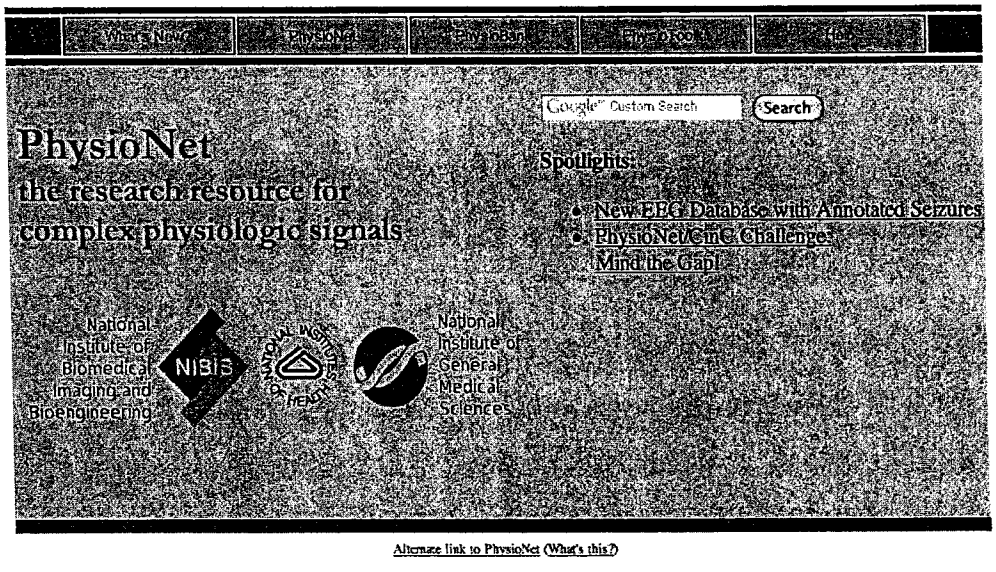
ปกติ MIT-BIH ขึ้นในปี ค.ศ.1975-1980 หลังจากนั้นจึงมีข้อหัวอื่นๆ ตามมา จากการเก็บข้อมูลจากฐานข้อมูลสัญญาณทางชีวการแพทย์จำนวนมาก เหตุผลที่สำคัญในการแบ่งปันข้อมูล ได้แก่

- เป็นการตรวจสอบอย่างรอบคอบจากผู้ใช้หลายๆ กลุ่ม เพื่อแก้ไขข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้น ทำให้ได้มาซึ่งความน่าเชื่อถือ ในด้านความถูกต้อง และความสมบูรณ์ในคำอธิบายประกอบ

- มีอุปสรรคต่อการวิจัย คือ ความยากในการหาข้อมูลที่มีคุณลักษณะที่ดี ซึ่งในการวิจัยมักจะมีงบประมาณที่จำกัด ซึ่งควรนำงบประมาณนั้นไปใช้ในการทำให้แนวคิดใหม่ๆ ลุล่วงมากกว่า แทนที่จะนำมาใช้ในการเก็บข้อมูล

- การใช้ข้อมูลซึ่งเป็นที่รู้จักอยู่แล้ว ทำให้ลดภาระของนักวิจัยในการพิสูจน์ว่าข้อมูลนั้นเป็นข้อมูลที่ดี มีมาตรฐานเชื่อถือได้

การตีพิมพ์ข้อมูล มีการตรวจสอบอย่างเข้มงวดมากขึ้น และได้บทสรุปที่ชัดเจน เนื่องมาจากเราสามารถประเมินผล ได้จากใช้ข้อมูลชุดเดิม ด้วยวิธีการวิเคราะห์ที่ต่างกัน ซึ่งในการประเมินผลทางการแพทย์นั้น ควรมีฐานข้อมูลอ้างอิง ซึ่งถือเป็นเครื่องมือที่จำเป็นสำหรับการวัดประสิทธิภาพในการทำซ้ำ



ภาพประกอบ 5-1 หน้าแรกของเว็บไซต์ฟิสิโอเนต

เนื่องจากการใช้งานฐานข้อมูลเหล่านี้ ต้องมีซอฟต์แวร์โดยเฉพาะจึงจะสัมฤทธิ์ผล ผู้จัดทำจึงแบ่งปันซอฟต์แวร์ซึ่งเป็นชุดคำสั่ง ซึ่งประกอบด้วยส่วนประกอบที่สำคัญสำหรับนักวิจัยในการอ่าน การวิเคราะห์ข้อมูลของสัญญาณ และคำอธิบายประกอบต่างๆ ประโยชน์หลักในการแบ่งปัน

ซอฟต์แวร์นี้เป็นประโยชน์อย่างกว้างขวาง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในส่วนที่เกี่ยวข้องกับระเบียบวิธีการที่ซับซ้อน ซอฟต์แวร์ต้นแบบ เป็นวิธีเดียวที่ได้จะมาซึ่งความน่าเชื่อถือซึ่ งบอกได้ว่าระเบียบวิธีการที่ได้มานั้นถูกต้อง

ฟิสิโอเนตถูกจัดตั้งขึ้นโดยมี NIH สนับสนุนโดยเข้าใช้ได้อย่างไม่เสียค่าใช้จ่ายผ่านทางเว็บไซต์ไปยังฐานข้อมูล (PhysioBank) และ ซอฟต์แวร์ (PhysioToolkit) ข้อมูลเหล่านี้ มีการตรวจสอบอย่างเข้มงวด ดังนั้น นักวิจัยสามารถเชื่อถือได้ ผู้จัดทำมีการกำหนดมาตรฐานของแต่ละชุดข้อมูล โดยแบ่งออกเป็น 3 ระดับ เพื่อระบุถึงมาตรฐานในการตรวจสอบ โดยมีการแบ่งระดับดังนี้

ระดับที่ 1 ฐานข้อมูลและซอฟต์แวร์ซึ่งมีการสนับสนุนอย่างสมบูรณ์ ซึ่งฐานข้อมูลในชั้นนี้มีการพินิจวิเคราะห์อย่างละเอียด และมีคำอธิบายประกอบอย่างละเอียด ส่วนซอฟต์แวร์มีการทดสอบอย่างเข้มงวดและกว้างขวาง ผู้จัดทำจะแก้ไขข้อผิดพลาดต่างที่ยังมีอยู่และให้ผู้ใช้รายงานข้อผิดพลาดต่อผู้จัดทำโดยตรง

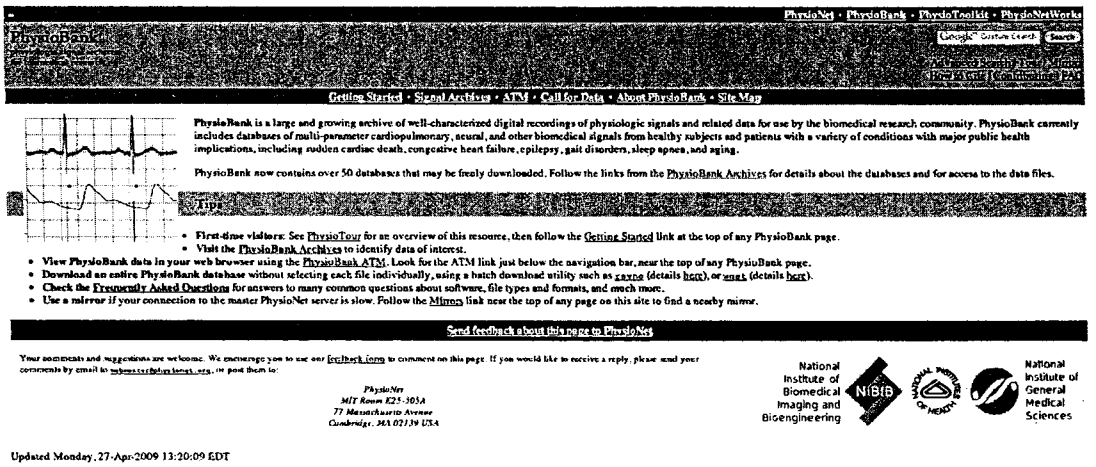
ระดับที่ 2 ฐานข้อมูลและซอฟต์แวร์ที่สำเนาที่ได้จากงานวิจัยที่มีการตีพิมพ์แล้ว โดยผู้เขียนหรือวารสาร โดยผู้จัดทำจะคงสำเนาจากข้อมูลและซอฟต์แวร์ต้นฉบับไว้ โดยผ่านการแก้ไขจากผู้เขียน ซึ่งผู้จัดทำแนะนำให้ผู้ใช้รายงานข้อผิดพลาดโดยตรงต่อผู้เขียน

ระดับที่ 3 ฐานข้อมูลซึ่งประกอบด้วย การเก็บข้อมูล ซึ่งอาจมีการศึกษาละเอียดน้อยกว่าชั้นที่ 1 แต่อาจเป็นที่สนใจของกลุ่มนักวิจัย ฐานข้อมูลเหล่านี้ รวมไปถึงงานที่กำลังดำเนินการอยู่ ซึ่งมีการให้ผู้ใช้มีส่วนร่วมด้วย ในบางกรณีฐานข้อมูลเหล่านี้อาจเก็บไว้ที่เจ้าของข้อมูล ส่วนของซอฟต์แวร์ในชั้นนี้รวมไปถึงโค้ดซึ่งต้องมีการพัฒนาต่อ จะให้ผู้ใช้มีส่วนร่วมในการใช้ และช่วยเหลือผู้จัดทำ ในการระบุถึงข้อผิดพลาด เพื่อให้งานนั้นสมบูรณ์ และมีประโยชน์ต่อการวิจัย

ในส่วนของฟิสิโอแบงค์ จัดทำขึ้นในเดือนกันยายน ปี ค.ศ.2000 มีพื้นที่ในการเก็บสัญญาณทางชีวภาพประมาณ 35 กิกะไบต์ ซึ่งส่วนใหญ่เป็นคำอธิบายประกอบ โดยภายในฟิสิโอแบงค์จัดตั้งเป็น 21 ฐานข้อมูลหลัก โดยข้อมูลต่างๆ นั้นได้จากการบริจาคอย่างมากมายจากเพื่อนร่วมงาน และผู้จัดทำ ยังยินดีที่จะรับบริจาคอยู่ต่อไป

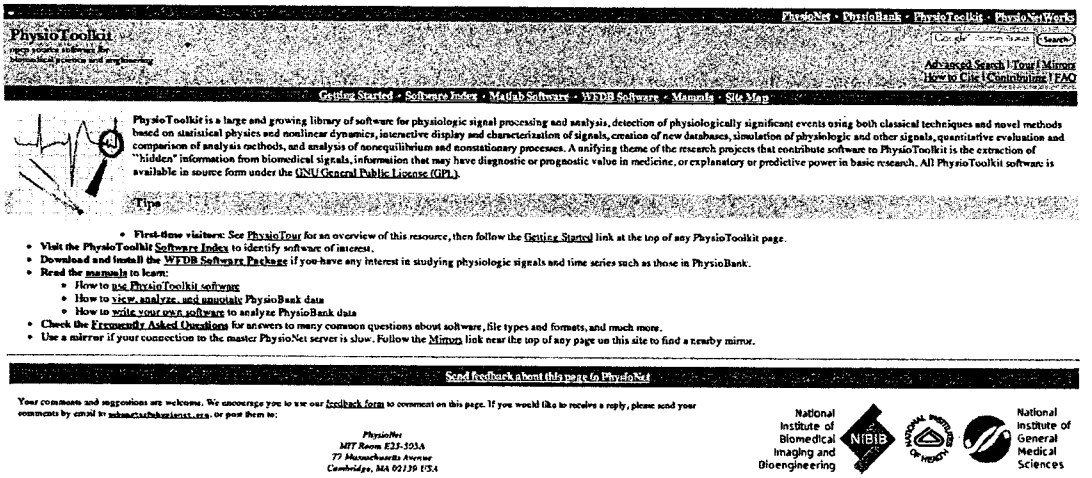
ทั้งนี้ ฟิสิโอแบงค์มีสามารถแปลงข้อมูลเป็นรูปแบบต่างๆ เช่น ข้อความ (.txt) CSV (comma-separated value) EDF (European Data Format) .mat (ที่ใช้สำหรับ MATLAB หรือ Octave) หรือ .zip และ .tar เพื่อบีบอัดข้อมูลเป็นแฟ้มเดียว เป็นต้น โดยใช้ WFDB application (ซึ่งเป็นการประยุกต์ใช้งานโดยใช้ภาษาซี และมีข้อมูลการใช้ต่างๆ อธิบายไว้แล้ว) ในการแสดงผลข้อมูล จะมีหน้าต่างควบคุม เป็นฟิสิโอแบงค์ ATM ซึ่งสามารถเลือกได้ทั้ง อินพุต(ฐานข้อมูลและสัญญาณที่ต้องการ) เอาต์พุต(เลือกช่วงเวลาและรูปแบบการแสดงผล) กล่องเครื่องมือ(เลือกรูป

แบบการจัดเก็บหรือแสดงผลออกมา เช่น การแสดงรูปคลื่นสัญญาณในแบบกราฟิก การแสดงช่วง RR ในรูปแบบฮิสโตแกรม การแสดงตัวอย่างในรูปแบบข้อความ การแสดงคำอธิบายประกอบในรูปแบบข้อความ การแสดงช่วง RR ในรูปแบบข้อความ การแปลงสัญญาณเป็นรูปแบบ CSV EDF .mat หรือ .zip) รูปคลื่นสัญญาณกราฟิกที่แสดงออกมานั้น จัดทำโดยการจัดเก็บเป็นข้อมูลรูปภาพ (.png) นำมาเรียกใช้ในการแสดงผลในการจัดเก็บข้อมูล จะมีส่วนของ head ข้อมูลซึ่งจะจัดเก็บในนามสกุล .hea ส่วนของคำอธิบายประกอบของข้อมูล จะถูกจัดเก็บในนามสกุล .atr สัญญาณจะถูกจัดเก็บในนามสกุล .dat หรือ.txt และรูปจะถูกจัดเก็บในนาสกุล .png



ภาพประกอบ 5-2 เว็บเพจของฟิสิโอแบงค์

ในส่วนของฟิสิโอทูลคิตประกอบด้วยซอฟต์แวร์ต่างๆ ซึ่งซอฟต์แวร์ต่างๆ บนฟิสิโอเนตเป็นพื้นฐานบน WFDB (WaveForm DataBase) ซึ่งเขียนในภาษาซี และรองรับบน Linux Unix และ MS-Windows ซึ่งประกอบด้วยการประยุกต์ใช้สำหรับ การแปลงความถี่การสุ่มตัวอย่าง การกรองแบบดิจิตอล สัญญาณเฉลี่ย การสร้าง Power spectral density การตรวจจับคลื่น QRS การแก้ไขคำอธิบายประกอบที่เป็นกราฟิก และอื่นๆ ซึ่งฟิสิโอทูลคิต ยังมีการตรวจทานการทำงานของเทคนิคใหม่ๆ สำหรับวิเคราะห์อนุกรมของเวลา การจำลอง ต้นแบบ และการประมวลผลเวลาเชิงตัวเลข เช่น ซอฟต์แวร์ สำหรับแปลงสัญญาณการหายใจจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจ และสำหรับการวิเคราะห์ความผันผวน ซอฟต์แวร์ส่วนใหญ่สร้างจากพื้นฐานทั่วไป (WFDB Library) ซึ่งใช้สำหรับอ่านและเขียนสัญญาณและคำอธิบายประกอบต่างๆ ในหลายรูปแบบ และสามารถเชื่อมไปยังการประยุกต์ใช้ในภาษาซี ซี++ หรือ ภาษาระดับสูงอย่าง Fortran ที่เก็บข้อมูลจะสามารถอ่านอินพุตได้โดยตรงจาก remote web servers หรือ local files



ภาพประกอบ 5-3 เว็บเพจของ ฟิสิโอทูลคิต

โดยโครงสร้างพื้นฐานของฟิสิโอเนต ซอฟต์แวร์ทั้งหมดที่ใช้สนับสนุนฟิสิโอเนต เป็นส่วนประกอบของฟิสิโอทูลคิต ให้บริการโดยสามารถนำไปใช้ นำไปแจกจ่าย หรือปรับปรุงแก้ไขได้ ซึ่งไม่เสียค่าใช้จ่าย การบริการส่วนของการประยุกต์มีการใช้ซอฟต์แวร์ฟิสิโอทูลคิต และมีการปรับปรุงส่วนของสคริปต์ CGI เพิ่มขึ้น

เซิร์ฟเวอร์ ฟิสิโอเนต ทำงานบนเว็บเซิร์ฟเวอร์ Apache ภายใต้ระบบปฏิบัติการ Linux ซึ่งมีประสิทธิภาพ 200 MHz หรือ มากกว่า ซึ่งเข้ากันได้กับคอมพิวเตอร์ มีการเชื่อมต่อกับอินเตอร์เน็ต ด้วยความเร็ว 10 Mbps หรือมากกว่านั้น ในปีแรกเซิร์ฟเวอร์ของ ฟิสิโอเนต ที่ MIT สามารถส่งข้อมูลได้มากกว่า 160 GB ไปยังผู้เยี่ยมชมที่มากกว่า 15000 ใน 90 ประเทศ ตัวควบคุมเว็บเซิร์ฟเวอร์หลักของฟิสิโอเนตตั้งอยู่ที่ MIT ในมหาวิทยาลัยเคมบริดจ์ แมสซาชูเซตส์ ส่วนตัวจำลองตั้งอยู่ที่อิตาลี อิสราเอล สเปน สโลวีเนีย ไต้หวัน และที่อื่นๆ และสำหรับในอังกฤษ มีตัวจำลองขึ้น โดยใช้ rsync (http://rsync.samba.org/) เพื่อหลีกเลี่ยงการทำงานหนักของตัวควบคุมเว็บเซิร์ฟเวอร์หลัก

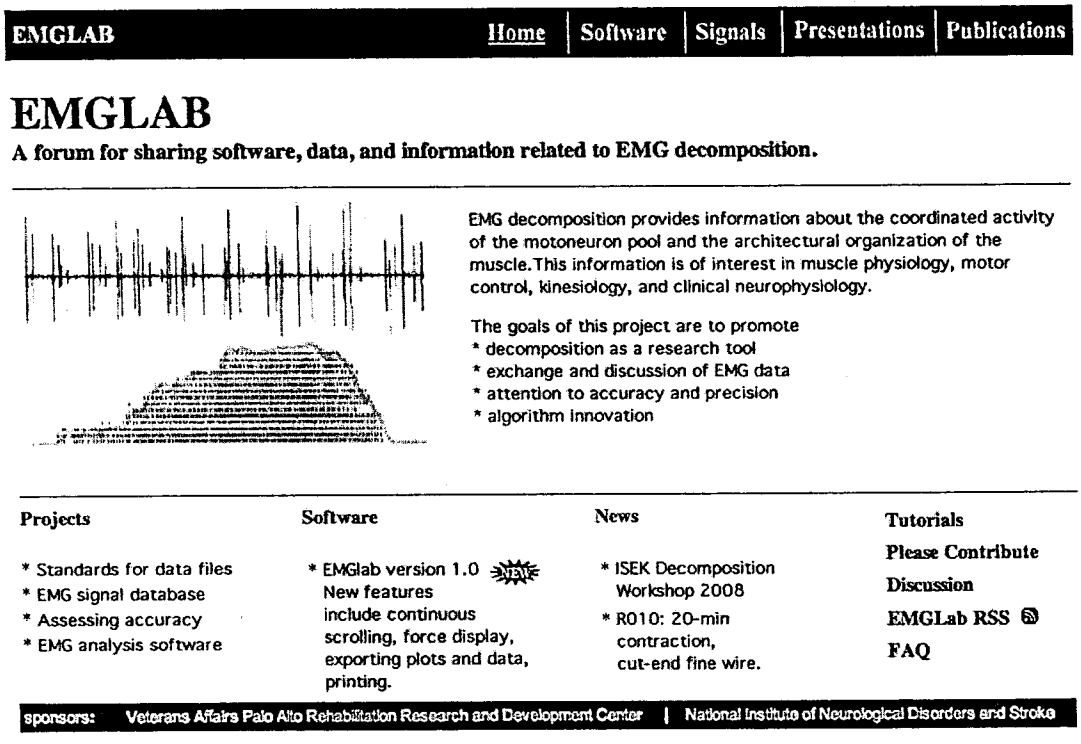
สำหรับขั้นตอนในการนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล Physionet มาใช้ในการประมวลผลสัญญาณ ได้อธิบายรายละเอียดไว้ใน ภาคผนวก จ 1

5.1.2 เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ (www.emglab.net)

เว็บไซต์ www.emglab.net เป็นหนึ่งในเว็บไซต์ที่เขียนด้วยภาษา PHP ซึ่งจัดทำฐานข้อมูลทางด้านสัญญาณไฟฟ้าทางชีวภาพ ซึ่งมีเฉพาะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบใส่เข้าไปในกล้ามเนื้อเท่านั้น EMGLAB เป็นเว็บไซต์ที่ถูกสร้างขึ้น เพื่อใช้สำหรับการแบ่งปันซอฟท์แวร์ ข้อมูลทาง

ด้านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และข้อมูลทางด้านสารสนเทศต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการจำแนก Motor Unit Action Potential (MUAP)

เป้าหมายของเว็บไซต์นี้ เพื่อส่งเสริมกระบวนการจำแนก MUAP ซึ่งเป็นเครื่องมือในการวิจัย การแลกเปลี่ยน และวิจารณ์ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยพิจารณาถึงความถูกต้องและความแม่นยำ รวมถึงระเบียบวิธีการ (Algorithm) ทางด้านนวัตกรรมใหม่ๆ เว็บไซต์นี้ ประกอบไปด้วยหัวข้อต่างๆ ดังนี้



ภาพประกอบ 5-4 หน้าแรกของเว็บอีเอ็มจีแลบ

5.1.2.1 **แผนงาน** (Project)

- *มาตรฐานสำหรับการแบ่งปันไฟล์ข้อมูล และการอธิบายข้อมูลประกอบ* (Standards for sharing EMG files and annotations) กระบวนการจำแนก MUAP เป็นกระบวนการที่ถูกใช้ในหลายๆ ห้องปฏิบัติการ แต่สิ่งที่ยังเป็นอุปสรรคในการวิจัย คือ ความขาดแคลนของรูปแบบข้อมูลมาตรฐานสำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และผลลัพธ์จากกระบวนการจำแนก MUAP ดังนั้นเว็บไซต์นี้ จึงมีเป้าหมายเพื่อที่จะพัฒนารูปแบบที่เป็นกลาง และซอฟท์แวร์ที่สามารถแปลงข้อมูลเพื่อทำให้เกิดความสะดวกในการแลกเปลี่ยนข้อมูล

- *ฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ* (EMG signal database) โดยเป้าหมายของเว็บไซต์นี้ คือ การจัดตั้งเป็นฐานข้อมูล ที่เป็นเสมือนห้องสมุดบนเว็บของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พร้อมทั้งมีคำอธิบายต่างๆ ประกอบ เพื่อให้ความรู้แก่ผู้ใช้รายใหม่ เพื่อการทดสอบและการคิดค้นระเบียบวิธีการใหม่ให้ถูกต้อง เพื่อการค้นหาข้อมูลทางวิทยาศาสตร์ และเพื่อทำให้ความสะดวกในการติดต่อสื่อสารเกี่ยวกับหัวข้อทางเทคนิคต่างๆ

- *มาตรฐานสำหรับการประเมินความถูกต้องในการจำแนก* (Standards for assessing decomposition accuracy) เนื่องจากกระบวนการจำแนกสัญญาณไฟฟ้าที่เหมือนกัน อาจให้ความถูกต้องต่างกัน สำหรับสัญญาณที่ต่างกัน หรือ สำหรับ MUAP ที่ต่างกันในสัญญาณเดียวกัน แต่การตีความผลจากกระบวนการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้ถูกต้องเป็นสิ่งสำคัญ ดังนั้น เป้าหมายของเว็บไซต์นี้ เพื่อพัฒนาวิธีการในการวัดค่าความถูกต้องของผลจากกระบวนการจำแนกสัญญาณ และเพื่อจัดทำมติในการวัดและการรายงานที่ถูกต้อง

- *โปรแกรมที่สามารถนำไปพัฒนาต่อไปสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ* (Open-source programs for EMG analysis) ทางเว็บไซต์จัดทำขึ้นเพื่อให้การแลกเปลี่ยนระเบียบวิธีการต่างๆและซอฟท์แวร์โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย เพื่อนำไปสู่นวัตกรรมใหม่ ๆ รวมถึง ความน่าเชื่อถือ และซอฟท์แวร์สำหรับกระบวนการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีการแพร่หลายขึ้น โดยทางเว็บไซต์ยังมีการรับบริจาคอีกด้วย

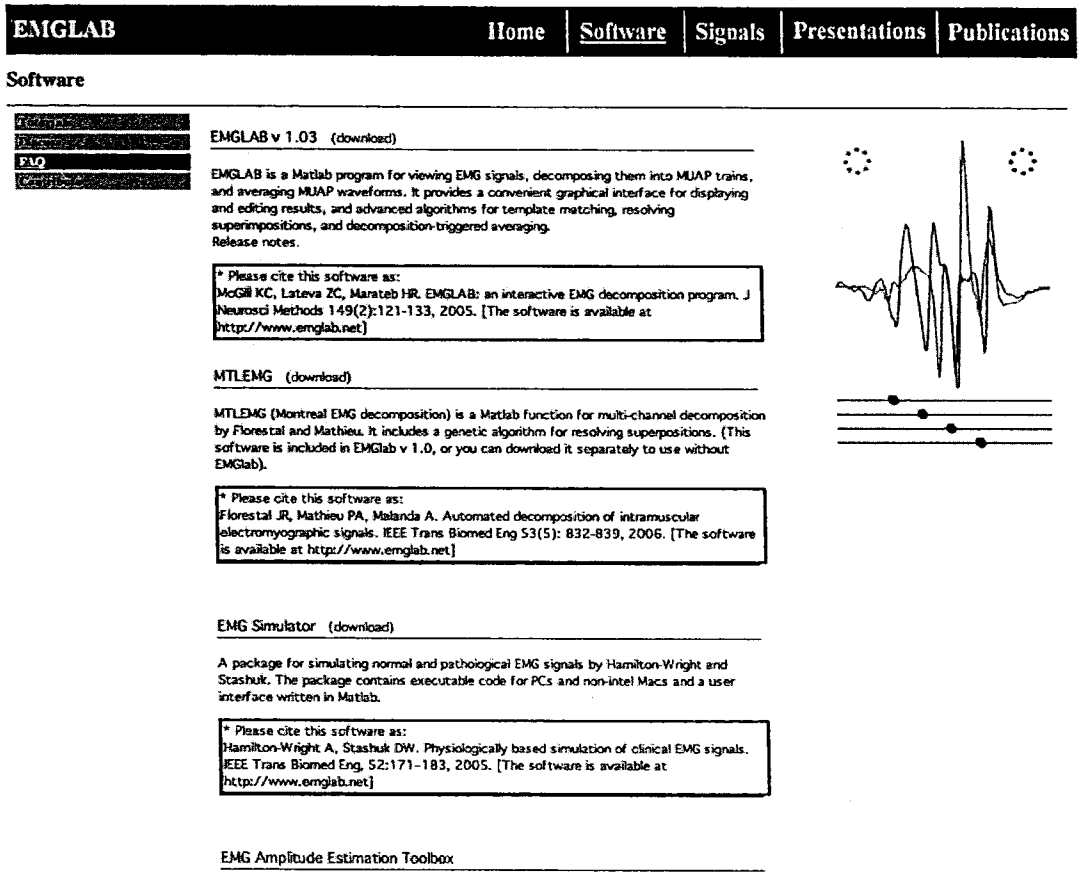
5.1.2.2 **ซอฟท์แวร์** (Software)

- *EMGLAB v5-03* เป็นโปรแกรม MATLAB สำหรับดูสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จำแนกสัญญาณให้อยู่ ในรูปของ MUAP และ หาค่าเฉลี่ยรูปแบบคลื่นของ MUAP ซึ่งมีส่วนเชื่อมต่อภายนอกเป็นกราฟิกที่สะดวก ในการแสดงผลและแก้ไขผลลัพธ์ และมีระเบียบวิธีการที่เป็นต้นแบบสำหรับการจับคู่ การแก้ปัญหา และ การหาค่าเฉลี่ยของในกระบวนการจำแนกสัญญาณที่ถูกกระตุ้น

- *MTLEMG v5-0* (Montreal EMG decomposition) เป็นฟังก์ชันในโปรแกรม MATLAB สำหรับกระบวนการจำแนกสัญญาณจากหลายช่องสัญญาณ โดย Florestal และ Mathieu ซึ่งมีระเบียบวิธีการแก้ปัญหาเกี่ยวกับพันธุศาสตร์สำหรับการแก้ปัญหา

- *EMG Simulator* เป็นชุดการกระตุ้นแบบธรรมดา และกระตุ้นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทางด้านพยาธิวิทยา โดย Hamilton-Wright และ Stashuk ซึ่งในชุดนี้จะประกอบไปด้วยชุดประมวลผลสำหรับคอมพิวเตอร์ทั่วไป และ แมคอินทอช โดยส่วนเชื่อมต่อภายนอกสำหรับผู้ใช้ถูกเขียนขึ้นในโปรแกรม MATLAB EMG Amplitude Estimation Toolbox เป็นกล่องเครื่องมือใน

โปรแกรม MATLAB ใช้สังเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สามารถทำได้ทั้งแบบ 1 ช่องสัญญาณ และ หลายช่องสัญญาณ ทั้งแบบมีสัญญาณรบกวน และไม่มีสัญญาณรบกวน



ภาพประกอบ 5-5 เว็บเพจของซอฟต์แวร์

5.1.2.3 **สัญญาณ** (Signals)

ประกอบด้วย สัญญาณจริง สัญญาณสังเคราะห์ และ ฐานข้อมูล

- *สัญญาณจริง* มีการใช้สัญลักษณ์ภาษาอังกฤษตัว R แทนสัญญาณจริง แล้วตามด้วยลำดับชื่อแฟ้มข้อมูลเช่น R001 และมีคำอธิบายต่อท้ายชื่อแฟ้มข้อมูลว่ามีการใช้อิเล็กโทรดแบบใด และเป็นการเคลื่อนไหวแบบใด และมีรายละเอียดเพิ่มเติม เพื่อบอกจำนวนช่องสัญญาณที่ใช้ในการจับสัญญาณ กล้ามเนื้อที่ใช้ในการจับสัญญาณ และระดับความแรงในการหดตัวของกล้ามเนื้อ และมีการเชื่อมต่อไปอีกเพื่อระบุถึงแหล่งข้อมูลอ้างอิง และเชื่อมต่อไปยังแฟ้มข้อมูลเพื่อดูข้อมูลภายใน

เมื่อเข้าไปยังแฟ้มข้อมูลแล้ว สามารถเลือกข้อมูลได้ ทั้ง อาการของผู้ป่วย ลำดับของผู้ป่วย และตำแหน่งกล้ามเนื้อที่ต้องการดูสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งข้อมูลจะถูกจัดเก็บเป็นนามสกุล .zip ซึ่งข้อมูลที่อยู่บนสุดในช่องของแฟ้มข้อมูล จะเป็นข้อมูลรวมของข้อมูลย่อยๆ ที่ถัดลงมา

ส่วนการแสดงภาพ จะมีปุ่ม preview เพื่อแสดงสัญญาณที่เลือกไว้ หรือปุ่ม download เพื่อดาวน์โหลดข้อมูลที่เลือก นอกจากนี้ยังมีช่อง Description เป็นช่องที่อธิบายข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าจากที่ได้เลือกไว้ รายละเอียดจะประกอบด้วย ชื่อข้อมูลที่เลือก เพศ อายุ อาการกล้ามเนื้อ รูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อ ระดับความแรงในการหดตัว ชนิดของอิเล็กโทรด ตัวกรองความถี่ ชื่อของอาสาสมัครสุขภาพของอาสาสมัคร วันที่ทดลอง รหัสประจำตัวอาสาสมัคร ที่ติดต่อกลับ

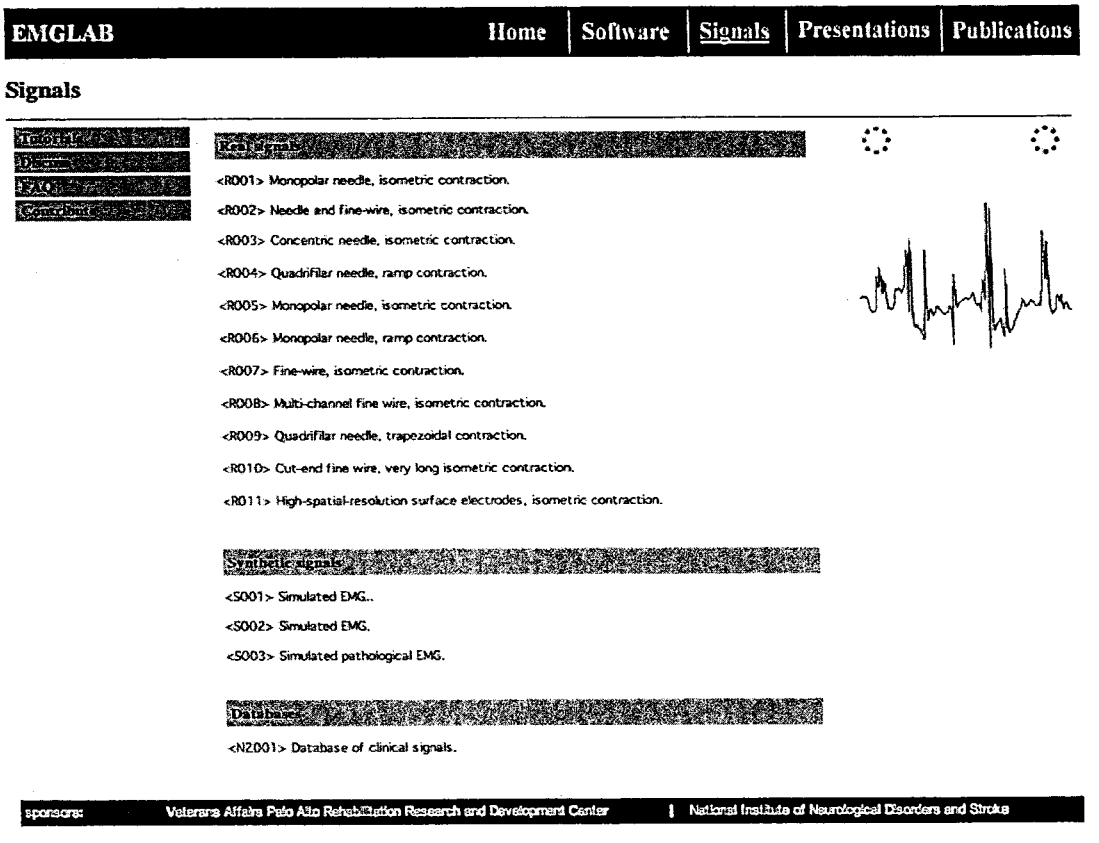
ในส่วนการแสดงผลของสัญญาณ ประกอบด้วยหน้าต่างแสดงผล 2 หน้าต่าง เพื่อดูภาพของสัญญาณทั้งหมด โดยหน้าต่างบน สามารถขยาย และย่อสัญญาณ ส่วนหน้าต่างล่างสามารถเลื่อนซ้าย และขวาได้ ซึ่งการแสดงผลของสัญญาณนี้ สามารถเลือกดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้อีก ไม่ว่าจะเป็นชื่อสัญญาณ ช่องสัญญาณ รูปแบบการแสดงผลของสัญญาณ ระดับตัวกรองความถี่สูงตัดผ่าน รูปแบบหน้าต่างในการแสดงผล

นอกจากนี้เมื่อกดที่รูปลำโพง ยังมีเสียงแสดงการเคลื่อนไหวของสัญญาณอีกด้วย ซึ่งในหน้าเว็บเพจนี้ จะมีตัวช่วย (help) เพื่อบอกรายละเอียดทั้งวิธีการเลือก และการแสดงผลของสัญญาณ นอกจากนี้ยังมีส่วนเชื่อมต่อไปยังการดาวน์โหลดโดยตรง (show direct link) เพื่อนำไปสู่การดาวน์โหลดข้อมูลอย่างรวดเร็ว โดยข้อมูลจะมีนามสกุลเป็น .dat และจะมีส่วนของ header ด้วย หลังจากนั้นเมื่อต้องการสู่หน้าเว็บเพจเดิมสามารถทำได้โดยกดที่ show EMGLAB viewer

- *สัญญาณสังเคราะห์* มีการใช้สัญลักษณ์ภาษาอังกฤษตัว S แทนสัญญาณที่ได้จากการสังเคราะห์ แล้วตามด้วยลำดับชื่อแฟ้มข้อมูล เช่น S001 และมีคำอธิบายต่อท้ายชื่อแฟ้มข้อมูลว่าเป็นการกระตุ้นแบบใด ส่วนในรายละเอียดอื่นๆ จะเหมือนกับสัญญาณจริง นอกจากคำอธิบาย หลังจากการกด preview จะมีเพียงชื่อข้อมูล แหล่งที่มา อาสาสมัคร รหัสประจำตัว ที่ติดต่อกลับ และนามสกุลของข้อมูล นอกจาก .zip ยังมี .ann เพิ่มเติมมาอีกด้วย

- *ฐานข้อมูล* มีการใช้สัญลักษณ์ภาษาอังกฤษตัว N แทนสัญญาณที่กระตุ้น แล้วตามด้วยลำดับชื่อแฟ้มข้อมูล เช่น N2001 และมีคำอธิบายต่อท้ายว่าเป็นฐานข้อมูลของสัญญาณทางคลินิก เมื่อกดต่อไปที่ส่วนเชื่อมต่อ (Links) จะพบแฟ้มข้อมูลซึ่งมีนามสกุลเป็น .pdf เป็นแฟ้มข้อมูลที่แนะนำเรื่องต่างๆเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้ออย่างละเอียด ส่วนเชื่อมต่อถัดไป คือ การเลือก อาการของผู้ป่วย ผู้ป่วย และตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ต้องการดูสัญญาณ จากนั้นเลือก

ข้อมูล แล้วกดดูสัญญาณที่ปุ่ม preview จะมีการปรากฏรายละเอียดในช่องอธิบาย (Description) เพื่อบอก เพศ อายุ อาการ ระยะเวลาปวย กล้ามเนื้อที่ใช้จับสัญญาณ ลักษณะการเคลื่อนไหว ระดับความแรง ชนิดของอิเล็กโทรด ตัวกรองความถี่สูงตัดผ่าน อัตราขยาย ชื่ออาสาสมัคร วันที่ทดลอง ที่ติดต่อกลับ



ภาพประกอบ 5-6 เว็บเพจของฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

EMGLAB Viewer

EMGLAB Viewer

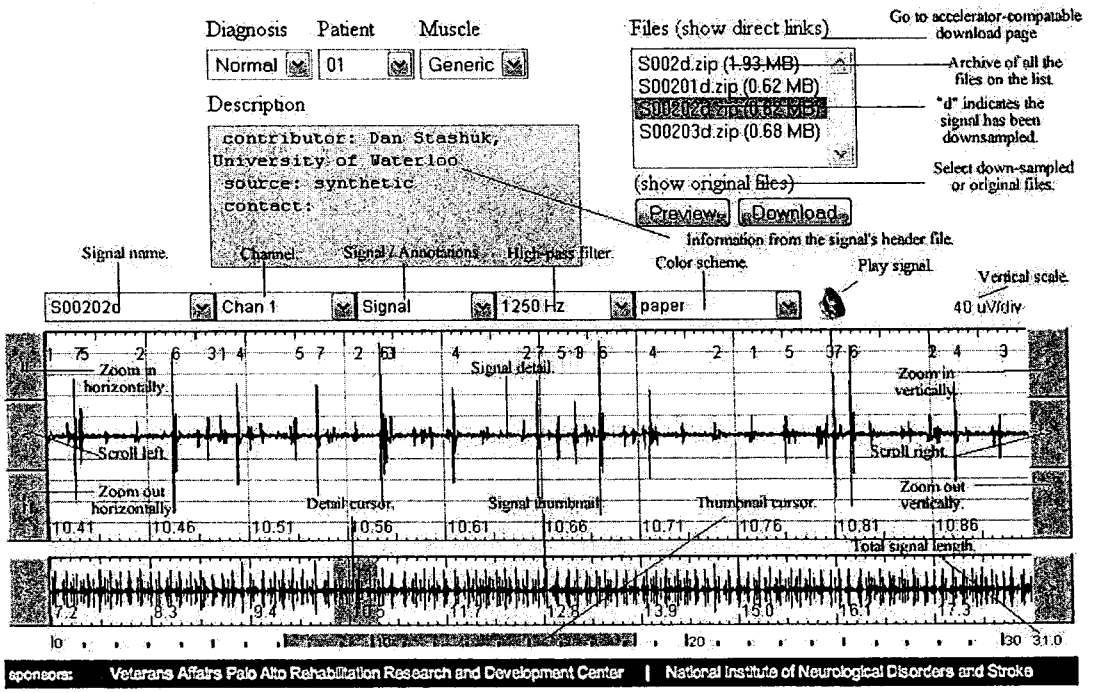
1. Select a diagnosis, patient number, and muscle.

2. The corresponding signals are shown in the Files list. The first file in the list is usually an archive containing all the other files in the list.

3. To preview a signal online, select it from the Files list and click Preview (requires Java Plug-in 1.5.0 or higher). The header information is displayed in the Description box, and the signal is displayed in the detail and thumbnail panels. Use the popup menus to view different channels (for multi-channel signals), to apply high- pass filtering, and to select a color scheme. Use the side buttons to change the scale and to scroll the displays. You can also scroll by dragging the green cursors. The thumbnail cursor can be resized by clicking and dragging its edges.

4. If an annotation file is available, unit identification numbers are shown in the detail panel. Select Annotations from the Signal/ Annotations popup to view the firing patterns and instantaneous firing rates.

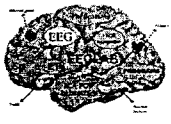
5. To download the archive or an individual signal, select it and click Download. Some signals have been down-sampled from the originally supplied versions. To download the original versions, click on "(show original files)." If you have a slow connection and use a download accelerator, click on "(show direct links)" to select an accelerator-compatible download page.



ภาพประกอบ 5-7 เว็บเพจของ EMGLAB viewer เป็นตัวช่วยบอกขั้นตอนและรายละเอียดต่างๆ ในการเลือกดูสัญญาณที่มีบริการให้

5.1.3 **เว็บไซต์อีอีจีแลบ** (sccn.ucsd.edu/~arno)

เนื่องจากยังไม่มีฐานข้อมูลเกี่ยวกับ EEG ผู้จัดทำเว็บไซต์จึงได้จัดทำฐานข้อมูลบนอินเตอร์เน็ตขึ้นโดยใช้ภาษา html เพื่อนำข้อมูลที่มีอยู่ขึ้นเผยแพร่ และรับบริจาคจากผู้ที่มีแหล่งข้อมูลอยู่เช่นกัน ข้อมูลที่ปรากฏบนเว็บไซต์ มีทั้งข้อมูลจาก MATLAB ซึ่งเป็นคู่มือการสอนจากซอฟต์แวร์ EEGLAB ไว้ให้ดาวน์โหลด และข้อมูลจากฐานข้อมูล EEG อื่นๆ ซึ่งมีทั้งสัญญาณจากคน และจากสัตว์ สัญญาณขณะหลับ ข้อมูลของโรคลมบ้าหมู โดยข้อมูลเหล่านี้ มีการเชื่อมโยงไปยังเว็บไซต์อื่นๆ เพื่อดึงข้อมูลจากเว็บไซต์อื่น เช่น PhysioBank เสมือนเว็บไซต์นี้ เป็นเพียงส่วนเชื่อมต่อไปเท่านั้นเอง และยังมีสัญญาณที่เผยแพร่อีก เป็นการบันทึก 32 ช่องสัญญาณจากอาสาสมัคร 14 คน (ชาย 7 คน หญิง 7 คน) โดยใช้โปรแกรม Neuroscan ซึ่งข้อมูลถูกจัดเก็บในรูปแบบ .tar.ga ข้อมูลทั้งหมดมีขนาด 4 GB ซึ่งจะมีส่วนของฟังก์ชัน (ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของซอฟแวร์ EEGLAB) ให้สำหรับแปลงข้อมูลเพื่อนำมาประมวลผลผ่านโปรแกรม MATLAB ทั้งสำหรับการแปลงเป็น EEG AVG DAT และ CNT แล้วยังมีซอฟต์แวร์ต่างๆ ที่เกี่ยวกับ EEG ซึ่งใช้บน MATLAB ให้เลือกใช้อีกหลายตัวด้วยเช่นกัน



Arnaud Delorme's Home Page

EEG / ERP data available for free public download

Since there is no public database for EEG data to our knowledge, we have decided to release some of our data on the Internet. If you know any databases or if you want us to add a link to data you are distributing on the Internet, send us an email at arno@sccn.ucsd.edu. Below is a collection of 32-channel data from 14 subjects (7 males, 7 females) recorded using the Neuroscan software. Subjects are performing a go-nogo categorization task and a go-no recognition task on natural photographs presented very briefly (20 ms). Each subject responded to a total of 3600 trials. Data is DC referenced and is sampled at 1000 Hz (total data size is 4Gb; more details are given later).

Before starting with this data, we review below some other alternatives. Datasets in Matlab (from the EEGLAB software tutorial) are

- Psychophysics 1(MB): One subject (60 trials) from a visual attention task (32-channel Matlab format). Description of task here.
- Psychophysics 1-(70Mb): About 10 EEG files in different binary format. Task specification are not provided.
- Psychophysics 2(42Mb): 8 subjects with and 2 conditions (64 channels, Matlab format). Description of task here.
- Psychophysics 3 (1 GB): 200 datasets, 40 subjects (in Matlab soon).

Other EEG databases or datasets known to us are

- Psychophysics 4(70 Mb): 122 subjects recorded using 64 channel (Alcoholic and Controls performing a visuals matching task). The limitation of this data is that only data epochs (0 to 1 second after stimulus presentation) is available. After decompressing the files, Matlab scripts to import to EEGLAB are available here (single epoch import and full dataset import).
- Epilepsy data: A very comprehensive database of epilepsy data files.
- Epilepsy data: a few small files (text format).
- Sleep data: Sleep EEG from 8 subjects (EDF format).
- Motor imagery data: Motor imagery data for BCI project (Matlab files).
- P300 data: P300 data used for BCI project (Matlab format).
- Animal and human ECG: Two pairs of ECG data from rats, visual evoked potential, epilepsy, and eeg.
- Cardiovascular ECG: Two 3-seconds of 64 channel EEG recording from an alcoholic patient.

Some datasets used in Brain Computer Interface competitions are also available at

- BCI Competition III Challenge 2004
- 2004 P300 Data Analysis Competition
- BCI Competition 2003

Downloading the data

14 subjects (3.6 Gb) used in the original study are available (along with electrode files and images presented in the experiment). Please fill the form below prior to downloading the data. We will only use this information for statistic purposes.

Name:

Email:

Country:

Research area, comments:

Receive email notification if new data becomes available

This data is distributed under the GNU License. I have read and agree with the GNU license terms.

SUBMIT

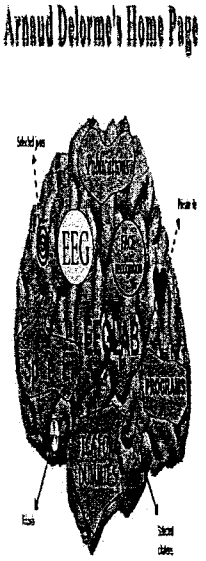
Experimental Procedure

Participants seated in a dimly lit room at 110 cm from a computer screen picked from a PC computer. Two tasks alternated: a categorization task and a recognition task. In both tasks, target images and non-target images were equally likely presented. Participants were tested in two recording phases. The first day was composed of 13 series, the second day of 12 series, with 100 images per series (see details of the series below). To start a series, subjects had to press a touch-sensitive button. A small fixation point (smaller than 0.1° of visual angle) was shown in the middle of a black screen. Then, an 8 bit color vertical photograph (256 shade view by 384 pixels high which roughly corresponds to 4.9° of visual angle in width and 6.8° in height) was flashed for 20 ms (2 frames at a 100 Hz SVGA screen) using a programmable graphic board (VSG 2.), Cambridge Research Systems). This short presentation time ensure that subjects use exploratory eye movement to respond. Participants gave their responses following a go/nogo paradigm. For each target, they had to lift their finger from the button as quickly and accurately as possible (releasing the button restored a fluctuated light beam between an optic fiber led and its receiver; the response latency of the apparatus was under 1 ms). Participants were given 1000 ms to respond, after what any response was considered as a nogo response. The stimulus onset asynchrony (SOA) was 2000 ms plus or minus a random delay of 200 ms. For each distractor, participants had to keep pressing the button during at least 1000 ms (nogo responses).
More specifically, in the animal categorization task, participants had to respond whenever there was an animal in the picture. In the recognition task, the session started with a learning phase. A probe image was flashed 15 times during 20 ms interwined with two presentations of 1000 ms after the fifth and the tenth flashes, allowing an easier exploration of the image; with an inter-stimulus of 1000 ms. Participants were instructed to carefully examine and learn the probe image in order to recognize it in the following series. The last phase started immediately after the learning phase. The probe image constituted the unique target of the series. Both tasks were organized in series of 100 images; 50 targets images were mixed with 50 non-targets in the animal categorization task; 50 copies of an unique photographs were mixed at random with 50 non-targets in the recognition task.

ภาพประกอบ 5-8 เว็บเพจที่เป็นฐานข้อมูลของเว็บไซต์อีอีจีแลบ

EEGLAB เป็นการทำงานบนเครื่องมือบน MATLAB (MATLAB toolbox) เพื่อประมวลผลสัญญาณต่อเนื่อง และเหตุการณ์ที่เกี่ยวกับ EEG MEG และ สัญญาณไฟฟ้าทางชีวภาพต่างๆ ร่วมกับการวิเคราะห์ Independent Component Analysis (ICA) การวิเคราะห์เวลา/ความถี่ การกำจัดสัญญาณที่เกิดโดยไม่ตั้งใจ และเหตุการณ์ที่เกี่ยวข้องทางสถิติ โดย EEGLAB เป็นการใช้งานโดยมีส่วนเชื่อมต่อสำหรับผู้ใช้ซึ่งเป็นแบบกราฟิก (Graphic User Interface: GUI)

สำหรับหน้าแรกในของเว็บไซต์ มีการแสดงเป็น รูปภาพ โดยมีให้เลือกทั้ง Java script และ flash เพื่อเชื่อมต่อไปยังหน้าถัดไป ซึ่งการใช้งานในส่วนของ Java script นั้น ภาพที่ปรากฏจะเสมือนภาพนิ่ง ซึ่งแสดงบน html ไม่มีลูกเล่นใดๆ แต่การใช้ flash นั้นจะปรากฏเป็นภาพแอนิเมชันจึงมีลูกเล่น และความสวยงามของงานเพิ่มขึ้น แต่ภาพจะปรากฏได้ก็ต่อบราวเซอร์นั้นมี plug-in ของ flash เท่านั้น แต่การใช้ flash นั้นจะมีการแสดงผลที่เร็วกว่าการใช้ Java script



ภาพประกอบ 5-9 หน้าแรกของเว็บไซต์อีอีจีแลบ

5.2 การวิเคราะห์เว็บไซต์ฐานข้อมูล 3 เว็บไซต์และสรุปแนวทางที่ใช้เพื่อออกแบบเว็บไซต์

5.2.1 การวิเคราะห์ภาพรวมของเว็บไซต์ทั้งสาม

ในการศึกษา และวิเคราะห์ภาพรวมของเว็บไซต์ทั้ง 3 เว็บไซต์ นั้นหมายถึง การศึกษาทั้งในส่วนของหน้าแรกของเว็บไซต์ หัวข้อหลักต่างๆ ฐานข้อมูล การเชื่อมโยงในแต่ละส่วน ภาษาที่ใช้เขียนเว็บไซต์ รูปแบบการใช้งาน และรูปแบบการนำเสนอต่างๆ ภายในเว็บไซต์ ซึ่งในที่นี้จะแสดงให้เห็นชัดเจนในเรื่องข้อดี และข้อเสียที่ต่างกัน และลักษณะที่ปรากฏเหมือนกันของทั้งสามเว็บไซต์ดังต่อไปนี้

ลักษณะที่ปรากฏเหมือนกันของเว็บไซต์ทั้งสาม คือ

1. ยังมีการรายงานข้อมูลที่ไม่มีรูปแบบที่เป็นมาตรฐาน
2. ทั้งสามเว็บไซต์ มีซอฟต์แวร์รองรับข้อมูลของตนเอง
3. มีการแบ่งปันข้อมูลระหว่างนักวิจัย
4. เป็นเว็บไซต์ที่ให้บริการ โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย
5. ข้อมูลแต่ละเว็บไซต์ มีการตีพิมพ์ในวารสารเชิงวิชาการแล้ว
6. ยังไม่มีฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว
7. ไม่มีรูปประกอบ ขณะทำการบันทึกสัญญาณ
8. ไม่มีรูป จุดหรือตำแหน่งของการติดอิเล็กโทรด
9. ไม่มีการกล่าวถึงชื่อบริษัทผู้ผลิต หรือ คุณลักษณะของเครื่องมือ และอุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกสัญญาณ

ตาราง 5-1 วิเคราะห์ข้อดีและข้อเสียของเว็บไซต์ที่เป็นฐานข้อมูลที่มีการเผยแพร่อยู่

เว็บไซต์	วิเคราะห์ ข้อดี และข้อเสีย	
	ข้อดี	ข้อเสีย
เว็บไซต์ฟิสิโอเนต	1. มีการอธิบายผู้ใช้ในส่วนต่างๆ ของเว็บไซต์ ตั้งแต่เริ่มต้น ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่ไม่เคยใช้งาน 2. มีลิงค์ เพื่อเชื่อมโยงในแต่ละจุดของข้อความที่เป็นประโยชน์ ทำให้ง่าย และสะดวกต่อการหาข้อมูล 3. มีข้อมูลจำนวนมาก ซึ่งเป็นข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสมอง สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการสังเคราะห์ข้อมูลบนอนุกรมเวลา ฐานข้อมูลในการวิเคราะห์การเดินและความสมดุล 4. มีการแบ่งมาตรฐานของข้อมูล เพื่อแสดงถึงความถูกต้อง แม่นยำ และความน่าเชื่อถือของข้อมูล 5. มีกราฟิกรูปคลื่นสัญญาณ 6. สามารถแปลงชนิดของข้อมูลในการจัดเก็บหลายแบบ	1. ความซับซ้อน เนื่องจากเว็บไซต์มีขนาดใหญ่มาก และข้อมูลมาก ทำให้ต้องใช้เวลาในการศึกษา 2. รูปแบบการนำเสนอบนเว็บไซต์ เป็นข้อความมากจนเกินไป 3. การเชื่อมโยงบนเว็บไซต์ที่มากเกินไป ทำให้เกิดความสับสนขณะเลือกใช้หน้าเว็บนั้นๆ
เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ	1. การจัดองค์ประกอบต่างๆ ในเว็บ สะดวกต่อการใช้งาน 2. มีการแสดงผลภาพสัญญาณให้เห็นโดยใช้จาวาสคริปต์ และมีฟังก์ชันของเสียงอีกด้วย 3. สามารถเรียกดู หรือดาวน์โหลดข้อมูลมาใช้งานต่อได้ 4. มีโปรแกรมให้ดาวน์โหลดเพื่อการใช้งานที่ง่ายขึ้น 5. มีส่วนของ Help อธิบายรายละเอียดต่างๆ ได้อย่างชัดเจน 6. มีการจัดทำส่วนให้อ้างอิงข้อมูล เมื่อผู้ใช้นำข้อมูลไปใช้ต่อ	1. มีฐานข้อมูลจำกัดเฉพาะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดใส่เข้าไปในผิวหนัง 2. ข้อมูลยังมีน้อย 3. การอธิบายของข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ยังไม่มีรูปแบบที่เป็นมาตรฐานเดียวกันในทุกๆ ข้อมูลที่ปรากฏ 4. ไม่มีการจัดแบ่งมาตรฐานเพื่อบ่งชี้ ความน่าเชื่อถือของข้อมูล

ตาราง 5-1 (ต่อ) วิเคราะห์ข้อดีและข้อเสียของเว็บไซต์ที่เป็นฐานข้อมูลที่มีการเผยแพร่อยู่

เว็บไซต์	วิเคราะห์ ข้อดี และ ข้อเสีย	
	ข้อดี	ข้อเสีย
เว็บไซต์อีอีจีแลบ	1. มีการเชื่อมโยงเว็บต่างๆ ทำให้เสมือนว่าเว็บนี้เป็นศูนย์กลางในการหาข้อมูลเกี่ยวกับการวิเคราะห์ EEG 2. จัดทำหน้าแรก (Home page) ของเว็บไซต์ เป็นรูปภาพ และยังให้เลือกรูปแบบในการแสดงผลว่าจะใช้ Flash หรือ Java script 3. มีเนื้อหาให้ศึกษาเกี่ยวกับ EEG ในเว็บไซต์ ช่วยให้สามารถศึกษาเพิ่มเติม 4. ฐานข้อมูลมาจากหลายแหล่ง ทำให้เกิดความหลากหลายของข้อมูล 5. ในส่วนของการดาวน์โหลดข้อมูลที่เป็นของผู้จัดทำมีการให้ระบุชื่อ อีเมล์ ประเทศ และงานวิจัยของเรา และยังมีส่วนให้เลือก สำหรับการรับข้อความเตือนเมื่อมีข้อมูลใหม่เข้ามา และส่วนให้เลือกตอบตกลงในเงื่อนไขต่างๆ ก่อนจะดาวน์โหลดไฟล์นั้นๆ 6. มีการระบุถึงวิธีการในการบันทึกสัญญาณ 7. มีส่วนของการอ้างอิงข้อมูลที่เผยแพร่	1. ฐานข้อมูลยังมีข้อมูลน้อยมาก ซึ่งครอบคลุมเพียงเรื่องของ EEG 2. รูปแบบเว็บไซต์ มีแต่ตัวอักษร ทำให้ไม่น่าอ่าน 3. ฐานข้อมูล เป็นการเชื่อมโยงไปยังเว็บไซต์อื่นๆ หรือดาวน์โหลดข้อมูลเลยเมื่อคลิก ซึ่งไม่มีการแสดงภาพสัญญาณแบบกราฟิก

5.2.2 การวิเคราะห์หน้าแรกของเว็บไซต์

การศึกษา และวิเคราะห์หน้าแรกของเว็บไซต์ทั้ง 3 เว็บไซต์ ซึ่งมีรูปแบบการนำเสนอต่างกันไม่ว่าจะเป็นในส่วนของลูกเล่น รูปภาพ และบทความที่เป็นเนื้อหา ทำให้เกิดความดึงดูดผู้เข้ามาใช้บริการต่างกัน เพื่อเป็นแนวทางในการเลือกรูปแบบหน้าแรกของเว็บไซต์ที่จัดทำใหม่ให้เป็นที่น่าสนใจ

ตาราง 5-2 ผลจากการศึกษาลักษณะของหน้าแรกของเว็บไซต์ทั้งสาม

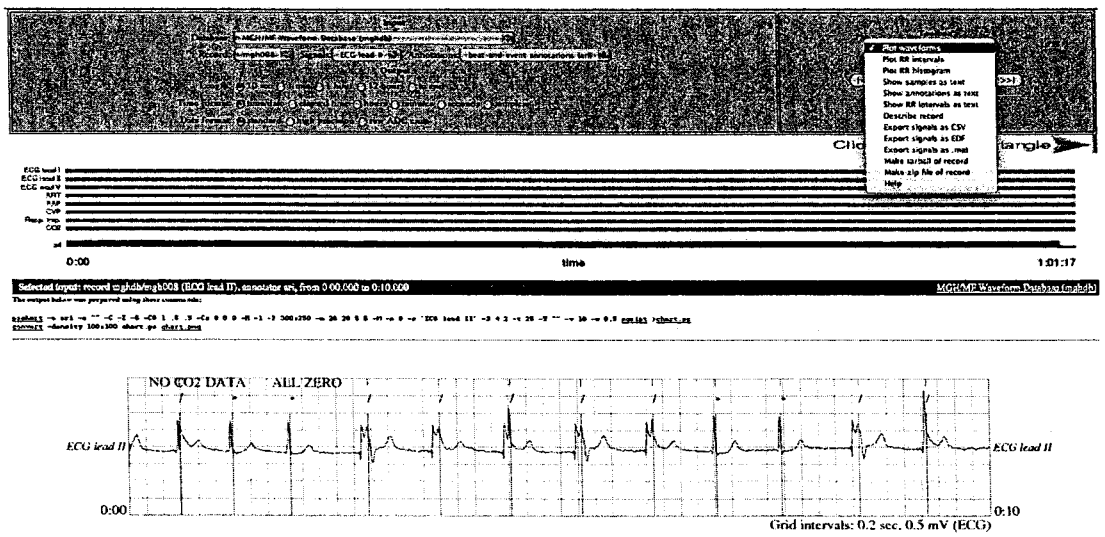
เว็บไซต์	ลักษณะของหน้าแรกของเว็บไซต์
เว็บไซต์ฟิสิโอเนต	หน้าหลักอย่างทางการ แสดงหัวข้อหลักต่างๆ ภายในเว็บไซต์ มีการเขียนโดยใช้ CSS (Cascading style sheets) มาช่วยเพิ่มความสามารถให้กับ html เพื่อตกแต่งการแสดงผลข้อมูล การจัดวางวัตถุต่างๆ การเลย์เอาท์ และยังทำให้เว็บเพจโหลดเร็วขึ้นอีกด้วย
เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ	หน้าหลักมีการแสดงหัวข้อต่างๆ พร้อมจุดประสงค์ของการจัดทำเว็บ และมีการแสดงภาพสัญญาณโดยใช้ Flash ซึ่งมีการแสดงผลที่รวดเร็ว และเมื่อนำ Cursor ไปชี้ บริเวณรูปภาพยังสามารถแสดงเป็นภาพเคลื่อนไหวได้อีกด้วย
เว็บไซต์อีอีจีแลบ	มีการแสดงเป็น รูปภาพ ให้เลือกทั้ง JavaScript และ Flash เพื่อเชื่อมต่อไปยังหน้าถัดไป ซึ่งการใช้งานในส่วนของ JavaScript นั้น ภาพที่ปรากฏจะเสมือนภาพนิ่ง ซึ่งแสดงบน html ไม่มีลูกเล่นใดๆ แต่การใช้ Flash นั้นจะปรากฏเป็นภาพแอนิเมชัน จึงมีลูกเล่นและความสวยงามของงานเพิ่มขึ้น แต่ภาพจะปรากฏได้ก็ต่อเมื่อบราวเซอร์ที่เปิดนั้นมีโปรแกรมเสริมที่รองรับ Flash เท่านั้น ซึ่งการใช้ Flash นั้นจะมีการแสดงผลที่เร็วกว่าการใช้ JavaScript

5.2.3. การวิเคราะห์ในส่วนของวิธีในการแสดงสัญญาณ

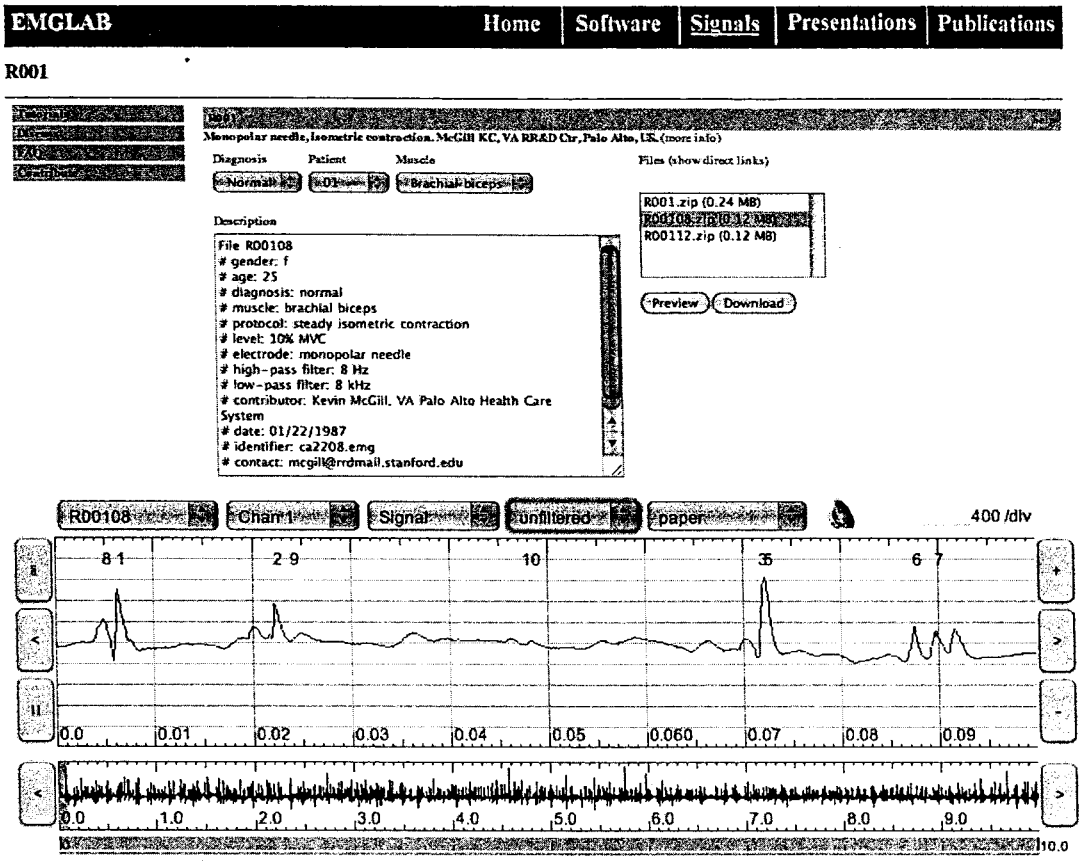
การศึกษา และวิเคราะห์ในส่วนของวิธีในการแสดงสัญญาณจากเว็บไซต์ทั้ง 3 ซึ่งทั้ง 3 เว็บไซต์มีรูปแบบในการแสดงผลที่ต่างกันอย่างชัดเจน ไม่ว่าจะเป็นในเรื่องความยืดหยุ่นของในการแสดงผลข้อมูล หรือความเร็วในการประมวลผล เพื่อนำสัญญาณออกมาแสดง วิธีในการแสดงสัญญาณนี้มีข้อดี คือ สามารถดู และวิเคราะห์ข้อมูลของสัญญาณได้ในเบื้องต้น หรือก่อนจะดาวน์โหลดข้อมูลไปประยุกต์ใช้งานต่อ ด้วยเหตุนี้ จึงจำเป็นต้องวิเคราะห์วิธีในการแสดงสัญญาณเพื่อเลือกวิธีที่ดีที่สุด ทั้งในเรื่องความเร็ว และความยืดหยุ่นของการเข้าถึงข้อมูล และมีวิธีการแสดงสัญญาณที่มีความสะดวกแก่ผู้ใช้งาน

ตาราง 5-3 ผลการศึกษาลักษณะการแสดงผลรูปภาพสัญญาณของเว็บไซต์ทั้งสาม

เว็บไซต์	ลักษณะการแสดงผลรูปภาพ
เว็บไซต์ฟิสิโอเนต	มีการแสดงภาพสัญญาณโดยจัดเก็บเป็นข้อมูลรูปภาพ (.png) แล้ว แสดงตามการเลือกของผู้ใช้ ซึ่งมีหัวข้อให้เลือก คือ ความยาวของสัญญาณที่ต้องการให้แสดง (ตั้งแต่ 10 วินาที 1 นาที 1 ชั่วโมง 12 ชั่วโมง หรือ จนจบสัญญาณที่บันทึก) รูปแบบเวลา (มีให้เลือกเป็นรูปแบบของ เวลา/วันที่ เวลาที่ใช้ ชั่วโมง นาที วินาที หรือ อัตราสุ่ม) และรูปแบบข้อมูล (มีให้เลือกว่าเป็นแบบมาตรฐาน แบบค่าความแม่นยำสูง หรือ แบบข้อมูลดิบ) ยังมีส่วนของ Navigation สำหรับการเลื่อนข้อมูลสัญญาณไป ขวาหรือซ้าย ได้อีกด้วย
เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ	มีการแสดงภาพการเคลื่อนไหวของสัญญาณที่เลือก ด้วย Javascript โดยมีฟังก์ชันต่างๆ เช่น ฟังเสียงของสัญญาณ เลือกช่องสัญญาณ เลือก High-pass filter เลือกสีในการแสดงผล เลือกสเกล ย่อและขยายสัญญาณทั้งในแกนเวลา และแกนแอมพลิจูด เลื่อนสัญญาณไปด้านซ้าย และขวา
เว็บไซต์อีอีจีแลบ	ไม่มีการแสดงภาพของสัญญาณให้เห็นในเบื้องต้น มีแต่ข้อมูลที่ให้ไว้สำหรับการดาวน์โหลด



ภาพประกอบ 5-10 การแสดงผลรูปภาพสัญญาณของเว็บไซต์ฟิสิโอเนต



ภาพประกอบ 5-11 การแสดงผลรูปภาพสัญญาณของเว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ

การแสดงผลรูปภาพ อาจทำได้ทั้ง JavaScript หรือ Flash หรือทำการบันทึกรูปสัญญาณเป็นช่วงๆ แล้วเก็บเป็นไฟล์ย่อยๆ เพื่อเรียกใช้งานนั้น ซึ่งวิธีการบันทึกเป็นไฟล์ย่อยๆ นี้จะมีข้อจำกัดในเรื่องของความยืดหยุ่นต่อผู้ที่ต้องการใช้ข้อมูลมากกว่าวิธีอื่นๆ ซึ่งการใช้งานในส่วนของ JavaScript นั้น ภาพที่ปรากฏจะแสดงผลแบบเคลื่อนไหวได้ มีชีวิตชีวา ไม่แข็งทื่อ หรือใช้ในการสั่งให้ บราวเซอร์ทำงานตามที่เราต้องการ โดยงานนั้น อาจเกินความสามารถ ของภาษา HTML แต่ไม่ใช่งานที่ต้องติดต่อกับ Server ซึ่งจะแสดงบน html มีข้อดีอีกอย่าง คือ สามารถเปิดได้กับทุกบราวเซอร์ โดยไม่ต้องมีโปรแกรมเสริมมารองรับ แต่สำหรับ Flash ซึ่งเป็นไฟล์ภาพเคลื่อนไหวที่พัฒนาได้จากโปรแกรม Macromedia Flash ขนาดไฟล์ค่อนข้างเล็ก เพราะเป็นภาพแบบ Vector ใช้ลายเส้นสร้างภาพ มีนามสกุลไฟล์แบบ .swf จะปรากฏเป็นภาพแอนิเมชันได้หลากหลายรูปแบบ จึงมีลูกเล่น และความสวยงามของงานเพิ่มขึ้น ซึ่งภาพจะปรากฏได้ก็ต่อเมื่อติดตั้งโปรแกรมเสริมที่ทำงานร่วมกับบราวเซอร์แล้วเท่านั้น และ Flash ยังมีข้อดีในเรื่องของความเร็วในการแสดงผล ซึ่งสามารถเรียกใช้งานได้เร็วกว่าการใช้ JavaScript

สำหรับรูปแบบการจัดเก็บรูปภาพเพื่อแสดงผลนั้น ที่ใช้กันอย่างแพร่หลายมีอยู่ด้วยกัน 3 นามสกุล คือ

- *.jpg* ย่อมาจาก Joint Photographic Experts Group เป็นรูปแบบที่เหมาะสำหรับภาพถ่าย ภาพที่มีจำนวนสีมาก หรือมีการไล่ระดับสีอย่างค่อยเป็นค่อยไป รูปแบบนี้ใช้การบีบอัดข้อมูลภาพแบบ Lossy Compression กล่าวคือ เพื่อทำให้ไฟล์ภาพมีขนาดเล็ก การบีบอัดข้อมูลภาพของ JPG จึงยอมให้สูญเสียรายละเอียดของภาพได้ ซึ่งสำหรับภาพถ่าย หรือภาพที่มีการไล่สีทีละน้อย สายตาของเรา จะยอมรับได้กับคุณภาพที่ด้อยลงไป รูปแบบ JPG จึงไม่เหมาะสำหรับภาพลายเส้น ภาพที่มีตัวอักษร/ข้อความ และภาพที่ใช้สีตัน (solid color) เช่น ภาพการ์ตูน และภาพโลโก้ต่างๆ

- *.gif* ย่อมาจาก Graphics Interchange Format เป็นรูปแบบที่ใช้การบีบข้อมูล โดยไม่ยอมให้สูญเสียรายละเอียดของภาพ หรือ Lossless Compression แต่มีข้อจำกัด คือ แสดงสีได้เพียง 256 สีเท่านั้น รูปแบบ GIF จึงเหมาะสำหรับภาพลายเส้น ภาพที่มีตัวอักษร/ข้อความ ภาพที่ใช้สีตัน หรือมีการเปลี่ยนระดับสีอย่างรวดเร็ว แต่จำนวนสีไม่มาก แต่ไม่เหมาะสำหรับภาพถ่าย

- *.png* ย่อมาจาก Portable Network Graphics เป็นรูปแบบที่ถูกพัฒนาขึ้นมาแทน GIF รูปแบบนี้ใช้การบีบอัดข้อมูลแบบ Lossless Compression เช่นเดียวกับ GIF แต่มีคุณสมบัติเพิ่มเติมจาก GIF หลายอย่าง เช่นกำหนดความโปร่งใสได้หลายระดับ และที่สำคัญ คือ แสดงสีได้ 16.7 ล้านสี โดยที่รูปแบบนี้ไม่สนับสนุนภาพเคลื่อนไหวโดยตรง แต่จะแยกออกไปเป็นอีกรูปแบบหนึ่งต่างหาก คือ MNG (Multiple-image Network Graphics) ซึ่งไม่ค่อยเป็นที่นิยม

5.2.4 การวิเคราะห์รูปแบบการจัดเก็บข้อมูล

การศึกษา และวิเคราะห์ส่วนของรูปแบบการจัดเก็บข้อมูลของเว็บไซต์ทั้ง 3 เว็บไซต์ เนื่องจากนามสกุลของไฟล์ที่มีอยู่ในปัจจุบันมีมากมาย และสามารถเรียกใช้งานได้จากโปรแกรมที่ต่างกัน ซึ่งแต่ละนามสกุลมีความแตกต่างกัน ไม่ว่าจะเป็นเรื่องของขนาดในการจัดเก็บข้อมูล ซึ่งหากข้อมูลมีขนาดใหญ่ อาจจะเกิดปัญหาต่อเนื้อที่ในการจัดเก็บข้อมูล และเกิดความล่าช้าในการดึงข้อมูล และในเรื่องของความยืดหยุ่นในการใช้งาน หรือความเป็นสากลในการประยุกต์ใช้ หากนามสกุลของข้อมูลที่ไม่สามารถประยุกต์ใช้กับโปรแกรมที่หลากหลายได้ ก็จะไม่เป็นที่ต้องการของนักวิจัย ดังนั้นหัวข้อนี้ จึงเป็นปัจจัยที่ต้องคำนึงถึงก่อนจะเผยแพร่ออกสู่สาธารณะ

ตาราง 5-4 ผลการศึกษาลักษณะรูปแบบการจัดเก็บข้อมูลของเว็บไซต์ทั้งสาม

เว็บไซต์	ลักษณะรูปแบบการจัดเก็บข้อมูล
เว็บไซต์ฟิสิโอเนต	รูปคลื่นสัญญาณกราฟิกที่แสดงออกมานั้น จัดทำโดยการจัดเก็บเป็นข้อมูลรูปภาพ (.png) นำมาเรียกใช้ในการแสดงผล ในการจัดเก็บข้อมูล จะมีส่วนของ head ข้อมูล ซึ่งจะจัดเก็บในนามสกุล .hea ส่วนของคำอธิบายประกอบของข้อมูล จะถูกจัดเก็บในนามสกุล .atr สัญญาณจะถูกจัดเก็บในนาสกุล .dat .txt และรูปจะถูกจัดเก็บในนาสกุล .png
เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ	สัญญาณจากการบันทึกจริงแต่ละสัญญาณจะเป็น .dat และมีส่วนของ header เป็น .hea ซึ่งจะถูกบีบอัดข้อมูลสำหรับการดาวน์โหลดเป็น .zip ส่วนสัญญาณสังเคราะห์ จะมีไฟล์ .ann เพิ่มเข้ามานอกเนื้อจาก .dat และ .hea ส่วนสัญญาณของฐานข้อมูลทางคลีนิก จะมีไฟล์ .bin และ .hea ซึ่งถูกบีบอัดอยู่ใน .zip
เว็บไซต์อีอีจีแลบ	ข้อมูลจากผู้จัดทำเว็บทำขึ้น จะจัดเก็บอยู่ในรูปแบบ .tar.ga โดยข้อมูลทั้งหมดมีขนาด 4 GB ซึ่งจะมีส่วนของฟังก์ชัน (ในซอฟต์แวร์ EEMGLAB) ให้ สำหรับแปลงข้อมูล เพื่อนำไปประมวลผลโปรแกรม MATLAB

รายละเอียดของรูปแบบนามสกุลไฟล์ แต่ละนามสกุล มีดังนี้

- *.dat* เป็นไฟล์ข้อมูลทั่วไปที่สร้างจากโปรแกรมประยุกต์ที่แตกต่างกัน สามารถเข้าถึงได้โดยโปรแกรมเดียวกันกับที่สร้างขึ้นเท่านั้น โดยนามสกุลนี้สามารถเก็บข้อมูลได้หลายรูปแบบ เช่น ข้อมูลไบนารี ข้อความ วีดิโอ หรือไฟล์ pdf ที่แนบมาใน e-mail ซึ่งข้อมูลจะมีขนาดเล็กกว่าไฟล์นามสกุลอื่นๆ ทำให้สามารถดาวน์โหลดได้เร็ว

- *.txt* สำหรับจัดเก็บข้อมูลในลักษณะข้อความ สามารถเปิดได้กับโปรแกรม Editor ทั่วไป เช่น Notepad, Microsoft word, Microsoft Excel เป็นต้น

- *.mat* เป็นไฟล์ไบนารีที่ใช้เก็บข้อมูลบนโปรแกรม MATLAB ซึ่งอาจรวมถึงตัวแปรที่เป็นอาร์เรย์ ฟังก์ชัน และข้อมูลประเภทอื่นๆ ที่สามารถบันทึกในรูปแบบที่แตกต่างกันโดยตั้งค่าผ่าน MATLAB นามสกุล .mat อาจใช้สำหรับไฟล์เสียงที่อยู่ในรูปแบบของ ทศนิยมขนาด 64 บิต จำนวนเต็มที่คิดเครื่องหมายขนาด 16 บิต และจำนวนเต็มไม่คิดเครื่องหมายขนาด 8 บิต

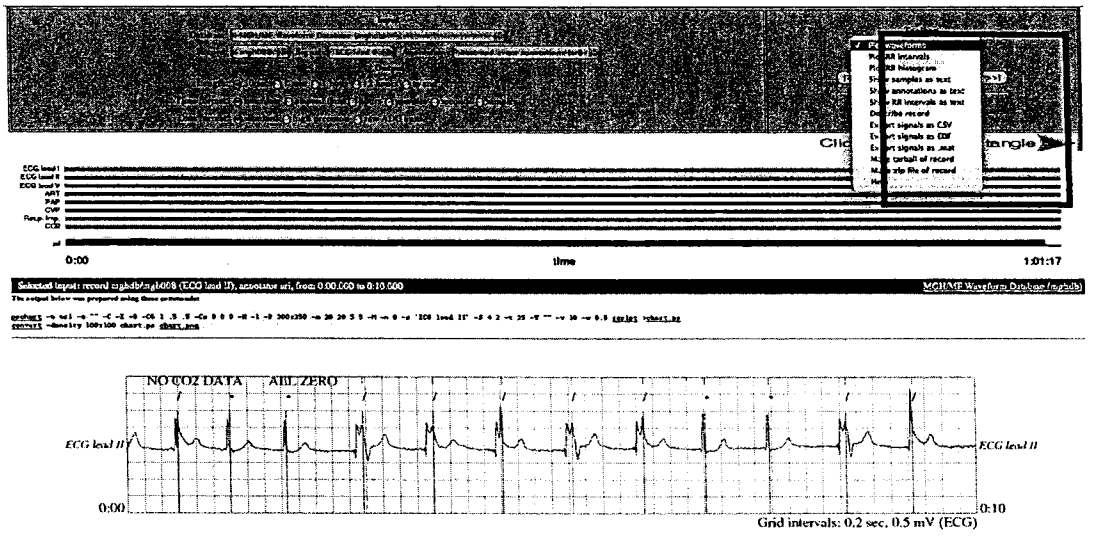
- *.zip* สำหรับการบีบอัดข้อมูลหลายข้อมูลเป็นแฟ้มเดียว

- *.tar* สำหรับการบีบอัดข้อมูลหลายข้อมูลเป็นแฟ้มเดียวกันเพื่อง่ายต่อการจัดเก็บ ต่างจาก .zip ตรงที่ .tar เป็นการนำไฟล์มาต่อๆ กัน โดยไม่มีการย่อขนาดไฟล์

- *EDF* เป็นรูปแบบการบันทึกสัญญาณทางชีวภาพทางการแพทย์ที่เป็นสากล โดยมีการบันทึกบนแกนเวลา แต่เป็นไฟล์ที่มีขนาดใหญ่มาก สามารถเปิดอ่านได้โดยโปรแกรม Polyman

- *CSV* สำหรับเก็บข้อมูลแบบตาราง โดยใช้จุลภาค (เครื่องหมายลูกน้ำ) แบ่งข้อมูลในแต่ละคอลัมน์ (แนวตั้ง) และแต่เว้นบรรทัดแทนแถว (แนวนอน) เช่น อันดับ ชื่อ นามสกุล เพศ เป็นต้น

- *.hea* สำหรับจัดเก็บส่วนหัวของข้อมูล



ภาพประกอบ 5-12 ลิสต์บ็อกซ์ Toolbox บนเว็บเพจฟิสิโอแบงค์ ซึ่งแสดงให้เห็นความสามารถในการแปลงรูปแบบข้อมูลได้ในหลายๆ รูปแบบ

จากภาพประกอบ 5-12 จะเห็นว่ามีลิสต์บ็อกซ์ในส่วนของ Toolbox แสดงให้เห็นว่าสามารถแปลงข้อมูลให้อยู่รูปแบบต่างๆ ที่นำไปประยุกต์ได้ตามความต้องการของผู้ใช้ ดังนั้น จึงทำการการศึกษารูปแบบการจัดเก็บข้อมูล โดยทดลองดาวน์โหลดข้อมูลจากเว็บไซต์ฟิสิโอเนต จากฐานข้อมูล MGH/MF Waveform Database (mghdb) ข้อมูล mgh008 และเลือกใช้สัญญาณ ECG LEAD II เพื่อเปรียบเทียบขนาดไฟล์ ของแต่ละรูปแบบนามสกุลที่ใช้จัดเก็บ ได้ผลดังนี้

- จากการ Export ข้อมูลสัญญาณเป็นรูปแบบ CSV จะพบไฟล์ sample.csv ซึ่งมีขนาด 61289 bytes และสามารถเปิดกับโปรแกรม Microsoft excel โปรแกรม Notepad โปรแกรมบราวเซอร์ต่างๆ ได้

- จากการ Export ข้อมูลสัญญาณเป็นรูปแบบ EDF จะพบไฟล์ mgh008.edf มีขนาดไฟล์ 21199104 bytes

- จากการ Export ข้อมูลสัญญาณเป็น .mat จะพบว่ามีไฟล์ให้ดาวน์โหลดอยู่ 3 ตัวหลัก คือ mgh008m.mat ซึ่งขนาดไฟล์ 7,224 bytes, mgh008m.hea ขนาดไฟล์ 152 bytes และ mgh008m.info ขนาดไฟล์ 324 bytes ต้องทำการดาวน์โหลดไฟล์ทั้ง 3 และ ไฟล์ plotATM.m ซึ่งเป็นฟังก์ชันในการทำงานบน MATLAB

- จากการเลือกรวมไฟล์เป็น .zip จะพบไฟล์ที่มีชื่อว่า record.zip ซึ่งมีขนาด 13,528,432 bytes และเมื่อทำการแยกไฟล์ จะได้ไฟล์ที่ปรากฏอยู่ภายในนั้น จำนวน 3 ไฟล์ คือ mgh008.ari ซึ่งมีขนาด 22752 bytes mgh008.hea โดยมีขนาดไฟล์ 456 bytes และ mgh008.dat มีขนาดไฟล์ 15,886,896 bytes

- จากการเลือก ให้แสดงผลในรูปแบบ .txt จะพบไฟล์ samples.txt ซึ่งมีขนาดไฟล์ 86,448 bytes

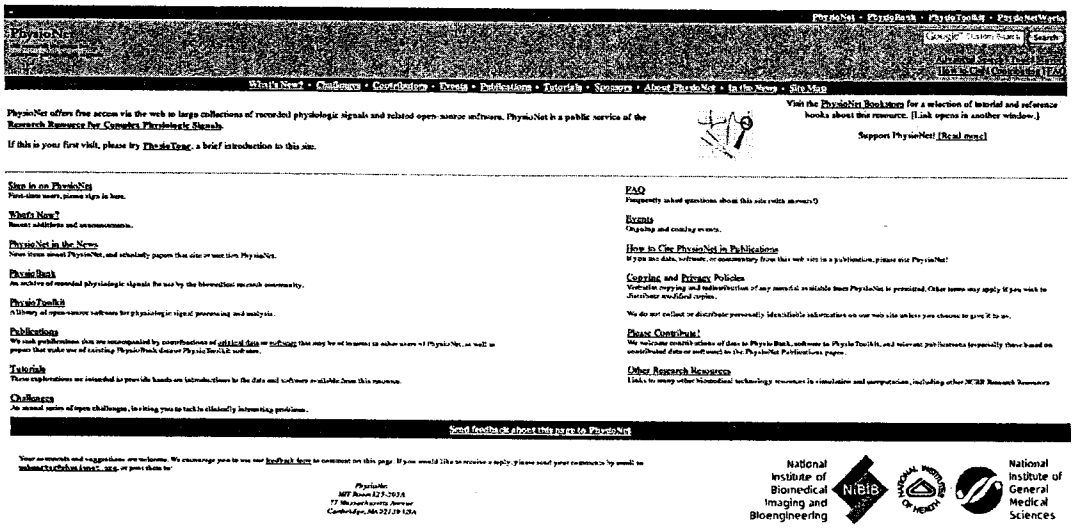
ตาราง 5-5 เปรียบเทียบรูปแบบการเก็บข้อมูลกับขนาดของข้อมูล

รูปแบบการเก็บข้อมูล	ขนาดของข้อมูล (bytes)
.edf	21199104
.zip	15886896
.txt	86448
.csv	61289
.mat	7700

เมื่อนำข้อมูลข้างต้นมาสรุป ได้ดังตาราง 5-5 จะเห็นว่า ข้อมูลในรูปแบบ .mat จะมีขนาดของข้อมูลน้อยสุด นั่นคือ ใช้พื้นที่ในการเก็บข้อมูลน้อย และมีข้อดีในเรื่องความรวดเร็วในการดาวน์โหลด และอัพโหลดข้อมูล

5.2.5 การวิเคราะห์แผนผังภายในเว็บไซต์

การศึกษา และวิเคราะห์แผนผังภายในเว็บไซต์ ส่วนนี้เป็นส่วนอำนวยความสะดวกในการใช้งานเว็บไซต์แก่ผู้ใช้ ซึ่งบอกถึงการเชื่อมโยงในแต่ละหัวข้อภายในเว็บไซต์นั้นๆ โดยลักษณะของแผนผังนั้น ไม่มีรูปแบบที่ตายตัว จึงทำให้ต้องวิเคราะห์ก่อนลงมือปฏิบัติ จากเว็บไซต์ทั้งสามที่ได้ศึกษามานั้น มีเพียงเว็บไซต์ฟิสิโอเนต เว็บไซต์เดียวที่มีหัวข้อของ Site map อยู่บนเว็บเพจ ซึ่งอีกสองเว็บนั้น ไม่ได้กล่าวถึงเลย ซึ่งใน site map บนเว็บไซต์ฟิสิโอเนตนั้น จะเป็นการบอกหัวข้อต่างๆ ซึ่งเป็นหัวข้อหลักๆ และสร้างเป็นการเชื่อมโยงหลายมิติ (Hyperlink) ไว้ เพื่อไปยังหน้านั้นๆ



ภาพประกอบ 5-13 แผนผังเว็บไซต์ของเว็บไซต์ฟิสิโอเนต

5.2.6 ผลสรุปแนวทางที่ใช้เพื่อออกแบบเว็บไซต์

จากการศึกษา และวิเคราะห์เว็บไซต์ฐานข้อมูลที่มีการเผยแพร่แล้วนั้น ทำให้ได้ข้อสรุปเพื่อเป็นแนวทางในการนำไปประยุกต์ เพื่อจัดทำเว็บไซต์ที่เป็นฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขึ้นมาใหม่ ดังนี้

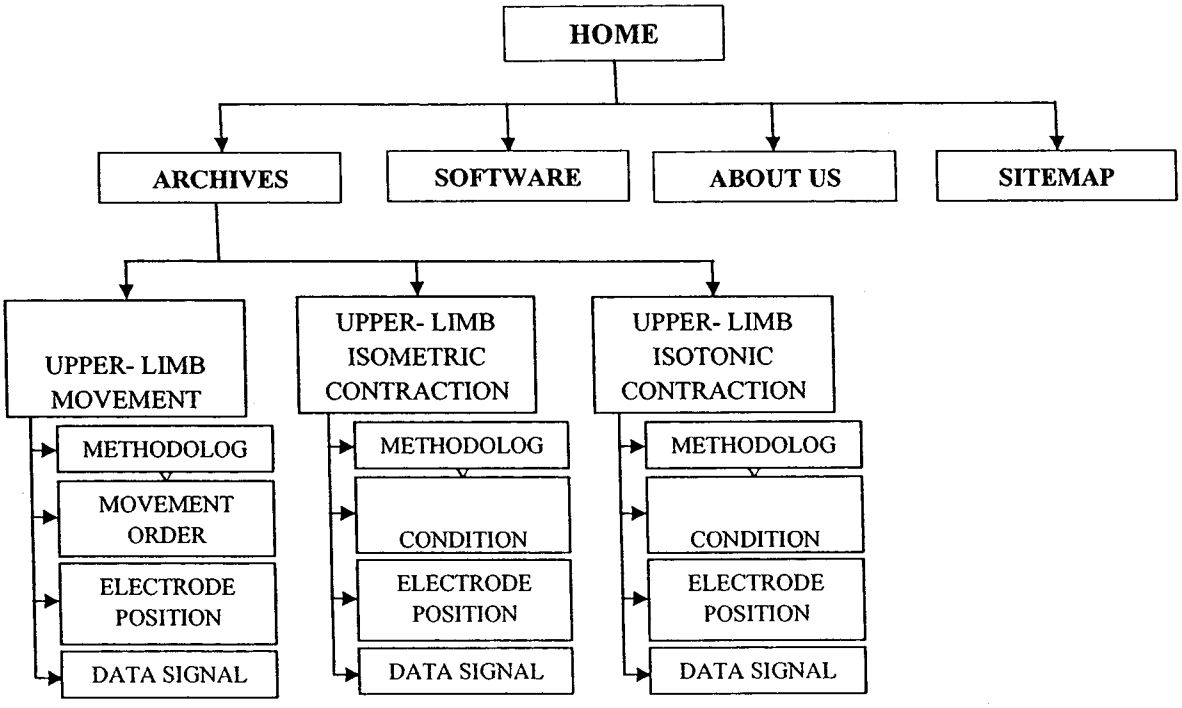
- รูปแบบในการจัดเก็บข้อมูล จะทำการจัดเก็บในนามสกุล .txt ซึ่งถึงแม้จะมีขนาดใหญ่กว่า .mat แต่สามารถเปิดใช้ได้กับโปรแกรม editor ทั่วไป ซึ่งมีหลายโปรแกรม และใช้ได้กับทุกระบบปฏิบัติการบนคอมพิวเตอร์ ในขณะที่ .mat สามารถเปิดได้กับโปรแกรม MATLAB และ OCTAVE เท่านั้น และอาจมีรูปแบบ .mat ด้วย เพื่อเป็นทางเลือกแก่ผู้ใช้มากขึ้น

- การบันทึกรูปภาพ เช่น ภาพจุด หรือตำแหน่งการติดอิเล็กโทรด จะบันทึกในนามสกุล .jpg เพราะเป็นนามสกุลที่เหมาะสำหรับภาพถ่าย เป็นต้น

5.3 การออกแบบและจัดทำเว็บไซต์ฐานข้อมูล

จากการศึกษา และวิเคราะห์เว็บไซต์ฐานข้อมูลสัญญาณทางการแพทย์ที่มีการเผยแพร่ ทำให้ได้แนวทางในการจัดทำเว็บไซต์ ที่เป็นฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขึ้นมาใหม่ ในการออกแบบเว็บไซต์เริ่มต้นจากการกำหนดโครงสร้างของเว็บไซต์โดยสร้างแผนผังของเว็บไซต์ (Sitemap) ดังภาพประกอบ 5-14 โดยเว็บไซต์ชื่อ www.emgdatabank.psu.ac.th ซึ่งดำเนินการขอ Domain name จากศูนย์คอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ส่วนเครื่องเซิร์ฟเวอร์ได้ติด

ตั้งไว้ที่ห้องเซิร์ฟเวอร์ ศูนย์คอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ชั้น 3 อาคารวิจัยวิศวกรรมประยุกต์สิรินธร มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

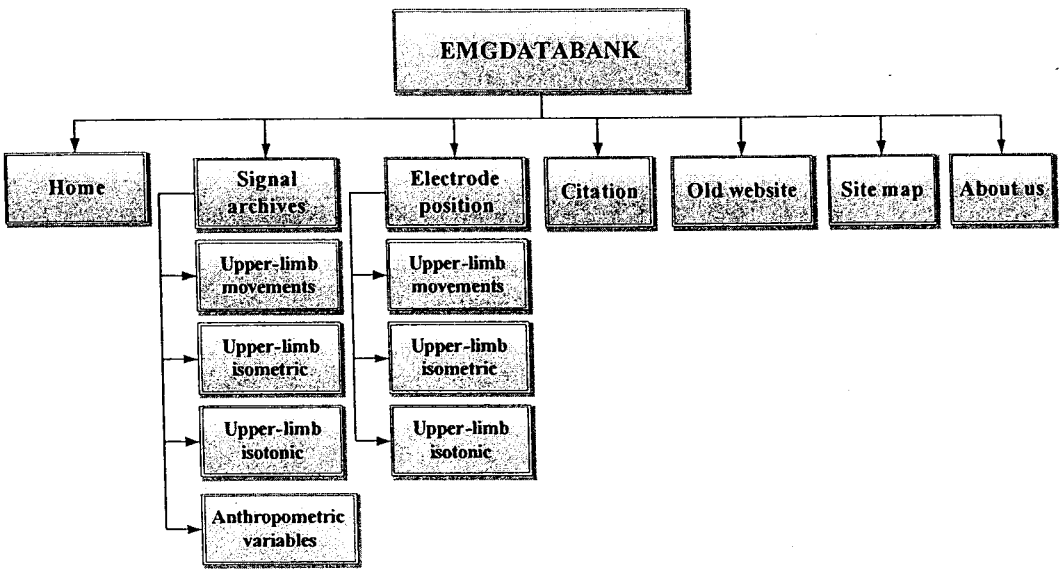


ภาพประกอบ 5-14 แผนผังเว็บไซต์แบบที่ 1

รายละเอียดอย่างละเอียดของเว็บไซต์แบบที่ 1 ที่ได้ออกแบบไว้ แสดงไว้ในภาคผนวก จ 2 แต่เนื่องจากรูปแบบการดาวน์โหลดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในเว็บไซต์แบบที่ 1 ภายใต้หน้า DATA SIGNAL มีการจัดเรียงไฟล์ข้อมูลของอาสาสมัครทุกคนภายในหน้าเดียวกัน ทำให้เกิดความไม่สะดวกในการใช้งาน ดังนั้น คณะผู้วิจัยจึงทำการออกแบบเว็บไซต์ขึ้นมาใหม่ (แบบที่ 2) โดยทำการแก้ไขส่วนที่บกพร่องที่พบในเว็บไซต์แบบที่ 1

โดยในรูปแบบที่ 2 ในส่วนของการเรียกใช้ข้อมูล เพื่อให้ผู้ใช้สามารถเรียกใช้ข้อมูลได้สะดวกขึ้นโดยสามารถเข้าถึงข้อมูลได้ โดยการเลือกอาสาสมัคร วันที่ทดลอง ชุดที่ทดลอง ที่ผู้ใช้ต้องการดาวน์โหลด ซึ่งไม่จำเป็นต้องหาจากข้อมูลที่มีให้ดาวน์โหลดทั้งหมด และเพิ่มเติมในส่วนของข้อมูล Anthropometric variables ที่อธิบายเกี่ยวกับการวัดพารามิเตอร์ทางสรีรวิทยาของอาสาสมัครที่ได้ทำการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพิ่มเติมมา นอกจากนี้คณะผู้วิจัย ยังได้ทำลิงค์ไปยังเว็บไซต์รูปแบบเก่า (แบบที่ 1) ในหน้าเว็บไซต์ใหม่ เพื่อเป็นทางเลือกในการใช้งานสำหรับผู้ใช้ด้วย

สำหรับโครงสร้างของเว็บไซต์ที่ทางคณะผู้วิจัยได้ออกแบบ แสดงในภาพประกอบ 5-15 และรายละเอียดอย่างละเอียดของเว็บไซต์แบบที่ 2 ที่ได้ออกแบบไว้ แสดงไว้ในภาคผนวก จ2



ภาพประกอบ 5-15 แผนผังเว็บไซต์แบบที่ 2

บทที่ 6
การกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ต

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการทดลอง เพื่อไว้เผยแพร่ในฐานข้อมูลนั้น ถึงแม้จะใช้เครื่องมือที่มีมาตรฐานในระดับนานาชาติ ก็เป็นเรื่องยากที่จะหลีกเลี่ยงสัญญาณรวบกวนบางชนิดไปได้ สัญญาณรบกวนที่มีย่านความถี่เฉพาะ เช่น น้อยกว่า 20 Hz หรือที่ 50 Hz ก็สามารถถูกกำจัดด้วยตัวกรองสัญญาณพื้นฐานทั่วไปได้ แต่ในกรณีของสัญญาณรบกวนที่เกิดจากส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์และเครื่องมือวัด ที่สร้างสัญญาณรบกวนในย่านความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ตั้งแต่ 0 Hz – 1000 Hz ก็เป็นไปได้ยากที่จะกำจัดด้วยวงจรกรองความถี่ทั่วไป การกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ต จึงถูกนำมาใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนชนิดนี้ จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่ามีพารามิเตอร์ทั้งหมด 5 ตัว ที่จำเป็นต้องทำการออกแบบ หาวิธีการที่เหมาะสมที่สุด ในแต่ละพารามิเตอร์ ซึ่งสามารถสรุปโดยสังเขปได้ดังนี้

1) Wavelet basis functions ประกอบด้วย 6 wavelet families คือ

- Daubechies (db) wavelets มี 10 ชนิดย่อย
- Symlets (sym) wavelets มี 7 ชนิดย่อย
- Coiflet (coif) wavelets มี 5 ชนิดย่อย
- BiorSplines (bior) wavelets มี 15 ชนิดย่อย
- ReverseBior (rbio) wavelets มี 15 ชนิดย่อย และ
- Discrete Meyer (dmey) wavelet อีก 1 ชนิด

2) Decomposition levels สามารถทำได้ตั้งแต่ระดับ 1 จนถึงระดับสูงสุด (J) ที่ $\log_2(N)$ โดยที่ N คือ จำนวนข้อมูลทั้งหมด

3) Threshold selection rules ประกอบด้วยวิธีพื้นฐานทั้งหมด 4 วิธี คือ

- Universal method
- SURE method
- Hybrid method
- Minimax method

อย่างไรก็ตามหลังจากทำการเปรียบเทียบทั้ง 4 วิธีแล้วพบว่า วิธี Universal method ได้ผลในการลดสัญญาณรบกวนที่ดี เมื่อเทียบกับอีก 3 วิธี ดังนั้น วิธี Universal จึงได้มีการศึกษาถึง

การปรับปรุงวิธีการ โดยการให้ค่าน้ำหนัก และนอกจากนี้ยังได้มีการศึกษาวิธีการปรับปรุงวิธีการอื่นๆ ที่มีการนำเสนอในบทความวิชาการอีก 6 วิธี ซึ่งประกอบด้วย

- Length Modified Universal rule (LMU)
- Scale Modified Universal rule (SMU)
- Global Scale Modified Universal rule (GSMU)
- Scale Length Modified Universal rule (SLMU)
- Log Scale Modified Universal rule (LSMU)
- Log Variable Modified Universal rule (LVMU)

4) Threshold rescaling methods แบ่งเป็นพารามิเตอร์ย่อย 2 ชนิด คือ จำนวนข้อมูล (N) และการหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณรบกวน (σ) ซึ่งทั้งสองพารามิเตอร์สามารถกำหนดทั้งแบบ Global และ Local

5) Thresholding functions ประกอบด้วยวิธีพื้นฐาน 2 วิธี คือ Hard function และ Soft function และวิธีประยุกต์แบบอื่นๆ อีก 13 วิธี

- Mid function (MID)
- Hyperbolic function (HYP)
- Modified hyperbolic function (MHP)
- Non-negative Garrote function (NNG)
- Compromising of HAD and SOF function (CHS)
- Weighted Averaging function (WAV)
- Improved function (IMP)
- Custom function (CUT)
- Firm function (FIM)
- Modified firm function (MFM)
- Qian function (QIN)
- Yasser function (YAS)

โดยแต่ละวิธีในทุกพารามิเตอร์ ได้ถูกโปรแกรมในโปรแกรมประยุกต์ MATLAB ซึ่งเป็นโปรแกรมที่นิยมใช้สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณชนิดต่างๆ รวมถึงสามารถประยุกต์ใช้กับระบบจริงได้ ทั้งการเก็บข้อมูล และการควบคุมอุปกรณ์ (Data acquisition and output control) ทั้งนี้โปรแกรม MATLAB ได้มีการเตรียมฟังก์ชั่นพื้นฐาน สำหรับการแปลงเวฟเล็ต และการลดสัญญาณ

รบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ตพื้นฐานไว้แล้ว อย่างไรก็ตาม วิธีการลดสัญญาณรบกวนชั้นสูงเพิ่มเติม ในทั้ง 5 พารามิเตอร์ ได้ถูกเขียนโปรแกรมเพิ่มเติม และมีการทดสอบการใช้งานเรียบร้อยแล้วทุกวิธี

หลังจากทำการเตรียมโปรแกรมทั้งหมดเรียบร้อย ทางคณะผู้วิจัยได้ทำการทดสอบทุกวิธีข้างต้น เพื่อหาวิธีการที่เหมาะสม โดยการสร้างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีสัญญาณรบกวนปนโดยสัญญาณรบกวนชนิด White Gaussian noise โดยใช้วิธีการประเมินในสองมุมมอง คือ การลดสัญญาณรบกวน (De-noising) และการสร้างสัญญาณใหม่ (Estimating) ซึ่งจากผลการทดลองสามารถสรุปเป็นวิธีการที่เหมาะสมที่สุดในแต่ละพารามิเตอร์ได้ ดังนี้

1) Wavelet basis functions ได้แก่ Daubechies 2 Daubechies 7 Symlets 2 Symlets 5 Coiflet 4 BiorSplines 5.5 และ ReverseBior 2.2

2) Decomposition levels ได้แก่ ระดับที่ 4

3) Threshold selection rules ได้แก่ การปรับปรุงวิธีการ Universal ที่ชื่อว่า Global Scale Modified Universal rule

4) Threshold rescaling methods ได้แก่ การใช้จำนวนข้อมูล (N) แบบ Level dependent และการหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (σ) ทั้งแบบ First และ Level dependent

5) Thresholding functions ได้แก่ วิธีการ Adaptive denoising function

เนื่องจากในหัวข้อนี้ประกอบด้วยศัพท์เทคนิค และชื่อวิธีการเฉพาะจำนวนมาก ซึ่งยังไม่ได้บัญญัติไว้ในภาษาไทย เพื่อให้ทำความเข้าใจง่าย ทั้งในส่วนของทฤษฎี ผลการทดลอง อภิปรายผลการทดลอง และสรุปผลการทดลอง ของวิธีการลดสัญญาณรบกวน ด้วยการแปลงวิเคราะห์แบบเวฟเล็ต จึงได้ถูกรวบรวม และตีพิมพ์ในรูปแบบของ หนึ่งบทของหนังสือวิชาการ ในหนังสือภาษาอังกฤษ ของสำนักพิมพ์นานาชาติ ซึ่งถูกนำเสนอในภาคผนวก ฉ

Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "The Usefulness of Waveform Transform to Reduce Noise in the SEMG Signal," in *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*, Intech, 2012, pp. 107-132.

บทที่ 7
สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ มีวัตถุประสงค์หลัก ในการออกแบบและพัฒนาฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวเพื่อเผยแพร่และแลกเปลี่ยนระหว่างนักวิจัย ที่มีมาตรฐานทั้งในรูปแบบของการนำเสนอและคุณภาพของข้อมูลที่นำเสนอ ซึ่งฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดนี้ ยังไม่มีการจัดทำและเผยแพร่มาก่อน

ในกระบวนการวิจัย ได้เริ่มจากการศึกษามาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่จัดทำและเผยแพร่ที่เป็นที่ยอมรับ 3 ฉบับ คือ

(1) มาตรฐานการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เขียนโดย ดอกเตอร์ โรเบอร์โตเมอร์เลตติ (Roberto Merletti) ซึ่งมาตรฐานฉบับนี้ได้รับการรับรองจากสมาคมนานาชาติของสรีรวิทยาไฟฟ้าและการเคลื่อนไหว-ไอเอสอีเค (International Society of Electrophysiology and Kinesiology-ISEK) และถูกใช้เป็นมาตรฐานสำหรับการตีพิมพ์ในวารสารวิชาการสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการคลื่อนไหว (Journal of Electromyography and Kinesiology)

(2) มาตรฐานการรายงานผลข้อมูลซีเนียม (SENIAM: Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) ซึ่งเป็นมาตรฐานที่กำหนดขึ้นโดยนักวิจัยในแถบยุโรป และมีการนำมาใช้เพื่อเป็นมาตรฐานในการวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในหลายบทความทางวิชาการในวารสารระดับนานาชาติ

(3) มาตรฐานการรายงานข้อมูลของนักวิจัยท่านอื่นๆ ที่มีชื่อเสียง เช่น เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ (EMGLAB) หรือ ดอกเตอร์ คาร์โล เจ เดอ ลูกา (Carlo J. De Luca) เป็นต้น

ซึ่งมาตรฐานในข้อที่ 1 และ 2 ซึ่งเป็นที่นิมใช้อย่างแพร่หลายได้มีการอธิบายรายละเอียดเป็นภาษาไทยในรายงานฉบับนี้ และมีการวิเคราะห์เปรียบเทียบ เพื่อดูความเหมือนและแตกต่างของรายละเอียดในแต่ละหัวข้อ ซึ่งสุดท้าย คณะผู้วิจัยได้จัดทำรูปแบบมาตรฐานในการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวขึ้นมาเอง ในตารางที่ 3-2

หลังจากได้รูปแบบของการรายงานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวแล้ว ทางคณะผู้วิจัยจึงได้ออกแบบการทดลอง เพื่อเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวที่มาตรฐานสำหรับใช้ในการเผยแพร่และแลกเปลี่ยนในฐานข้อมูลที่จะจัดทำขึ้น เพื่อใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นในการจัดทำฐานข้อมูล และเป็นตัวอย่างสำหรับข้อมูลอื่นๆ ที่จะนำมาเผยแพร่ต่อไป ซึ่งในเบื้อง

ต้นทางคณะผู้วิจัยได้เลือกตัวอย่างข้อมูลใน 3 รูปแบบ ซึ่งมีความแตกต่างกันในแง่ของลักษณะสัญญาณ และการนำไปประยุกต์ใช้งาน ประกอบด้วย

(1) การเคลื่อนไหวของมือและแขน (Upper limb motions) จำนวน 9 ท่าทาง ประกอบด้วย ท่าแบมือ ท่ากำมือ ท่ายืดมือ ท่างอมือ ท่าหงายมือ ท่าคว่ำมือ ท่าเอียงนิ้วไปทางซ้ายของหัวแม่มือ ท่าเอียงนิ้วไปทางขวาของหัวแม่มือ และท่าพัก

(2) การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ (Isometric contraction) ในช่วงน้ำหนัก 1 ถึง 5 กิโลกรัม ที่มุมตั้งแต่ 0 จนถึง 150 องศา

(3) การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ (Isotonic contraction) ในช่วงน้ำหนัก 1 ถึง 5 กิโลกรัม ที่มุมตั้งแต่ 0 จนถึง 180 องศา

เพื่อความเหมาะสมและประโยชน์สูงสุด สำหรับการนำไปประยุกต์ใช้ จึงมีความจำเป็นต้องเลือกมัดกล้ามเนื้อที่เหมาะสมสำหรับ แต่ละการทดลอง ซึ่งได้มีการทดลองและวิเคราะห์เพื่อเลือกจาก 10 กล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับท่าทางนั้น ให้เหลือ 5 มัดกล้ามเนื้อ ตามจำนวนช่องสัญญาณที่สามารถบันทึกได้ด้วยเครื่องมือมาตรฐานที่มีอยู่ นอกจากนี้ยังมีการทดลองเพื่อหาลักษณะของท่าทาง (Posture) ที่เหมาะสมสำหรับการเก็บสัญญาณไฟ้ากล้ามเนื้อด้วย หลังจากนั้นจึงได้มีการออกแบบโปรแกรมที่ใช้ในการจับสัญญาณ และรูปแบบการทดลองจริง ซึ่งมีจุดที่น่าสนใจ คือ

(1) มีการจัดทำคู่มือการใช้งานเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รุ่น Mobi6-6b ของบริษัท Twente Medical Systems International B.V. และโปรแกรม PortiLab2 อย่างละเอียดไว้ ทั้งนี้เนื่องจากเครื่องมือวัดและโปรแกรมข้างต้น ยังไม่มีคู่มือการใช้งานจากบริษัทผู้ผลิต เหมือนเครื่องมือและโปรแกรมของบริษัทอื่น อย่าง Biopac หรือ Delsys แต่มีการใช้งานอย่างแพร่หลายมากขึ้นของเครื่องมือวัดและโปรแกรมข้างต้น ดังนั้น คู่มือในการใช้งานอย่างละเอียดนี้จะทำให้นักวิจัยท่านอื่นๆ สามารถใช้งานได้ง่ายขึ้น และอาจมีการแปลเป็นภาษาอังกฤษในอนาคต

(2) ข้อมูลที่ได้บันทึก มีการบันทึกจากอาสาสมัคร จำนวน 20 คน แบ่งเป็นชาย 10 คน หญิง 10 คน ซึ่งมีจำนวนมากพอ สำหรับการนำไปวิเคราะห์ต่อ ซึ่งโดยทั่วไปจากการทบทวนวรรณกรรม งานวิจัยมักจะใช้จำนวนอาสาสมัครอยู่ที่ 10 คน หรือน้อยกว่า นอกจากนี้ งานส่วนใหญ่จะบันทึกสัญญาณจากอาสาสมัครเพียง 1 วัน แต่ในงานวิจัยนี้ได้บันทึกสัญญาณจากอาสาสมัครจำนวน 4 วัน และในแต่ละวันมีการทดลองซ้ำถึง 15 ครั้ง ทำให้ข้อมูลที่ได้สามารถนำไปในการวิเคราะห์ผลกระทบ ทั้งในประเด็นของความแตกต่างระหว่างบุคคลและเวลา

(3) ในงานวิจัยนี้ มีการวัดค่าพารามิเตอร์ทางสรีรวิทยาของอาสาสมัคร เพิ่มเติม เพื่อนำไปประกอบในการใช้วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ ซึ่งงานวิจัยในปัจจุบัน เริ่มมีความสนใจหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวและพารามิเตอร์ทางสรีรวิทยาของอาสาสมัครมากขึ้น และทำให้ข้อมูลสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานวิจัยที่หลากหลายขึ้น เช่น ทางด้านการยศาสตร์ (Ergonomic) ชีวกลศาสตร์ (Biomechanic) และส่วนเชื่อมต่อระหว่างบุคคลและคอมพิวเตอร์ (Human-Computer Interaction)

เมื่อได้ข้อมูลที่มีมาตรฐานแล้ว ทางคณะผู้วิจัยได้ทำการออกแบบเว็บไซต์และฐานข้อมูลเพื่อเผยแพร่ข้อมูลข้างต้น โดยเริ่มจากการศึกษาเว็บไซต์ฐานข้อมูลที่เผยแพร่สัญญาณทางชีวภาพชนิดอื่น และมีการวิเคราะห์ข้อดี ข้อเสีย เพื่อนำมาออกแบบเว็บไซต์ฐานข้อมูลใหม่ขึ้นมา โดยเว็บไซต์ที่ได้ถูกศึกษา ประกอบด้วย

(1) เว็บไซต์ฟิสิโอเนต (www.physionet.org) ซึ่งเป็นแหล่งข้อมูลสัญญาณทางชีวการแพทย์ขนาดใหญ่ และรู้จักอย่างแพร่หลาย โดยเฉพาะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจ

(2) เว็บไซต์อีเอ็มจีแลบ (www.emglab.net) เป็นแหล่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดใส่เข้าไปในกล้ามเนื้อ

(3) เว็บไซต์อีอีจีแลบ (http://sccn.ucsd.edu/~arno) ซึ่งเป็นแหล่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าคลื่นสมอง

หลังจากการวิเคราะห์และได้สรุปแนวทางในการจัดทำเว็บไซต์ใหม่ขึ้นมาแล้ว ได้มีการจัดทำเว็บไซต์ออกมา 2 ครั้ง (2 รูปแบบ คือ รูปแบบปัจจุบัน และรูปแบบเก่า) ซึ่งถูกนำแผยแพร่ทั้งสองรูปแบบ ทั้งนี้ในการออกแบบได้มีการคำนึงถึง รูปแบบของหน้าแรก หน้าแสดงข้อมูล รูปแบบการแสดงสัญญาณ และรูปแบบการจัดเก็บที่เหมาะสมด้วย ซึ่งรายละเอียดของเว็บไซต์ทั้งสองรูปแบบได้แสดงไว้ในภาคผนวก จ 2

เว็บไซต์ได้เผยแพร่ภายใต้ ชื่อ www.emgdatabank.psu.ac.th ซึ่งดำเนินการขอ Domain name จากศูนย์คอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ส่วนเครื่องเซิร์ฟเวอร์ได้ติดตั้งไว้ที่ห้องเซิร์ฟเวอร์ ศูนย์คอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ชั้น 3 อาคารวิจัยวิศวกรรมประยุกต์สิรินธร มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

นอกจากนี้กระบวนกำจัดสัญญาณรบกวนบางชนิดที่อยู่ในสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว ด้วยการแปลงวิเคราะห์แบบเวฟเล็ต จะมีการเผยแพร่ในส่วนของ Software ในอนาคต เช่นเดียวกับเว็บไซต์ฐานข้อมูลอื่นๆ เพื่อให้นักวิจัย สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนที่ยังมีปะปนในสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และได้สัญญาณที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ต่อไป

ผลลัพธ์ของงานวิจัยนี้ ในส่วนของฐานข้อมูล คือ ได้ฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวที่มีมาตรฐาน สามารถถูกนำไปใช้เป็นข้อมูลในการวิจัย ของนักวิจัยที่ต้องการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว ในรูปแบบที่หลากหลาย และได้ผลการวิเคราะห์ที่มีคุณภาพ ทำให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างถูกต้องแม่นยำ รวมถึงเมื่อมีนักวิจัยทีมอื่นนำข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามชนิดพื้นผิวที่ได้จากฐานข้อมูลของจากงานวิจัยนี้ไปใช้งาน ก็จะต้องมีการอ้างอิงบทความวิชาการของฐานข้อมูลนั้นๆ ต่อไป นอกจากนี้ เว็บไซต์ฐานข้อมูล ยังทำหน้าที่เป็นสื่อกลาง ในการแลกเปลี่ยนข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิว เพิ่มเติมต่อไปด้วย

ทั้งนี้ เพื่อแสดงให้เห็นว่าข้อมูลในฐานข้อมูลสามารถนำไปวิเคราะห์ได้ผลถูกต้อง จึงได้มีการนำผลการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ไปนำเสนอและเผยแพร่ ในที่ประชุมวิชาการระดับนานาชาติ และตีพิมพ์ในวารสารวิชาการ ในฐานข้อมูล Science Citation Index Expanded ที่มี Impact Factor โดยส่วนหนึ่งของผลลัพธ์ในงานวิจัยนี้ ถูกนำเสนอในที่ประชุมวิชาการระดับนานาชาติ จำนวน 3 บทความ ภายใน 2 ปี ดังนี้

• Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "Time-Dependent EMG Power Spectrum Features of Biceps Brachii During Isotonic Exercise," Journal of Sports Science and Technology, Vol. 10, No. 2S, December 2010, pp. 314-318. (Abstracted in 2nd International Conference on Sports and Exercise Science)

• Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "Time-Dependent EMG Power Spectrum Parameters of Biceps Brachii During Cyclic Dynamic Contraction," in Proc. of 5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering, Kuala Lumper, Malaysia, June 20-23, 2011, pp. 233-236.

• Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "A Feasibility Study of Fatigue and Muscle Contraction Indices Based on EMG Time-Dependent Spectral Analysis," in Proc. of 3rd International Science, Social-Science, Engineering and Energy Conference, Rose Garden Riverside, Nakhon Pathom, Thailand, February 2-5, 2012, pp. 239-245.

1 บทความ ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติที่มี Impact Factor และในรูปของ 1 บทในหนังสือภาษาอังกฤษ จัดพิมพ์โดยสำนักพิมพ์นานาชาติ ดังนี้

• Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "Mean and Median Frequency of EMG Signal to Determine Muscle Force Based on Time-Dependent Power Spectrum," Elektronika ir Elektrotrchnika, Vol. 19, No. 3, March 2013, in press. (IF2011: 0.913)

• Angkoon Phinyomark, Sirinee Thongpanja, Huosheng Hu, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis," in Computational Intelligence in Electromyography Analysis: A Perspective on Current Applications and Future Challenges, October 2012, pp. 195-220.

บทความทั้ง 5 ได้แนบไว้ใน ภาคผนวก ช

นอกจากนี้กลุ่มเป้าหมายที่จะนำผลงานวิจัยนี้ไปใช้ต่อยอด จะประกอบไปด้วยนักวิจัยที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพื้นผิวไปใช้ในการวิเคราะห์ ทั้งทางด้านการแพทย์ และทางด้านวิศวกรรมศาสตร์

บรรณานุกรม

[1] ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล และคณะ, "*การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นเพื่อตรวจจับ จุดกลืน*", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 19 ณ มหาวิทยาลัยขอนแก่น เล่ม 2 DS-24, 2539.

[2] สาวิตร์ สุวรรณรัตน์, ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล, บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา, และอลิสา สุวัณณปุระ, "*การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนกับมุม ในการงอแขน*," *Ladkrabang Engineering Journal*, vol. 19, no. 3, Sep. 2002.

[3] R. Boostani and M.H. Moradi, "Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand," *Physiological Measurement*, vol. 24, 2003, pp. 309-319.

[4] M. Zecca, S. Micera, M.C. Carrozza, and P. Dario, "Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 2002, pp. 459-485.

[5] R. Merletti, "Standards for reporting EMG data," International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Available: www.isek-online.org/pdf/ISEK_EMG-Standards.pdf [Accessed: July 2, 2009].

[6] X. Guo, P. Yang, Y. Li, and W.L. Yan, "The SEMG analysis for the lower limb prosthesis using wavelet transformation," in *Proc. IEEE 26th Annu. Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology*, San Francisco, CA, 2004, pp. 341-344.

[7] X. Guo, P. Yang, Y. Li, and W.L. Yan, "Study and analysis of surface EMG for the lower limb prosthesis," in *Proc. 3rd Int. Conf. Machine Learning and Cybernetics*, Shanghai, Aug. 2004, pp. 3736-3740.

[8] Z. Qingju and L. Zhizeng, "Wavelet de-noising of electromyography," in *Proc. IEEE Int. Conf. Mechatronics and Automation*, Luoyang, 2006, pp. 1553-1558.

[9] C.F. Jiang and S.L. Kuo, "A comparative study of wavelet denoising of surface electromyographic signals," in *Proc. IEEE 29th Annu. Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology*, Lyon, 2007, pp. 1868-1871.

[10] M. Khezri and M. Jahed, "Surface electromyogram signal estimation based on

wavelet thresholding technique," in *Proc. IEEE 30th Annu. Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology*, Vancouver, BC, Aug. 2008, pp. 4752-4755.

[11] Bicep Curl. (Online) Available from: http://healthtwo.wikispaces.com/Kayla's+Page [July, 2011]

[12] ศันสนีย์ สวัสดิพงษ์, "*สรีรวิทยาของระบบกล้ามเนื้อ*," สงขลา, ภาควิชาสรีรวิทยา มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2535.

[13] สุทธิ์ ศรีบูรพา, "*เออร์กอนอมิกส์: วิศวกรรมมนุษยปัจจัย*," กรุงเทพฯ, บริษัท ซีเอ็ดยูเคชัน จำกัด (มหาชน), 2540.

ภาคผนวก
ดูรายละเอียดในซีดี