



รายงานการวิจัย

การศึกษาผลของกล้ามเนื้ออ่อนล้าในระหว่างที่มีการหดตัว
แบบไดนามิก โดยใช้เทคนิคของความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับความถี่

Study of Muscle Fatigue During Dynamic Contractions

by Time - Frequency Transforms

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีที่ได้ให้ทุนสนับสนุนงานวิจัยในครั้งนี้ และขอขอบคุณศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีที่ได้ให้ความสะดวกด้านสถานที่ และเครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้ในการวิจัย รวมทั้งขอขอบคุณ Assoc. Prof. Dr. Joewono Widjaja ที่ได้ให้คำปรึกษาในการวิเคราะห์ข้อมูล, คุณศิริวัฒน์ สุนทรานนท์, คุณพิชญา กัณหะลาและคุณปิยะพงษ์ รัตนอกในการให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆ งานวิจัยนี้สำเร็จได้ด้วยความสำเร็จและความเรียบร้อย และขอขอบคุณ คุณกานดา ตั้งษ์สาย ที่ช่วยพิมพ์รายงานการวิจัยให้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

ผู้วิจัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ในการวิจัยครั้งนี้เพื่อศึกษาผลของกล้ามเนื้ออ่อนล้าในระหว่างที่มีการหดตัวแบบไดนามิก โดยใช้เทคนิคของความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับความถี่ โดยที่ผู้ถูกทดสอบจะนั่งในท่าสบายและทำการยกตุ้มน้ำหนัก โดยให้แขนยกขึ้นลงด้วยมุม 90 องศา ทำติดต่อกันโดยไม่มีการหยุดพัก จนกระทั่งผู้ถูกทดสอบเริ่มรู้สึกอ่อนล้าจึงหยุด ซึ่งในการวิจัยนี้จะติดอิเล็กโทรดที่ผิวหนัง (Surface electrode) ตรงส่วนของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์เบรคิอาล (Biceps brachii) ทั้งแขนขวาและแขนซ้าย ต่อจากนั้นจึงนำเทคนิคการคำนวณของ เวฟเล็ตทรานสฟอร์ม มาคำนวณวิเคราะห์ข้อมูลที่ 0 นาที, 1 นาที และ ที่ 2 นาที ตามลำดับ ผลปรากฏว่ากล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบคิอาล ของแขนซ้ายจะเริ่มอ่อนล้าได้เร็วกว่าแขนขวา ดังนั้นการใช้เวฟเล็ตทรานสฟอร์มมาวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของความถี่กับฟังก์ชันเวลาเป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยวัดการเริ่มความอ่อนล้าของกล้ามเนื้อในระหว่างที่มีการหดตัวแบบไดนามิกได้

ABSTRACT

The objective of this research work was to study the muscle fatigue during dynamic contractions by time – frequency transformation. The subjects were seated comfortably and lifted the weight up and down with elbow flexion for 90 degree continuously until fatigue. Surface electrodes of EMG were placed on the biceps brachii muscle of left and right arms. Wavelet transform was used for analyzing the collected data at 0 minute, 1 minute and 2 minutes, respectively. The results showed that the biceps brachii of the left hand side was fatigued faster than that of the right hand side. Therefore, the use of the wavelet transform to analyze the frequency variation as a function of the time is important for measurement of the occurrence of the fatigue muscle during dynamic contractions.

สารบัญ

กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญ ภาพ	จ
บทที่ 1 บทนำ	
ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย	2
ขอบเขตของการวิจัย	2
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย	2
หน่วยงานที่ทำ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีการศึกษาสัญญาณ	3
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	6
อุปกรณ์	6
วิธีเก็บรวบรวมข้อมูล	6
การวิเคราะห์สัญญาณอี เอ็ม จี ในASCII format	7
บทที่ 4 สรุปผลและอภิปราย	9
บรรณานุกรม	19
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก	21
ภาคผนวก ข	22
ประวัติผู้วิจัย	24

สารบัญญภาพ

	หน้า
รูปภาพที่ 1. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต ทรานสฟอร์มของสัญญาณเชิงรฟ	5
รูปภาพที่ 2. การบันทึกสัญญาณ อีเอ็ม จี จาก (a) แขนซ้าย และ (b) แขนขวา	12
รูปภาพที่ 3. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต ทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 0 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนซ้าย	13
รูปภาพที่ 4. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต ทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 1 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนซ้าย	14
รูปภาพที่ 5. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต ทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 2 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนซ้าย	15
รูปภาพที่ 6. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต ทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 0 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนขวา	16
รูปภาพที่ 7. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต ทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 1 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนขวา	17
รูปภาพที่ 8. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต ทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 2 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนขวา	18

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

เป็นที่ทราบกันอย่างแพร่หลายว่า เราสามารถวัดแรงกล้ามเนื้อได้ โดยตรวจคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อที่เราเรียกว่า การตรวจวัด อิเล็กโตรไมโอแกรม หรือ อี เอ็ม จี (Electromyogram, EMG) ซึ่งสามารถวัดได้โดยการวางอิเล็กโตรดลงบนผิวหนัง (Surface electrode) หรือสอดเข้าไปในกล้ามเนื้อ (Needle electrode) ซึ่งสัญญาณนี้ สามารถแปรผลออกมาในลักษณะของปฏิกิริยาของกล้ามเนื้อ เนื่องมาจากมีการรวมตัวของการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Motor unit contraction) ซึ่งส่งออกมาในรูปของศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (Action potential) จากระบบประสาทส่วนกลาง (Motor cortex) ทำให้เกิดช่องกว้าง (Amplitude) พร้อมกับการรวมตัวของเส้นใยของกล้ามเนื้อ (Fiber recruitment) ซึ่งเราสามารถดูได้จากความถี่ของไฟฟ้าในกล้ามเนื้อจะเพิ่มขึ้น (6,9) ในปี ค.ศ. 1984 De Luca, C.L (4) พบว่าขณะที่กล้ามเนื้อหดตัว ความถี่เพิ่มขึ้นจะได้ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นเป็นสัดส่วนกัน และขณะที่กล้ามเนื้ออ่อนล้า ความถี่ลดลงไฟฟ้าของกล้ามเนื้อก็จะลดลงเช่นเดียวกัน

ได้มีการให้นิยามของกล้ามเนื้ออ่อนล้าว่า หมายถึง ความสามารถ (แรง) ในการทำงานของกล้ามเนื้อลดลง หรือเป็นความล้มเหลวของการส่งสัญญาณจากจุดใดจุดหนึ่งของระบบประสาทไปที่เซลล์ของกล้ามเนื้อที่ช่วยในการควบคุมแรง

เมื่อกล้ามเนื้อได้รับแรงที่มากกระทำอย่างต่อเนื่อง ไม่ว่าจะเป็นแบบ static (ความยาวของกล้ามเนื้อคงที่) หรือแบบ dynamic (ความยาวของกล้ามเนื้อเปลี่ยนแปลงไปจะทำให้ความเข้มข้นของ H^+ ภายในเซลล์เปลี่ยนแปลงไปด้วย ทำให้เกิดการเหนี่ยวนำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าเพื่อทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ซึ่งในการเปลี่ยนแปลงของความเร็วนี้ไม่สามารถเห็นได้โดยตรง ดังนั้นเราจึงสามารถดูได้จากการเปลี่ยนแปลงความถี่ (Frequency) ของสัญญาณจาก อี เอ็ม จี (EMG) ซึ่งปกติค่า EMG ที่ได้ออกมานั้น จะหาได้จากค่าเฉลี่ยของความถี่ทั้งหมดซึ่งไม่สามารถจะชี้เฉพาะเจาะจงไปได้ว่ากล้ามเนื้อนั้น เกิดการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าที่เวลาใด ดังนั้นในปี ค.ศ. 1984 Remes และคณะ (19) จึงได้พยายามพัฒนาการวิเคราะห์ EMG จากข้อมูลดิบโดยใช้เทคนิคการคำนวณโดยใช้ฟาสต์โฟเรียทรานสฟอร์ม (Fast Fourier Transform)(8) เพื่อนำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ เช่น การปวดหลังที่ต้องใช้ทางกายภาพบำบัดเข้าช่วย (5,13,14,20) แต่อย่างไรก็ตาม เทคนิคในการคำนวณ ที่พัฒนามาใช้กับ EMG นั้น ก็มักจะใช้กับการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบไอโซเมตริก (Isometric contraction) อย่างกว้างขวาง (1,2,3,7,12) ส่วนการพัฒนาทางด้าน การคำนวณของ EMG ที่ใช้กับการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบไดนามิก (Dynamic contraction) ยังมีน้อย ทางมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีก็มีเครื่องมือตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyogram) หรือเรียกสั้น ๆ

ว่า EMG โดยเครื่องมือนี้มี software ที่สามารถวิเคราะห์ในภาพรวมของความถี่ที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงได้ แต่ยังไม่มียังไม่มี software ที่จะหาความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและความถี่ได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเห็นความสำคัญและประโยชน์ในการที่เราจะนำเทคนิคใหม่มาคำนวณเพื่อใช้ในการวิเคราะห์สเปกตรัมของ EMG โดยใช้เทคนิคในการแปลงผลทางคณิตศาสตร์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและความถี่ในการหาค่าของกล้ามเนื้อเพื่อที่จะนำเอาความรู้ที่ได้นี้ไปประยุกต์ใช้ทางด้านการกีฬาที่เราต้องการวิเคราะห์ว่ากล้ามเนื้อใดให้พลังหรือความถี่ในการหดตัวได้มากที่สุด รวมทั้งการนำไปประยุกต์ใช้กับทางการแพทย์ ภายภาพบำบัด และการฟื้นฟู รวมทั้งทางด้านเวชศาสตร์การกีฬา เป็นต้น

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อศึกษาระบบและสัญญาณของ EMG ของเครื่อง muscle tester รุ่น ME 3000 Professional (Mega Eletronics Ltd, Finland)
2. เพื่อศึกษาเทคนิคการคำนวณโดยใช้ความสัมพันธ์ของเวลาและความถี่ในการวิเคราะห์สัญญาณของ EMG ที่เวลาต่างกัน
3. เพื่อนำเทคนิคการคำนวณนี้ไปใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณของ EMG ขณะที่กล้ามเนื้อมีการหดตัวแบบไดนามิก

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

ผู้วิจัยต้องการศึกษาถึงเทคนิคการคำนวณโดยใช้ความสัมพันธ์ของเวลาและความถี่ เพื่อนำมาวิเคราะห์สัญญาณของ EMG ขณะที่มีการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบไดนามิก

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เพื่อพัฒนากระบวนการวิเคราะห์ทางสเปกตรัม สำหรับการวิเคราะห์ Surface EMG
2. เพื่อพัฒนาเทคนิคใหม่ในการวิเคราะห์แรงของกล้ามเนื้อ
3. เพื่อนำเทคนิคใหม่นี้ไปประยุกต์ใช้ทางด้านวิทยาศาสตร์สุขภาพ

หน่วยงานที่นำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์

1. สาขาวิชาสรีรวิทยา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
2. การกีฬาแห่งประเทศไทย
3. เวชศาสตร์การกีฬาและการฟื้นฟูทางกายภาพบำบัด

บทที่ 2

ทฤษฎีในการศึกษาสัญญาณ

ในการศึกษาสัญญาณจากข้อมูลดิบนั้นมักจะใช้เวลา หรือสเปซโดเมน (Space domain) ซึ่งทั้ง 2 ตัวนี้ไม่ใช่เป็นตัวแทนที่ดีที่สุดในการวิเคราะห์สัญญาณแบบประยุกต์ได้ เราพบว่าหลายครั้งที่อินฟอร์เมชัน (Information) สำคัญ ๆ ถูกซ่อนอยู่ในลักษณะของความถี่ของสัญญาณ ซึ่งอินฟอร์เมชันนี้จะไม่สามารถเห็นได้จากเวลา แต่สามารถสังเกตได้จากความถี่ ดังนั้นวิธีการที่เราจะหาความถี่ของสัญญาณได้นั้นจะหาได้จากการใช้วิธีการคำนวณโดยใช้ฟูรีเยทรานสฟอร์ม (Fourier transform)

ฟูรีเย ทรานสฟอร์ม (Fourier transform) เป็นการแปลงผลทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการแยกความถี่ของสัญญาณที่ไม่สามารถอ่านได้โดยตรงจากข้อมูลดิบ ฟูรีเยทรานสฟอร์มของ time signal $s(t)$ จะเขียนเป็นสมการ ได้ดังนี้ (17)

$$S(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \exp(-j2\pi ft) dt \quad (1)$$

ซึ่ง S หมายถึง Fourier transform ของสัญญาณ $s(t)$ และ f หมายถึงความถี่จากสมการจะเป็น infinite integration ของการคูณสัญญาณ $s(t)$ กับ exponential term ซึ่งประกอบด้วย sine และ cosine ที่มีความถี่ (f) ดังนั้นเมื่อ exponential term มี frequency (f) = f_0 และสัญญาณความถี่จะมี f_0 เป็นส่วนประกอบใหญ่ amplitude ของความถี่จะมีขนาดใหญ่ แต่ถ้าในสัญญาณนั้นไม่ได้มี f_0 เป็นส่วนประกอบใหญ่ ผลที่ได้ คือ amplitude ของความถี่จะมีขนาดเล็ก ดังนั้นการ integration จากสมการที่ 1 จะเป็นการรวมของผลรวมของความถี่ทั้งหมดและระยะเวลาทั้งหมดตั้งแต่ลบ infinity ($-\infty$) จนถึง บวก infinity ($+\infty$) ถึงแม้ว่าฟูรีเยทรานสฟอร์มจะสามารถหาค่าความถี่ได้ แต่ถ้าเราต้องการวิเคราะห์ความถี่ ณ เวลานั้น ๆ ฟูรีเยทรานสฟอร์มจะไม่สามารถแยกวิเคราะห์เฉพาะความถี่ ณ เวลานั้น ๆ ได้

ชอท - ทาม ฟูรีเย ทรานสฟอร์ม (Short-Time Fourier Transform)

เป็นการศึกษาสัญญาณที่คาดว่าจะจะเป็นลักษณะแบบคงที่ (Stationary) ในช่วงระยะเวลาสั้น ๆ โดยที่ STFT ของสัญญาณ $s(t)$ จะสามารถคำนวณได้จากสมการ (16)

$$STFT_s(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) w(t - \tau) \exp(-j2\pi ft) dt \quad (2)$$

ซึ่ง $w(t)$ คือ window function ร่วมกับความกว้างของ T และเมื่อ $w(t)$ มีค่าเท่ากับศูนย์เมื่อ $|t| > T/2$ ซึ่งการใช้ STFT นั้นจะต่างกับเทคนิคในการคำนวณโดยใช้ โฟเรียร์ ทรานสฟอร์ม เพียงเล็กน้อยเท่านั้น โดยที่ STFT จะแปลงผลโดยการคูณสัญญาณที่มี window function ซึ่งความกว้างของสัญญาณแต่ละช่วงจะต้องเท่ากันและค่อนข้างคงที่ และระยะเวลาที่ใช้จะต้องคงที่หรือเท่ากันในแต่ละช่วงของ window function ถ้าเลื่อน window function ไปตามแกนของเวลา แล้วทำการคำนวณซ้ำโดยการคูณแบบ โฟเรียร์ ทรานสฟอร์ม จนกระทั่งสิ้นสุดสัญญาณ เราก็จะสามารถหาความสัมพันธ์ของเวลาและความถี่ได้ แต่อย่างไรก็ตาม STFT จะมีปัญหาด้านความสัมพันธ์ของเวลาและความถี่เนื่องจากช่วงความกว้างของ window function ที่เรากำหนด ถ้าช่วงความกว้างของ window function แคบจะสามารถหาช่วงเวลาที่น่านอนได้ แต่การหาค่าของความถี่จะได้ค่าที่ไม่ถูกต้อง แต่ถ้าช่วงความกว้างของ window function กว้างมาก จะไม่สามารถหาค่าเวลาที่แน่นอนได้ แต่จะสามารถหาค่าของความถี่ได้ถูกต้องยิ่งขึ้น ดังนั้นในการใช้ STFT จึงไม่เหมาะสมในการใช้กับการหาค่าความสัมพันธ์ของเวลาและความถี่ที่ต้องการได้ค่าอย่างถูกต้อง ณ เวลานั้น ๆ ได้

เวฟเล็ต ทรานสฟอร์ม (Wavelet Transform) เป็นการแปลงผลทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการคำนวณหาความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและความถี่ของสัญญาณที่เป็นแบบไม่คงที่ (Non-stationary) เพื่อใช้ในการแก้ปัญหาในการใช้วิธีการคำนวณแบบ STFT ดังนั้นในการคำนวณหาเวฟเล็ต ทรานสฟอร์ม จะหาได้จากสมการดังต่อไปนี้ (10)

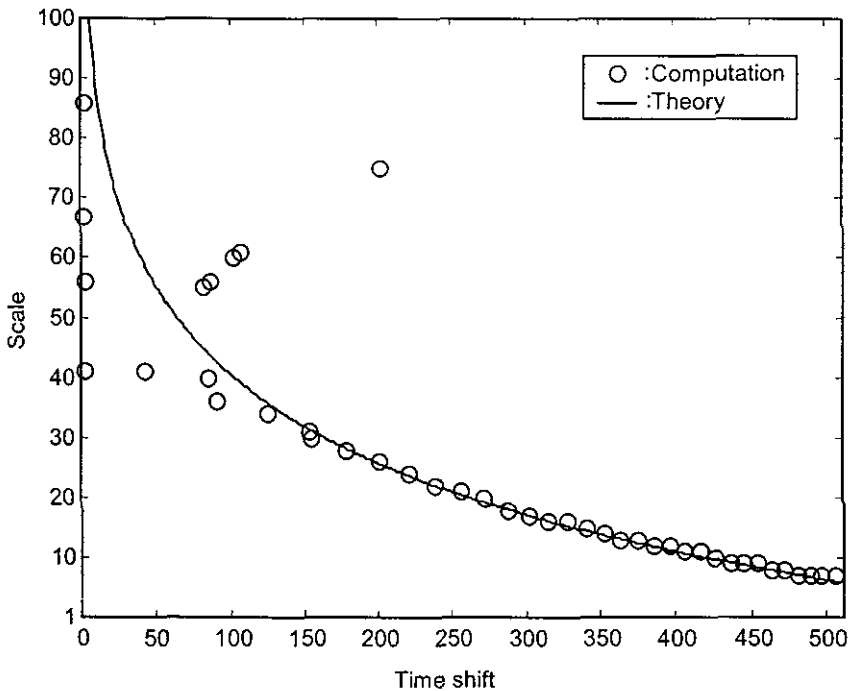
$$W_f(\tau, d) = \frac{1}{\sqrt{d}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) h^* \left(\frac{t-\tau}{d} \right) dt \quad (3)$$

โดยจะพิจารณาจากสหสัมพันธ์ไขว้ (Cross correlation) ระหว่างสัญญาณ $f(t)$ และสเกลของ wavelet $h(t/d)$ ซึ่ง d และ t จะเป็นตัวแปรของสเกลและการเลื่อนของเวลาตามลำดับ ซึ่ง เวฟเล็ต ทรานสฟอร์ม จะคำนวณโดยสเกลและแปลผลการวิเคราะห์ wavelet $h(t)$ ในชุดของฟังก์ชันที่มีการตอบสนองของความถี่ที่แตกต่างกัน โดยที่การเปลี่ยนแปลงสเกล จะไม่เหมือนกับแบบ STFT (16) โดยที่ เวฟเล็ต ทรานสฟอร์ม จะแยกสัญญาณต่าง ๆ ออกมาได้ ทำให้ได้ที่มีความถี่สูงจะได้ time resolution ที่ดี และที่ความถี่ต่ำจะได้ frequency resolution ที่ดี เมื่อสัญญาณ $f(t)$ มีความถี่เท่ากับ wavelet $h(t/d)$ โดยที่ภายในส่วนกลางของ $h^*(t-T)/d$ จะสามารถเกิด correlaton peak ขึ้นได้

ในรูปภาพที่ 1 แสดง $w(t)$ ของสัญญาณเชิรฟ ความถี่ของสัญญาณเชิรฟจะเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาเพิ่มขึ้น ดังนั้นเราจึงนำ เวฟเล็ต ทรานสฟอร์ม มาคำนวณโดยใช้ Morlet wavelet ดังสมการต่อไปนี้ (10)

$$h(t) = \exp(i2\pi f_0 t) \exp(-t^2/2) \quad (4)$$

โดยที่ f_0 หมายถึง การวิเคราะห์ wavelet ที่จุดศูนย์กลางของความถี่ ส่วนแกนตั้งและแกนนอนจะเป็นตัวบ่งชี้สเกลและปัจจัยในการแปลผล ตามลำดับ สัญญาณลักษณะที่เป็นวงกลมและเส้นทึบแสดงถึง correlation peak ที่คำนวณโดยใช้ เวฟเล็ท ทรานสฟอร์ม และค่าตามทฤษฎีของการเปลี่ยนแปลงของความถี่ของสัญญาณเชิงรีตามลำดับ ดังนั้นจากรูปภาพที่ 1 สัญญาณลักษณะที่เป็นวงกลมและเส้นทึบนั้นทับกันพอดี แสดงให้เห็นว่า ในการคำนวณโดยใช้ เวฟเล็ท ทรานสฟอร์ม นั้นค่าความถี่จะแปรผกผันกับสเกล ดังนั้นผลที่ได้จากรูปภาพที่ 1 จึงแสดงว่าเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นความถี่จะเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งเป็นไปตามทฤษฎี



รูปภาพที่ 1. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ท ทรานสฟอร์มของสัญญาณเชิงรี

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 อุปกรณ์

1. เครื่อง muscle tester รุ่น ME 3000 Professional
2. ต้มน้ำหนักขนาดน้ำหนัก 2 กิโลกรัม
3. เครื่องคอมพิวเตอร์ Pentium 133 MHz
4. เครื่อง printer
5. CD writer
6. Surface electrode
7. Electrode gel

3.2 วิธีเก็บรวบรวมข้อมูล

3.2.1 ผู้ถูกทดสอบ

ในการทดลองนี้จะเลือกผู้ถูกทดสอบ 1 คน ที่มีสุขภาพแข็งแรง ไม่มีโรคประจำตัว โดยเฉพาะโรคที่เกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อและกระดูก ผู้ถูกทดสอบจะเซ็นใบยินยอมในการทดลอง พร้อมกับได้รับคำอธิบายถึงขั้นตอนในการทำการทดลองโดยตลอด

ในวันทดลอง ผู้ถูกทดสอบจะทำการวัดสุขภาพโดยทั่วไป อาทิ เช่น วัดส่วนสูง น้ำหนัก และความดันโลหิต เป็นต้น พร้อมกับกรอกประวัติส่วนตัว และโรคประจำตัวด้วย

ให้ผู้ถูกทดสอบนั่งบนเก้าอี้พร้อมกับติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อตรงส่วนของไบเซ็ปส์เบรคิอาย (Biceps brachii) ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ที่จะทำหน้าที่ช่วยในการหดตัวของกล้ามเนื้อ ขณะที่มีการเคลื่อนไหวทั้งแขนซ้ายและแขนขวา ต่อจากนั้นให้ผู้ถูกทดสอบใช้มือซ้ายยกต้มน้ำหนักขนาดน้ำหนัก 2 กิโลกรัม โดยให้แขนยกขึ้นลงด้วย มุม 90 องศา ทำติดต่อกัน โดยไม่มีการหยุดพัก จนกระทั่งผู้ถูกทดสอบบอกว่าเริ่มรู้สึกอ่อนล้าจึงหยุดพร้อมกันนั้นก็จะจับเวลาร่วมไปด้วย ต่อจากนั้นจะให้ผู้ป่วยพักประมาณ 15 นาที แล้วจึงให้เริ่มที่มือขวาโดยการยกต้มน้ำหนักขนาดน้ำหนักเท่าเดิมและให้ยกแขนขึ้นลงด้วยมุม 90 องศา ทำติดต่อกัน โดยไม่มีการหยุดพักเช่นเดียวกัน จบครบเวลาที่ใช้กับมือซ้าย

3.2.2 การบันทึกสัญญาณ

ในการบันทึกสัญญาณ อี เอ็ม จี (EMG) นั้น เราจะใช้เครื่องมือวัดกล้ามเนื้อ ME 3000P โดยบันทึก ข้อมูลดิบ (Raw data) และใช้ความถี่ 1,000 Hz โดยที่ surface electrode ที่ใช้กับเครื่องนี้

สามารถที่จะวัดความถี่ของสัญญาณได้สูงสุดประมาณ 500 Hz ซึ่งเป็นผลมาจากการกรองสัญญาณของเนื้อเยื่อภายในร่างกาย การบันทึกสัญญาณจะถูกเก็บโดยฮาร์ดไดรฟ์เข้าไปที่ RAW format ต่อจากนั้นเราจะแปลงสัญญาณที่บันทึก RAW format นี้ให้เป็น ASCII format โดยใช้โปรแกรมของเครื่อง ME 3000P เพื่อวิเคราะห์สัญญาณดังต่อไปนี้ โดย ASCII format จะแสดง

First data point, Number of data points, Sample time

1, 144063, 0.001

Scaled data for each channel

Data1[1]	Data2[1]	Data3[1]	Data4[1]
Data1[2]	Data2[2]	Data3[2]	Data4[2]
...
Data1[n]	Data2[n]	Data3[n]	Data4[n]

ให้จุดแรกของข้อมูลจะมีค่าเท่ากับ 1, จำนวนทั้งหมดของข้อมูลจะมีค่าเท่ากับ 144063 และ เวลาจะมีค่าเท่ากับ 0.001 วินาที

ขณะที่ Data 1, DATA 2, Data 3, และ Data 4 คือ Amplitude ของสัญญาณ อี เอ็ม จี ซึ่งจะถูกเก็บใน Channel ที่ 1,2,3, และ 4 ตามลำดับ

3.3 การวิเคราะห์สัญญาณ อี เอ็ม จี ใน ASCII format

ในการวิเคราะห์สัญญาณ อี เอ็ม จี ใน ASCII format นั้น ข้อมูลดิบที่เราบันทึกใส่แผ่น CD หลังจากนั้นนำข้อมูลใส่เครื่องคอมพิวเตอร์โดยที่จะทำการลบ Header ของข้อมูลซึ่งประกอบด้วยค่าของจุดเริ่มต้น, จำนวนทั้งหมดของข้อมูลและเวลา (1, 144063, 0.001) ออกก่อน หลังจากนั้นเราสามารถ edit file โดยใช้โปรแกรมของ Notepad หรือ Microsoft Excel ก็ได้ หลังจากนั้น จึงใช้โปรแกรม Matlab เพื่ออ่านข้อมูลและนำมาคำนวณสัญญาณของเวฟเล็ท ทรานส์ฟอร์ม (ดูจากภาคผนวก ก) โดยจะนำเอาคุณสมบัติของโพเรีย ทรานส์ฟอร์มมาใช้ในการคำนวณดังนี้

$$W(\tau, d) = F^{-1} \left\{ \frac{1}{\sqrt{d}} F \{ f(t) \} F \left[h^* \left(\frac{t}{d} \right) \right] \right\}. \quad (5)$$

โดยที่ F และ F^{-1} หมายถึง forward และผกผันกับโพเรียทรานส์ฟอร์ม และเวฟเล็ททรานส์ฟอร์ม สามารถคำนวณได้โดยนำสัญญาณของโพเรียทรานส์ฟอร์มและเวฟเล็ท หลังจากนั้น

สเปกตรัมของสัญญาณและนำสเปกตรัมของเวฟเล็ทมาคูณกัน ส่งผลให้ผลลัพธ์ที่ได้จะผกผันกับค่าของโพเรียทธาน สฟอร์ม ดังนั้นก็จะสามารถคำนวณหาเวฟเล็ทธานสฟอร์ม นอกจากนี้ ในการคำนวณเวฟเล็ท ธานสฟอร์ม ซึ่งดูความสัมพันธ์ระหว่างเวลา (t) กับ สเตล (d) นี้จำเป็นต้องอาศัยหน่วยบันทึกความจำอย่างมาก แต่เนื่องจากคอมพิวเตอร์ที่ใช้มีหน่วยความจำที่จำกัด จึงทำให้สามารถวิเคราะห์สัญญาณ อี เอ็ม จี ได้สูงสุดเพียงแค่ 16,000 ตัวอย่างเท่านั้น ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับ 16 วินาที

บทที่ 4

สรุปผลและการอภิปราย

ในการศึกษาครั้งนี้ผู้วิจัยเลือกใช้แค่ 1 ช่องข้อมูลเท่านั้น คือ วัดกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบคิอา (Biceps brachii) เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ ที่ทำหน้าที่ในการหดตัวของกล้ามเนื้อเวลาที่กล้ามเนื้อมีการเคลื่อนไหว หรือหดเกร็ง นอกจากนี้ยังทำให้การรวมตัวของเส้นใยของกล้ามเนื้อได้ดี และชัดเจนกว่าการวัดกล้ามเนื้อมัดเล็กๆ เพื่อจะได้นำมาวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับความถี่ในขณะที่ยกน้ำหนักแบบไดนามิกมีความชัดเจนยิ่งขึ้น

จากรูปภาพที่ 2a และ 2b แสดงถึงการบันทึกสัญญาณ อี เอ็ม จี จากแขนซ้ายและแขนขวา ตามลำดับ โดยแกนตั้งจะแสดงถึง amplitude ของสัญญาณ ส่วนแกนนอนจะแสดงถึงเวลา จากรูปภาพทั้ง 2 นี้ แสดงถึงสัญญาณ อี เอ็ม จี ที่เกิดขึ้นจำนวนมาก เนื่องจากในการวัดนั้น เราวัดแบบใช้ surface electrode ซึ่งจะจับสัญญาณได้กว้าง ดังนั้น ศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อจึงสามารถถูกบันทึกได้จากกล้ามเนื้อเป็นจำนวนมาก จึงทำให้เราเห็นการหดตัวของกล้ามเนื้อเป็นจำนวนมากและติดติดกัน เป็นที่น่าสังเกตว่าลักษณะของความแรงของสัญญาณในแขนซ้ายจะค่อนข้างสูงกว่าในแขนขวา ทั้งนี้อาจเกิดเนื่องจากผู้ถูกทดสอบมีความถนัดทางแขนด้านขวา ซึ่งมักจะใช้ด้านขวาในการออกแรง ทำให้กล้ามเนื้อด้านขวาสามารถที่จะรับแรงหรือน้ำหนักได้มาก ขณะที่แขนด้านซ้ายนั้นปกติไม่ค่อยได้ใช้งานมากนักกล้ามเนื้อจึงรับแรงได้น้อยกว่า ดังนั้น เมื่อต้องใช้แรงรับน้ำหนักในขนาดที่เท่ากันก็จะทำให้กล้ามเนื้อทางแขนด้านซ้ายต้องออกแรงจำนวนมากเพื่อรับน้ำหนัก และจากการศึกษาครั้งนี้เนื่องจากการจำกัดในเรื่องความจำของเครื่องคอมพิวเตอร์ จึงทำให้เราสามารถบันทึกตัวอย่างได้สูงสุดเพียง 16,000 ตัวอย่างซึ่งจะเทียบเท่ากับประมาณ 16 วินาที ดังนั้นในการนำเอาสัญญาณมาวิเคราะห์ โดยใช้การคำนวณของเวฟเล็ตทรานสฟอร์ม เราจะวิเคราะห์ 3 ระยะ คือ ที่ 0 นาที, ที่ 1 นาที และที่ 2 นาที ซึ่งในแต่ละระยะเราจะใช้เวลาในการคำนวณเพื่อการวิเคราะห์ได้เพียง 16 วินาทีเท่านั้น ดังนั้นในภาพที่ 3,4 และ 5 จะแสดงให้เห็นผลของความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและความถี่ในแขนซ้ายที่ 0 นาที, ที่ 1 นาที และที่ 2 นาที ตามลำดับ

ส่วนภาพที่ 6,7 และ 8 จะแสดงให้เห็นผลของความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและความถี่ในแขนขวาที่ 0 นาที, ที่ 1 นาที และที่ 2 นาที ตามลำดับ โดยที่แกนนอนจะแสดงถึงเวลา ส่วนแกนตั้งจะแสดงถึงค่าของสเกลซึ่งในการคำนวณนั้น เราให้ค่าของสเกลจาก 1 ถึง 100 จะมีค่าเทียบเท่ากับ amplitude ของความถี่ระหว่าง 500 ถึง 5 เฮิรซ์ (Hz) ตามลำดับ และในการวิเคราะห์ข้อมูลเราจะใช้ความเข้มของสีเป็นตัวบ่งชี้ถึง amplitude ของความถี่ โดยที่สีดำแสดงถึง amplitude ของความถี่สูงสุดหรือความแรงของสัญญาณมากที่สุด ส่วนสีขาวแสดงถึง amplitude ของความถี่ต่ำสุดหรือความแรงของสัญญาณน้อยที่สุด

จากผลของการศึกษา เราพบว่าที่แขนซ้าย ที่ 0 นาที (ภาพที่ 3) นั้น จะมี amplitude ของความถี่สูงสุด หรือความแรงของสัญญาณสูงถึง 500 เฮิรซ์ (ค่าของสเกลอยู่ประมาณ 1) และจะพบว่าความเข้มของสีของกราฟจะแสดงสีดำและสีเทา และในภาพรวมจะพบว่ามี amplitude ของความถี่สูงสุดหรือ ความแรงของสัญญาณจะมีสเกลอยู่ประมาณ 1 ถึง 30 ต่อจากนั้นที่ 1 นาที (ภาพที่ 4) แสดงให้เห็นว่า amplitude ของความถี่หรือความแรงของสัญญาณเริ่มน้อยลง (จากความเข้มของสีดำที่จางลงเป็นสีเทา) แต่ amplitude ของความถี่หรือความแรงของสัญญาณยังคงมีสเกลอยู่ประมาณที่ 1 ถึง 30 และที่แขนซ้ายที่ 2 นาที (ภาพที่ 5) แสดงให้เห็นชัดเจนว่า amplitude ของความถี่สูงสุดหรือความแรงของสัญญาณนั้น ลดน้อยลงอย่างมากจากความเข้มของสีดำที่จางหายไป และค่าของสเกลย้ายขึ้นไปอยู่ในระดับตั้งแต่ 30 ขึ้นไป นั่นแสดงให้เห็นว่าความถี่ของสัญญาณเกิดขึ้นน้อยลง

ในการศึกษาที่แขนขวานั้น ที่ 0 นาที (ภาพที่ 6) แสดงถึง amplitude ของความถี่สูงสุด หรือความแรงของสัญญาณสูงมาก โดยแสดงในรูปของความเข้มของสีดำเป็นจำนวนมาก และอยู่ที่สเกลประมาณ 1 ถึง 15 ต่อจากนั้นที่ 1 นาที (ภาพที่ 7) เราพบว่า amplitude ของความถี่สูงสุด หรือความแรงของสัญญาณยังคงสูงมากใกล้เคียงกับที่ 0 นาที และที่ 2 นาที (ภาพที่ 8) เราพบว่า amplitude ของความถี่สูงสุดหรือความแรงของสัญญาณเริ่มลดลง โดยที่ความเข้มของสีดำเริ่มจางลงกลายเป็นสีเทา และตำแหน่งของสีดำยังคงอยู่ที่สเกลประมาณ 20

เนื่องจากสัญญาณ อี เอ็ม จี ที่เกิดขึ้นค่อนข้างซับซ้อนเพราะเกิดจากการรวมตัวของ Action potential ดังนั้น เวฟเล็ททรานสฟอร์มแสดงถึงผลของ correlation peak ซึ่งเกี่ยวข้องกับความถี่ของสัญญาณ อี เอ็มจี ที่เกิดขึ้นในช่วงความถี่ที่กว้างดังนั้นจึงเป็นที่น่าสังเกตว่า สเกลที่เพิ่มขึ้นทำให้ correlation peak ของสัญญาณ เปลี่ยนจากเส้นตรงเป็นรูป ellipse ซึ่งบ่งบอกว่า time resolution ของ correlation ไม่ค่อยดีนัก

จากการศึกษาในครั้งนี้ เมื่อเราเปรียบเทียบระหว่างแขนซ้ายและแขนขวา ที่ 0 นาที เราพบว่า amplitude ของความถี่สูงสุด หรือความแรงของสัญญาณทางแขนซ้ายนั้นแสดงจากความเข้มของสีดำจะไม่ต่อเนื่องกันตลอดการคำนวณใน 16 วินาที และสเกลของสัญญาณจะอยู่ประมาณ 1 ถึง 30 ส่วนแขนขวา ความเข้มของสีดำจะต่อเนื่องกันตลอดการคำนวณใน 16 วินาที และสเกลของสัญญาณจะอยู่ประมาณ 1 ถึง 15 ส่วนแขนซ้ายที่ 1 นาทีและที่ 2 นาที แสดงความเข้มของสีดำที่จางลงและสเกลที่เปลี่ยนระดับเพิ่มขึ้นในระดับสเกลที่ 30 ขึ้นไปตามลำดับ ขณะที่แขนขวาที่ 1 นาที และที่ 2 นาที แสดงความเข้มของสีดำที่เข้มมากกว่าและสเกลเปลี่ยนระดับเพิ่มขึ้นในระดับสเกลที่ 20 ขึ้นไปตามลำดับ นั่นแสดงว่า amplitude ของความถี่สูงสุด หรือความแรงของสัญญาณ ที่ 0 นาที ที่ 1 นาที และที่ 2 นาที ตามลำดับของแขนซ้ายนั้นจะน้อยกว่าแขนขวา

การอภิปราย

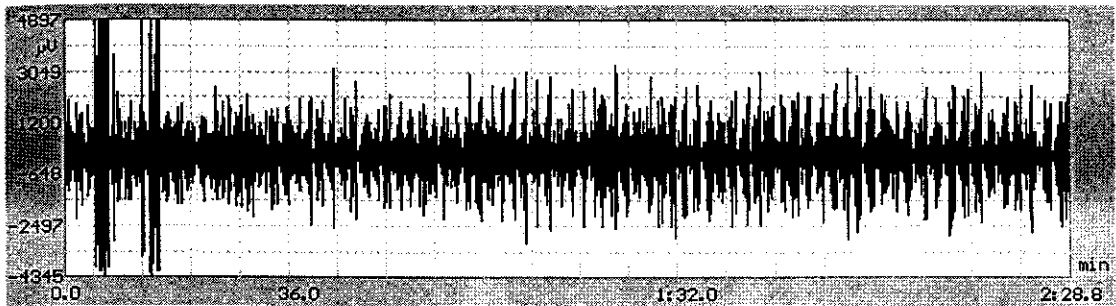
เป็นที่ทราบกันว่าในขณะที่ออกกำลังกายร่างกายจำเป็นต้องใช้พลังงานมากขึ้นทำให้มีการผลิตกรดแลคติกเพิ่มขึ้นและส่งผลให้มีการลดการรวมตัวของสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อได้ (11) จากการศึกษาครั้งนี้เราพบว่า กล้ามเนื้อไบเซ็ปเบคคิเลียทางด้านซ้ายจะแสดงความอ่อนล้าได้เร็วกว่าทางด้านขวาจาก amplitude ของความถี่ ที่ลดน้อยลงทั้งนี้อาจจะเนื่องมาจากเวลาที่เกิดความอ่อนล้า นั้นจะทำให้ความเร็วในการส่งสัญญาณจากการรวมตัวของเส้นใยในกล้ามเนื้อลดลงส่งผลให้มีการเลื่อนในสัญญาณอี เอ็ม จี ของสเปกตรัมความถี่ที่สูงให้ลดน้อยลงได้ (15) ซึ่ง พบว่าในกรณีนี้ที่กล้ามเนื้อขาดเลือดไปเลี้ยงดังนั้นในการวิจัยครั้งนี้ทำให้เราสามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับความถี่ ขณะที่กล้ามเนื้อหดตัวแบบไดนามิกได้โดยใช้เทคนิคการคำนวณของเวฟเล็ททรานสฟอร์มได้ และทราบได้ว่า กล้ามเนื้อมัดใดเริ่มมีการอ่อนล้าเกิดขึ้นได้เร็ว ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการฝึกกล้ามเนื้อมัดนั้นๆ ให้แข็งแรงและมีพลังมากพอ เพื่อประโยชน์ต่อการแข่งขัน หรือการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพของร่างกายให้ฟื้นฟูได้เร็วยิ่งขึ้น

ปัญหาและอุปสรรค

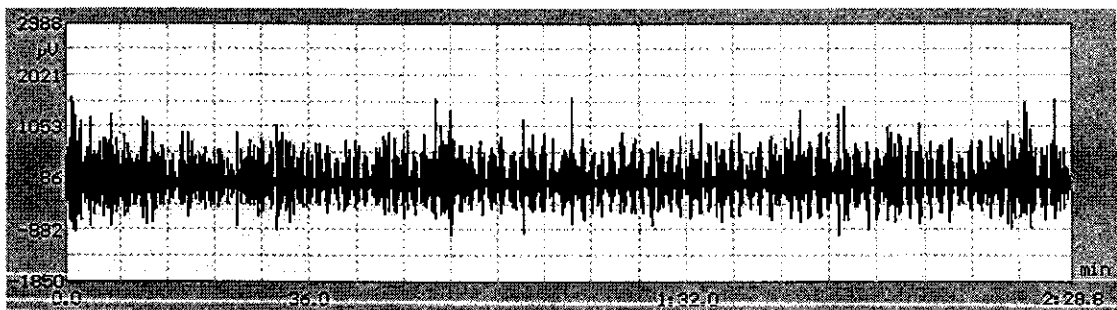
เนื่องจากเครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อมีเพียง 1 เครื่อง และเวลาทำการวิจัยนั้นจำเป็นต้องใช้ สายไฟเบอร์ออปติก ที่ ต่อเชื่อมเข้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อนำข้อมูลไปบันทึกและวิเคราะห์ ซึ่งสายไฟเบอร์ออปติกนี้ค่อนข้างบอบบางและเสียได้ง่ายจึงทำให้การเก็บข้อมูลทำได้ค่อนข้างลำบาก

ข้อเสนอแนะ

ควรใช้ข้อมูลที่ได้จากงานวิจัยนี้ไปทดสอบกับนักกีฬา หรือคนใช้ที่ต้องการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพของร่างกายเพื่อการแข่งขันและการรักษาที่มีประสิทธิภาพได้อย่างเต็มที่และรวดเร็ว

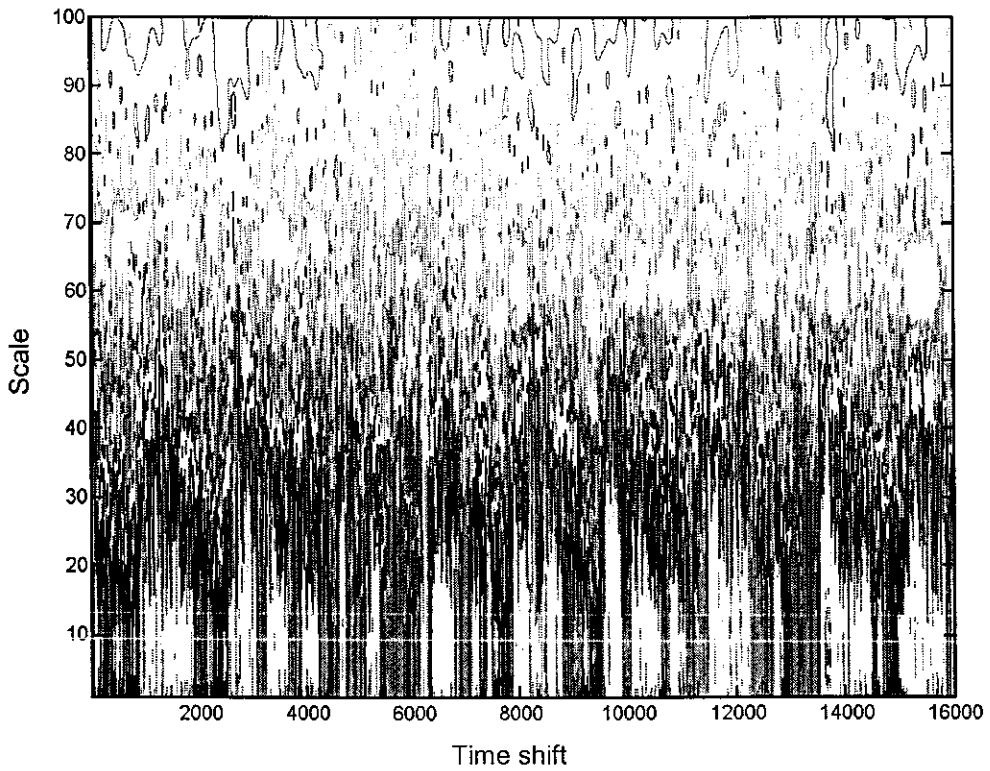


(a)

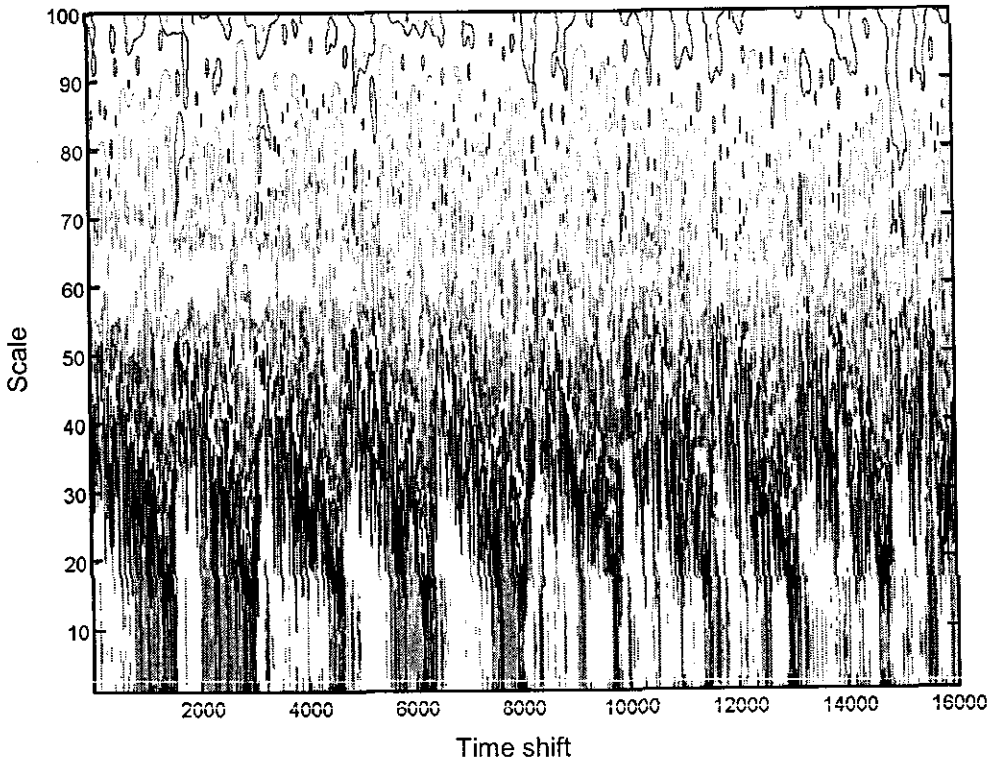


(b)

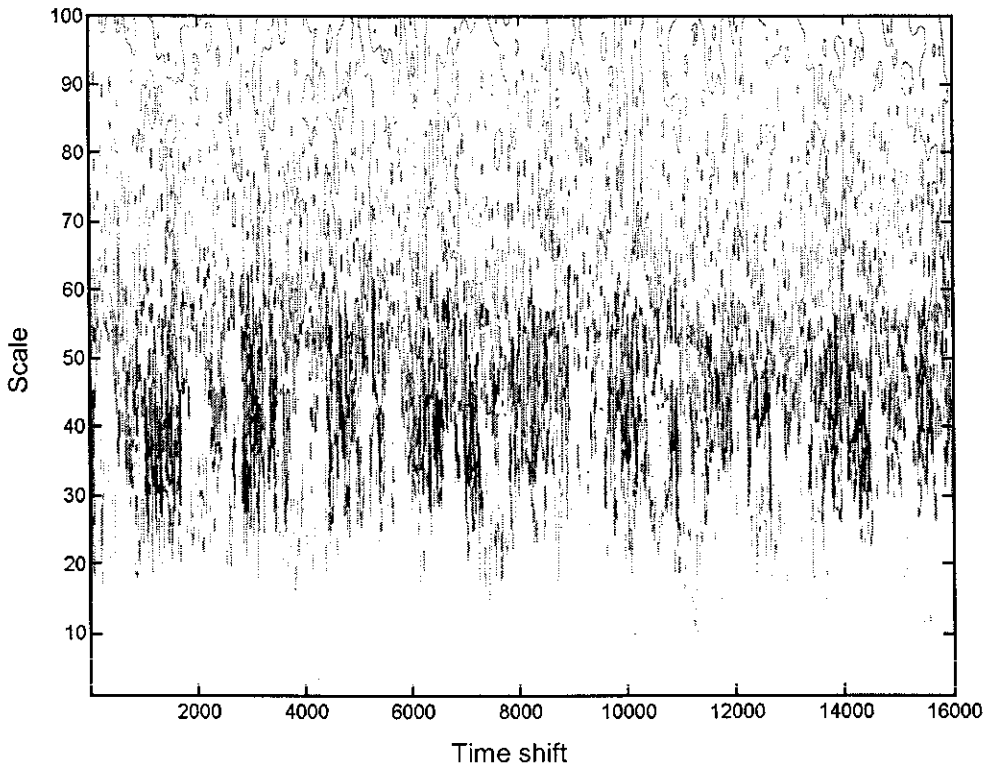
รูปภาพที่ 2. การบันทึกสัญญาณ อี เอ็ม จี จาก (a) แชนซ้าย และ (b) แชนขวา



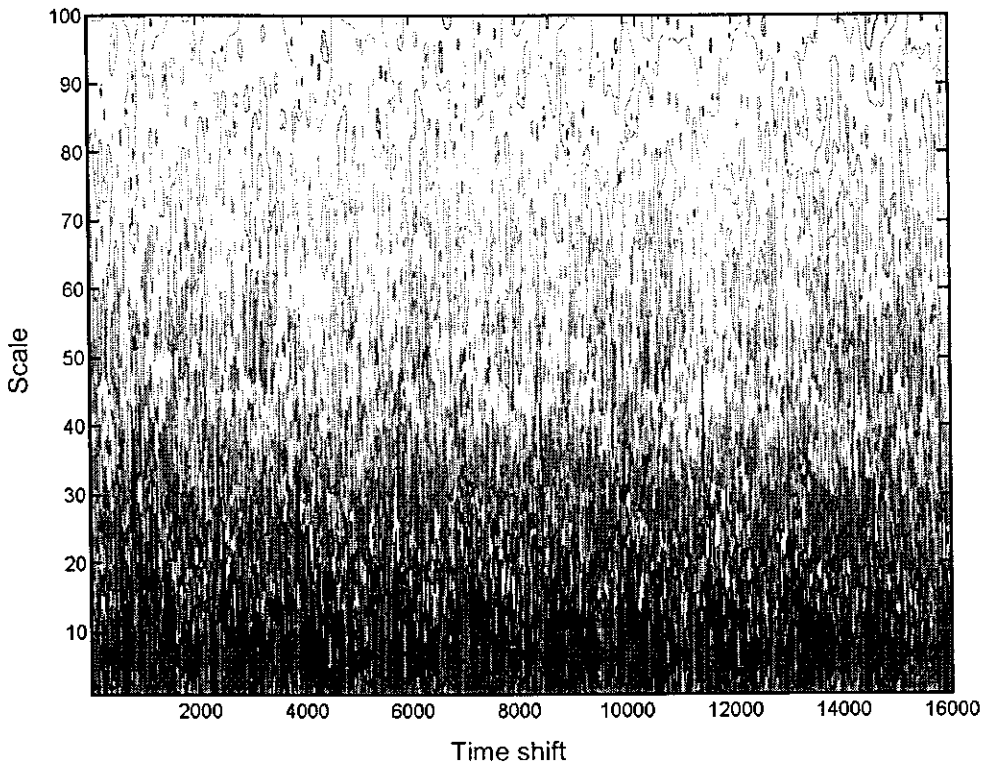
รูปภาพที่ 3. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกล โดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ต
ทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 0 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนซ้าย



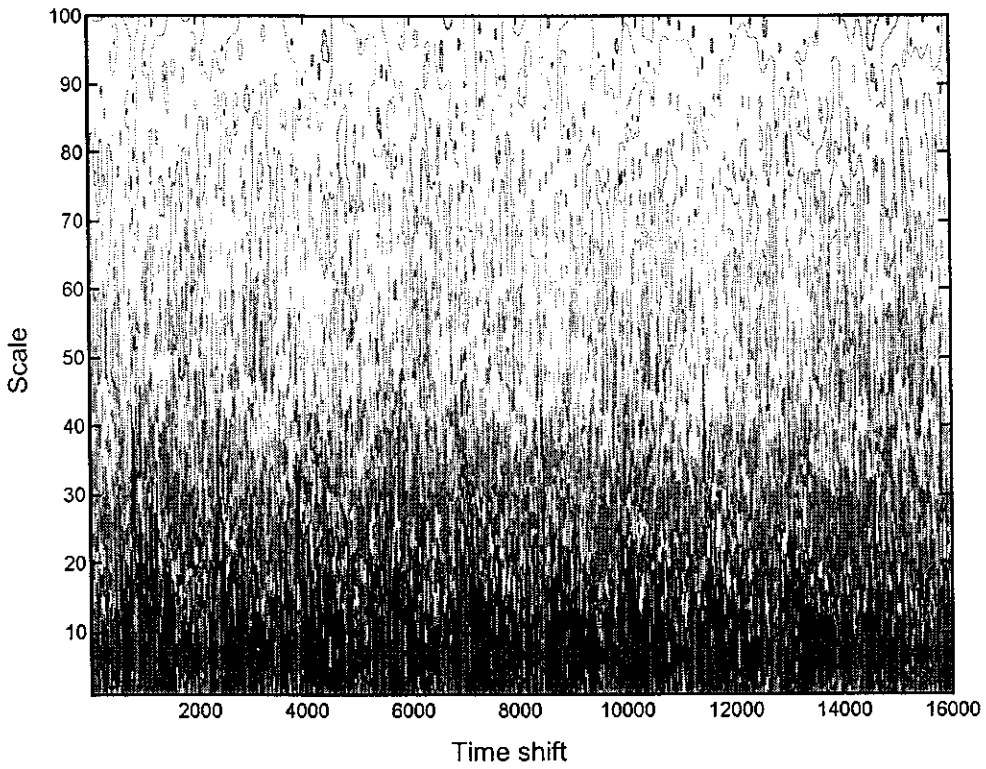
รูปภาพที่ 4. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ททรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 1 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแกนซ้าย



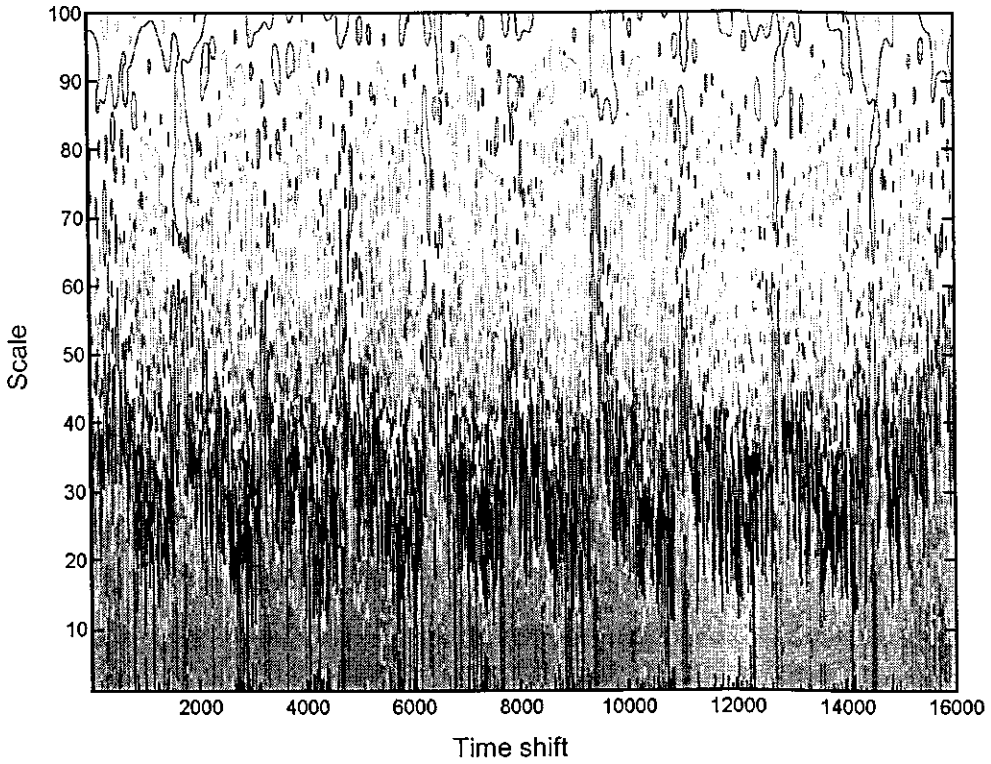
รูปภาพที่ 5. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ททรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 2 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแกนซ้าย



รูปภาพที่ 6. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกล โดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ททรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 0 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนขวา



รูปภาพที่ 7. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ตทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 1 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแจนขวา



รูปภาพที่ 8. การคำนวณหาความสัมพันธ์ของเวลาและสเกลโดยใช้เทคนิคของเวฟเล็ตทรานสฟอร์มจากสัญญาณ อีเอ็ม จี ที่ 2 นาที (ภายใน 16วินาที) ของแขนขวา

References

1. Bazy, A.R., Korten, J.B., Haddad, G.G. (1986). Increase in electromyogram low-frequency power in non-fatigued contracting skeletal muscle. *J. Appl Physiol.* 61: 1012-1017.
2. Bilodeau, M.,Arsenault, A.B., Gravel, D.,Bourbonnais, D. (1990). The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *Eur. J. Appl Physiol.* 61:461-466.
3. Bilodeau, M.,Arsenault, A.B., Gravel, D.,Bourbonnais, D. (1991). EMG power spectra of elbow wxtensions during ramp and step isometric contractions. *Eur. J.Appl Physiol.* 63: 24-28.
4. Deluca, C.J. (1984). Myoelectric manifestation of localized muscle fatigue in humans, *CRC Critical Reviews in Biomech. Eng.* 11: 251-279.
5. Deluca, C.J. (1993). Use of surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle nerve.* 16: 210-216.
6. Edwards, RHT (1981). Human muscle function and fatigue. In:Human muscle fatigue: Physiological mechanisms. 1-18. PITMAN Medical, London (Ciba Foundation Symposium)
7. Hagberg, M., Ericson, B.E. (1982). Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of the elbow flexors. *Eur J Appl Physiol* 48:147-156.
8. Hannaford, B., Lehman, S. (1986). Short time fourier analysis of the electromyogram:Fast movements and constant contraction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BME 33, 12 : 1173-1181.
9. Komi, P.V. (1983). Electromyographic, mechanical and metabolic changes during static and dynamic fatigue. In: *Biochemistry of exercise* (eds.H.G.Knuttgen, A.Vogel and J.Poortman), Human Kinetics published press.
10. Kronland-Martinet, R., Morlet, J., and Grossman, A. (1987). Analysis of sound patterns through wavelet transforms. *Int. J. Patt. Recog. Artificial Intell* 1 .273-302.
11. Lindstrom, L., Magnusson, R., Petersen, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis on EMG signals. *Electromyography.* 4: 341-356

12. Matthijsse, P.C., Hendrich K.M.M., Rijnsburger, W.H., Woittiez, R.D.,Huijting, P.A.(1987). Ankle angle effects on endurance time, median frequency and mean power of gastrocnemius EMG power spectrum: A comparison between individual and group analysis. *Ergonomics*. 30: 1149-1159.
13. Mayer, T.G., Kondreske, G., Mooney,V., Carmichael, T.W., Butsch, R. (1989). Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine*. 14: 986-991.
14. Moritani,T., Muro, M.Takaishi, T. (1989). Electromyographic analysis of low back pain. *J. Sports Med. Sci*. 3: 11-19.
15. Mortimer, T., Magnusson, R., Petersen, I.(1970) Conduction velocity in ischaemia muscle : effect on EMG frequency spectrum. *Am. J. Physiol*. 219: 1324-1329
16. Oppenheim, A.V. (1970). Speech spectrogram using the fast Fourier transform, *IEEE Spectrum* August, 57-62
17. Papoulis, A. (1962). *The Fourier Integral and Its Applications*, McGraw-Hill, New York.
18. Porter, R.K., Kopp, G., and Green, H.C. (1947). *Visible Speech*. D. van Nostrand, New York .
19. Remes, A., Rauhala, E., Hanninen, O. (1984). Fully rectified, integrated, band (FRIB) EMG analysis in quantifying muscle activity, development of field equipment. *Acta Physiol Scand*. 537 (suppl) : 65-70.
20. Roy, S.E., DeLuca, C.L., Snyder-Mackler, L., et al. (1990). Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers

ภาคผนวก ก

โปรแกรมการวิเคราะห์ สัญญาณอี เอ็ม จี ใน ASCII format

```

get=input('\n WT parameter [d1 d2 N], (default [-2.8 -1 100]) = ');

t_start=clock;
if isempty(get)==1
    d1=-2.8;           % The lowest scale value (10^d1)
    d2=-1;            % The highest scale value (10^d2)
    N=100;            % Total points between 10^d1 and 10^d2
else
    d1=get(1);
    d2=get(2);
    N=get(3);
end

T=0.001;

fprintf('\n Wavelet transforming... \n')
[row,column]=size(s);
k=-(column-1)/2:(column-1)/2;
W_complex=[];
for d=logspace(d1,d2,N);
    g=exp(i*2*pi*k*T/d).*exp(-(k*T/d).^2/2);           % Morlet wavelet
    S=fft(s);
    G=fft(g);
    mul=1/sqrt(d)*S.*G;
    inv=fftshift(iff(mul));
    W_complex=[W_complex; inv];
end

k=1:1000;
n=sin(100*k);
sound(n);           % Generate notification sound

t_finish=clock;
fprintf(' Calculating time = %g second\n\n\n',etime(t_finish,t_start))

clear n k t_start t_finish get G S column row g inv mul d

```

ภาคผนวก ข

ประวัติ

วันที่ _____

ชื่อ _____ อายุ _____ ปี

วัน เดือน ปี เกิด _____

สถานภาพ _____

ที่อยู่ _____

สถานที่ติดต่อ _____

โทรศัพท์ _____

ประวัติการเจ็บป่วย

1. เคยมีประวัติแพ้ยา มี _____ ไม่มี _____

ถ้ามีเคยแพ้ยาอะไร _____

2. เคยสูบบุหรี่ เคย _____ ไม่เคย _____

ถ้าเคยสูบวันละ _____ มวน ปัจจุบันสูบวันละ _____ มวน

3. เคยดื่มสุรา เคย _____ ไม่เคย _____

ถ้าเคยดื่มวันละ _____ ขวด ปัจจุบันดื่มวันละ _____ ขวด

4. เคยป่วยเป็นโรคร้ายแรงหรือไม่ _____

เป็นมานาน _____ ปี ปัจจุบันรับการรักษาที่ _____

5. เคยป่วยเป็นโรคระบบประสาทหรือระบบกล้ามเนื้อหรือไม่ _____

เป็นมานาน _____ ปี ปัจจุบันรับการรักษาที่ _____

6. เคยได้รับการผ่าตัด เคย _____ ไม่เคย _____

ถ้าเคยได้รับการผ่าตัดอะไร _____

ใบสำคัญการยินยอม

ข้าพเจ้า _____ ยินยอม

ที่จะเป็นผู้ถูกทดลองในการทำวิจัยครั้งนี้และข้าพเจ้าได้รับการชี้แจงถึงวัตถุประสงค์ในการศึกษา
โดยชัดเจน ข้อดีและความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นได้ ในกรณีที่พบความผิดปกติใดใดเกิดขึ้นใน
ระหว่างการทดลองหรือหลังจากการทดลองเสร็จสิ้นแล้ว ข้าพเจ้าจะไม่เอาผิดและเรียกร้อง
ค่าเสียหายใดใดทั้งสิ้นจากผู้ทำการวิจัย

ลายเซ็นชื่อ _____

(_____)

_____ / _____ / _____

ประวัติผู้วิจัย

ประวัติผู้วิจัย

ดร. วารีย์ วจิตจายา ตำแหน่ง อาจารย์ประจำสาขาวิชาชีววิทยา สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จบการศึกษาระดับปริญญาตรีสาขาวิชาพยาบาลมหาวิทยาลัยมหิดลเมื่อปี พ.ศ. 2524 จบปริญญาโทสาขาวิชาตรีวิทย์มหาวิทยาลัยมหิดล พ.ศ.2530 และปริญญาเอกสาขาวิชาตรีวิทย์ มหาวิทยาลัยฮอกไกโด ประเทศญี่ปุ่น พ.ศ. 2535 หลังจากนั้นได้รับทุน STA fellowship ไปศึกษาต่อหลังปริญญาเอก ที่ประเทศญี่ปุ่น เมื่อปี 2537 เป็นระยะเวลา 1 ปี สาขาวิชาที่มีความชำนาญพิเศษคือสาขาวิชาตรีวิทย์ของการออกกำลังกาย วิทยาศาสตร์สุขภาพ และ วิทยาศาสตร์การกีฬา ได้ตีพิมพ์ผลงานวิจัยในวารสารวิชาการในระดับนานาชาติ ประมาณ 10 เรื่อง