

การวิเคราะห์ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย
ด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพีรีเคิลโมด



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2560
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Analysis of Dynamic Antral Scintigraphy Using Empirical Mode Decomposition

Mr. Panasun Ngamsirijit



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Industrial Engineering

Department of Industrial Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2017

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วน ปลายด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพีริเคิลโมด
โดย	นายพนสรศักดิ์ งามศิริจิตร
สาขาวิชา	วิศวกรรมอุตสาหการ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ดร.พิศิษฐ์ จารุมณีโรจน์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ดร.โยธิน รักวงษ์ไทย

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี ธรรมมาภรณ์พิลาศ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ดร.พิศิษฐ์ จารุมณีโรจน์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ดร.โยธิน รักวงษ์ไทย)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สิริง ปรีชานนท์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(แพทย์หญิงเมธินี ฉันทาศิย์)

พลสรรค์ งามศิริจิตร : การวิเคราะห์ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบแอมพริเคิลโหมด (Analysis of Dynamic Antral Scintigraphy Using Empirical Mode Decomposition) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ดร.พิศิษฐ์ จารุมณีโรจน์, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ดร.โยธิน รังวงษ์ไทย, 70 หน้า.

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้ประยุกต์ใช้วิธีแยกสัญญาณแบบแอมพริเคิลโหมด (EMD) ในการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (DAS) วิธีการดังกล่าวเกิดจากการควมรวมระหว่างวิธีแยกสัญญาณแบบแอมพริเคิลโหมดกับการวิเคราะห์สัญญาณแบบฟูเรียร์ (EMD-Fourier) เข้าไว้ด้วยกัน สัญญาณจากการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจะถูกแยกย่อยออกมาเป็นชุดสัญญาณพื้นฐาน (IMFs) ที่มีความถี่แตกต่างกันออกไป ซึ่งจะแตกต่างไปจากการวิเคราะห์แบบดั้งเดิมที่ให้ค่าความถี่ของชุดสัญญาณออกมาเพียงค่าเดียว ในการวิเคราะห์เปรียบเทียบผลลัพธ์ของการดำเนินการ ชุดข้อมูลสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่ถูกประเมินจากแพทย์แล้วว่าเป็นการบีบตัวแบบปกติจำนวน 18 ชุดสัญญาณได้ถูกนำมาใช้ในการศึกษาเปรียบเทียบ ด้วยวิธีการแปลงสัญญาณนำเข้า (pre-processing) ที่แตกต่างกัน 4 วิธีการ ได้แก่ วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ (AVG), วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (AVGAUTO), วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (POLY), วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (POLYAUTO)

ผลลัพธ์ที่ได้จากการศึกษาบ่งชี้ว่า วิธีการวิเคราะห์สัญญาณแบบควมรวมระหว่างวิธีแยกสัญญาณแบบแอมพริเคิลโหมดและวิธีการวิเคราะห์สัญญาณแบบฟูเรียร์สามารถลดค่าอัตราส่วนระหว่างความแปรปรวนต่อค่าเฉลี่ย (SD-to-mean ratio) ลงได้ จาก 144.9% เหลือเพียง 22% โดยระดับการเปลี่ยนแปลงนี้ขึ้นอยู่กับวิธีการแปลงสัญญาณนำเข้า ผู้วิจัยยังพบอีกว่า ค่าเฉลี่ยจากวิธีการควมรวมมีค่าค่อนข้างนิ่งและมีค่าความแปรปรวนต่ำเมื่อเทียบกับการวิเคราะห์สัญญาณแบบดั้งเดิมด้วยวิธีฟูเรียร์ นอกจากนี้ ค่าความถี่ของสัญญาณพื้นฐานที่ 3 จากวิธีการวิเคราะห์สัญญาณแบบควมรวมยังมีค่าตรงกันกับค่ามาตรฐานการบีบตัวของกระเพาะอาหารแบบปกติทางการแพทย์ในเชิงสถิติที่ 3.00 รอบต่อวินาที หากแต่มีค่าความแปรปรวนที่ต่ำกว่าการวิเคราะห์สัญญาณแบบดั้งเดิมด้วยวิธีฟูเรียร์

ภาควิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

สาขาวิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ปีการศึกษา 2560

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5870349721 : MAJOR INDUSTRIAL ENGINEERING

KEYWORDS: EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION (EMD) / DYNAMIC ANTRAL SCINTIGRAPHY (DAS) / EMD-FOURIER METHOD / DAS TIME-ACTIVITY CURVE (TAC) / INTRINSIC MODE FUNCTION (IMF) / NORMAL ANTRAL CONTRACTION RATE

PANASUN NGAMSIRIJIT: Analysis of Dynamic Antral Scintigraphy Using Empirical Mode Decomposition. ADVISOR: PISIT JARUMANEEROJ, Ph.D., CO-ADVISOR: YOTHIN RAKVONGTHAI, Ph.D., 70 pp.

In this thesis, we adapted the empirical mode decomposition (EMD) method to analyze and estimate the antral contraction rate from dynamic antral scintigraphy (DAS) signals. The proposed methodology was a combination between the EMD and the traditional Fourier analyses (EMD-Fourier), where a DAS signal was decomposed into several intrinsic mode functions (IMF), each with unique frequency – rather than one obtained from the conventional Fourier method. To validate the practicality of this approach, 18 DAS time-activity curves extracted from healthy volunteers were analyzed, whose results were compared with those of the traditional Fourier analysis, based on four different preprocessing techniques, that is, Average (AVG), Average & Autocorrelation (AVGAUTO), Polynomial (POLY), and Polynomial & Autocorrelation (POLYAUTO).

The results from the EMD-Fourier method showed significant reductions in the values of SD-to-mean ratio, compared with the sole use of Fourier analysis, whose improvement ranged between 22.0% to 144.9% depending on the preprocessing techniques used. The mean frequencies from the EMD-Fourier were notably and relatively constant with less variations across preprocessing methods. Additionally, the mean frequencies of the third IMF were found to be statistically indifferent with those of the Fourier method, i.e. a widely-accepted value for normal antral contraction rate of 3.0 cycles per minute, but with statistically significant SD reduction at p-value of 0.05.

Department: Industrial Engineering	Student's Signature
Field of Study: Industrial Engineering	Advisor's Signature
Academic Year: 2017	Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ดร.พิศิษฐ์ จารุมณีโรจน์ และ ดร.โยธิน รักรวงษ์ไทย อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้คำปรึกษาและแนวทางการช่วยเหลือเป็นอย่างดีแก่ผู้วิจัยโดยตลอดมา วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ไม่อาจสำเร็จได้หากขาดคำปรึกษา การให้ความรู้อันทรงคุณค่าต่อการทำวิทยานิพนธ์ และความช่วยเหลือในการทำวิจัยให้สำเร็จลุล่วงจากอาจารย์ทั้ง 2 ท่านในระยะเวลาตลอดการทำวิทยานิพนธ์ของข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่าน อันได้แก่ รศ.ดร.วิภาวี ธรรมมาภรณ์พิลาศ, ผศ.ดร.สิริง ปรีชานนท์ และ พญ.เมธินี ฉันทาดิษฐ์ ที่ช่วยแนะนำในการแก้ไขปรับปรุงวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ รศ.นพ.ธวัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์ สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่เอื้อความช่วยเหลืออนุเคราะห์แก่ผู้ทำวิจัยตลอดมาทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณครอบครัวของผู้ทำวิจัย เพื่อนๆ และคนรอบข้างที่ท่านทั้งหลายคอยให้กำลังใจและสนับสนุนผู้วิจัยด้วยดีตลอดมา

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์	5
1.3 ขั้นตอนในการดำเนินงานวิจัย	5
1.4 ขอบเขตงานวิจัย	6
1.5 ประโยชน์ของงานวิจัย.....	6
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	7
2.1 การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (Dynamic Antral Motility)	7
2.2 การตรวจด้วยวิธีภาพถ่ายทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์สำหรับกระเพาะอาหาร (Gastric Nuclear Scintigraphy).....	7
2.3 ขั้นตอนการเก็บข้อมูลเพื่อนำมาสร้างกราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร	9
2.4 วิธีการทำมาตรฐานสัญญาณก่อนทำการวิเคราะห์ผล (Pre-processing).....	9
2.5 วิธีวิเคราะห์สัญญาณแบบฟูเรียร์ (Fourier Analysis)	11
2.6 ตัวอย่างงานวิจัยที่ศึกษาการหาความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารในอดีต.....	12
2.7 การวิเคราะห์วิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโหมด (Empirical mode decomposition :EMD).....	12
2.8 สถิติที่ใช้ในงานวิจัย	15

2.8.1 t-test	15
2.7.2 F-test.....	15
2.7.3 ค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE)	16
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย	17
3.1 ข้อมูลคนไข้	17
3.1.1 อาสาสมัครผู้เข้าร่วมการวิจัย	17
3.1.2 เกณฑ์ในการคัดเลือกเข้ามาศึกษา (Inclusion criteria).....	17
3.1.3 เกณฑ์ในการตัดออกจากการศึกษา (Exclusion criteria).....	17
3.2 การตรวจภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (Dynamic Antrum Scintigraphy).....	18
3.3 การวิเคราะห์ข้อมูลและการได้มาซึ่งสัญญาณ	19
แบบที่ 1: วิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ (Average normalization : AVG)	20
แบบที่ 2: วิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (Average normalization and Autocorrelation : AVGAUTO).....	20
แบบที่ 3: วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (Polynomial normalization : POLY)	20
แบบที่ 4: วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (Polynomial normalization and Autocorrelation : POLYAUTO).....	21
3.4 ขั้นตอนการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร.....	21
3.5 ขั้นตอนการเปรียบเทียบและประเมินผล	23
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	24
4.1 ตัวอย่างการได้มาซึ่งสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายของอาสาสมัคร 1 คน.....	25

4.2 ตัวอย่างผลการวิเคราะห์กราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจากการ ประมวลผลทั้ง 4 แบบ	31
4.3 ผลการประมวลผลในอาสาสมัครทั้ง 18 คน	38
บทที่ 5 อภิปรายและสรุปผลการทดลอง	50
5.1 ผลการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์กับวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบ พหุนาม.....	52
5.2 ผลการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ กับวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์.....	53
5.3 ผลการเปรียบเทียบระหว่างวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม และ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุ นามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์	54
สรุปผลการทดลอง.....	55
รายการอ้างอิง	57
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	70

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 ตัวอย่างข้อมูลค่าพิทเชลในอาสาสมัคร 1 คนในแต่ละช่วงเวลาภายใน 5 นาที	28-29
ตารางที่ 2 ผลการวิเคราะห์ค่าความถี่เด่นชัดด้วยวิธีฟูเรียร์ของแต่ละกราฟสัญญาณพื้นฐาน	37
ตารางที่ 3 ข้อมูลค่าพิทเชลของภาพถ่ายนิวเคลียสของการบีบตัวของกระเพาะอาหารจำนวน 150 ข้อมูลต่อคนไข้ 1 คน โดยจะแทนข้อมูลของคนไข้ 18 คนด้วย ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน...	38
ตารางที่ 4 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผลแบบการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ ในอาสาสมัคร 18 คน	39
ตารางที่ 5 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผลแบบ การเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ร่วมกับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ในอาสาสมัคร 18 คน	40
ตารางที่ 6 ค่าสัมประสิทธิ์หน้าสมการพหุนามดีกรีสาม ในวิธีการประมวลผลแบบการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ในอาสาสมัคร 18 คน	41
ตารางที่ 7 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธี ฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผลแบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ในอาสาสมัคร 18 คน	42
ตารางที่ 8 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผลแบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ในอาสาสมัคร 18 คน	43
ตารางที่ 9 ผลการประมวลค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายโดยการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ สำหรับการประมวลผลขั้นต้น 4 แบบ	44
ตารางที่ 10 ผลการทดสอบค่าทางสถิติทดสอบสมมติฐานของค่าเฉลี่ยความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายระหว่างผลจากวิธีฟูเรียร์ และ ค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ซึ่งเป็นผลจากวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์	45
ตารางที่ 11 ผลการทดสอบค่าทางสถิติทดสอบสมมติฐานของค่าความแปรปรวนความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายระหว่างผลจากวิธีฟูเรียร์ และค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ซึ่งเป็นผลจากวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์	46

ตารางที่ 12 ผลการทดสอบค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง ของความถี่การ บีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจากค่ามาตรฐานการบีบตัวที่ 3.00 รอบต่อนาที	48
ตารางที่ 13 สรุปรวมผลการทดสอบความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายทุก	50



สารบัญภาพ

ภาพที่ 1 เครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาซึ่งประกอบเป็นส่วนหนึ่งของเครื่อง SPECT/CT	2
ภาพที่ 2 ตัวอย่างภาพถ่าย 1 เฟรม ใน ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย	2
ภาพที่ 3 กราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย	3
ภาพที่ 4 ตัวอย่างรูปแบบกราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายของผู้ป่วย 2คน	3
ภาพที่ 5 ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ในช่วงเวลาที่ 10 , 20 , 30 , 40 , 50 และ 60 วินาที	8
ภาพที่ 6 (ซ้าย) แสดงการวาดขอบเขตบริเวณกระเพาะอาหารส่วนปลาย (ขวา) แสดงกราฟ จำนวนจุดค่าสารรังสีต่อเวลา [13]	9
ภาพที่ 7 (a) กราฟสัญญาณการนับจากภาพถ่ายรังสี (b) กราฟภายหลังการทำการเฉลี่ย สัญญาณให้มีค่าศูนย์และทำวิธีอัตราสัมพันธ์	10
ภาพที่ 8 ภาพแสดงการแปลงกราฟฟังก์ชันจากฟังก์ชันทางเวลาเป็นฟังก์ชันทางความถี่	11
ภาพที่ 9 แผนภาพแสดงขั้นตอนการวิเคราะห์วิธีแยกสัญญาณแบบแอมพริเคิลโมด [18]	13
ภาพที่ 10 สัญญาณตั้งต้นและกลุ่มสัญญาณไอเอ็มเอฟ ด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบแอมพริเคิลโมด [18]	14
ภาพที่ 11 ขั้นตอนการได้มาซึ่งกราฟสัญญาณและการวิเคราะห์สัญญาณ	19
ภาพที่ 12 ขั้นตอนการประมวลผลและลักษณะผลจากการวิเคราะห์ด้วย	22
ภาพที่ 13 แผนภูมิแสดงรูปแบบการประมวลผลข้อมูลทั้ง 4 รูปแบบ	24
ภาพที่ 14 ภาพถ่ายทางรังสีเทคนิคของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ในวินาทีที่ 10 , 20 , 30 , 40 , 50 ,60 วินาที	25
ภาพที่ 15 ภาพโครงร่างของกระเพาะอาหารที่เกิดจากการซ้อนทับของภาพ 150 ภาพ	26
ภาพที่ 16 ภาพการวาดขอบเขตของการตรวจวัดบริเวณรอยขีดของภาพกระเพาะอาหาร	26
ภาพที่ 17 ภาพแสดงขอบเขตของการตรวจวัดบริเวณรอยขีดของกระเพาะอาหารในตัวอย่าง ช่วงเวลา ที่ 10 , 20 , 30 , 40 , 50 และ 60 วินาที	27
ภาพที่ 18 กราฟแสดงการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย	30

ภาพที่ 19 กราฟแสดงการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจากการทำมาตรฐานสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณให้มีค่าเท่ากับศูนย์ 31

ภาพที่ 20 ภาพกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารหลังจากทำมาตรฐานสัญญาณแบบอัสสซิมพ์ตันส์..... 32

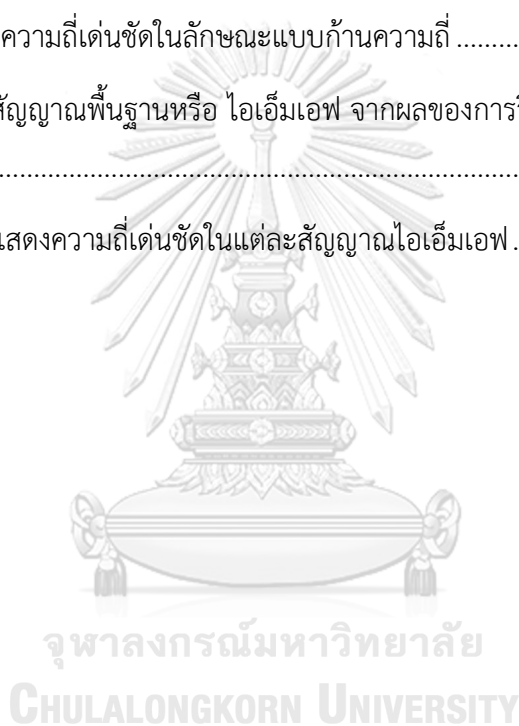
ภาพที่ 21 กราฟของการบีบตัวของกระเพาะอาหารโดยประมวลผลขั้นต้นแบบพหุนาม..... 33

ภาพที่ 22 กราฟของการบีบตัวของกระเพาะอาหารโดยการประมวลผลขั้นต้นแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัสซิมพ์ตันส์..... 34

ภาพที่ 23 กราฟแสดงความถี่เด่นชัดในลักษณะแบบก้านความถี่ 34

ภาพที่ 24 ภาพกราฟสัญญาณพื้นฐานหรือ ไอเอ็มเอฟ จากผลของการวิเคราะห์สัญญาณแบบอีเอ็มดี..... 36

ภาพที่ 25 ภาพกราฟแสดงความถี่เด่นชัดในแต่ละสัญญาณไอเอ็มเอฟ 36



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

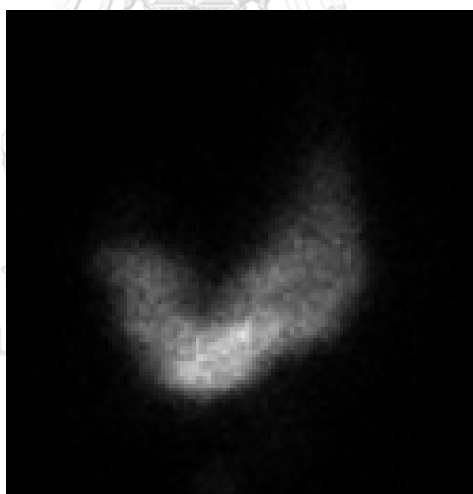
กระเพาะอาหารเป็นอวัยวะที่สำคัญส่วนหนึ่งในระบบการย่อยอาหารของร่างกาย ซึ่งมีลักษณะการทำงานแบบเชิงกลและเชิงเคมีไปพร้อมๆ กัน [1] ในการย่อยอาหารแบบเชิงกลนั้นมีผลมาจากปัจจัยหลายๆ ด้านทั้งจากภายนอกในร่างกาย เช่น ชนิด ปริมาณ หรือพลังงานของอาหาร และจากภายในร่างกายของมนุษย์ เช่น ระดับฮอร์โมน ระบบประสาท โครงสร้างของกระเพาะอาหาร หรือการทำงานของอวัยวะอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ดังนั้นหากสามารถประเมินการบีบตัวของกระเพาะอาหารแล้วผลที่ได้มาประกอบกับการวิเคราะห์ทางการแพทย์ เพื่อใช้เป็นส่วนหนึ่งในการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ได้ [2-4] ตัวอย่างเช่น ผู้ป่วยที่มีอาการจุกเสียดแน่นท้อง อาจเกิดจากการบีบตัวของกระเพาะอาหารที่ผิดปกติซึ่งการตรวจทางรังสีที่ดูความผิดปกติทางด้านโครงสร้างจะไม่สามารถพบความผิดปกติได้ จึงจำเป็นต้องมีวิธีการตรวจการทำงานของกระเพาะอาหารแบบอื่นเพื่อให้สามารถใช้ในการวินิจฉัยโรคได้ เช่น ภาพถ่ายรังสีจังหวะการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (Dynamic Antral Scintigraphy หรือ DAS image) เป็นวิธีที่มาตรฐานวิธีหนึ่งทางรังสีวิทยาในปัจจุบันที่ใช้ในการหาอัตราการบีบตัวของกระเพาะอาหารซึ่งอาศัยการวิเคราะห์ด้วยภาพถ่ายทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ วิธีดังกล่าวเป็นวิธีสะดวก ปลอดภัยและให้ผลที่เชื่อถือได้ดี [5, 6] โดยจะทำการผสมสารรังสีเทคนีเชียม-99m (technetium-99m หรือ ^{99m}Tc) ซึ่งไม่มีผลกระทบต่ออวัยวะในร่างกายลงไปในอาหารในสัดส่วนที่เหมาะสมแล้วนำไปให้คนไข้รับประทาน อาหารที่ผสมสารรังสีจะเริ่มผ่านเข้าสู่ระบบย่อยอาหารของร่างกายลงไปในส่วนปาก คอหอย หลอดอาหาร จนถึงกระเพาะอาหาร เมื่อคนไข้ทานอาหารเข้าไปแล้วจะนำคนไข้ไปเข้าเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมา SPECT ตามภาพที่ 1 เพื่อดูปริมาณรังสีแกมมาที่เครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาถ่ายภาพไว้ได้ โดยค่าความเข้มหรือค่าพิกเซลในภาพที่ได้เป็นสัดส่วนกับปริมาณอาหารในบริเวณที่ถ่ายภาพ เช่น หากต้องการตรวจดูการทำงานของกระเพาะอาหารส่วนปลาย จะทำการถ่ายภาพรังสีแกมมาในบริเวณกระเพาะอาหารส่วนปลาย ตามภาพที่ 2

โดยเมื่อกระเพาะอาหารส่วนปลายบีบตัวทำให้ปริมาณอาหารบริเวณนั้นน้อยลงส่งผลทำให้บริเวณดังกล่าวมีปริมาณรังสีแกมมาที่ตรวจพบลดลง ในทางกลับกันเมื่อกระเพาะอาหารส่วนปลายคลายตัวจะมีอาหารเข้ามาอยู่ในบริเวณรอยคอดของกระเพาะอาหารมากขึ้นก็จะส่งผลทำให้ตรวจพบปริมาณรังสีแกมมามากขึ้น ดังนั้นเมื่อประเมินดูการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีในช่วงเวลาหนึ่งๆ ก็จะสามารถประเมินได้ว่ากระเพาะอาหารส่วนปลายบีบตัวกี่ครั้งในช่วงเวลาหนึ่งๆ และหากนำค่า

ปริมาณรังสีแกมมา ที่เวลาต่างๆมาเขียนกราฟก็จะได้เส้นกราฟตามภาพที่ 3 ซึ่งอาจจะเรียกว่ากราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (DAS signal)



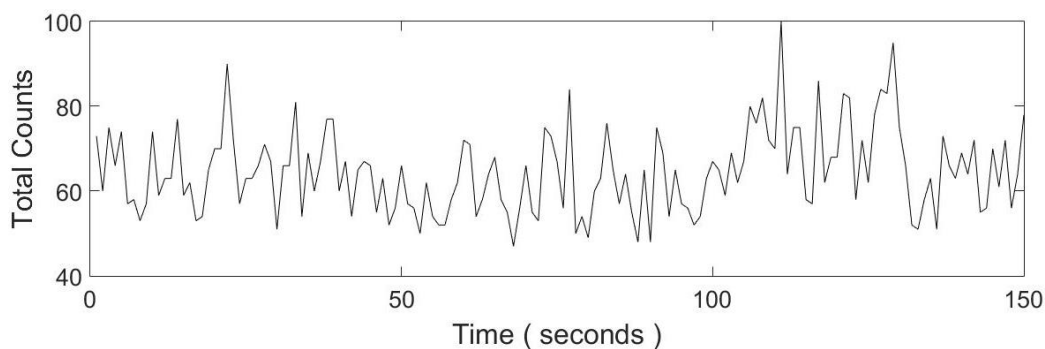
ภาพที่ 1 เครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาซึ่งประกอบเป็นส่วนหนึ่งของเครื่อง SPECT/CT



ภาพที่ 2 ตัวอย่างภาพถ่าย 1 เฟรม ใน ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

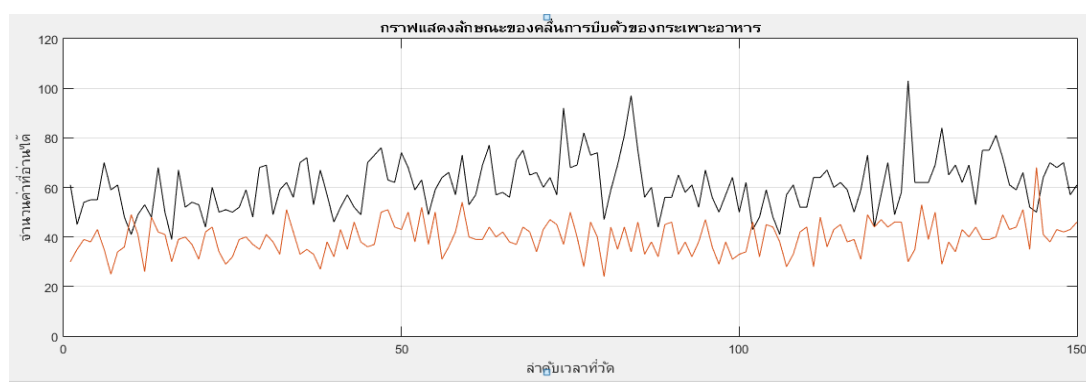
จากภาพที่ 3 เส้นกราฟดังกล่าวแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของรังสีแกมมาในบริเวณกระเพาะอาหารส่วนปลายซึ่งเป็นการแสดงการบีบและคลายตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายภายหลังที่ได้มาซึ่งกราฟของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายแล้ว จะมีการปรับค่าสัญญาณและวิเคราะห์เพื่อหาค่าความถี่ของสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีฟูเรียร์ (Fourier Analysis)

ซึ่งเป็นหลักทางคณิตศาสตร์ที่ใช้หาค่าความถี่ของสัญญาณโดยการกระจายฟังก์ชันคาบ 2π ให้อยู่ในรูปผลบวกของฟังก์ชัน โคซาย์ และฟังก์ชันซาย์ของเวลา ทำให้สามารถเห็นรูปภาพในรูปแบบของสมการคลื่น ทั้งนี้ผลลัพธ์ที่ได้จะสามารถบ่งบอกค่าความถี่เด่นชัด (Dominant Frequency) ของกราฟได้อีกด้วย ปัจจุบันวิธีการวิเคราะห์แบบฟูเรียร์ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ค่าสัญญาณความถี่อย่างแพร่หลายในทุกแขนงอาชีพ รวมถึงการนำมาใช้ในทางการแพทย์ด้วยเช่นกัน [1]



ภาพที่ 3 กราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

อย่างไรก็ตามเมื่อนำการวิเคราะห์ฟูเรียร์มาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่ทางการแพทย์ซึ่งนับรวมถึงสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร พบว่าค่าความถี่ของสัญญาณที่ได้นั้นมีความแปรปรวนของสัญญาณที่สูงมาก โดยสามารถดูได้จากความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารที่เกิดขึ้นมีค่าคลาดเคลื่อนไปจากความถี่มาตรฐานที่ 3.00 รอบต่อนาที [12] ซึ่งเป็นค่าอ้างอิงทางการแพทย์ของคนปกติ โดยเป็นผลมาจากข้อจำกัดของวิธีวิเคราะห์สัญญาณแบบฟูเรียร์ที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณแบบคงที่ (stationary signal) เท่านั้น ทั้งนี้กราฟที่เกิดขึ้นทางการแพทย์ส่วนใหญ่มีลักษณะแบบไม่คงที่ (non-stationary signal) จึงทำให้ค่าที่ได้เกิดความแปรปรวนมาก [7-9]



ภาพที่ 4 ตัวอย่างรูปแบบกราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายของผู้ป่วย 2 คน ที่มีค่าความถี่ 3.00 รอบต่อนาทีเท่ากัน จากการวิเคราะห์แบบวิธีฟูเรียร์

โดยภาพที่ 4 เป็นตัวอย่างภาพแสดงกราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายของคนที่ 2 คนที่ถูกระบุความถี่เด่นชัดของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีการฟูเรียร์ ว่ามีค่าความถี่ที่ 3.00 รอบต่อนาที เท่ากัน แต่เมื่อพิจารณาจากรูปกราฟแล้วพบว่ากราฟทั้งสองมีความแตกต่างกันของสัญญาณอย่างเห็นได้ชัด

ในขณะเดียวกันเมื่อช่วง 10 ปีที่ผ่านมาได้มีการคิดค้นวิธีการวิเคราะห์การแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโมด (Empirical mode decomposition หรือ EMD) ขึ้นเพื่อใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณแบบไม่คงที่ โดยให้นิยามว่าสัญญาณแบบไม่คงที่ที่เกิดจากสัญญาณที่มีลักษณะคงที่พื้นฐานหลากหลายสัญญาณมารวมกันกับแนวโน้มของรูปแบบสัญญาณในช่วงเวลาเดียวกัน ที่เรียกว่าฟังก์ชันสัญญาณพื้นฐาน หรือ ไอเอ็มเอฟ (Intrinsic mode function หรือ IMF) โดยแต่ละ ไอเอ็มเอฟ นั้นจะให้ค่าความถี่ที่มีค่าความแปรปรวนของสัญญาณน้อย เนื่องจากรูปแบบลักษณะสัญญาณในส่วนของ ไอเอ็มเอฟ เป็นรูปแบบลักษณะสัญญาณคงที่ ทำให้ผลการวิเคราะห์ค่าความถี่ของสัญญาณดีขึ้น [7-9]

จากคุณสมบัติเฉพาะที่สามารถวิเคราะห์สัญญาณแบบไม่คงที่ด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโมดนั้นทำให้ปัจจุบันเริ่มมีการนำวิธีนี้มาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีรูปแบบไม่คงที่ เพิ่มมากขึ้น อาทิเช่น การวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของหลอดอาหาร [8], การวิเคราะห์ผลสัญญาณทางเศรษฐศาสตร์ [5] และ การวิเคราะห์ผลสัญญาณทางภูมิศาสตร์ [10] ทั้งนี้จากการวิเคราะห์ผลพบว่าค่าที่แสดงออกมาให้ค่าความถี่ของสัญญาณเป็นไปในแนวทางที่ดี มีค่าทางสถิติที่ให้ค่าความแปรปรวนของสัญญาณที่น้อย และทำให้การแปรผลลัพท์ของการวิเคราะห์สัญญาณมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น [8]

ในขณะที่ผลที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารด้วยวิธีฟูเรียร์ที่มีความแปรปรวนของค่าสัญญาณความถี่สูง ซึ่งส่งผลโดยตรงต่อความแม่นยำของข้อมูลที่ใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคของแพทย์คลินิกในการระบุอาการความเป็นโรครวมไปถึงการหาแนวทางในการรักษา ทำให้ผู้วิจัยมีแนวคิดที่จะนำการวิเคราะห์แยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโมด มาวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ซึ่งมีความเหมาะสมกันในด้านของรูปแบบลักษณะสัญญาณและรูปแบบการวิเคราะห์สัญญาณ โดยการวิเคราะห์ผลแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโมด จะช่วยแยกสัญญาณ ไอเอ็มเอฟ ของสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารออกมา ทำให้สามารถวิเคราะห์ค่าความถี่ของสัญญาณที่ได้ดีขึ้น โดยผู้วิจัยคาดหวังว่าเมื่อทำการวิเคราะห์สัญญาณ ไอเอ็มเอฟ ของการบีบตัวของกระเพาะอาหารด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโมดจะพบว่ามีค่า ไอเอ็มเอฟ ที่ให้ค่าความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารที่ 3.00 รอบต่อนาที และจะทำให้ค่าความถี่ที่ได้มีความแปรปรวนน้อยลง ส่งผลทำให้ขอบเขตการวินิจฉัยโรคเป็นไปในแนวทางที่ดียิ่งขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อเปรียบเทียบผลของค่าความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่ได้จากการวิเคราะห์วิธีฟูรีเยร์ (Fourier Analysis) กับวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโหมด (Empirical Mode Decomposition)

1.3 ขั้นตอนในการดำเนินงานวิจัย

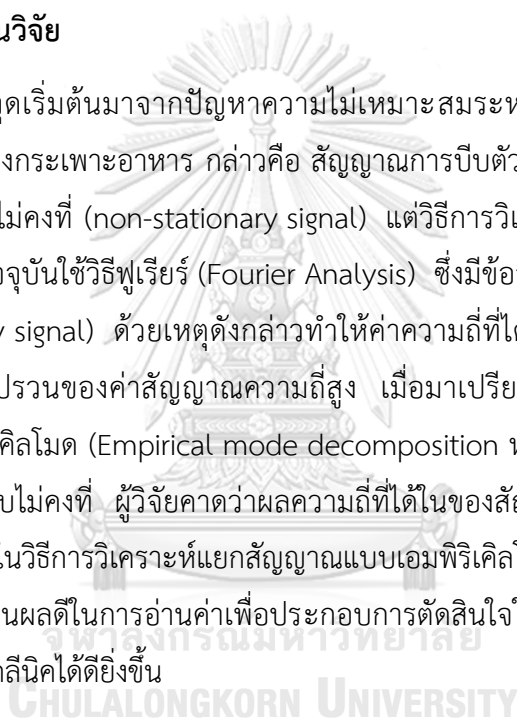
1. รวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยจากกลุ่มอาสาสมัครที่เข้าร่วมโครงการวิจัยที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
2. ศึกษาแนวคิด ทฤษฎี และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
3. ศึกษาและพัฒนาคำสั่งการวิเคราะห์การแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโหมด ที่เหมาะสมเพื่อประยุกต์ใช้กับการอ่านค่าและแสดงผลการบีบตัวของกระเพาะอาหารทางการแพทย์
4. ศึกษาและพัฒนาคำสั่งการวิเคราะห์ผลแบบฟูรีเยร์ที่ใช้กับการอ่านค่าและแสดงผลการบีบตัวของกระเพาะอาหารแบบทางการแพทย์
5. ศึกษาและหาวิธีการประมวลผลจากภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย เพื่อให้ได้มาซึ่งกราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย
6. วิเคราะห์การทำสัญญาณให้เป็นมาตรฐานเดียวกันใน 4 รูปแบบคือ
 - 6.1 วิธีเฉลี่ยค่าสัญญาณเป็นศูนย์ (Average preprocessing)
 - 6.2 วิธีเฉลี่ยค่าสัญญาณเป็นศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตสหสัมพันธ์ (Average and Autocorrelation preprocessing)
 - 6.3 วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (Polynomial preprocessing)
 - 6.4 วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตสหสัมพันธ์ (Polynomial and Autocorrelation preprocessing)
7. วิเคราะห์กราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ด้วยวิธีฟูรีเยร์ และวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโหมด
8. เปรียบเทียบผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีฟูรีเยร์กับวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโหมด พร้อมทั้งประเมินผลและหาแนวทางแก้ไขปัญหา
9. อภิปรายผลและสรุปผลการศึกษา
10. จัดทำรูปเล่มรายงานการวิจัย

1.4 ขอบเขตงานวิจัย

1. ศึกษาข้อมูลอาสาสมัครในการศึกษาการบีบตัวของกระเพาะอาหารแบบปกติจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย จำนวน 18 คน
2. ศึกษาภาพถ่ายทางนิวเคลียร์ของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย
3. ศึกษาและใช้การเขียนคำสั่งวิเคราะห์สัญญาณและคำสั่งในการประมวลผลการแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลแบบโมด

1.5 ประโยชน์ของงานวิจัย

งานวิจัยนี้มีจุดเริ่มต้นมาจากปัญหาความไม่เหมาะสมระหว่างสัญญาณและวิธีวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร กล่าวคือ สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายนั้นเป็นสัญญาณแบบไม่คงที่ (non-stationary signal) แต่วิธีการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารในปัจจุบันใช้วิธีฟูรีเยร์ (Fourier Analysis) ซึ่งมีข้อจำกัดเกี่ยวกับลักษณะสัญญาณแบบคงที่ (stationary signal) ด้วยเหตุดังกล่าวทำให้ค่าความถี่ที่ได้จากการวิเคราะห์ผลด้วยวิธีฟูรีเยร์เดิมมีความแปรปรวนของค่าสัญญาณความถี่สูง เมื่อมาเปรียบเทียบกับมีการวิเคราะห์แยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโมด (Empirical mode decomposition หรือ EMD) ซึ่งเหมาะสมกับการวิเคราะห์สัญญาณแบบไม่คงที่ ผู้วิจัยคาดว่าผลความถี่ที่ได้ในของสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่ได้ในวิธีการวิเคราะห์แยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโมด จะให้ค่าสัญญาณที่มีความแปรปรวนต่ำ ทำให้เป็นผลดีในการอ่านค่าเพื่อประกอบการตัดสินใจในการวินิจฉัยโรคของกระเพาะอาหารโดยแพทย์ทางคลินิกได้ดียิ่งขึ้น



บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยนี้จัดทำขึ้นเพื่อเปรียบเทียบวิธีการวิเคราะห์การแยกสัญญาณแบบเอมพิริเคิลโมดและวิธีฟูเรียร์ในการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร โดยวิธีดั้งเดิมที่มีการใช้วิธีฟูเรียร์ในการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย มีรายละเอียดของทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังนี้

2.1 การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (Dynamic Antral Motility)

กระเพาะอาหารเป็นอวัยวะส่วนหนึ่งในระบบย่อยอาหารของร่างกายซึ่งมีการทำงานอยู่สองส่วนด้วยกันคือ ในส่วนของการย่อยอาหารเชิงกลและเชิงเคมี [1, 2] โดยปกติแล้วอาหารจะถูกลำเลียงผ่านหลอดอาหารลงสู่กระเพาะอาหารเพื่อทำการบดให้มีความละเอียดมากขึ้นพร้อมกับการหลั่งน้ำย่อยเพื่อคลุกเคล้าอาหารและย่อยโมเลกุลของสารอาหารในส่วนของโปรตีนให้มีขนาดเล็กลงก่อนจะลำเลียงส่งไปยังลำไส้เล็กส่วนต้นเพื่อทำการย่อยอาหารต่อไป [1, 5, 11, 12] ทั้งนี้จากค่าอ้างอิงทางการแพทย์ของความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายเชิงกลจะมีความถี่อยู่ที่ 3.00 รอบ/นาที [11, 12]

2.2 การตรวจด้วยวิธีภาพถ่ายทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์สำหรับกระเพาะอาหาร (Gastric Nuclear Scintigraphy)

ปัจจุบันสารกัมมันตรังสีสามารถนำมาใช้ประโยชน์ได้ในศาสตร์หลายแขนงรวมถึงทางการแพทย์ การใช้สารกัมมันตรังสีในด้านการแพทย์นั้นเรียกว่า เวชศาสตร์นิวเคลียร์ ทั้งนี้มีการนำสารกัมมันตรังสีมาใช้ทั้งในด้านการวินิจฉัยและการรักษาคนไข้ในหลายๆ ภาวะและหลายๆ โรค เช่น ทางด้านระบบสมอง, ระบบกระดูก, ระบบทางเดินหายใจ และระบบทางเดินอาหาร เป็นต้น และในส่วนของการเตรียมภาพถ่ายทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของกระเพาะอาหารนั้น เราจะผสมสารกัมมันตรังสีเจือลงไปในอาหารให้กับผู้เข้ารับการตรวจทาน โดยผู้เข้ารับการตรวจจะต้องปฏิบัติตนดังนี้

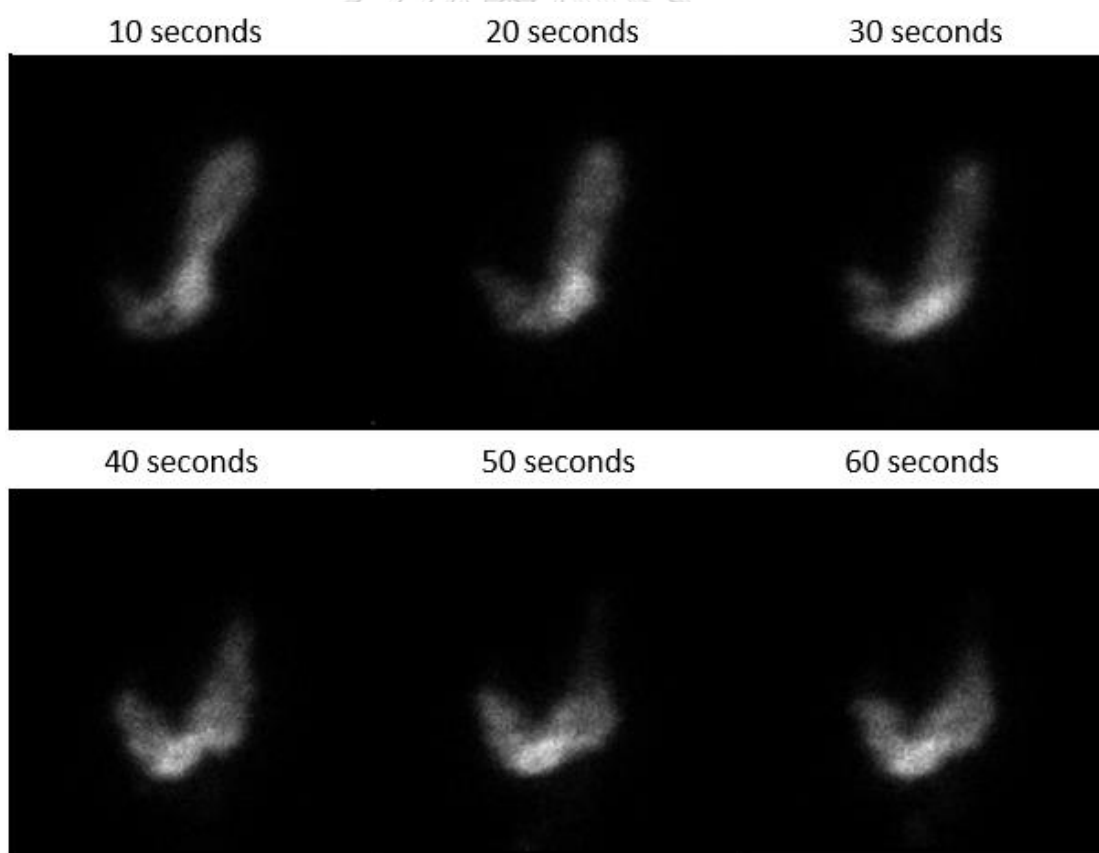
1. ต้องทำการงดอาหารเป็นเวลาอย่างน้อย 6 – 12 ชั่วโมงก่อนเข้ารับการตรวจ
2. งดยาที่มีผลต่อการทำงานของกระเพาะอาหาร 48 – 72 ชั่วโมง
3. หลีกเลี่ยงการสูบบุหรี่ตั้งแต่เช้าก่อนทำการตรวจ

4. สำหรับผู้ป่วยโรคเบาหวานจำเป็นต้องนำยาเบาหวานมาในวันตรวจ และต้องได้รับการตรวจระดับน้ำตาลก่อนเข้ารับการตรวจ

5. ก่อนนำเข้าเครื่องแสกนหาค่าสารรังสีด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมา เพื่อทำการถ่ายรูปและนำมาวิเคราะห์ผลในภายหลัง [13]

โดยทั่วไปแล้วสารรังสีที่ใช้ในส่วนของการถ่ายภาพกระเพาะอาหารนั้นอยู่ด้วยกันมี 2 ชนิดคือ ^{99m}Tc -phytate และ ^{99m}Tc -sulfur colloid โดยจะนำสารรังสีนี้ไปผสมกับไข่ขาวหรือไข่ตุ๋นและ ทำการให้ผู้รับการตรวจทาน ซึ่งปริมาณที่ผสมนั้นขึ้นอยู่กับการศึกษาหรือการสืบหาความเป็นโรคในบริเวณที่สนใจโดยปกติจะมีค่าอยู่ที่ 1-2 mCi

การถ่ายภาพกระเพาะอาหารโดยใช้เครื่องฉายรังสีแกมมานั้นถูกตั้งกรอบไว้ที่ขนาดเมทริกซ์ 128×128 พิกเซล และใช้กรอบการเปิดรับพลังงานที่ $140 \pm 10\%$ กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ โดยจะใช้เวลาในการถ่ายภาพทุกๆ 1-2 วินาที เป็นเวลาทั้งหมด 5 นาที [7, 8]



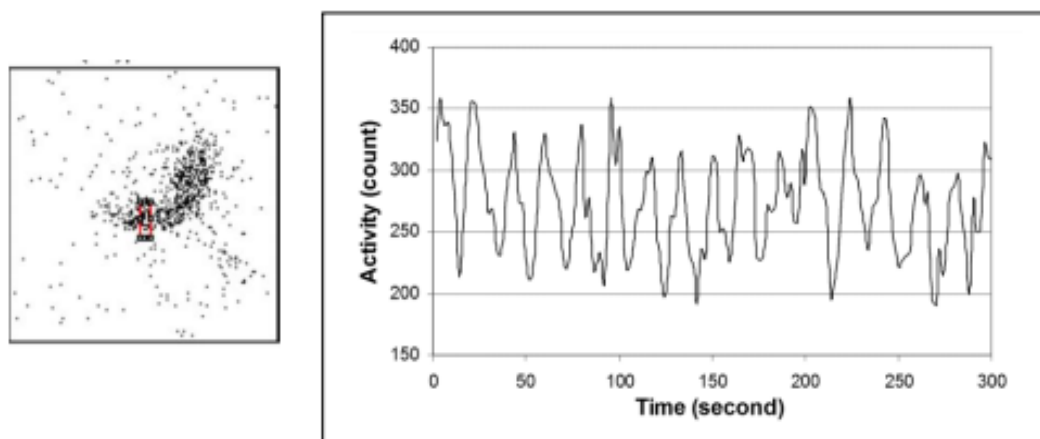
ภาพที่ 5 ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ในช่วงเวลาที่ 10 , 20 , 30 , 40 , 50 และ 60 วินาที

ภาพที่ 5 เป็นตัวอย่างภาพถ่ายนิวเคลียร์ของกระเพาะอาหารในช่วงเวลาต่างๆซึ่งจะเห็นได้ถึงการเปลี่ยนแปลงของรูปร่างของกระเพาะอาหารตามช่วงเวลาต่างๆ โดยพิกเซลสีขาวที่อยู่ในภาพคือตำแหน่งของสารรังสีที่สามารถตรวจวัดได้ในแต่ละช่วงเวลาที่เกิดขึ้น

2.3 ขั้นตอนการเก็บข้อมูลเพื่อนำมาสร้างกราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร

เมื่อได้ภาพในแต่ละช่วงเวลาของการบีบตัวของกระเพาะอาหารจากเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาแล้วนั้นจะทำการสร้างขอบเขต (region of interest) ที่มีความกว้างขนาด 1 พิกเซล ในบริเวณส่วนรอยคอดของกระเพาะอาหาร ซึ่งสามารถบอกได้ว่าเป็นกระเพาะอาหารส่วนปลาย

เมื่อได้ขอบเขตที่แน่ชัดในภาพถ่ายนิวเคลียร์แล้วจะนำขอบเขตนั้นไปวางไว้กับทุกภาพในแต่ละช่วงเวลา แล้วทำการนับจุดค่าสารรังสีบริเวณขอบเขตนั้น ภายหลังจึงนำค่าที่ได้ในแต่ละภาพมาสร้างกราฟความเข้มของสารรังสีต่อเวลาดังแสดงในภาพที่ 6 เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ผลต่อไป[7, 8]

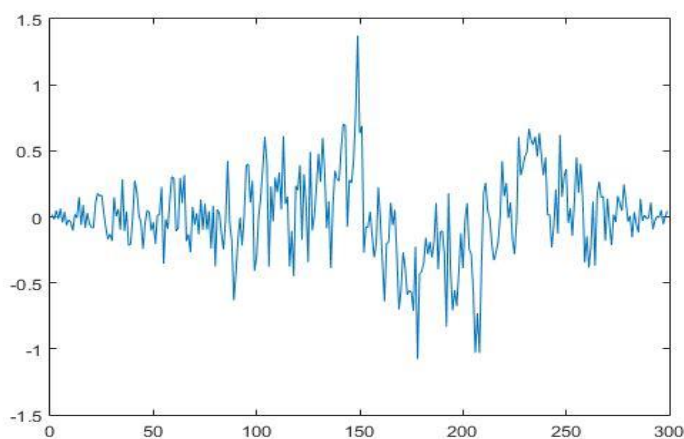
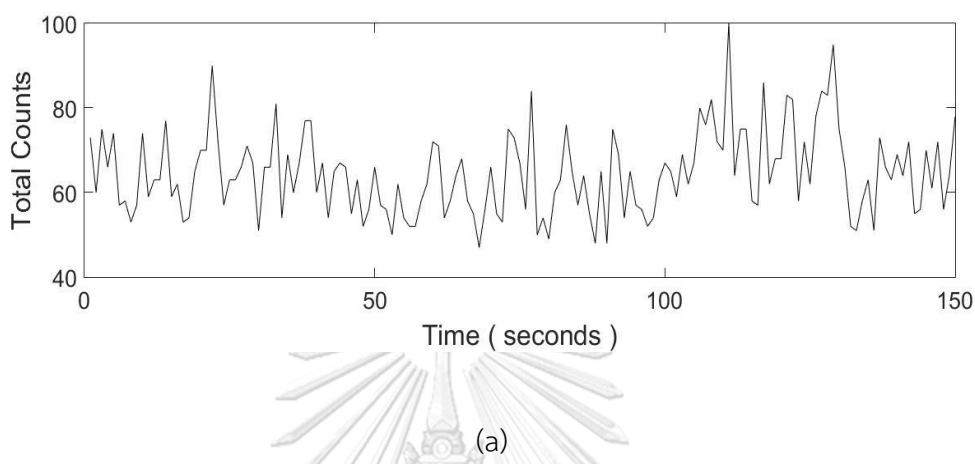


ภาพที่ 6 (ซ้าย) แสดงการวาดขอบเขตบริเวณกระเพาะอาหารส่วนปลาย (ขวา) แสดงกราฟ จำนวนจุดค่าสารรังสีต่อเวลา [13]

2.4 วิธีการทำมาตรฐานสัญญาณก่อนทำการวิเคราะห์ผล (Pre-processing)

กราฟสัญญาณต่างๆโดยทั่วไปไม่ได้สามารถระบุรูปแบบของสัญญาณแท้จริงได้โดยทันที เนื่องจากโดยปกติสัญญาณจะถูกรบกวนด้วยสัญญาณอื่นๆหรือแม้แต่ค่าความแรงของสัญญาณเริ่มต้นนั้นไม่เท่ากันทั้งๆที่จังหวะ และรูปแบบการสร้างกราฟสัญญาณนั้นเหมือนกัน จึงได้มีการคิดค้นวิธีการจัดการสัญญาณตั้งต้นที่ได้รับมาเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน ลดความแปรปรวนของสัญญาณ และหา

มาตรฐานตั้งต้นให้กับสัญญาณที่ต้องการจะวิเคราะห์ด้วยรูปแบบวิธีการต่างๆ เช่น วิธี อัตสหสัมพันธ์ (Autocorrelation)[8] , วิธีกรองสัญญาณ (Filtering) [3] , วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (Polynomial) เป็นต้น



ภาพที่ 7 (a) กราฟสัญญาณการนับจากภาพถ่ายรังสี
(b) กราฟภายหลังการทำการเฉลี่ยสัญญาณให้มีค่าศูนย์และทำวิธีอัตสหสัมพันธ์

ภาพที่ 7 (a) เป็นภาพสัญญาณการนับจากภาพถ่ายรังสีที่แทนว่าเป็นกราฟการบีบตัวของกระเพาะส่วนปลายที่เกิดขึ้นใน 5 นาที โดยปริมาณจุดที่นับได้มีค่าน้อยสามารถบ่งบอกถึงช่วงเวลาที่กระเพาะอาหารส่วนปลายบีบตัวและถ้าปริมาณจุดมีค่ามากสามารถบ่งบอกได้ว่ากระเพาะอาหารส่วนปลายมีการคลายตัว

ภาพที่ 7(b) เป็นภาพภายหลังจากการทำค่ามาตรฐานของสัญญาณด้วยวิธีการเฉลี่ยกราฟสัญญาณเท่ากับศูนย์และทำวิธีอัตราสัมพันธ์เข้าร่วมด้วยของกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

2.5 วิธีวิเคราะห์สัญญาณแบบฟูเรียร์ (Fourier Analysis)

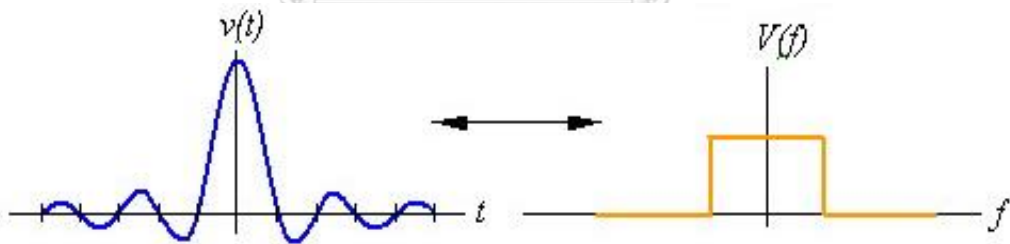
วิธีการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้รับความนิยมตั้งแต่ครั้งอดีต คือ วิธีการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์นี้เป็นวิธีหลักของรูปแบบสัญญาณหรือความถี่ของสัญญาณ โดยมีข้อจำกัดว่าสัญญาณตั้งต้นนั้นจะต้องเป็นสัญญาณที่มีลักษณะแบบคงที่ ตามทฤษฎีระบุว่าโดยรูปแบบการวิเคราะห์แบบฟูเรียร์นั้นจะอยู่ภายใต้สมมติฐานที่ว่าสัญญาณต่างๆ นั้นเกิดมาจากการรวมกันของสัญญาณในรูปแบบของฟังก์ชันซาย์ และโคซาย์ ทำให้สามารถสร้างสมการคลื่นสัญญาณและแสดงได้ผลลัพธ์การวิเคราะห์สัญญาณออกมาเป็นค่าความถี่ของสัญญาณ ได้ดังตามสมการที่ 1

$$G(f) = \int_{-\infty}^{\infty} g(t)e^{-i(2\pi ft)} dt \quad (1)$$

โดย $e^{i(Ax)}$ สามารถเขียนได้ตามสูตร ทฤษฎีบทออยเลอร์ ดังต่อไปนี้

$$e^{i(Ax)} = \cos(Ax) + i\sin(Ax) \quad (2)$$

กำหนดให้ $i = \sqrt{-1}$



ภาพที่ 8 ภาพแสดงการแปลงกราฟฟังก์ชันจากฟังก์ชันทางเวลาเป็นฟังก์ชันทางความถี่

จากภาพที่ 8 ด้านบนเป็นภาพกราฟฟังก์ชันทางเวลาและถูกแปลงไปเป็นฟังก์ชันทางความถี่ด้วยการแปลงฟูเรียร์ โดยจะสามารถสังเกตได้ว่าเมื่อทำการแปลงฟังก์ชันมาอยู่ในรูปแบบความถี่นั้นจะสามารถอ่านค่าความถี่ที่เกิดขึ้นได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น

2.6 ตัวอย่างงานวิจัยที่ศึกษาการหาความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารในอดีต

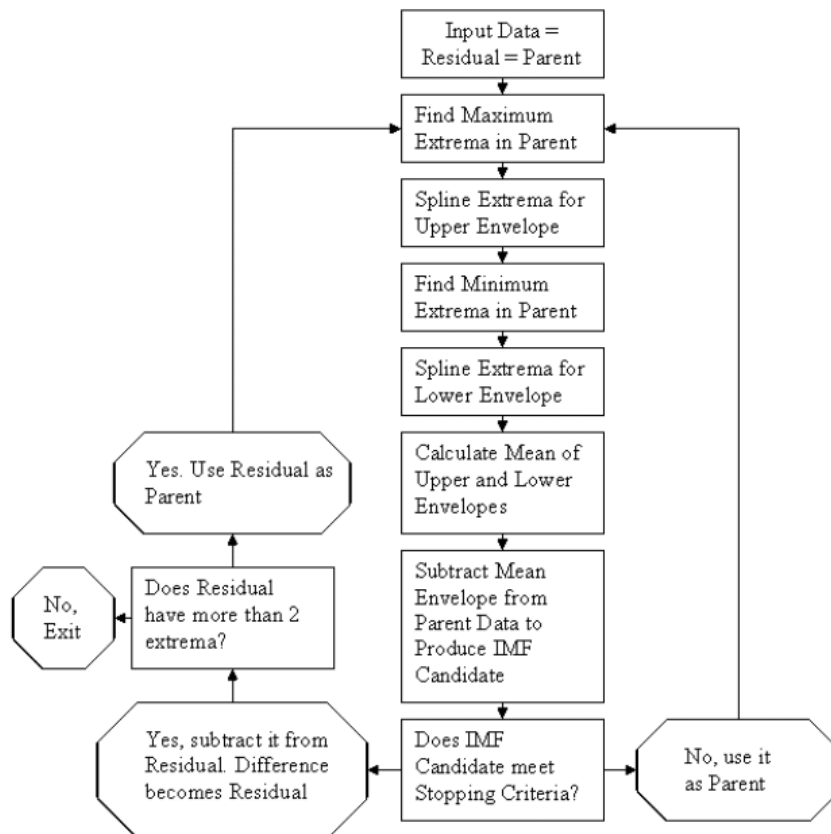
ในการศึกษาการบีบของกระเพาะอาหารส่วนปลาย Knight LC. และคณะ (1997) ทำการตรวจภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย เพื่อเปรียบเทียบค่าความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ในอาสาสมัครเพศหญิงและชายด้วยวิธีฟูเรียร์ พบว่าในเพศหญิงมีความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย มากกว่าเพศชายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (3.46 ± 0.04 และ 3.13 ± 0.03 ครั้งต่อนาที $p < 0.0001$) [3]

อย่างไรก็ตาม Bennink R. และคณะ (1998) ทำการศึกษาคล้ายกับ Knight LC. (1997) แต่กลับพบว่าค่าความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างเพศหญิงและชาย ทั้งนี้ Bennink R. ใช้วิธีฟูเรียร์ เช่นเดียวกันแต่ไม่ได้กรองสัญญาณที่มีความถี่สูงและต่ำออกไปก่อน [14]

ต่อมา Linke R. และคณะ (2000) ศึกษาการทำงานของกระเพาะอาหาร โดยใช้วิธี ฟูเรียร์ เปรียบเทียบระหว่างอาสาสมัครปกติและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติ พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ [15] ซึ่งผลที่ได้ต่างจากการศึกษาของ Misiara GP. และคณะ(2008) วิเคราะห์ความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ด้วยวิธีฟูเรียร์ เช่นกัน พบว่าค่าความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ในอาสาสมัครปกติมีค่าสูงกว่าในกลุ่มคนไข้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[16]

2.7 การวิเคราะห์วิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริเคิลโหมด (Empirical mode decomposition :EMD)

ในช่วงเวลา 10 ปีที่ผ่านมาวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริเคิลโหมด หรือ อีเอ็มดี [17] ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะสัญญาณไม่คงที่ และ ไม่เป็นเส้นตรง กล่าวคือ Hilbert–Huang [7-10] สันนิษฐานว่า แท้จริงแล้วสัญญาณที่ไม่คงที่ และ ไม่เป็นเส้นตรง นั้นเกิดจากการรวมตัวกันของกราฟสัญญาณพื้นฐานย่อย (Intrinsic mode function หรือ IMF) ที่มีลักษณะเป็นสัญญาณที่คงที่หลากหลายสัญญาณกับกราฟสัญญาณแนวโน้ม ซึ่งสามารถนำสัญญาณดังกล่าวมาทำการหาค่าความถี่ภายในของแต่ละกราฟสัญญาณแยกย่อยได้ โดยมีขั้นตอนดังนี้



ภาพที่ 9 แผนภาพแสดงขั้นตอนการวิเคราะห์วิธีแยกสัญญาณแบบเอมพีรีเคิลโมด [18]

- เมื่อได้กราฟสัญญาณตั้งต้นมาแล้วจะนิยามให้เป็น $x(t)$ และทำการหาค่าจุดวิกฤตต่ำสุดและสูงสุดของกราฟ $x(t)$
- ลากเชื่อมจุดวิกฤตต่ำสุดเข้าด้วยกันแทนด้วย $e_{min}(t)$ และเชื่อมจุดวิกฤตสูงสุดเข้าด้วยกันแทนด้วย $e_{max}(t)$

- หากกราฟเฉลี่ยเส้นกราฟวิกฤตต่ำสุดและวิกฤตสูงสุด

$$m(t) = \frac{e_{min}(t) + e_{max}(t)}{2} \quad (3)$$

- นำกราฟที่ได้ไปลบออกจากกราฟสัญญาณตั้งต้น

$$d(t) = x(t) - m(t) \quad (4)$$

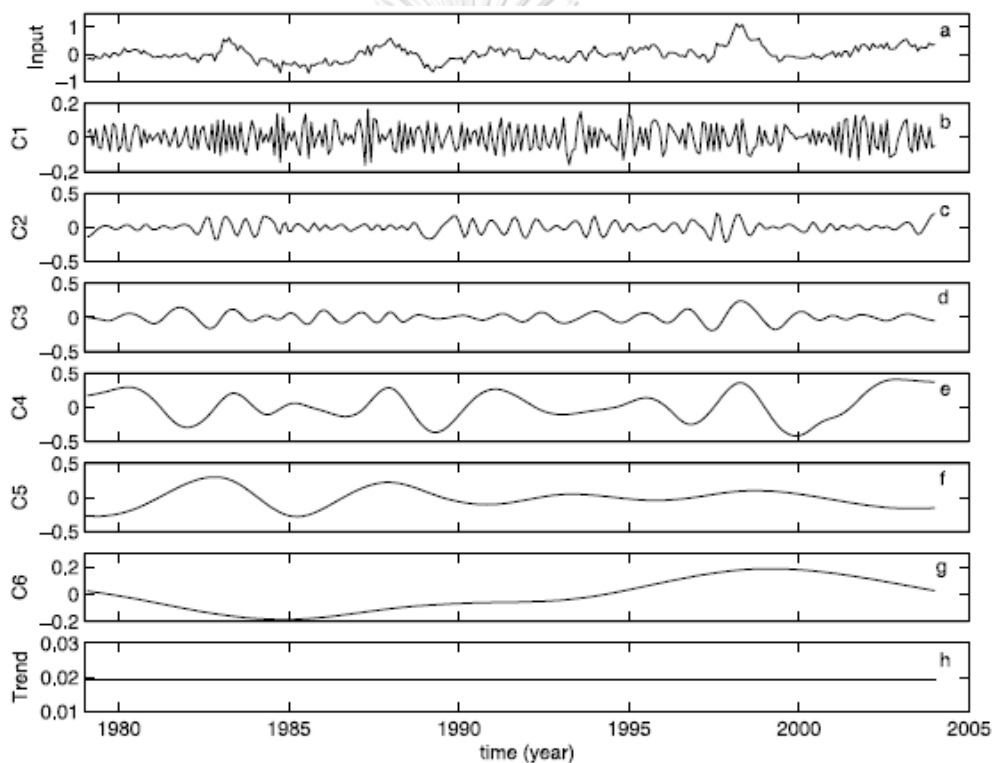
- พิจารณาเกณฑ์การหยุดการประมวลผลจากสมการ

$$SD > \sum_{t=0}^T \frac{[d_j(t) - d_{j+1}(t)]^2}{d_j^2(t)} \quad (5)$$

ถ้าพบว่าเป็นไปตามเกณฑ์จะให้กำหนด d_{j+1} เป็น ไอเอ็มเอฟ ที่ $j+1$ และให้ว่าค่าแนวโน้มของฟังก์ชันสัญญาณ คือ $r_{i+1}(t) = d_i(t) - d_{i+1}(t)$ แต่หากพบว่าตามเกณฑ์ค่าขอบเขตการหยุดประมวลผล ในทางกลับกันถ้าพบว่ายังสามารถประมวลผลต่อได้ จะกำหนดให้ว่า $d_{i+1}(t)$ ไม่ใช่ ไอเอ็มเอฟ และ กำหนดถัดไปว่า $d_i(t) = d_{i+1}(t)$

6. ย้อนกลับไปทำตามขั้นตอนที่ 1 -5 ต่อไปตามลำดับจนกว่าจะถึงเกณฑ์หยุดการประมวลผล เมื่อทำการวิแยกสัญญาณแบบเอ็มพีรีเคิลโมดแล้วนั้น จะได้ผลคำตอบอยู่ในรูปผลรวมตามสมการที่ 6

$$x(t) = \sum_{i=1}^n d_i(t) + r(t) \quad (6)$$



ภาพที่ 10 สัญญาณตั้งต้นและกลุ่มสัญญาณไอเอ็มเอฟ ด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบเอ็มพีรีเคิลโมด [18]

ภาพที่ 10 เป็นตัวอย่างภาพการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีเอ็มพีรีเคิล โดยกราฟสัญญาณตั้งต้นจะสามารถแยกสัญญาณย่อยออกมาได้เป็นกราฟสัญญาณ ซี1-ซี6 และกราฟแนวโน้ม (Trend) ได้ ซึ่งสามารถบ่งบอกได้ว่ากราฟสัญญาณตั้งต้นนั้นเป็นกราฟสัญญาณที่เกิดจากกราฟสัญญาณ ซี1-ซี6 และกราฟแนวโน้มรวมกัน

2.8 สถิติที่ใช้ในงานวิจัย

เนื่องจากข้อมูลเพื่องานวิจัยทางการแพทย์สามารถหาได้ค่อนข้างยากในการหาอาสาสมัครให้เพียงพอต่อการทดสอบที่มีลักษณะการกระจายแบบปกติ จึงเป็นข้อจำกัดงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายนั้นจะมีการทดสอบค่าทางสถิติอยู่ 3 ส่วนคือ ส่วนของค่าเฉลี่ย, ค่าความแปรปรวนของข้อมูล และค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง โดยที่จะเลือกใช้การทดสอบทางสถิติแบบ t-test เพื่อใช้ทดสอบสมมติฐานด้านค่าเฉลี่ยข้อมูล , F-test เพื่อใช้ทดสอบค่าความแปรปรวนของข้อมูล และแบบค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง เพื่อใช้ในการทดสอบหาค่าความคลาดเคลื่อนจากค่าอ้างอิงมาตรฐานการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่ระบุไว้ที่ 3.00 รอบ/นาที [3, 7-10]

2.8.1 t-test

การทดสอบสมมติฐานค่าเฉลี่ยของกลุ่มข้อมูลที่มีจำนวนข้อมูลน้อยกว่า 30 คน จะเลือกใช้วิธีการทดสอบ t-test เปรียบเทียบข้อมูลในส่วน of ค่าเฉลี่ยในแต่ละชุดข้อมูล ซึ่งจะอธิบายด้วยค่า p-value ในการเปรียบเทียบข้อมูล โดยมีหลักการคำนวณตามสมการที่ 7

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s/\sqrt{n}} \quad (7)$$

โดยที่ \bar{x} แทนค่าเฉลี่ยของตัวอย่าง

μ แทนค่าเฉลี่ยของประชากรมาตรฐาน

s แทนส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวอย่าง

ในงานวิจัยนี้จะได้นำเสนอวิธีอีเอ็มดี และ วิธีฟูเรียร์มาใช้ในการหาความถี่เด่นชัด ซึ่งเรียกวิธีใหม่นี้ว่าวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ และใช้วิธีการทดสอบ t-test นำมาทดสอบค่าเฉลี่ยความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่เกิดจากการวิเคราะห์ด้วยวิธีฟูเรียร์และวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ เพื่อดูความแตกต่างที่เกิดขึ้นในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ผลรูปแบบต่างๆของค่าเฉลี่ยความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

2.7.2 F-test

วิธี F- test เป็นหนึ่งในวิธีการทดสอบสมมติฐานค่าความแปรปรวนของข้อมูลที่มีจำนวนข้อมูลต่ำกว่า 30 ข้อมูล ซึ่งเป็นการทดสอบความแตกต่างของค่าความแปรปรวนของกลุ่มประชากร 2 กลุ่มตามสมการที่ 8

$$F = \frac{s_1^2}{s_2^2} \quad (8)$$

โดย $df_1 = n_1 - 1$, $df_2 = n_2 - 1$,

กำหนดให้ s_1^2 แทน ความแปรปรวนของประชากรกลุ่มที่ 1

s_2^2 แทน ความแปรปรวนของประชากรกลุ่มที่ 2

n_1 แทน จำนวนประชากรของกลุ่มที่ 1

n_2 แทน จำนวนประชากรของกลุ่มที่ 2

df แทน ค่าองศาเสรีในการทดสอบ

จากการใช้แนวทางทดสอบทางสถิตินี้เข้ามาช่วยในการแสดงความแตกต่างของค่าความแปรปรวนของข้อมูลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) ในวิธี F-test ยอมรับได้ที่ค่า $p \text{ value} < 0.05$

2.7.3 ค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE)

เป็นค่าทางสถิติที่ใช้ในการวัดความคลาดเคลื่อนระหว่างค่าทางการทดลองและค่าจริง โดยหากค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง มีค่าน้อย แสดงว่าค่าการทดลองมีค่าประมาณใกล้เคียงค่าจริง

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^T (x_i - \hat{x})^2}{n - 1}}$$

กำหนดให้ x_i แทน ค่าจากการทดลอง

\hat{x} แทน ค่าที่แท้จริงของข้อมูล

n แทน จำนวนประชากรของกลุ่มตัวอย่าง

เมื่อนำวิธีการทดสอบทางสถิตินี้มาใช้ในการทดสอบด้านความถี่ในการบิတ်ตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่ได้จากการวิเคราะห์ภาพถ่ายทางนิวเคลียร์ จากการใช่วิธีหาค่าคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองนั้นจะใช้เพื่อทำการทดสอบผลความคลาดเคลื่อนของค่าความถี่ที่ได้จากค่าอ้างอิงของความถี่การบิတ်ตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายทางการแพทย์ที่ระบุว่ามีค่าการบิတ်ตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายแบบปกติที่ 3.00 รอบต่อนาที

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

3.1 ข้อมูลคนไข้

3.1.1 อาสาสมัครผู้เข้าร่วมการวิจัย

อาสาสมัครที่แข็งแรงดีที่ได้รับการตรวจ ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (Dynamic antral scintigraphy) ที่หน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ระหว่างเดือนธันวาคม พ.ศ. 2552 ถึง เดือนพฤศจิกายน พ.ศ. 2553

3.1.2 เกณฑ์ในการคัดเลือกเข้ามศึกษา (Inclusion criteria)

คนไทยอายุตั้งแต่ 18 ปีขึ้นไปที่ยินยอมให้ความร่วมมือในการศึกษา

3.1.3 เกณฑ์ในการตัดออกจากการศึกษา (Exclusion criteria)

- 1) ผู้ที่มีอาการของระบบทางเดินอาหาร อย่างใดอย่างหนึ่งที่มีผลต่อกิจวัตรประจำวัน หรือมีอาการ 2 อาการแต่ไม่ส่งผลต่อกิจวัตรประจำวันก่อนทำการตรวจอย่างน้อย 3 เดือน ได้แก่
 - 1.1 อึดอัดแน่นท้องหลังรับประทานอาหารราวกับว่าอาหารค้างอยู่ในกระเพาะอาหารเป็นเวลานาน
 - 1.2 อิ่มเร็วกว่าปกติ รู้สึกว่าอาหารเข้าไปอยู่เต็มกระเพาะอาหารเร็วหลังจากเพิ่งเริ่มรับประทานอาหาร ทำให้ไม่สามารถรับประทานอาหารปริมาณปกติได้หมด
 - 1.3 ปวดบริเวณลิ้นปี่
 - 1.4 สำรอก
 - 1.5 เรอ
 - 1.6 แน่นหน้าอก
 - 1.7 รู้สึกในท้องมีลมมาก
 - 1.8 จุกแน่นบริเวณลิ้นปี่
 - 1.9 ท้องบวมโตขึ้น

- 1.10 กลืนอาหารลำบาก
 - 1.11 ปวดท้องบริเวณท้องน้อย
 - 1.12 คลื่นไส้
 - 1.13 อาเจียน
 - 1.14 เบื่ออาหาร
- 2) ผู้ที่เคยมีภาวะการติดเชื้อในลำไส้ในระยะเวลา 3 เดือนก่อนมารับการตรวจ
 - 3) ผู้ที่เคยได้รับการผ่าตัดในช่องท้อง ยกเว้นการผ่าตัดไส้ติ่งและการผ่าตัดทำหมันหญิง
 - 4) ผู้ที่กำลังรับประทานยา ยกเว้นการรับประทานยาคุมกำเนิด ฮอร์โมนเอสโตรเจนเพื่อการทดแทน ฮอร์โมนไทรอยด์เพื่อการทดแทน โดยมีระดับฮอร์โมนไทรอยด์ในเลือดขณะรับประทานยาอยู่ในเกณฑ์ปกติ
 - 5) ผู้ที่ไม่สามารถหยุดสูบบุหรี่และหยุดดื่มแอลกอฮอล์ได้อย่างน้อย 24 ชั่วโมงก่อนทำการตรวจ
 - 6) ผู้ที่กำลังอยู่ในระหว่างการตั้งครรภ์หรือการให้นมบุตร
 - 7) อาสาสมัครที่มีการเคลื่อนไหวระหว่างทำการถ่ายภาพ ซึ่งคัดเลือกระหว่างทำการวิเคราะห์ข้อมูล

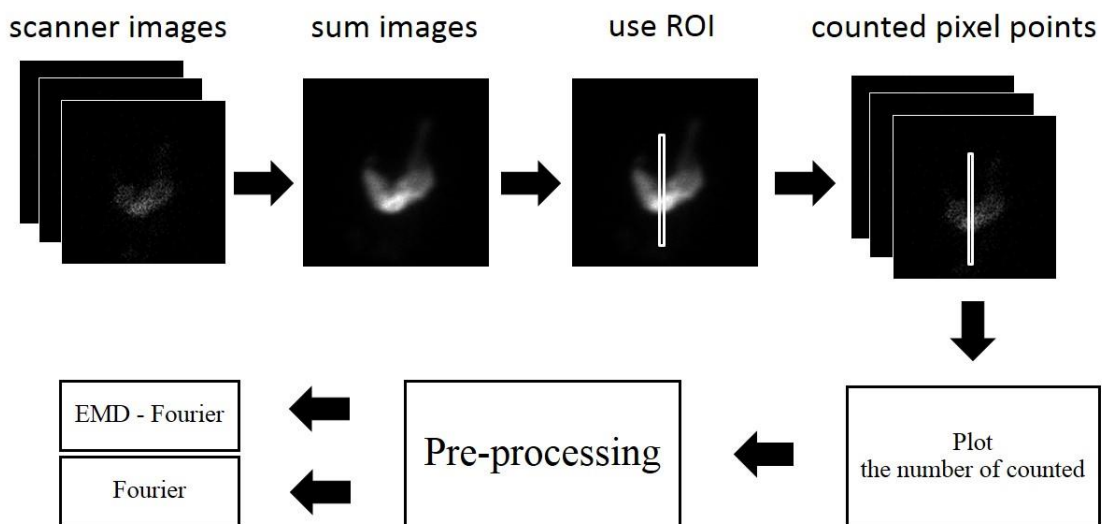
3.2 การตรวจภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (Dynamic Antrum Scintigraphy)

ผู้เข้าร่วมวิจัยงดอาหารก่อนการตรวจ 6-12 ชั่วโมง เข้าวันตรวจอาสาสมัครจะได้รับประทานอาหารได้แก่ ข้าวสวยปริมาณ 100 กรัม น้ำ 100 ลบ.ซม และไขมันขนาดประมาณ 65-70 กรัม ผสมกับน้ำมันพืชปริมาณ 5 ลูกบาศก์เซนติเมตร น้ำ 10 ลูกบาศก์เซนติเมตร และสารเภสัชรังสี ^{99m}Tc Phytate หรือ ^{99m}Tc Sulfur colloid ปริมาณ 1 mCi พลังงานของอาหารดังกล่าวคือ 267 กิโลแคลอรี และประกอบด้วย คาร์โบไฮเดรต 57% ไขมัน 23% และโปรตีน 19% โดยอาสาสมัครต้องรับประทานให้หมดภายใน 10 นาที

อาสาสมัครมารับการตรวจโดยให้อยู่ในลักษณะทำยืนหันเข้าเครื่องตรวจ นำเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาจับภาพบริเวณกระเพาะอาหารและบันทึก โดยใช้ energy window 20% ที่มีจุดศูนย์กลางอยู่ที่ 140 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ ของสารกัมตภาพรังสี ผลที่ได้จะเป็นรูปขนาดเมทริกซ์ 128x128 โดยจะถ่ายรูปรูปรูๆ 2 วินาที เป็นเวลา 5 นาที รวมทั้งสิ้นเป็นจำนวน 150 รูป

3.3 การวิเคราะห์ข้อมูลและการได้มาซึ่งสัญญาณ

ข้อมูลภาพถ่ายทางนิวเคลียร์การบีบตัวของกระเพาะอาหาร 150 ภาพ จากข้อมูลที่ได้ในเวลา 5 นาที จะถูกนำมาซ้อนทับกันเพื่อให้ได้ภาพถ่ายเพียงรูปเดียว โดยจะนำภาพที่ได้ทั้งหมดมาทำการซ้อนทับกันเพื่อให้ได้ภาพที่มีจำนวนนับวัดรังสี (count) มากขึ้น ซึ่งจะส่งผลทำให้มีสัญญาณรบกวน (noise) น้อยลงและเห็นภาพขอบของกระเพาะอาหารที่ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ต่อมาจะทำการวาดขอบเขตการนับค่าจุดขนาดกว้าง 1 พิกเซล ตามแนวตั้งบริเวณรอยต่อภายในตำแหน่งกระเพาะอาหารส่วนปลาย หลังจากนั้นจะทำการนับค่าพิกเซลรวมทั้งหมดในตำแหน่งที่ได้ทำการวาดขอบเขตตั้งแต่ภาพที่ 1 ถึง ภาพที่ 150 เพื่อให้ได้มาซึ่งค่าความเข้มจุดของสารรังสีในแต่ละช่วงเวลา และจึงนำค่าที่ได้มาทำการสร้างกราฟสัญญาณขึ้นโดยเราจะเรียกกราฟนั้นว่ากราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร โดยกำหนดให้แทนด้วยสัญลักษณ์ $S(t)$



ภาพที่ 11 ขั้นตอนการได้มาซึ่งกราฟสัญญาณและการวิเคราะห์สัญญาณ

ก่อนการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายเพื่อหาค่าความถี่นั้นจะมีการประมวลสัญญาณให้เป็นมาตรฐานเดียวกัน (normalization) ซึ่งเราเรียกขั้นตอนนี้ว่า การประมวลสัญญาณขั้นต้น (preprocessing) เพื่อให้มีความเท่าเทียมกันในการวิเคราะห์สัญญาณ โดยในงานวิจัยนี้ ใช้การประมวลสัญญาณขั้นต้น 4 แบบ ดังนี้

แบบที่ 1: วิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ (Average normalization : AVG)

จากค่าพิกเซลที่สามารถตรวจวัดได้จากภาพในแต่ละอาสาสมัครนั้นมีความเป็นไปได้ที่ค่าพิกเซลของแต่ละบุคคลนั้นจะมีค่าช่วงสูงต่ำของสัญญาณที่ไม่เท่ากันเนื่องจากค่าพิกเซลที่ได้นั้นเกิดจากการตรวจวัดค่าสารรังสีในอาหารที่อาสาสมัครรับประทานเข้าไป ดังนั้นในแต่ละคนนั้นรับประทานผลรังสีเข้าไปในปริมาณไม่เท่ากัน และนอกจากนั้น ขนาดของกระเพาะอาหารของอาสาสมัครแต่ละคนนั้นก็มีความแตกต่างกันด้วยเช่นกัน นั่นจึงทำให้ผู้วิจัยพิจารณาว่าการทำมาตรฐานของสัญญาณให้มีค่าอ้างอิงที่ศูนย์นั้นน่าจะช่วยลดข้อจำกัดในเรื่องนี้ได้

ในแบบนี้ เราจะประมวลสัญญาณขั้นต้นการสร้างค่าเฉลี่ยของสัญญาณให้กลายเป็นศูนย์

$$\overline{s(t)} = \frac{s(t) - \bar{s}}{\bar{s}} \quad (9)$$

โดยกำหนดให้ \bar{s} คือ ค่าเฉลี่ยสัญญาณตั้งต้น

$\overline{s(t)}$ คือ สัญญาณหลังจากผ่านการประมวลแล้ว

แบบที่ 2: วิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตสหสัมพันธ์ (Average normalization and Autocorrelation : AVGAUTO)

จากการแก้ปัญหาข้อจำกัดตามที่ได้กล่าวมาในส่วนของการประมวลแบบที่ 1 นั้นผู้วิจัยยังได้พิจารณาเพิ่มเติมการประมวลผลแบบอัตสหสัมพันธ์ เข้าไปในค่าสัญญาณที่ได้ เนื่องจากวิธีอัตสหสัมพันธ์ นั้นเป็นการทำมาตรฐานของสัญญาณเพื่อหาค่าเฉลี่ยของความสัมพันธ์ของช่วงเวลา ณ 2 ช่วงเวลาใดๆ ซึ่งได้มีการนำมาใช้ในการประมวลผลสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย (DAS Signal) และเพื่อความสมบูรณ์ของงานวิจัยผู้วิจัยจึงได้ใช้วิธีอัตสหสัมพันธ์มาเข้าร่วมในการประมวลผล เพื่อใช้เปรียบเทียบค่าที่ได้ในกับงานวิจัยก่อนหน้า

ในส่วนนี้จะมีความคล้ายกับแบบที่ 1 โดยเราจะประมวลสัญญาณขั้นต้นโดยการทำให้ค่าเฉลี่ยให้เป็นศูนย์ก่อนแล้วนำมาทำวิธีอัตสหสัมพันธ์ของสัญญาณนั้น

แบบที่ 3: วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (Polynomial normalization : POLY)

เมื่อนำค่าพิกเซลที่ได้จากการอ่านค่าสารรังสีในกลุ่มอาสาสมัครมาสร้างกราฟพบว่ากราฟมีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นเมื่อเวลาเพิ่มขึ้น ด้วยเหตุนี้ทำให้ผู้วิจัยเล็งเห็นถึงการทำค่ามาตรฐานสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ที่น่าจะมีความเหมาะสมกับรูปแบบสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

เราจะประมวลสัญญาณขั้นต้นด้วยวิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์ของสมการพหุนามกำลังสามที่เกิดจากแนวโน้มของกราฟการบีบตัว เพื่อนำมาใช้ในการคำนวณหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณดังนี้

กำหนดให้ $ax^3 + bx^2 + cx + d$ คือสมการแนวโน้มพหุนามที่สามารถหาได้จากกราฟวิเคราะห์หาแนวโน้มของกราฟ

P คือ ค่าพิคเซลในช่วงเวลาใดๆ

t คือ เวลา

$$\bar{s} = \frac{(P-at^3-bt^2-ct^1-d) \times 100}{d} \quad (10)$$

ซึ่ง a, b, c และ d คือสัมประสิทธิ์ของสมการเส้นโค้งของสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

$$\overline{s(t)} = \frac{s(t) - \bar{s}}{\bar{s}} \quad (9)$$

โดยกำหนดให้ \bar{s} คือ ค่าเฉลี่ยสัญญาณตั้งต้น

$\overline{s(t)}$ คือ สัญญาณหลังจากผ่านการประมวลแล้ว

แบบที่ 4: วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติสทสมพันธ์ (Polynomial normalization and Autocorrelation : POLYAUTO)

ในแบบนี้จะคล้ายกับแบบที่ 3 โดยเราจะประมวลสัญญาณขั้นต้นโดยการทำวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ก่อนแล้วนำมาหา วิธีอัตโนมัติสทสมพันธ์ของสัญญาณนั้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เมื่อทำการประมวลผลสัญญาณตั้งต้น จึงทำการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริเคิลโหมด ต่อไปเพื่อให้ได้มาซึ่งกลุ่มกราฟสัญญาณพื้นฐาน (Intrinsic Mode Function : IMF) ภายหลังจากได้กลุ่มกราฟสัญญาณพื้นฐาน แล้วจะทำการหาค่าความถี่ของสัญญาณด้วยวิธีการหาค่าความถี่เด่นชัดซึ่งนิยามว่าเป็นความถี่ที่ให้ค่าขนาดของฟูเรียร์สูงสุด ซึ่งเราจะกำหนดว่าวิธีการที่ใช้วิธีแยกสัญญาณแบบเอมพิริเคิลโหมดรวมกับการใช้ ฟูเรียร์ นี้ เรียกว่าวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์

3.4 ขั้นตอนการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร

การวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายในงานวิจัยนี้ได้ใช้การวิเคราะห์แบบดั้งเดิมคือการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธี ฟูเรียร์ และได้้นำการวิเคราะห์แบบวิธีแยกสัญญาณย่อยแบบเอมพิริเคิลโหมด มาประยุกต์ให้เข้ากับการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะ

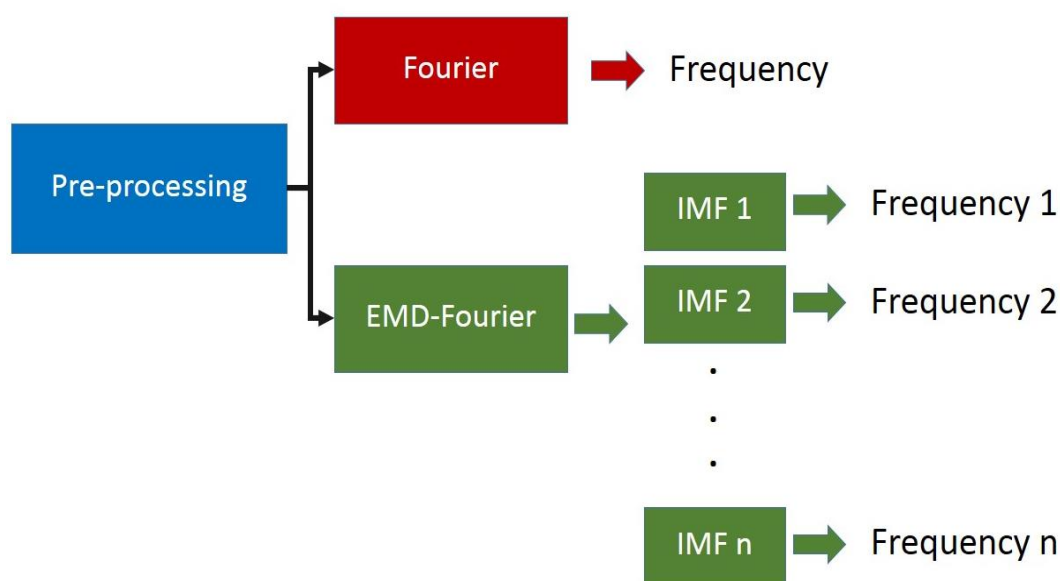
อาหารส่วนปลายโดยให้นิยามว่าเป็นวิธีอีเอ็มตี-ฟูเรียร์ และมีการออกแบบการประมวลผลได้ทั้งหมด 4 แบบตามภาพที่ 3.1 เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ผลของสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร โดยต้องการเปรียบเทียบวิธีหาค่ามาตรฐานสัญญาณ 2 แบบ คือ แบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ และแบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม นอกจากนี้ ต้องการเปรียบเทียบการวิเคราะห์สัญญาณโดยมีกรณีที่มีและไม่มีขั้นตอนวิธีอัตโนมัติ จึงสามารถออกแบบการประมวลผลได้ดังนี้

แบบที่ 1 คือ วิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ (Average normalization : AVG)

แบบที่ 2 คือ วิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (Average normalization and Autocorrelation : AVGAUTO)

แบบที่ 3 คือ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (Polynomial normalization : POLY)

แบบที่ 4 คือ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (Polynomial normalization and Autocorrelation : POLYAUTO)



ภาพที่ 12 ขั้นตอนการประมวลผลและลักษณะผลจากการวิเคราะห์ด้วย
วิธีอีเอ็มตี-ฟูเรียร์และวิธีฟูเรียร์

หลังจากนั้นเราจะทำการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ด้วยวิธี ฟูเรียร์ กับวิธีฟูเรียร์ โดยกล่าวคือวิธีอีเอ็มตี-ฟูเรียร์ นั้นจะทำการวิเคราะห์สัญญาณและแยกกราฟสัญญาณพื้นฐานออกมาต่อด้วยใช้ฟูเรียร์ในการวิเคราะห์สัญญาณจากกราฟสัญญาณพื้นฐาน กับผลการวิเคราะห์ด้วยวิธีฟูเรียร์ ที่ จะทำการวิเคราะห์สัญญาณสัญญาณโดยตรงเลย ซึ่งผลที่ได้จะพบว่าการใช้วิธีอีเอ็มตี-ฟูเรียร์ นั้นจะได้

ค่าออกมาเป็นชุดของความถี่ของสัญญาณ ในขณะที่เดียวกัน การใช้วิธีฟูเรียร์นั้นจะได้ค่าความถี่ของสัญญาณออกมาเพียงค่าเดียวเท่านั้นตามภาพที่ 12

3.5 ขั้นตอนการเปรียบเทียบและประเมินผล

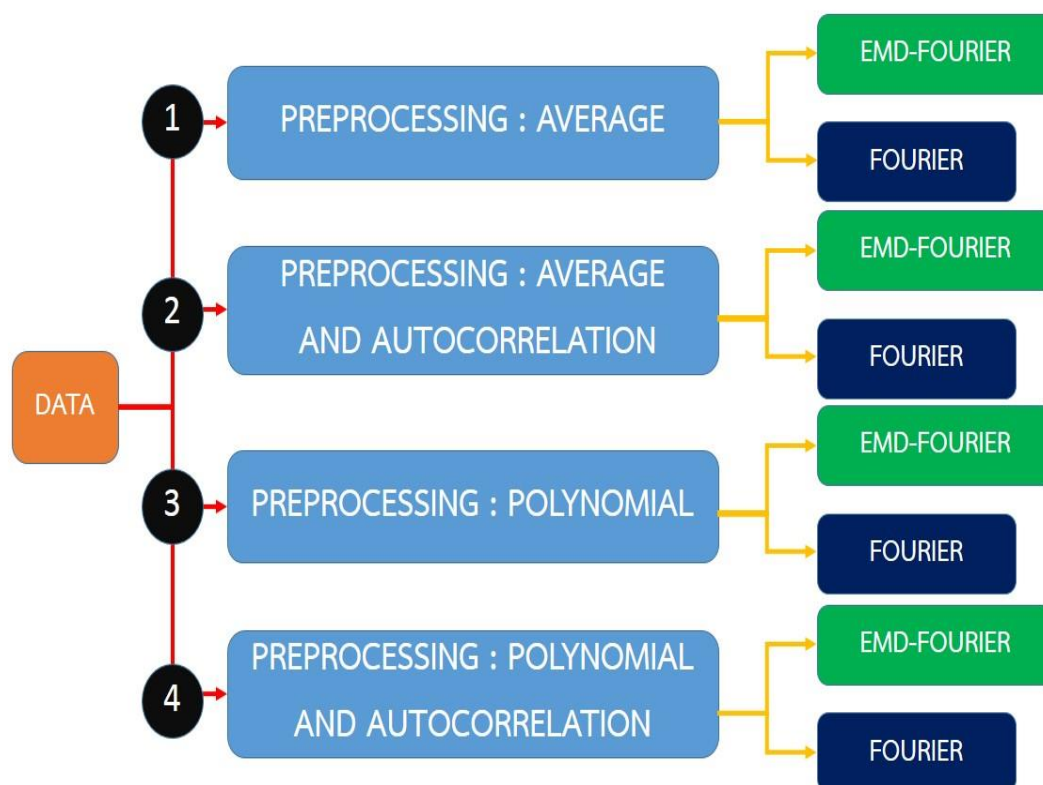
งานวิจัยนี้นั้นจะมี 3 ส่วน คือ ส่วนของ ค่าเฉลี่ยของสัญญาณข้อมูลคนไข้ , ส่วนของค่าความแปรปรวนของความถี่ และส่วนค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง จากข้อมูลตรงส่วนนี้ทำให้ผู้วิจัย เลือกใช้สถิติ t-test มาใช้ในการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของสัญญาณ ใช้ F-test มาใช้ในการวิเคราะห์ค่าความแปรปรวนของสัญญาณ และใช้ค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง ในการคำนวณความใกล้เคียงค่าความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจริงที่อ้างอิงจากทางการแพทย์ที่ 3.00 รอบต่อนาที



บทที่ 4

ผลการทดลอง

การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา ผลที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของ กระเพาะอาหารด้วยวิธีแยกสัญญาณแบบแอมพริเคิลโมด ในกลุ่มอาสาสมัครที่มีผลการบีบตัวของ กระเพาะอาหารที่ปกติ จำนวน 18 คน โดยทำการประมวลผล 4 แบบ



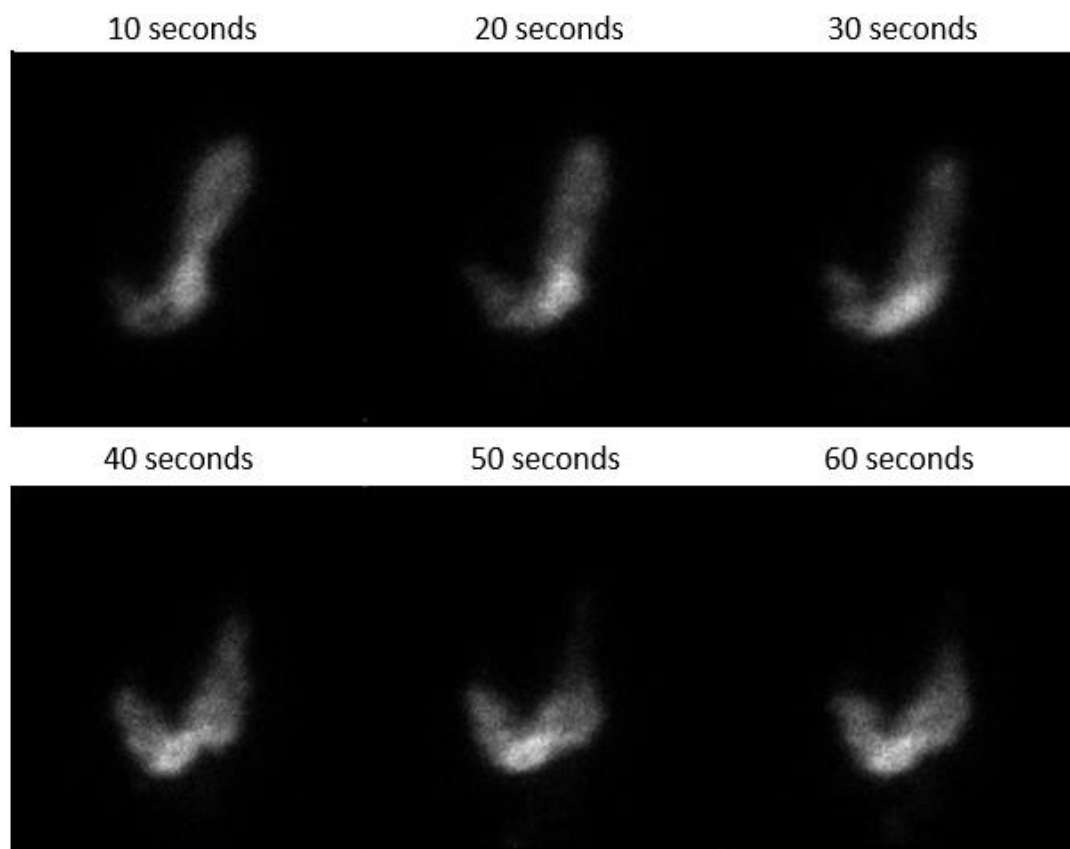
ภาพที่ 13 แผนภูมิแสดงรูปแบบการประมวลผลข้อมูลทั้ง 4 รูปแบบ

ภาพที่ 13 เป็นภาพที่แสดงถึงกระบวนการทำมาตรฐานสัญญาณก่อนการวิเคราะห์สัญญาณ ใน 4 รูปแบบ คือ วิธีเฉลี่ยสัญญาณให้เป็นศูนย์ (AVERAGE) , วิธีเฉลี่ยสัญญาณให้เป็นศูนย์ร่วมกับ วิธีอัตสหสัมพันธ์ (AVERAGE AND AUTOCORRELATION) , วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (POLYNOMIAL) และ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามร่วมกับวิธีอัตสหสัมพันธ์ (POLYNOMIAL AND AUTOCORRELATION) หลังจากนั้นจึงนำค่าสัญญาณที่ได้ไปวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีดั้งเดิมหรือวิธีฟูเรียร์ กับวิธีแบบใหม่ หรือวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์

จากภาพการบีบตัวของกระเพาะอาหารที่ถูกตรวจวัดทุกๆ 2 วินาที รวมเป็นเวลา 5 นาที จะทำให้สามารถได้ภาพทั้งหมด 150 ภาพต่ออาสาสมัคร 1 คน หลังจากนั้นสร้างขอบเขตการตรวจวัดให้อยู่ในบริเวณรอยต่อคอขวดของกระเพาะอาหารซึ่งเป็นบริเวณของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ผลที่ได้จะเป็นค่าของพิกเซลในแต่ละภาพ เป็นจำนวน 150 ค่า ใน 150 ภาพ ตามตัวอย่างการตรวจวัดดังนี้

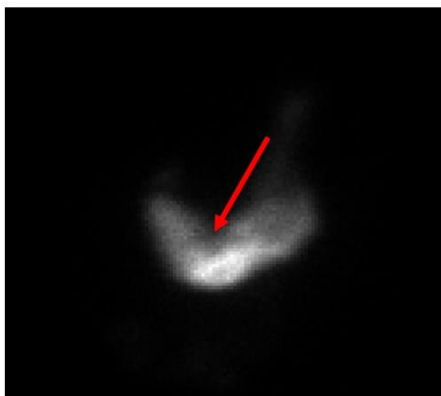
4.1 ตัวอย่างการได้มาซึ่งสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายของอาสาสมัคร 1 คน

ขั้นตอนที่ 1 นำภาพถ่ายทางนิวเคลียสของกระเพาะอาหารส่วนปลายทั้ง 150 ภาพ มีซ้อนทับกันเพื่อหาตำแหน่งที่จะสร้างขอบเขตการตรวจบริเวณกระเพาะอาหารส่วนปลาย



ภาพที่ 14 ภาพถ่ายทางรังสีเทคนิคของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย ในวินาทีที่ 10 , 20 , 30 , 40 , 50 ,60 วินาที

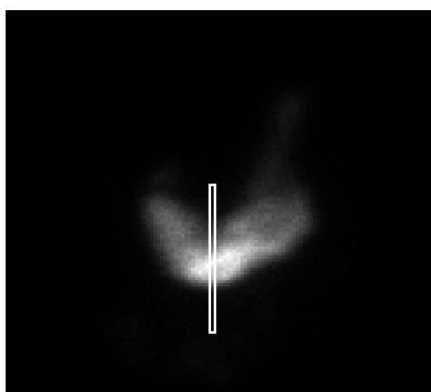
ภาพถ่ายการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายทั้ง 150 ภาพนั้นจะเป็นการแสดงลักษณะการวางตัวของกระเพาะอาหารในแต่ละช่วงเวลาใน 5 นาที ซึ่งฟิกเชลสีขาวตามภาพที่ 14 บ่งบอกถึงการมีอยู่ของสารรังสีในบริเวณนั้นๆ โดยแต่ละจุดนั้นจะมีค่าฟิกเชลที่แตกต่างกัน ซึ่งเป็นการบ่งบอกว่าบริเวณนั้นมีสารรังสีเท่าใด



ภาพที่ 15 ภาพโครงร่างของกระเพาะอาหารที่เกิดจากการซ้อนทับของภาพ 150 ภาพ

จากการซ้อนทับกันของภาพการบีบตัวของกระเพาะอาหารใน 150 ภาพ ตามรูปที่ 4.3 จะสังเกตเห็นบริเวณรอยขีดของกระเพาะอาหาร ซึ่งจะเป็นหนึ่งในบริเวณของกระเพาะอาหารส่วนปลาย และเป็นบริเวณที่จะสร้างขอบเขตการตรวจวัดค่าปริมาณฟิกเชล โดยลูกศรสีแดงแสดงถึงตำแหน่งที่ใช้ในการสร้างขอบเขตการตรวจวัด

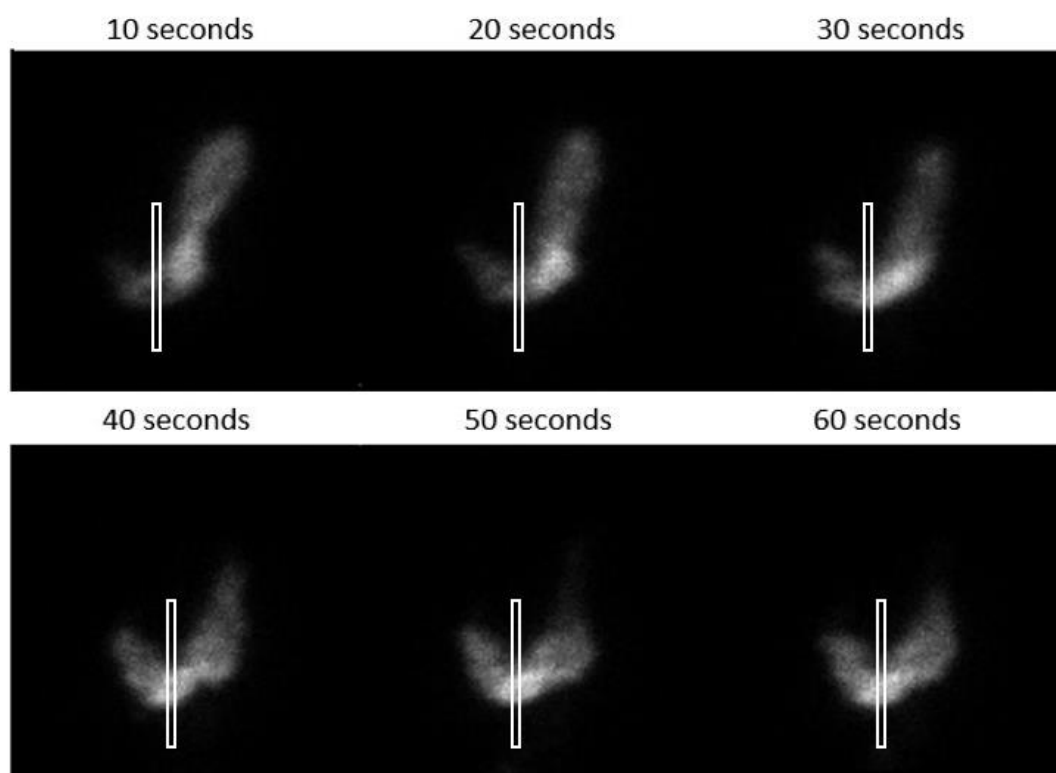
ขั้นตอนที่ 2 สร้างของเขตของการตรวจวัดค่าปริมาณฟิกเชลที่บริเวณรอยขีดของกระเพาะอาหาร



ภาพที่ 16 ภาพการวาดขอบเขตของการตรวจวัดปริมาณฟิกเชลที่บริเวณรอยขีดของภาพกระเพาะอาหาร

การตรวจวัดหาบริเวณกระเพาะอาหารส่วนปลายนั้นนิยมให้ตรวจสอบ ณ บริเวณรอยคอดของกระเพาะอาหาร เนื่องจากเป็นบริเวณที่สามารถสังเกตได้อย่างชัดเจน โดยจะให้มีความยาวเพียง 1 พิกเซล เท่านั้นตามภาพที่ 16 เพื่อให้ได้ซึ่งกรอบของขอบเขตการตรวจวัดค่าพิกเซลบริเวณกระเพาะอาหารส่วนปลาย

ขั้นตอนที่ 3 นำกรอบของขอบเขตการตรวจวัดค่าพิกเซลไปเทียบทุกภาพใน 150 ภาพ และวัดค่าพิกเซลในแต่ละภาพ



ภาพที่ 17 ภาพแสดงขอบเขตของการตรวจวัดบริเวณรอยคอดของกระเพาะอาหารในตัวอย่าง ช่วงเวลาที่ 10 , 20 , 30 , 40 , 50 และ 60 วินาที

จากขอบเขตการตรวจวัดที่ได้จากขั้นตอนที่ 2 ต่อมาจึงนำกรอบของขอบเขตการตรวจวัดไปวางไว้ทุกภาพของการบีบตัวของกระเพาะอาหาร 150 ภาพตามตัวอย่างภาพที่ 17 และทำการวัดค่าพิกเซลภายในกรอบของขอบเขตการตรวจวัดทั้ง 150 ภาพ เพื่อให้ได้ซึ่งค่าความเข้มของสารรังสีในขอบเขตการตรวจวัด ณ เวลาใดๆ

ขั้นตอนที่ 4 ตรวจวัดค่าพิกเซลที่ได้ในกรอบขอบเขตการตรวจวัด และนำมาสร้างกราฟ
ค่าความเข้มพิกเซลต่อเวลา

ตารางที่ 1 ตัวอย่างข้อมูลค่าพิกเซลในอาสาสมัคร 1 คนในแต่ละช่วงเวลาภายใน 5 นาที

Time (s)	Pixel value	Time (s)	Pixel value	Time (s)	Pixel value
2	21	56	19	110	28
4	24	58	23	112	27
6	15	60	21	114	23
8	9	62	18	116	24
10	11	64	24	118	17
12	15	66	21	120	20
14	27	68	16	122	21
16	20	70	26	124	16
18	20	72	18	126	24
20	27	74	25	128	25
22	29	76	30	130	27
24	20	78	20	132	20
26	29	80	15	134	20
28	19	82	23	136	17
30	14	84	14	138	27
32	19	86	17	140	20
34	24	88	25	142	12
36	17	90	20	144	20
38	15	92	31	146	20
40	19	94	24	148	24
42	27	96	34	150	32
44	21	98	30	152	30
46	19	100	21	154	10
48	17	102	24	156	21
50	18	104	22	158	14
52	38	106	24	160	23

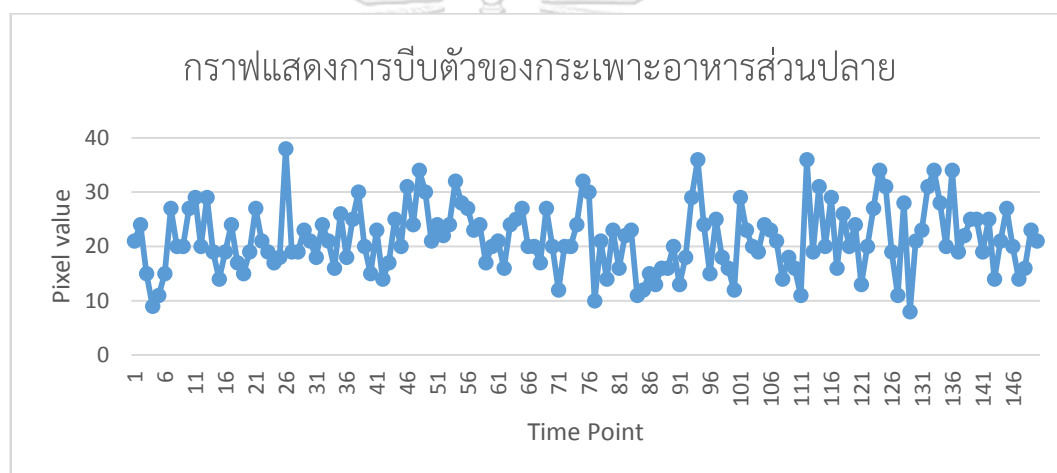
ตารางที่ 1 ตัวอย่างข้อมูลค่าพิกเซลในอาสาสมัคร 1 คนในแต่ละช่วงเวลาภายใน 5 นาที
(ต่อ)

Time (s)	Pixel value	Time (s)	Pixel value	Time (s)	Pixel value
54	19	108	32	162	16
164	22	210	24	256	28
166	23	212	23	258	8
168	11	214	21	260	21
170	12	216	14	262	23
172	15	218	18	264	31
174	13	220	16	266	34
176	16	222	11	268	28
178	16	224	36	270	20
180	20	226	19	272	34
182	13	228	31	274	19
184	18	230	20	276	22
186	29	232	29	278	25
188	36	234	16	280	25
190	24	236	26	282	19
192	15	238	20	284	25
194	25	240	24	286	14
196	18	242	13	288	21
198	16	244	20	290	27
200	12	246	27	292	20
202	29	248	34	294	14
204	23	250	31	296	16
206	20	252	19	298	23
208	19	254	11	300	21

จากตารางที่ 1 เป็นค่าความเข้มพิกเซลที่อ่านจากกรอบของขอบเขตการตรวจวัดในทุกๆ 2 วินาที ในเวลา 5 นาที ก่อนจะนำไปสร้างกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ผลต่อไป

ขั้นตอนที่ 5 การสร้างกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

จากผลการทดลองในขั้นที่ 4 จะเห็นได้ว่าเป็นค่าพิกเซลที่อยู่ในช่วงเวลา 2 วินาที ทุกๆ 3 นาที ผลที่ได้จะมีทั้งหมด 150 ค่า นำผลที่ได้มาสร้างกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย คือ ค่าพิกเซลต่อตำแหน่งเวลา ตามภาพที่ 18



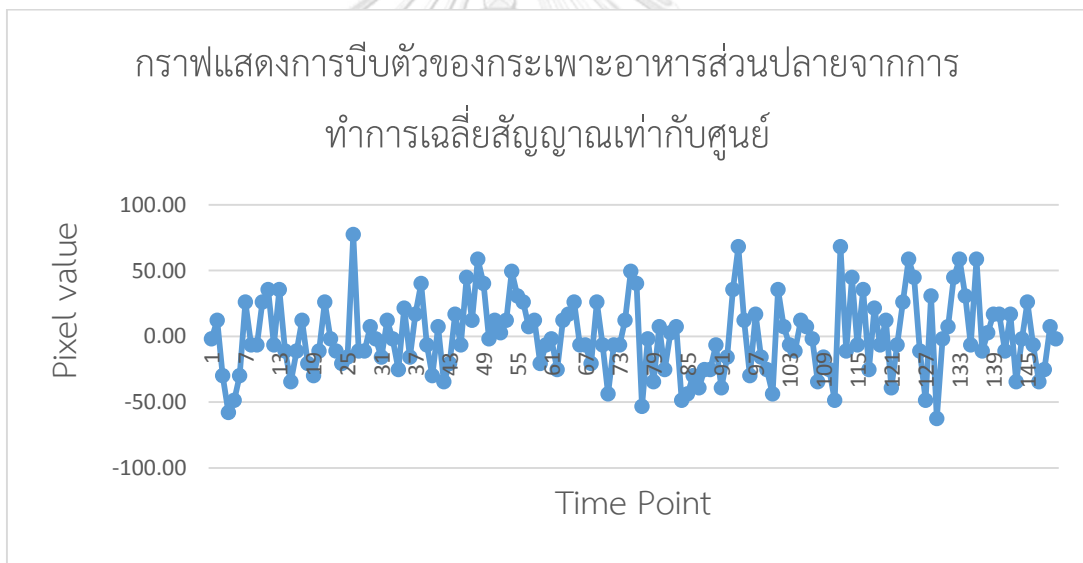
ภาพที่ 18 กราฟแสดงการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย

4.2 ตัวอย่างผลการวิเคราะห์กราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจากการประมวลผลทั้ง 4 แบบ

4.2.1 การประมวลผลในรูปแบบที่ 1 : การทำมาตรฐานสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์

ขั้นตอนการประมวลผลในรูปแบบที่ 1 นั้นจะมีการนำกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายนั้นมาทำการหาค่าเฉลี่ยสัญญาณและนำสัญญาณตั้งต้นมาลบออกเพื่อให้มีค่ามาตรฐานอ้างอิงที่ศูนย์ตามสมการที่ 9

$$\overline{s(t)} = \frac{s(t) - \bar{s}}{\bar{s}} \quad (9)$$

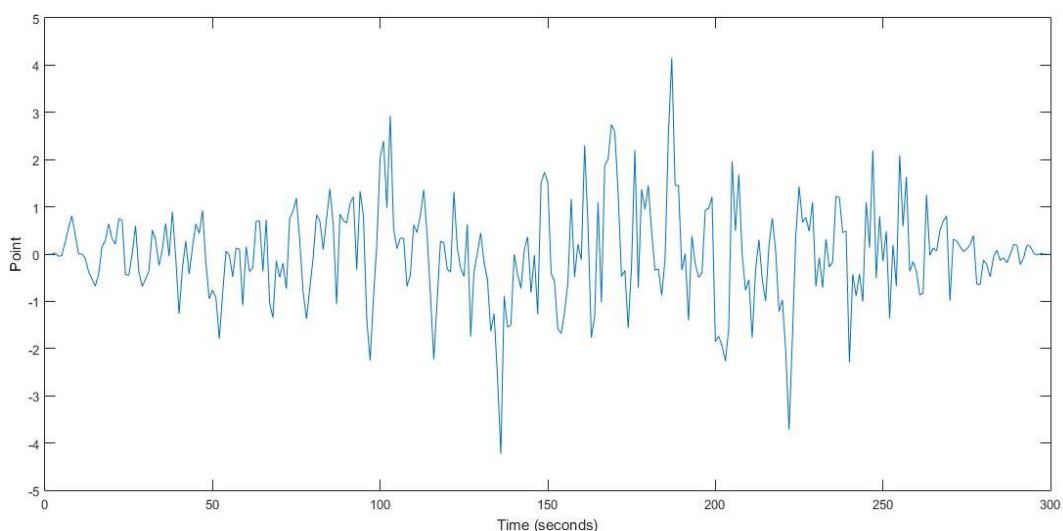


ภาพที่ 19 กราฟแสดงการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจากการทำมาตรฐานสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณให้มีค่าเท่ากับศูนย์

จากภาพที่ 19 เป็นภาพที่แสดงกราฟภายหลังจากการทำค่ามาตรฐานสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณให้มีค่าเท่ากับศูนย์ ผลที่ได้จะเห็นได้ว่า รูปกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายนั้นก่อนและหลังการทำมาตรฐานของสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์นั้นมีลักษณะที่เหมือนกัน แต่ข้อแตกต่างจะอยู่ที่เส้นเฉลี่ยกราฟภายหลังจากการทำมาตรฐานสัญญาณนั้นจะอยู่ที่ค่าศูนย์ซึ่งจะเป็นเส้นมาตรฐานในการใช้เป็นตัวแปรควบคุมในการวิเคราะห์ผลต่อไป

4.2.2 การประมวลผลในรูปแบบที่ 2 : การทำมาตรฐานสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณ เท่ากับศูนย์ร่วมกับการทำมาตรฐานสัญญาณแบบออตสสัมพันธ์

ขั้นตอนการประมวลผลแบบที่ 2 นี้จะเป็นการมาตรฐานของเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ก่อน
แล้วจึงนำไปมาตรฐานสัญญาณแบบออตสสัมพันธ์ และได้กราฟตามรูปที่ 20



ภาพที่ 20 ภาพกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารหลังจากทำมาตรฐานสัญญาณแบบออต
สสัมพันธ์

หลังจากได้กราฟที่ประมวลโดยใช้วิธีเฉลี่ยสัญญาณให้มีค่าเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีออต
สสัมพันธ์ตามภาพที่ 20 จึงทำการวิเคราะห์ด้วยวิธี ฟูเรียร์ และวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ตามการประมวล
ที่ 1 ต่อไป

4.2.3 การประมวลผลในรูปแบบที่ 3 : การทำมาตรฐานสัญญาณแบบการเฉลี่ยสัญญาณ แบบพหุนาม

การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามนั้นเป็นการเฉลี่ยสัญญาณจากค่าอ้างอิงของกราฟสัญญาณ
กล่าวคือจะป็นการเฉลี่ยสัญญาณจากแนวโน้มของกราฟของสัญญาณดังนั้นจึงต้องทำการหาสมการ
พหุนามซึ่งเป็นแนวโน้มของกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารก่อนในกราฟของอาสาสมัครคนที่ 1
ได้สมการคือ

$$0.2994x^3 - 2.2768 + 4.8553x^1 + 18.9205 = 0$$

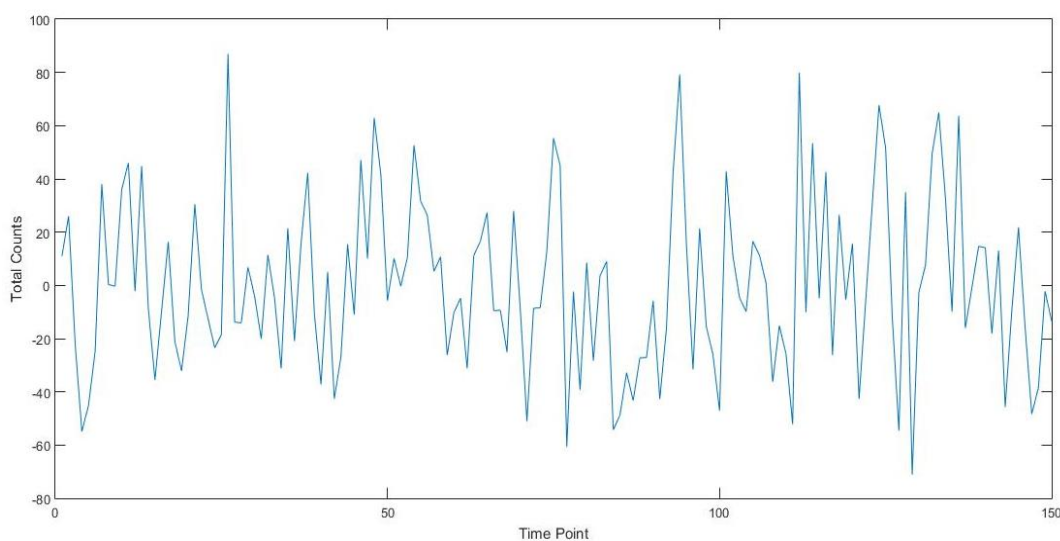
ดังนั้นจึงนำค่าสัมประสิทธิ์หน้าพหุนามมาคำนวณต่อตามสมการ

$$\frac{(P - aT^3 - bT^2 - cT - d) \times 100}{d} \quad (10)$$

โดยที่ P คือ ค่าพิกเซลในช่วงเวลาใดๆ

T คือ เวลา

ดังนั้น $a = 0.2994$, $b = -2.2768$, $c = 4.8553$ และ $d = 18.9205$

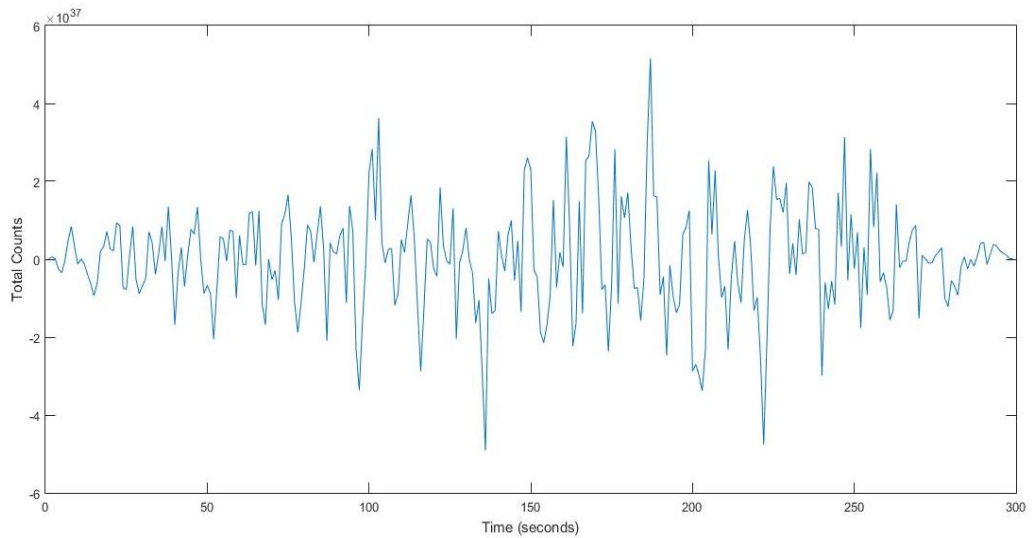


ภาพที่ 21 กราฟของการบีบตัวของกระเพาะอาหารโดยประมวลผลขั้นต้นแบบพหุนาม

ภาพที่ 21 กราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารภายหลังการประมวลผลขั้นต้นแบบพหุนาม หลังจากนั้นนำกราฟที่ได้ไปทำการวิเคราะห์ด้วยวิธีฟูเรียร์และวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ตามการประมวลแบบที่แบบที่ 1 ต่อไป

4.2.4 การประมวลผลในรูปแบบที่ 4 : การทำมาตรฐานสัญญาณแบบพหุนามร่วมกับการทำมาตรฐานสัญญาณแบบออสซิลโลแกรม

จากการประมวลผลตามการทดลองที่ 4.2.3 นำกราฟข้อมูลที่ได้มาทำมาตรฐานสัญญาณแบบออสซิลโลแกรมตามภาพที่ 22

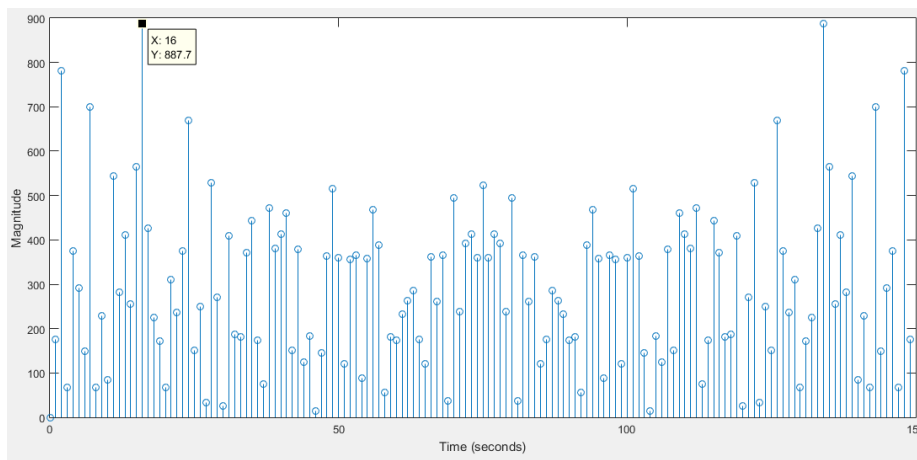


ภาพที่ 22 กราฟของการบีบตัวของกระเพาะอาหารโดยการประมวลผลขั้นตอนแบบพหุนามเข้า
ร่วมกับวิธีฮัสต์สสัมพันธ์

หลังจากได้กราฟที่ประมวลโดยใช้วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีฮัสต์สสัมพันธ์
แล้วจึง ทำการวิเคราะห์ด้วยวิธี ฟูเรียร์ และวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ตามการประมวลขั้นต้นที่ 1 ต่อไป

4.2.1.1 การวิเคราะห์ผลด้วยวิธีฟูเรียร์

หลังจากได้กราฟสัญญาณที่มีการประมวลผลแบบการเฉลี่ยสัญญาณให้มีค่าเท่ากับศูนย์แล้ว
นั้นจะถูกนำมาวิเคราะห์ผลด้วยวิธีฟูเรียร์ เพื่อหาความถี่เด่นชัด (Dominance Frequency) ซึ่งจะเป็น
ความถี่ที่บ่งบอกถึงความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย



ภาพที่ 23 กราฟแสดงความถี่เด่นชัดในลักษณะแบบก้านความถี่

จากภาพที่ 23 แสดงตำแหน่งของความถี่เด่นชัดของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการวิเคราะห์ผลแบบวิธีฟูเรียร์ในกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่ได้ภายหลังจากการทำมาตรฐานของสัญญาณแล้ว จะเห็นได้ว่ามีตำแหน่งของค่าความถี่เด่นชัดอยู่ที่แกนเวลา เท่ากับ 16 วินาที หลังจากนั้นจึงทำให้อยู่ในหน่วย รอบต่อนาทีตามสมการ

$$f = \frac{(x-1) \times 60}{2 \times 150} \quad (11)$$

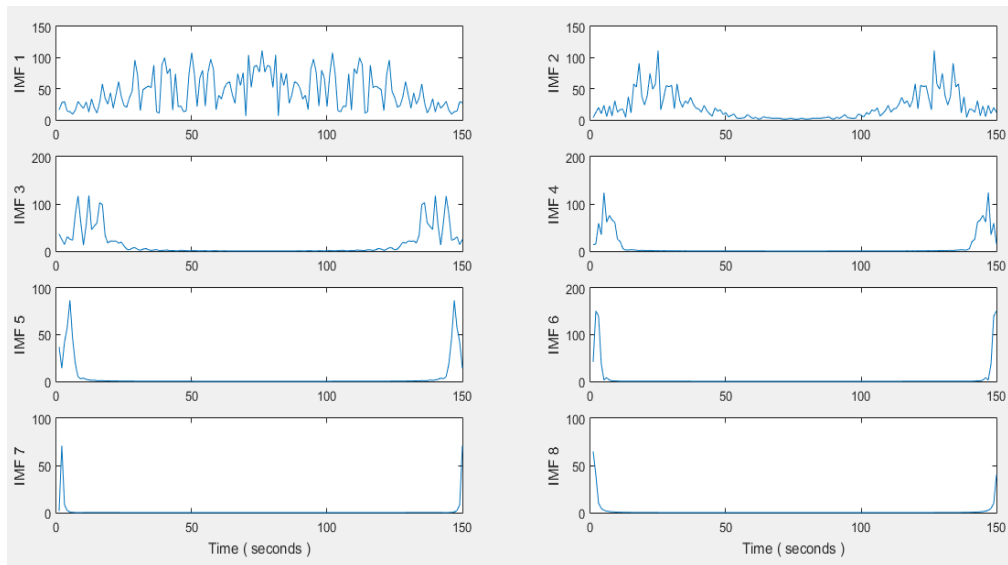
โดยกำหนด x แทนค่าตำแหน่งของค่าความถี่
 f แทนค่าความถี่เด่นชัด (รอบต่อนาที)

ดังนั้นจากสมการการคำนวณ ค่าตำแหน่งของค่าความถี่เด่นชัดที่ 16 จะให้ผลค่าความถี่เด่นชัดของสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร อยู่ที่ 3.00 รอบต่อนาที

4.2.1.2 การวิเคราะห์ผลแบบ อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ (EMD-Fourier)

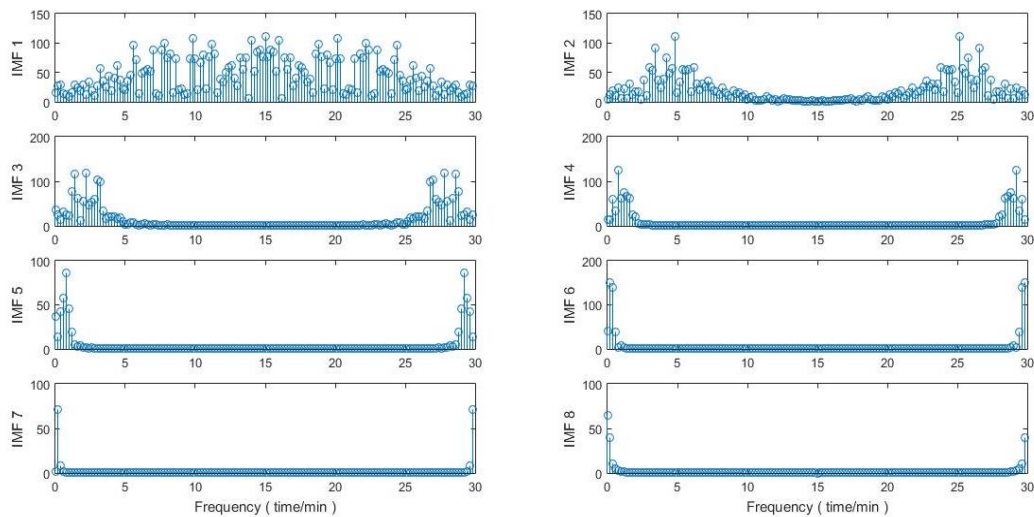
จากกราฟสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายหลังจากการทำมาตรฐานสัญญาณแบบเฉลี่ยสัญญาณให้มีค่าเท่ากับศูนย์ จะนำมาวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีใหม่คือวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ (EMD-Fourier) ซึ่งเป็นการรวมกันระหว่างการวิเคราะห์คือการวิเคราะห์การแยกสัญญาณแบบเอมพิริคัลโหมดหรืออีเอ็มดี (Empirical Mode Decomposition : EMD) เข้าร่วมกับวิธีการวิเคราะห์แบบฟูเรียร์

โดยในขั้นแรกนั้นจะทำการวิเคราะห์สัญญาณแบบ อีเอ็มดี เพื่อแยกสัญญาณย่อยที่เป็นองค์ประกอบย่อยของกราฟสัญญาณตั้งต้นโดยจะแทนสัญญาณย่อยนั้นว่าเป็นกราฟฟังก์ชันสัญญาณพื้นฐาน หรือ ไอเอ็มเอฟ (Intrinsic Mode Function : IMF) ไปเรื่อยๆจนกว่าจะถึงสัญญาณองค์ประกอบแยกย่อยสุดท้ายตามภาพที่ 24 ซึ่งเป็นการแสดงองค์ประกอบของสัญญาณแยกย่อยตั้งแต่ ไอเอ็มเอฟ 1 ถึง ไอเอ็มเอฟ 8



ภาพที่ 24 ภาพกราฟสัญญาณพื้นฐานหรือ ไอเอ็มเอฟ จากผลของการวิเคราะห์สัญญาณแบบ
ไอเอ็มดี

หลังจากที่ได้กราฟสัญญาณพื้นฐานหรือ ไอเอ็มเอฟ ตามภาพที่ 24 ซึ่งเป็นผลที่ได้จากการ
วิเคราะห์สัญญาณแบบไอเอ็มดี จะนำกราฟ ไอเอ็มเอฟ ที่ได้ นั้นไปหาค่าความถี่เด่นชัดด้วยวิธีฟูเรียร์ ใน
ทุกๆ กราฟ ไอเอ็มเอฟตามภาพที่ 25



ภาพที่ 25 ภาพกราฟแสดงความถี่เด่นชัดในแต่ละสัญญาณไอเอ็มเอฟ

เมื่อพิจารณาผลที่ได้จากการตรวจสอบหาค่าความถี่เด่นชัดในแต่ละสัญญาณไอเอ็มเอฟพบว่า
ได้ข้อมูลดังนี้

ตารางที่ 2 ผลการวิเคราะห์ค่าความถี่เด่นชัดด้วยวิธีฟูเรียร์ของแต่ละกราฟสัญญาณพื้นฐาน

ลำดับสัญญาณแยกย่อย	ความถี่เด่นชัด (รอบต่อนาที)
IMF 1	9.8
IMF 2	4.8
IMF 3	2.2
IMF 4	0.8
IMF 5	0.8
IMF 6	0.2
IMF 7	0.2
IMF 8	0.2

ตารางที่ 2 เป็นผลจากการวิเคราะห์ค่าความถี่ของกราฟสัญญาณพื้นฐานที่เกิดจากการ
วิเคราะห์ผลด้วยวิธีอีเอ็มดี และทำการวิเคราะห์หาความถี่ด้วยวิธีฟูเรียร์ได้ผลเป็นค่าความถี่ของกราฟ
สัญญาณพื้นฐาน 8 ค่า

4.3 ผลการประมวลผลในอาสาสมัครทั้ง 18 คน

ตารางที่ 3 ข้อมูลค่าพิกเซลของภาพถ่ายนิวเคลียสของการบีบตัวของกระเพาะอาหารจำนวน 150 ข้อมูลต่อคนไข้ 1 คน โดยจะแทนข้อมูลของคนไข้ 18 คนด้วย ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ลำดับอาสาสมัคร	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ค่าตัวแทนข้อมูลคนไข้
คนที่ 1	21.42667	6.09582	21.43±6.10
คนที่ 2	18.44667	5.813126	18.45±5.81
คนที่ 3	48.56	9.133227	48.56±9.13
คนที่ 4	38.71333	10.67918	38.71±10.68
คนที่ 5	43.64	9.224479	43.64±9.22
คนที่ 6	43.90667	8.561931	43.91±8.56
คนที่ 7	20.12667	5.530024	20.17±5.53
คนที่ 8	124.72	14.47521	124.72±14.47
คนที่ 9	25.71333	5.972349	25.71±5.97
คนที่ 10	123.7133	27.51847	123.71±27.52
คนที่ 11	42.99333	8.954394	42.99±8.95
คนที่ 12	52.21333	14.3712	52.21±14.37
คนที่ 13	51.4	14.28802	51.40±14.29
คนที่ 14	21.90667	6.09582	21.91±6.10
คนที่ 15	42.06	7.752229	42.06±7.75
คนที่ 16	44.92	8.194383	44.92±8.19
คนที่ 17	48.88	7.783928	48.88±7.78
คนที่ 18	20.56667	5.292031	20.57±5.29

ตารางที่ 3 แสดงผลตัวแทนค่าพิกเซลที่เกิดขึ้นในอาสาสมัครทั้ง 18 คน ในรูปแบบค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ผลการประมวลการทำมาตรฐานสัญญาณ แบบที่ 1 : การเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์

ตารางที่ 4 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผลแบบการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ ในอาสาสมัคร 18 คน

อาสาสมัครคนที่	FOURIER (cycles/min)	EMD – FOURIER (cycles/min)			
		IMF01	IMF02	IMF03	IMF04
1	3.20	9.80	4.80	2.20	0.80
2	0.20	10.20	3.40	1.80	0.40
3	0.20	14.40	5.20	2.40	1.40
4	2.40	12.60	4.80	2.40	1.80
5	3.00	8.40	3.00	1.40	0.60
6	1.60	10.60	3.80	2.00	1.20
7	0.20	14.00	4.00	3.20	0.60
8	0.20	12.00	5.40	3.00	1.00
9	3.00	10.80	4.40	2.80	1.20
10	0.40	6.60	2.80	2.40	1.20
11	0.20	12.20	3.40	2.40	1.40
12	0.20	12.00	1.40	1.40	0.20
13	0.20	13.20	4.80	2.40	1.20
14	0.20	8.20	4.20	3.00	1.80
15	10.80	10.80	3.80	2.60	1.20
16	2.80	12.80	4.80	2.80	1.40
17	0.20	11.60	6.60	2.60	1.80
18	3.20	12.60	3.40	3.20	2.00

ตารางที่ 4 ผลของความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีฟูเรียร์และวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ที่ให้ผลความถี่ของกราฟสัญญาณพื้นฐานใน ไอเอ็มเอฟที่ 1,2 และ 3 ตามลำดับด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์

ผลการประมวลการทำมาตรฐานสัญญาณ แบบที่ 2 : การเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ร่วมกับวิธีอัตรา
สหสัมพันธ์

ตารางที่ 5 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผล
แบบ การเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ร่วมกับวิธีอัตราสหสัมพันธ์ ในอาสาสมัคร 18 คน

อาสาสมัคร คนที่	FOURIER (cycles/min)	EMD – FOURIER (cycles/min)			
		IMF01	IMF02	IMF03	IMF04
1	3.11	14.95	3.11	3.11	1.40
2	0.10	10.13	4.62	2.21	0.80
3	0.10	14.35	5.32	2.91	2.01
4	2.51	11.34	2.51	2.11	1.10
5	3.01	8.43	3.01	2.31	1.51
6	0.72	8.13	3.61	1.61	1.61
7	0.10	14.05	4.52	3.21	0.50
8	0.20	11.94	5.92	1.81	1.00
9	3.11	7.12	3.11	3.11	1.51
10	0.30	5.02	2.41	0.30	0.20
11	0.20	12.14	3.51	2.51	1.40
12	0.20	12.04	6.92	1.40	1.30
13	0.10	14.65	3.01	3.11	1.91
14	0.20	9.73	5.32	2.61	1.71
15	3.11	10.74	3.11	3.11	1.00
16	2.91	8.93	2.91	2.91	1.30
17	0.20	11.54	7.12	3.11	2.01
18	3.21	13.85	3.21	2.01	1.20

ตารางที่ 5 ผลของความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีฟูเรียร์และวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ที่ให้ผลความถี่ของกราฟสัญญาณพื้นฐานใน ไอเอ็มเอฟที่ 1,2 และ 3 ตามลำดับด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ร่วมกับวิธีอัตราสหสัมพันธ์

ในส่วนของการทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ซึ่งเป็นการเฉลี่ยสัญญาณโดยใช้เส้นแนวโน้มของกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารเป็นเส้นอ้างอิง ดังนั้นจำเป็นต้องหาสัมประสิทธิ์ของพหุนามกำลังสามเพื่อใช้ในการประมวลผลเปรียบเทียบต่อไป ซึ่งได้ผลดังนี้

ตารางที่ 6 ค่าสัมประสิทธิ์หน้าสมการพหุนามดีกรีสาม ในวิธีการประมวลผลแบบการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ในอาสาสมัคร 18 คน

ลำดับข้อมูล (อาสาสมัครคนที่)	สัมประสิทธิ์ หน้าพหุนาม $ax^3 + bx^2 + cx + d$			
	A	B	C	D
1	0.299451119	-2.276883009	4.855314441	18.92051686
2	0.065504264	-0.589509145	3.731136908	12.02476384
3	0.184778033	-2.678901737	6.337158306	49.22657964
4	0.822865159	-5.011588741	9.227172817	31.77290409
5	0.665995495	-6.279945511	17.39670583	31.71310784
6	-0.534178524	4.863737577	-13.11505125	52.8202213
7	-0.21666239	1.39659171	-0.722069083	17.07838927
8	-1.515597707	11.77949915	-20.25125519	124.5606019
9	0.268600526	-2.533043511	7.794167896	18.97367182
10	4.497530604	-38.53674975	93.74009616	70.18064289
11	1.008278778	-8.711737347	18.9402804	36.74175402
12	-1.511798321	8.442995489	-4.990252821	41.56539948
13	-0.468226645	4.974037329	-7.204539703	42.69218306
14	-0.463455231	2.937865104	-2.912104378	19.1909747
15	-0.09200776	0.892855368	-1.504648871	41.2673563
16	-0.250991468	1.169754321	0.325636389	42.19989871
17	0.607790991	-5.939488259	16.24998419	38.78668425
18	-0.008858549	-0.235597587	0.666036827	21.12954982

ตารางที่ 6 แสดงค่าสัมประสิทธิ์หน้าสมการแนวโน้มของพหุนามกำลังสาม ของกราฟการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายของอาสาสมัคร 18 คน

ผลการประมวลด้วยการทำมาตรฐานสัญญาณ แบบที่ 3 : การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม
 ตารางที่ 7 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธี ฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผล
 แบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ในอาสาสมัคร 18 คน

อาสาสมัครคนที่	FOURIER (cycles/min)	EMD – FOURIER (cycles/min)			
		IMF01	IMF02	IMF03	IMF04
1	3.20	9.80	4.80	2.20	1.40
2	10.20	10.20	3.40	1.80	0.80
3	3.00	14.40	5.20	2.40	1.60
4	2.40	14.40	5.20	2.40	1.60
5	3.00	13.00	3.00	3.00	1.80
6	1.60	10.60	3.60	2.00	1.00
7	3.20	14.00	4.00	3.20	1.20
8	1.00	12.00	4.00	3.00	1.00
9	3.00	10.80	4.40	3.00	1.20
10	2.40	6.60	2.40	2.40	1.20
11	3.40	12.20	3.40	2.80	1.40
12	1.40	12.00	5.00	3.80	1.40
13	3.00	13.20	3.60	1.40	1.40
14	1.80	8.20	4.60	1.80	1.80
15	10.80	10.80	3.80	2.60	1.40
16	2.80	12.80	4.80	2.80	1.40
17	7.20	11.60	3.00	2.00	1.80
18	3.20	12.60	4.80	3.20	2.00

ตารางที่ 7 ผลของความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีฟูเรียร์และวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ที่ให้ผลความถี่ของกราฟสัญญาณพื้นฐานใน ไอเอ็มเอฟที่ 1,2 และ 3 ตามลำดับด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม

ผลการประมวลด้วยการทำมาตรฐานสัญญาณ แบบที่ 4 : การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้า
ร่วมกับวิธีอีตสสัมพันธ์

ตารางที่ 8 ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ด้วยวิธีการประมวลผล
แบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอีตสสัมพันธ์ ในอาสาสมัคร 18 คน

อาสาสมัคร คนที่	FOURIER (cycles/min)	EMD – FOURIER (cycles/min)			
		IMF01	IMF02	IMF03	IMF04
1	3.11	9.73	4.82	3.11	1.40
2	0.90	10.13	6.72	3.61	1.51
3	2.91	14.35	5.32	2.91	1.71
4	2.41	2.51	2.41	2.01	1.20
5	3.01	8.43	3.01	2.41	1.00
6	0.70	8.13	4.21	1.61	1.20
7	14.05	14.05	4.01	3.21	2.51
8	1.00	12.74	6.02	1.81	0.70
9	3.11	7.12	3.11	3.11	1.81
10	2.41	5.02	2.41	2.41	0.50
11	3.51	12.14	3.41	2.51	0.80
12	1.40	12.04	6.12	1.40	1.30
13	3.01	14.65	3.01	3.31	0.80
14	1.81	9.73	5.32	2.61	1.71
15	3.11	10.74	5.02	3.11	1.10
16	2.91	8.93	2.91	1.61	0.50
17	7.12	11.54	7.12	3.11	2.01
18	3.21	13.85	3.21	2.01	1.20

ตารางที่ 8 ผลของความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีฟูเรียร์และวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ที่ให้ผลความถี่ของกราฟสัญญาณพื้นฐานใน ไอเอ็มเอฟที่ 1,2 และ 3 ตามลำดับด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอีตสสัมพันธ์

ผลการทดลองค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ตารางที่ 9 ผลการประมวลค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการบีบตัวของกระเพาะอาหาร ส่วนปลายโดยการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ สำหรับการประมวลผล ขั้นต้น 4 แบบ

แบบ	รูปแบบการวิเคราะห์	ค่าเฉลี่ย (cycles/min)	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Relative SD %	
AVG	Fourier	1.7889	2.5918	144.88	
	EMD- Fourier	IMF 1	11.2667	2.0659	18.337
		IMF 2	4.1111	1.1646	28.32
		IMF 3	2.4444	0.5382	22.01
		IMF 4	1.1778	0.5082	43.15
AVGAUTO	Fourier	1.2994	1.4059	108.19	
	EMD- Fourier	IMF 1	11.0600	2.8029	25.34
		IMF 2	4.0694	1.4810	36.39
		IMF 3	2.4144	0.7825	32.41
		IMF 4	1.3038	0.4900	37.58
POLY	Fourier	3.7000	2.7917	75.45	
	EMD- Fourier	IMF 1	11.6222	2.0738	17.84
		IMF 2	4.0555	0.8368	20.63
		IMF 3	2.5444	0.6128	24.08
		IMF 4	1.4111	0.3178	22.52
POLYAUTO	Fourier	3.3161	3.0293	91.35	
	EMD- Fourier	IMF 1	10.3238	3.3034	31.99
		IMF 2	4.3422	1.5109	34.79
		IMF 3	2.5483	0.6767	26.55
		IMF 4	1.2755	0.5373	42.12

ตารางที่ 9 แสดงผลที่เกิดจากการประมวลค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายในรูปแบบการประมวลผล 4 แบบ เมื่อสังเกตผลที่ได้จะเห็นได้ว่า ค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ในทุกรูปแบบการประมวลมีค่าใกล้เคียง 3.00 รอบต่อนาที ซึ่งเป็นค่ามาตรฐานอ้างอิงของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย และเมื่อพิจารณาระหว่างค่าของวิธีฟูเรียร์ กับวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ พบว่าค่าเฉลี่ยการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีฟูเรียร์ นั้นมีค่า เปอร์เซ็นต์ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐานสัมพัทธ์ (% Relative) ที่สูงกว่า ค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ใน วิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ในทุกรูปแบบการประมวล

นอกจากนั้นเมื่อสังเกตผลที่เกิดจากรูปแบบการประมวลแบบที่มีวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ และ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เป็นองค์ประกอบจากเห็นว่าในวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามค่าที่ได้ในวิธีฟูเรียร์นั้นมีค่าที่ใกล้เคียง 3.00 รอบต่อนาทีมากกว่า วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ และค่าเปอร์เซ็นต์ความสัมพันธ์ ในวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เป็นองค์ประกอบให้ค่าที่ต่ำกว่าวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ เช่นกัน

อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาในวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ในส่วนของเปอร์เซ็นต์ความสัมพันธ์ของค่าไอเอ็มเอฟ 3 นั้นพบว่าค่าที่ได้ไม่แตกต่างกันในทุกรูปแบบการประมวล

ผลการทดสอบทางสถิติทดสอบสมมติฐาน โดยกำหนดให้

H0 : ค่าเฉลี่ยของวิธีฟูเรียร์ ไม่แตกต่างกับค่าเฉลี่ยของ ไอเอ็มเอฟที่ 3

H1 : ค่าเฉลี่ยของวิธีฟูเรียร์ แตกต่างกับค่าเฉลี่ยของ ไอเอ็มเอฟที่ 3

ตารางที่ 10 ผลการทดสอบค่าทางสถิติทดสอบสมมติฐานของค่าเฉลี่ยความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายระหว่างผลจากวิธีฟูเรียร์ และ ค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ซึ่งเป็นผลจากวิธีอีเอ็มดี-ฟูเรียร์

การทดลองที่	ปัจจัย	ค่าเฉลี่ย	ค่าความแปรปรวน	t-test	ขอบเขตวิกฤต	ผลการทดสอบ
AVG	Fourier	1.79	6.718	1.0507	t < -2.101	ไม่แตกต่าง
	IMF3	2.44	0.289		หรือ t > 2.101	
AVGAUTO	Fourier	1.30	1.977	-2.939	t < -2.052	แตกต่าง
	IMF3	2.41	0.612		หรือ t > 2.052	
POLY	Fourier	3.70	7.794	1.725	t < -2.093	ไม่แตกต่าง
	IMF3	2.54	0.376		หรือ t > 2.093	
POLYAUTO	Fourier	3.31	9.177	1.050	t < -2.093	ไม่แตกต่าง
	IMF3	2.54	0.458		หรือ t > 2.093	

จากผลการทดสอบสมมติฐานตามตารางที่ 10 พบว่าในการทดลองวิธีทำมาตรฐานสัญญาณแบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ , วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ , วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม และ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ในแต่ละการทดลองนั้นค่าเฉลี่ยของความถี่ของวิธีฟูเรียร์ ไม่ได้บ่งชี้ถึงความแตกต่างกับค่าเฉลี่ยของความถี่ของไอเอ็มเอฟที่ 3 อย่างมีนัยสำคัญ แต่ในขณะเดียวกันนั้นการทดลองวิธีทำมาตรฐานสัญญาณแบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ มีผลการทดสอบสมมติฐานดังนี้ ค่า t-value ที่ได้นั้นอยู่ในขอบเขตวิกฤตทำให้สรุปผลได้ว่าการทดลอง วิธีทำมาตรฐานสัญญาณแบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ นั้นมีค่าแตกต่างกับค่าเฉลี่ยของ ไอเอ็มเอฟที่ 3

ผลการทดสอบทางสถิติทดสอบสมมติฐาน โดยกำหนดให้

H_0 : ค่าความแปรปรวนของวิธีฟูเรียร์ เท่ากับหรือน้อยกว่ากับค่าความแปรปรวนของ ไอเอ็มเอฟที่ 3

H_1 : ค่าความแปรปรวนของวิธีฟูเรียร์ มากกว่าค่าความแปรปรวนของ ไอเอ็มเอฟที่ 3

ตารางที่ 11 ผลการทดสอบค่าทางสถิติทดสอบสมมติฐานของค่าความแปรปรวนความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายระหว่างผลจากวิธีฟูเรียร์ และค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ซึ่งเป็นผลจากวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์

การทดลองที่	ปัจจัย	ค่าเฉลี่ย	ค่าความแปรปรวน	F-test	ขอบเขตวิกฤต	ผลการทดสอบ
AVG	Fourier	1.79	6.718	23.18998	F < -2.65 หรือ F > 2.65	แตกต่าง
	IMF3	2.44	0.289			
AVGAUTO	Fourier	1.30	1.977	3.227391	F < -2.65 หรือ F > 2.65	แตกต่าง
	IMF3	2.41	0.612			
POLY	Fourier	3.70	7.794	20.75357	F < -2.65 หรือ F > 2.65	แตกต่าง
	IMF3	2.54	0.376			
POLYAUTO	Fourier	3.31	9.177	20.03782	F < -2.65 หรือ F > 2.65	แตกต่าง
	IMF3	2.54	0.458			

จากตารางที่ 11 ผลการทดสอบสมมติฐานเพื่อทดสอบค่าความแปรปรวนของวิธีฟูเรียร์และค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ของแต่ละการทดลอง พบว่าในทุกๆการทดลองนั้นให้ผลว่าค่า F-value ที่ได้ในการทดสอบนั้นมีค่าอยู่ในขอบเขตวิกฤตดังนั้นจึงสรุปได้ว่าค่าความแปรปรวนของวิธีฟูเรียร์ และค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 นั้นมีค่าที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยเมื่อพิจารณาในแต่ละการทดลองจะพบว่าค่าความแปรปรวนของ ค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 นั้นมีค่าที่น้อยกว่าค่าความแปรปรวนของวิธีฟูเรียร์ ทุกกรณี



ผลการทดสอบหาค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง

จากข้อมูลทางการแพทย์ที่ว่า ค่าความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายนั้นมีค่าประมาณ 3.00 รอบต่อนาที ดังนั้นผู้วิจัยจะกำหนดให้ค่า 3.00 รอบต่อนาทีเป็นค่ามาตรฐานในการทดสอบหาค่าเฉลี่ยกำลังสองเพื่อเปรียบเทียบค่าการบีบตัวที่ได้จากวิธีฟูเรียร์และ ไอเอ็มเอฟที่ 3

ตารางที่ 12 ผลการทดสอบค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง ของความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายจากค่ามาตรฐานการบีบตัวที่ 3.00 รอบต่อนาที

ลำดับ อาสาสมัคร	AVG		AVGAUTO		POLY		POLYAUTO	
	ฟูเรียร์	IMF3	ฟูเรียร์	IMF3	ฟูเรียร์	IMF3	ฟูเรียร์	IMF3
คนที่ 1	3.20	2.20	3.11	3.11	3.20	2.20	3.11	3.11
คนที่ 2	0.20	1.80	0.10	2.21	10.2	1.80	0.90	3.61
คนที่ 3	0.20	2.40	0.10	2.91	3.00	2.40	2.91	2.91
คนที่ 4	2.40	2.40	2.51	2.11	2.40	2.40	2.41	2.01
คนที่ 5	3.00	1.40	3.01	2.31	3.00	3.00	3.01	2.41
คนที่ 6	1.60	2.00	0.72	1.61	1.60	2.00	0.70	1.61
คนที่ 7	0.20	3.20	0.10	3.21	3.20	3.20	14.05	3.21
คนที่ 8	0.20	3.00	0.20	1.81	1.00	3.00	1.00	1.81
คนที่ 9	3.00	2.80	3.11	3.11	3.00	3.00	3.11	3.11
คนที่ 10	0.40	2.40	0.30	0.30	2.40	2.40	2.41	2.41
คนที่ 11	0.20	2.40	0.20	2.51	3.40	2.80	3.51	2.51
คนที่ 12	0.20	1.40	0.20	1.40	1.40	3.80	1.40	1.40
คนที่ 13	0.20	2.40	0.10	3.11	3.00	1.40	3.01	3.31
คนที่ 14	0.20	3.00	0.20	2.61	1.80	1.80	1.81	2.61
คนที่ 15	10.80	2.60	3.11	3.11	10.80	2.60	3.11	3.11
คนที่ 16	2.80	2.80	2.91	2.91	2.80	2.80	2.91	1.61
คนที่ 17	0.20	2.60	0.20	3.11	7.20	2.00	7.12	3.11
คนที่ 18	3.20	3.20	3.21	2.01	3.20	3.20	3.21	2.01
ค่าเฉลี่ย	1.789	2.444	1.299	2.414	3.700	2.544	3.316	2.548
RMSE	2.794	0.763	2.181	0.960	2.802	0.750	2.961	0.798

ผลที่ได้จากการทดสอบหาค่าเฉลี่ยกำลังสองโดยกำหนดให้ค่าความถี่มาตรฐานในการบีบตัวของกระเพาะอาหารมีค่า 3.00 ครั้งต่อนาที พบว่า เมื่อเปรียบเทียบภายในของการทดลองนั้นผลที่ได้บ่งบอกอย่างชัดเจนในทุกกรณีการทดลองว่าวิธีฟูเรียร์ นั้นมีค่าที่สูงกว่ามากเมื่อเทียบกับค่าใน ค่าไอเอ็มเอฟที่ 3 ของแต่ละการทดลองตามตารางที่ 12



บทที่ 5

อภิปรายและสรุปผลการทดลอง

การวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายด้วยวิธีการแยกสัญญาณแบบเอมพิริเคิลโมด นั้นถูกออกแบบการประมวลผลเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีฟูเรียร์ กับ วิธีใหม่หรือที่เรียกว่าวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ และต้องการเปรียบเทียบวิธีการทำมาตรฐานสัญญาณระหว่างวิธีเฉลี่ยค่าสัญญาณเท่ากับศูนย์ กับวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม โดยต้องการเปรียบเทียบกรณีมีวิธีอัตโนมัติ และไม่มีวิธีอัตโนมัติ เข้าร่วมด้วยดังนี้

จากการประมวลผลการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารซึ่งสามารถออกแบบด้วย 4 แบบ ประกอบไปด้วย

1. วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ (AVG)
2. วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (AVGAUTO)
3. วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม (POLY)
4. วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตโนมัติ (POLYAUTO)

ตารางที่ 13 สรุปรวมผลการทดสอบความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายทุกรูปแบบการประมวลผล

รูปแบบ	วิธีวิเคราะห์	\bar{x}	SD	%Relative SD	t-test	F-test	RMSE
AVG	Fourier	1.79	6.718	144.88	ไม่	แตกต่างกัน	2.794
	IMF 3	2.44	0.289	22.01	แตกต่างกัน		0.763
AVG AUTO	Fourier	1.30	1.977	108.19	แตกต่างกัน	แตกต่างกัน	2.181
	IMF 3	2.41	0.612	32.41			0.960
POLY	Fourier	3.70	7.794	75.45	ไม่	แตกต่างกัน	2.802
	IMF 3	2.54	0.376	24.085	แตกต่างกัน		0.750
POLY AUTO	Fourier	3.31	9.177	91.35	ไม่	แตกต่างกัน	2.961
	IMF 3	2.54	0.458	26.56	แตกต่างกัน		0.798

ตารางที่ 13 พบว่าค่าที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับ ศูนย์ โดยในการวิเคราะห์แบบฟูเรียร์นั้น ค่าเฉลี่ยความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายนั้น อยู่ที่ 1.79 ± 2.592 ครั้งต่อนาที ซึ่งทำให้เห็นได้ว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าที่สูงมาก ในขนาดเดียวกัน ค่าของการวิเคราะห์ผลแบบอีเอ็มดี-ฟูเรียร์ นั้นมีค่าความแปรปรวนของสัญญาณที่น้อยกว่ามากในทุกๆค่าสัญญาณ ไอเอ็มเอฟ โดยผลที่ได้คือ ไอเอ็มเอฟที่ 1 มีค่าความถี่อยู่ 11.27 ± 2.066 ครั้งต่อนาที ไอเอ็มเอฟที่ 2 มีความถี่อยู่ 4.11 ± 1.164 ครั้งต่อนาที ไอเอ็มเอฟที่ 3 มีความถี่อยู่ที่ 2.44 ± 0.538 ครั้งต่อนาที

ในวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีฮัสซิงสัน การวิเคราะห์แบบฟูเรียร์นั้น ค่าเฉลี่ยความถี่ของการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายอยู่ที่ 1.29 ± 1.406 ครั้งต่อนาที ในขณะที่ค่าการวิเคราะห์แบบใหม่นั้นให้ค่า ไอเอ็มเอฟที่ 1 มีค่าความถี่อยู่ 11.06 ± 2.803 ครั้งต่อนาที ไอเอ็มเอฟที่ 2 มีความถี่อยู่ 4.07 ± 1.481 ครั้งต่อนาที ไอเอ็มเอฟที่ 3 มีความถี่อยู่ที่ 2.41 ± 0.782 ครั้งต่อนาที

ผลการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ก่อนการวิเคราะห์สัญญาณตามวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม และ วิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีฮัสซิงสัน นั้นการวิเคราะห์แบบฟูเรียร์ให้ค่าเฉลี่ยการบีบตัวของกระเพาะอาหาร อยู่ที่ 3.70 ± 2.791 ครั้งต่อนาที และ 3.316 ± 3.029 ครั้งต่อนาทีตามลำดับ ในส่วนของการวิเคราะห์แบบใหม่นั้น วิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ให้ค่า ไอเอ็มเอฟที่ 1 มีค่า 11.62 ± 2.073 ครั้งต่อนาที ไอเอ็มเอฟที่ 2 มีค่า 4.06 ± 0.837 ครั้งต่อนาที และ ไอเอ็มเอฟที่ 3 มีค่า 2.54 ± 0.613 ครั้งต่อนาที ในส่วนของการวิเคราะห์สัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีฮัสซิงสัน ให้ค่า ไอเอ็มเอฟที่ 1 มีค่า 10.32 ± 3.303 ครั้งต่อนาที ไอเอ็มเอฟที่ 2 มีค่า 4.34 ± 1.511 ครั้งต่อนาที และ ไอเอ็มเอฟที่ 3 มีค่า 2.55 ± 0.677 ครั้งต่อนาที ตามลำดับ

จากข้อมูลกลุ่มค่าสัญญาณไอเอ็มเอฟ พบว่า ที่ ไอเอ็มเอฟที่ 3 นั้นมีค่าความถี่ใกล้เคียงที่ 3.00 ครั้งต่อนาที ซึ่งคาดว่าน่าจะเป็นสัญญาณที่บ่งบอกถึงค่าการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลาย จึงทำการทดสอบสมมติฐานค่าเฉลี่ยระหว่างวิธีฟูเรียร์กับวิธีอีเอ็มดีฟูเรียร์ที่ ไอเอ็มเอฟที่ 3

เมื่อทำการเปรียบเทียบค่าทางสถิติ t-test พบว่า ค่าเฉลี่ยความถี่ของการบีบตัวของกระเพาะอาหารระหว่างวิธีการวิเคราะห์แบบ ฟูเรียร์ กับวิธีวิเคราะห์แบบ อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ในการประมวลผลแบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ , วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีฮัสซิงสัน , วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม , วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีฮัสซิงสัน นั้นมีค่าไม่แตกต่างกันในทางสถิติ แต่ในการประมวล วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีฮัสซิงสัน บ่งบอกว่า

มีค่าที่แตกต่างกัน ในขณะที่เดียวกันเมื่อทำการวิเคราะห์หาค่าความแปรปรวนของค่าความถี่ของสัญญาณ โดยใช้ F-test พบว่ามีค่าที่ได้แตกต่างกันในทุกรูปแบบการประมวล และเมื่อสังเกตจากค่าความแปรปรวนพบว่าวิธีวิเคราะห์แบบ *อีเอ็มดี-ฟูเรียร์* นั้นให้ค่าความแปรปรวนที่ต่ำกว่าวิธี *ฟูเรียร์* ในทุกๆ กรณีดังนั้น จึงสามารถสรุปได้ว่าวิธีการวิเคราะห์แบบ *อีเอ็มดี-ฟูเรียร์* นั้นมีความสามารถในการวิเคราะห์หาค่าความถี่สัญญาณได้ดีกว่าวิธี *ฟูเรียร์* ในเชิงสถิติด้านความแปรปรวน ใน 4 รูปแบบ

แต่ในขณะที่เดียวกันในการประมวลแบบ *วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์* เข้าร่วมกับวิธีอัตราส่วนสัมพันธ์ ซึ่งบ่งบอกว่ามีความแตกต่างกันในการทดสอบสมมติฐานด้านค่าเฉลี่ยความถี่การบีบตัวของกระเพาะอาหารซึ่งทำให้สามารถสรุปได้ว่า การทำมาตรฐานของสัญญาณก่อนการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราส่วนสัมพันธ์ นั้นอาจจะไม่เหมาะสมกับวิธีการวิเคราะห์สัญญาณแบบ *อีเอ็มดี-ฟูเรียร์*

นอกจากนั้นเมื่อทำการวิเคราะห์สัญญาณเปรียบเทียบกันระหว่างแต่ละการทดลองโดยใช้การหาค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง และกำหนดให้ค่ามาตรฐานการบีบตัวของกระเพาะอาหารอยู่ที่ 3.00 รอบต่อนาที โดยเปรียบเทียบในการประมวลแบบการเฉลี่ยกราฟสัญญาณเท่ากับศูนย์ กับการประมวลแบบการเฉลี่ยกราฟสัญญาณแบบพหุนาม เพื่อเปรียบเทียบผลที่ได้จากวิธีการหามาตรฐานตั้งต้นของสัญญาณระหว่าง *วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์* กับ *วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม* ตามตารางที่ 5.1 พบว่าวิธีเฉลี่ยสัญญาณนั้นมีค่าที่มากกว่าวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ทั้งในการวิเคราะห์แบบฟูเรียร์และ *ไอเอ็มเอฟที่ 3*

5.1 ผลการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์กับวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม

เมื่อเปรียบเทียบแยกคู่การทดลองโดยจับคู่ผลที่ได้จากการทดลองการทำมาตรฐานสัญญาณด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ กับผลที่ได้จากวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เนื่องจากในการทดลองโดย *วิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์* และ *วิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม* นั้นมีการใช้วิธีทดลองค่ามาตรฐานที่ไม่ใช้วิธีอัตราส่วนสัมพันธ์ เข้าร่วมด้วยเหมือนกัน ผลที่ได้พบว่า ค่าเฉลี่ยความถี่โดยวิธี *อีเอ็มดี-ฟูเรียร์* ในการทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ เป็น 2.44 ครั้งต่อนาที ในขณะที่การทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เป็น 2.54 ครั้งต่อนาที และค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองที่วิธี *ไอเอ็มเอฟที่ 3* ในการทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ เป็น 0.763 ครั้งต่อนาที และการทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เป็น 0.750 ครั้งต่อนาที ซึ่งจะเห็นว่า ค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองที่วิธี *ไอเอ็มเอฟที่ 3* ในวิธีการทำ

มาตรฐานสัญญาด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนาม นั้นให้ค่าที่ต่ำกว่า ผลที่ได้ในการทดลองวิธีการทำมาตรฐานเฉลี่ยค่าสัญญาเท่ากับศูนย์

เนื่องจากเมื่อพิจารณาลักษณะของกราฟสัญญาการบีบตัวของกระเพาะอาหารแล้วพบว่าลักษณะของกราฟสัญญานั้นมีแนวโน้มของกราฟที่ไม่คงที่ละเพิ่มสูงขึ้นเป็นมีแนวโน้มซึ่งอาจคาดการณ์ได้ว่าเป็นลักษณะแบบกราฟพหุนาม ซึ่งส่งผลทำให้การประมวลผลด้วยวิธีการเฉลี่ยกราฟสัญญาแบบพหุนาม นั้นจะเหมาะสมกว่าเนื่องจากการทำค่ามาตรฐานของสัญญาโดยอิงตามแนวโน้มของสัญญานั้นเอง ในขณะที่การทำมาตรฐานสัญญาด้วยวิธีการเฉลี่ยสัญญานั้นเป็นการอิงสัญญาตามค่าศูนย์ ซึ่งจะส่งผลทำให้มีความเหมาะสมต่อรูปแบบสัญญาน้อยกว่า

5.2 ผลการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์กับวิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์

นอกจากนั้นเมื่อทำการเปรียบเทียบแยกคู่การทดลองระหว่างการทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์กับการทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์เนื่องจากมีการใช้วิธีอัตราสัมพันธ์ เข้าร่วมด้วย ผลที่ได้ในการทดลอง วิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ โดยวิธี ฟูเรียร์ พบว่ามีค่า 2.181 ครั้งต่อนาที ในขณะที่การทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์เป็น 2.961 ครั้งต่อนาที และผลของค่าเฉลี่ยกำลังสองในวิธี ไอเอ็มเอฟที่ 3 ในการทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ เป็น 0.960 ครั้งต่อนาที และในการทดลอง วิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ เป็น 0.798 ครั้งต่อนาที ซึ่งจะเห็นได้ว่า เมื่อทดสอบสัญญาด้วยวิธีฟูเรียร์ ในการทดลองวิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ จะมีค่าเฉลี่ยกำลังสองที่ต่ำกว่าวิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ แต่ในขณะเดียวกันเมื่อพิจารณาด้วย ไอเอ็มเอฟที่ 3 นั้นจะพบว่า การทดลอง วิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ให้ค่าที่สูงกว่าการทดลอง วิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์

จากการทำการเปรียบเทียบในการประมวลผลแบบวิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ กับการประมวลผลแบบวิธีการเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ เพื่อเปรียบเทียบผลที่ได้จากวิธีการหามาตรฐานตั้งต้นของสัญญาระหว่าง วิธีเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์ กับ วิธีเฉลี่ยสัญญาแบบพหุนาม ที่มีวิธีอัตราสัมพันธ์ เข้าร่วมด้วยทั้งคู่ พบว่าผลที่ได้สอดคล้องกับการเปรียบเทียบระหว่างการประมวลผลแบบวิธีการเฉลี่ยสัญญาเท่ากับศูนย์ และ วิธีเฉลี่ยสัญญา

แบบพหุนาม เพียงการวิเคราะห์แบบ อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ เท่านั้น กล่าวคือเมื่อพิจารณาเฉพาะวิธีการวิเคราะห์แบบ อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ นั้นจะพบว่า การประมวลค่ามาตรฐานของสัญญาณตั้งต้นด้วยวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม นั้นมีผลการทดลองที่ดีกว่าวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ ซึ่งทำให้ผลการทดลองที่ได้มีค่าใกล้เคียง ค่ามาตรฐานการบีบตัวของกระเพาะอาหารซึ่งถูกนิยามว่ามีค่า 3.00 รอบต่อนาทีมากที่สุด โดยมีค่า 0.763 , 0.960 , 0.750 และ 0.798 รอบต่อนาที ตามลำดับการทดลอง

ในขณะที่เกิดข้อขัดแย้งขึ้นในวิธีการวิเคราะห์ของฟูเรียร์ ในการประมวลแบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ซึ่งให้ค่าที่ดีกว่าการประมวลแบบ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ในเชิงของค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง อย่างไรก็ตามเมื่อนำผลที่ได้ไปประกอบกับการทดสอบสมมติฐานค่าเฉลี่ย t-test ที่สันนิษฐานว่าวิธีการทำมาตรฐานสัญญาณก่อนการวิเคราะห์สัญญาณในการประมวลแบบ วิธีเฉลี่ยกราฟสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ อาจจะไม่เหมาะสมกับการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารด้วยวิธี ฟูเรียร์ และ ไอเอ็มเอฟที่ 3 จึงให้ผลที่สอดคล้องกัน และจากเหตุผลตามหัวข้อที่ 5.1 และ 5.2 ที่ว่าการประมวลผลแบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ให้ผลการทดลองที่ดีกว่าแบบ การเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ จึงสามารถบ่งบอกได้ว่าวิธีการทำค่ามาตรฐานของสัญญาณด้วยวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เหมาะสมกับสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายมากกว่าวิธีเฉลี่ยสัญญาณ

5.3 ผลการเปรียบเทียบระหว่างวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม และ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์

เมื่อทำการเปรียบเทียบผลระหว่างการทดลอง วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม และ วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ พบว่า ค่าที่ได้ทั้งในวิธี ฟูเรียร์ และ ไอเอ็มเอฟที่ 3 นั้น การทดลอง วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ให้ผลที่ดีกว่าทั้งสองกรณี ซึ่งผลการวิเคราะห์ที่ได้อาจบ่งบอกได้ว่าแท้จริงแล้ว วิธีการประมวลผลขั้นต้นด้วยการทำวิธีอัตราสัมพันธ์อาจไม่ได้มีความจำเป็นในการทำมาตรฐานสัญญาณเลยก็ได้

ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าวิธีการทำมาตรฐานตั้งต้นการวิเคราะห์สัญญาณแบบวิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม นั้นมีความเหมาะสมกับสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายมากกว่าในทุกๆการทดลอง และจากผลการทดสอบด้วยวิธี t-test, F-test และ ค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง นั้นทำให้สามารถสรุปได้ว่าค่า ไอเอ็มเอฟ ที่ 3 น่าจะเป็นค่าที่บ่งบอก

ถึงความถี่ในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายซึ่งมีค่าใกล้เคียงค่ามาตรฐานในการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายอยู่ที่ 3.00 รอบต่อนาที

นอกจากนั้นสังเกตเห็นว่าในการวิเคราะห์ด้วยวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ ทุกการประมวลผลพบว่า ไอเอ็มเอฟ ที่1 มีค่าความถี่ที่ 11.62 ± 4.30 , 11.06 ± 7.86 , 11.62 ± 4.30 และ 10.323 ± 10.91 รอบต่อนาทีและค่า ไอเอ็มเอฟ ที่2 มีค่าความถี่ที่ 4.111 ± 1.35 , 4.07 ± 2.193 , 4.06 ± 0.70 และ 4.342 ± 2.28 รอบต่อนาที ตามลำดับการทำมาตรฐานสัญญาณขั้นต้น ซึ่งเมื่อลองพิจารณาตำแหน่งการวางตัวของกระเพาะอาหารและตำแหน่งการวางตัวของอวัยวะใกล้เคียงพบว่าการวางตัวของลำไส้เล็กส่วนบนและลำไส้ใหญ่นั้นอยู่ในแนวที่ต่อกันจากกระเพาะอาหาร และจากข้อมูลทางสรีระวิทยา ซึ่งระบุว่า ค่าการบีบตัวของลำไส้เล็กส่วนต้นอยู่ที่ 11-12 รอบต่อนาที และ ลำไส้ใหญ่อยู่ที่ 5 รอบต่อนาที [12] ดังนั้นค่าที่ได้ใน ไอเอ็มเอฟ ที่1 มีค่าคล้ายคลึงกับ การบีบตัวของลำไส้เล็กส่วนต้น และ ไอเอ็มเอฟ ที่2 ค่าคล้ายคลึงกับการบีบตัวของลำไส้ใหญ่

สรุปผลการทดลอง

จากแนวทางการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธี อีเอ็มดี ที่มีเงื่อนไขการวิเคราะห์สัญญาณในรูปแบบไม่คงที่ นั้นเมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับวิธีฟูเรียร์ ซึ่งถูกนิยามว่าเป็นวิธีใหม่หรือวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ มีความเหมาะสมที่จะวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายที่มีลักษณะสัญญาณตรงกับเงื่อนไขของ อีเอ็มดี มากกว่าการวิเคราะห์แบบ วิธีดั้งเดิมที่ใช้เพียง ฟูเรียร์ ในวิเคราะห์สัญญาณ ในขณะที่สัญญาณยังคงเป็นแบบไม่คงที่ ซึ่งไม่ได้เหมาะสมกับเงื่อนไขของสัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารโดยวัดได้จากค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความถี่ และค่าความคลาดเคลื่อนรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง สองที่ได้ในวิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ มีค่าน้อยกว่า วิธี ฟูเรียร์ ในทุกรูปแบบการประมวล คือ เฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์ , วิธีเฉลี่ยสัญญาณเท่ากับศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตสหสัมพันธ์ , วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม , วิธีเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตสหสัมพันธ์ ดังนั้นจึงสามารถสรุปผลได้ว่า วิธี อีเอ็มดี-ฟูเรียร์ นั้นสามารถวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายได้ดีกว่าวิธี ฟูเรียร์ เดิม

นอกจากนั้นการจับคู่เปรียบเทียบผลการทดลองเพื่อหาวิธีการทำค่ามาตรฐานของสัญญาณจะพบว่า การใช้วิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ในการจัดการกับสัญญาณนั้นให้ผลที่ดีกว่าวิธี เฉลี่ยค่าสัญญาณ และเมื่อพิจารณากรณีการนำวิธีอัตสหสัมพันธ์ เข้าร่วมในการทำค่ามาตรฐานสัญญาณในวิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม นั้นพบว่า การใช้วิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ในการประมวลผลเพียงอย่างเดียวหรือ วิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม นั้นเหมาะสมกว่า วิธีการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตสหสัมพันธ์

จากข้อสรุปข้างต้นสามารถแจกแจงได้ดังนี้

1. วิธีการวิเคราะห์สัญญาณแบบ อีเอ็มที-ฟูเรียร์ ที่ ไอเอ็มเอฟ ที่ 3 มีประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ดีกว่าวิธีการวิเคราะห์สัญญาณแบบ ฟูเรียร์ ดั้งเดิม ในเชิงของค่าความแปรปรวนความถี่ที่ต่ำกว่าอย่างมีนัยสำคัญ

2. วิธีการทำมาตรฐานสัญญาณขั้นต้นแบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ดีกว่า แบบการเฉลี่ยสัญญาณเป็นศูนย์ ในเชิงของค่าความคลื่อนกำลังสอง โดย กำหนดค่ามาตรฐานการบีบตัวของกระเพาะอาหารทางการแพทย์ที่ 3.00 รอบต่อนาที

3. วิธีการทำมาตรฐานสัญญาณขั้นต้นแบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ดีกว่า แบบการเฉลี่ยสัญญาณเป็นศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ในเชิงของค่าความคลื่อนกำลังสอง โดย กำหนดค่ามาตรฐานการบีบตัวของกระเพาะอาหารทางการแพทย์ที่ 3.00 รอบต่อนาที และจากผลทางสถิติ t-test บ่งบอกว่า การเฉลี่ยสัญญาณเป็นศูนย์เข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ไม่เหมาะกับการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหาร

4. วิธีการทำมาตรฐานสัญญาณขั้นต้นแบบ การเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนาม ดีกว่า แบบการเฉลี่ยสัญญาณแบบพหุนามเข้าร่วมกับวิธีอัตราสัมพันธ์ ในเชิงของค่าความคลื่อนกำลังสอง โดย กำหนดค่ามาตรฐานการบีบตัวของกระเพาะอาหารทางการแพทย์ที่ 3.00 รอบต่อนาที

อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาผลที่ได้ในทุกรูปแบบการประมวลผล จะพบว่าแท้จริงแล้วรูปแบบการทำมาตรฐานสัญญาณตั้งต้นนั้นจะมีผลต่อค่าที่ได้ในการประมวล ในการวิเคราะห์สัญญาณแบบวิธีฟูเรียร์ เท่านั้น แต่ในขณะที่เมื่อเทียบผลในวิธี อีเอ็มที-ฟูเรียร์ พบว่าผลที่ได้ในทุกการประมวลนั้นแทบไม่ได้เกิดค่าที่แตกต่างกันมากนัก ซึ่งอาจสามารถบ่งบอกได้ว่า การทำค่ามาตรฐานของสัญญาณก่อนการวิเคราะห์สัญญาณนั้นไม่ส่งผลต่อการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธี อีเอ็มที-ฟูเรียร์

สุดท้ายนี้การวิเคราะห์ผลการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายของกลุ่มข้อมูลอาสาสมัคร ทั้ง 18 คนนี้ยังคงเป็นเพียงข้อมูลในรูปแบบของอาสาสมัครปกติเท่านั้น จึงทำให้ยังไม่สามารถระบุชี้ถึงสภาวะการเป็นโรคหรือช่วยในการวินิจฉัยโรคให้กับแพทย์ได้อย่างชัดเจนนัก เนื่องจากต้องนำผลที่ได้และวิธีการทดสอบที่ได้ไปวิเคราะห์เปรียบเทียบกับข้อมูลของคนไข้ที่มีลักษณะการบีบตัวของกระเพาะอาหารส่วนปลายแบบผิดปกติ เพื่อที่จะสามารถหาเกณฑ์ในการแบ่งแยกลักษณะความเป็นโรคได้ ซึ่งทางผู้วิจัยคาดหวังว่าในอนาคตเมื่อได้ผลข้อมูลคนไข้ที่มีอาการการบีบตัวของกระเพาะอาหารที่ผิดปกติมาร่วมประกอบการวิเคราะห์แล้ว จะสามารถได้มาซึ่งการวิเคราะห์สัญญาณการบีบตัวของกระเพาะอาหารที่มีประสิทธิภาพสูงและแม่นยำมากยิ่งขึ้น เพื่อช่วยให้แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคได้รวดเร็ว ถูกต้อง และแม่นยำมากยิ่งขึ้น

รายการอ้างอิง

- [1] M. Horowitz, J. Dent, R. Fraser, W. Sun, and G. Hebbard, "Role and integration of mechanisms controlling gastric emptying," *Digestive diseases and sciences*, vol. 39, pp. 7S-13S, 1994.
- [2] F. Azpiroz, "Control of gastric emptying by gastric tone," *Digestive diseases and sciences*, vol. 39, pp. 18S-19S, 1994.
- [3] L. C. Knight, H. P. Parkman, K. L. Brown, M. A. Miller, D. M. Trate, A. H. Maurer, and R. S. Fisher, "Delayed gastric emptying and decreased antral contractility in normal premenopausal women compared with men," *American Journal of Gastroenterology*, vol. 92, no. 6, 1997.
- [4] L. E. Troncon, J. R. Herculano, R. D. Savoldelli, E. R. Moraes, M. Secaf, and R. B. Oliveira, "Relationships between intragastric food maldistribution, disturbances of antral contractility, and symptoms in functional dyspepsia," *Digestive diseases and sciences*, vol. 51, no. 3, pp. 517-526, 2006.
- [5] N. E. Huang, M. L. Wu, W. Qu, S. R. Long, and S. S. Shen, "Applications of Hilbert–Huang transform to non-stationary financial time series analysis," *Applied stochastic models in business and industry*, vol. 19, no. 3, pp. 245-268, 2003.
- [6] J. Urbain, E. Van Cutsem, J. Siegel, S. Mayeur, A. Vandecruys, J. Janssens, M. De Roo, and G. Vantrappen, "Visualization and characterization of gastric contractions using a radionuclide technique," *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 259, no. 6, pp. G1062-G1067, 1990.
- [7] A. Torres, J. A. Fiz, R. Jané, J. B. Galdiz, J. Gea, and J. Morera, "Application of the empirical mode decomposition method to the analysis of respiratory mechanomyographic signals." pp. 1566-1569.
- [8] H. Liang, Q.-H. Lin, and J. Chen, "Application of the empirical mode decomposition to the analysis of esophageal manometric data in gastroesophageal reflux disease," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 52, no. 10, pp. 1692-1701, 2005.

- [9] N. E. Huang, and Z. Wu, "A review on Hilbert-Huang transform: Method and its applications to geophysical studies," *Reviews of Geophysics*, vol. 46, no. 2, 2008.
- [10] K. Coughlin, and K.-K. Tung, "11-year solar cycle in the stratosphere extracted by the empirical mode decomposition method," *Advances in space research*, vol. 34, no. 2, pp. 323-329, 2004.
- [11] W. L. Hasler, "The physiology of gastric motility and gastric emptying," *Textbook of gastroenterology*, pp. 207-230, 1995.
- [12] M. Feldman, L. S. Friedman, and L. J. Brandt, *Sleisenger and Fordtran's gastrointestinal and liver disease: pathophysiology, diagnosis, management, expert consult premium edition-enhanced online features*: Elsevier Health Sciences, 2010.
- [13] ธวัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์ และคณะ, "เทคนิคการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ Radionuclide Imaging Technique ", 2557.
- [14] R. Bennink, M. Peeters, V. Van den Maegdenbergh, B. Geypens, P. Rutgeerts, M. De Roo, and L. Mortelmans, "Comparison of total and compartmental gastric emptying and antral motility between healthy men and women," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 25, no. 9, pp. 1293-1299, 1998.
- [15] R. Linke, W. Muenzing, K. Hahn, and K. Tatsch, "Evaluation of gastric motility by Fourier analysis of condensed images," *European journal of nuclear medicine*, vol. 27, no. 10, pp. 1531-1537, 2000.
- [16] G. P. Misiara, L. E. Troncon, E. R. Moraes, and M. Secaf, "Comparison between manual and automated techniques for assessment of data from dynamic antral scintigraphy," *Annals of nuclear medicine*, vol. 22, no. 9, pp. 761-767, 2008.
- [17] M. Ortigueira, "Empirical Mode Decomposition.," 2008.
- [18] P. M. Crowley, "How do you make a time series sing like a choir? Using the Hilbert-Huang transform to extract embedded frequencies from economic or financial time series," *Using the Hilbert-Huang Transform to Extract Embedded Frequencies from Economic or Financial Time Series*, 2009.

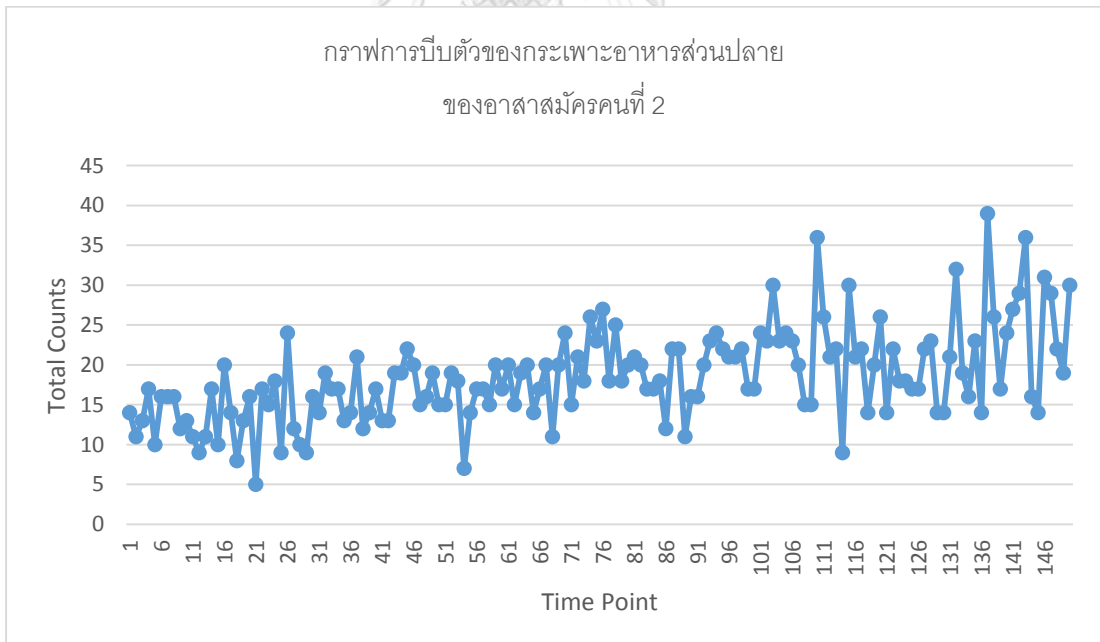
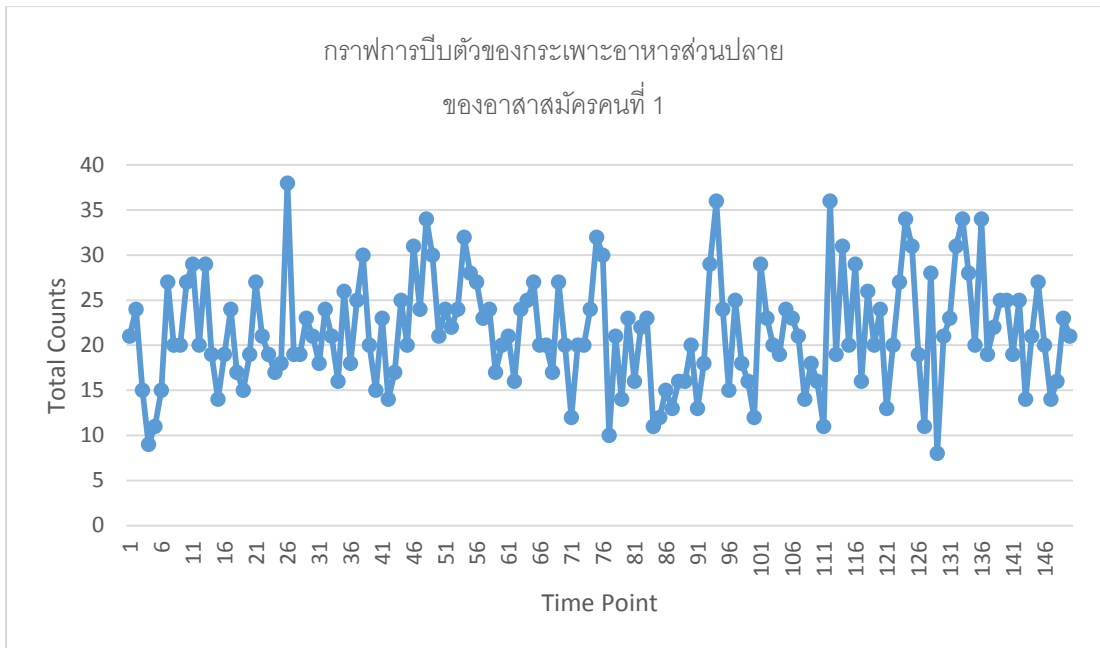


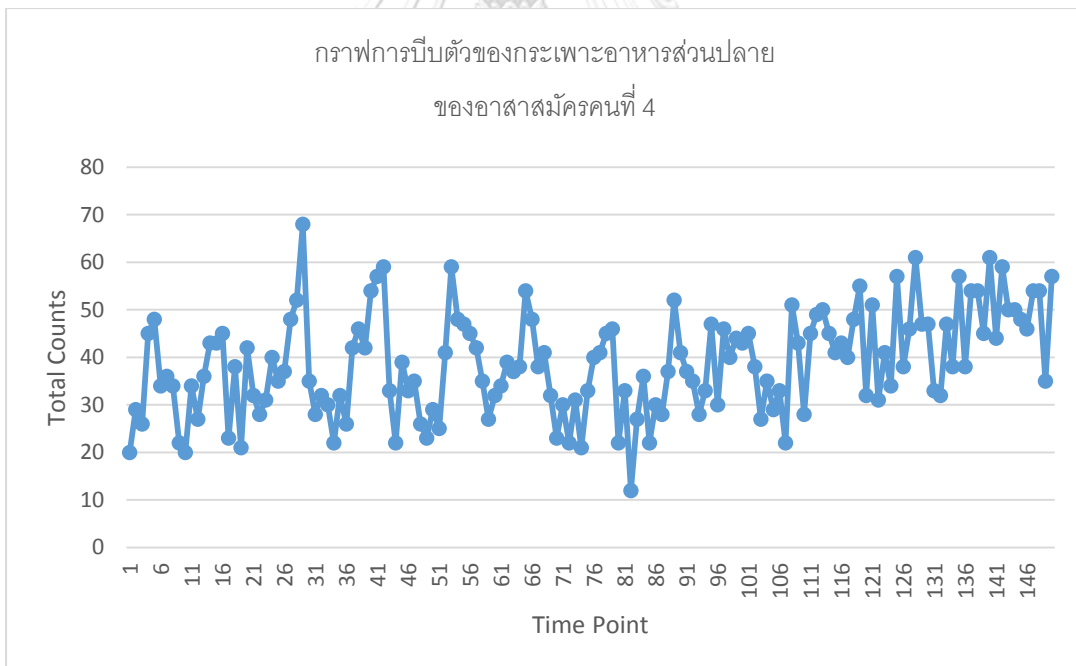
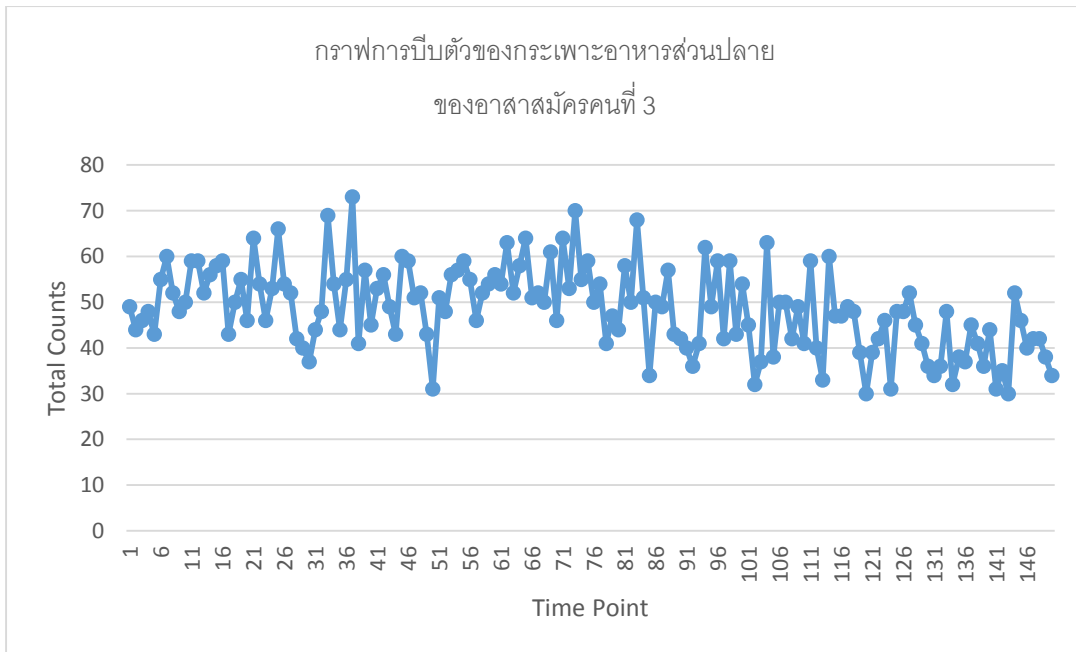
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

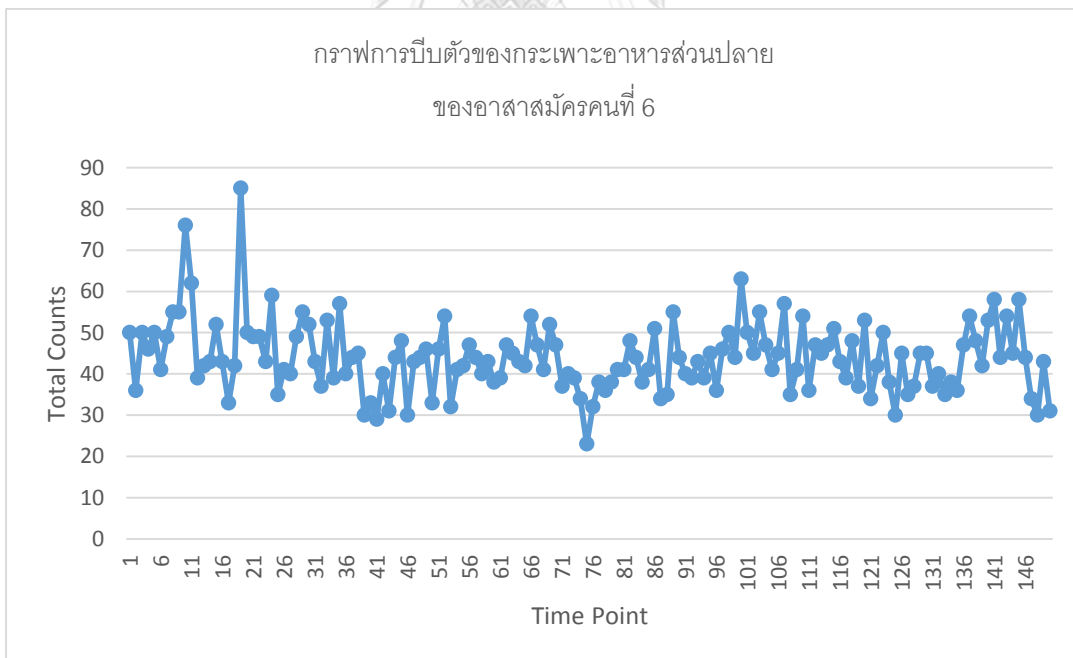
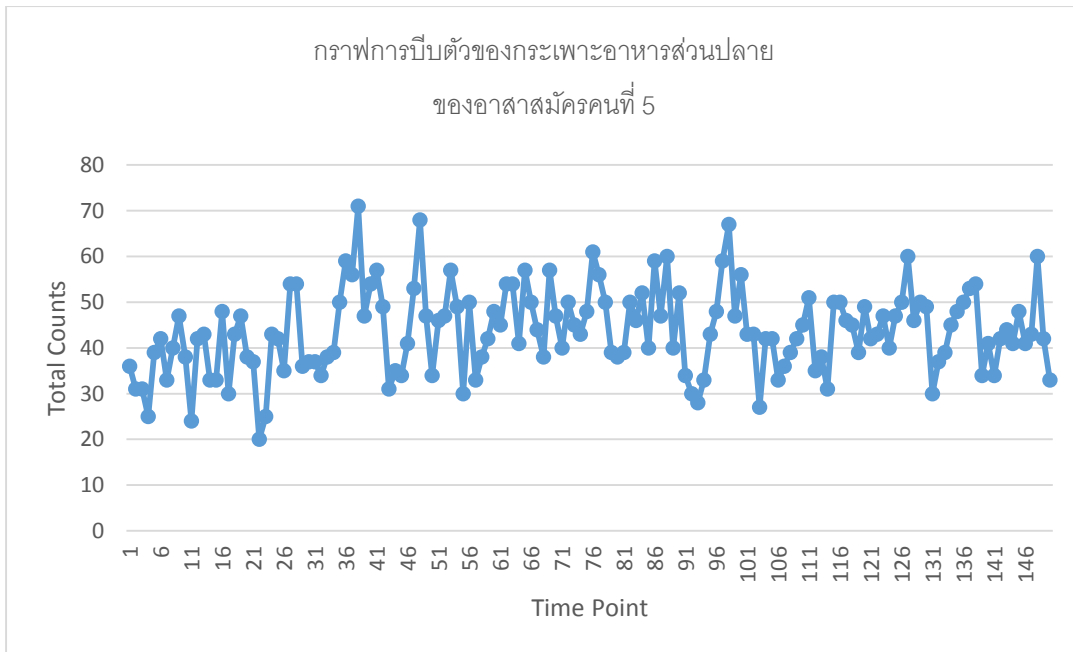


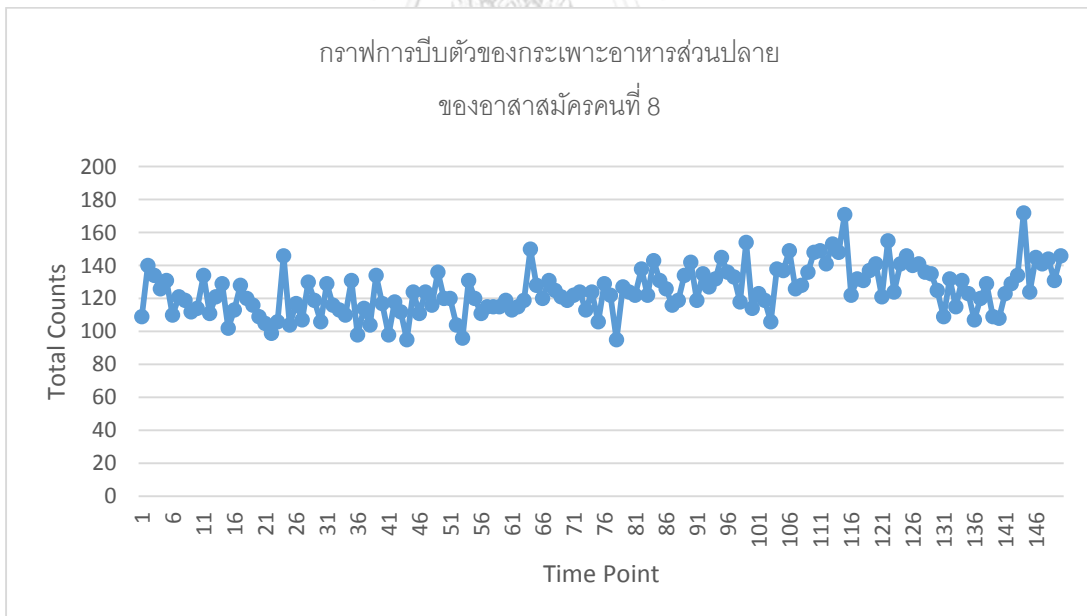
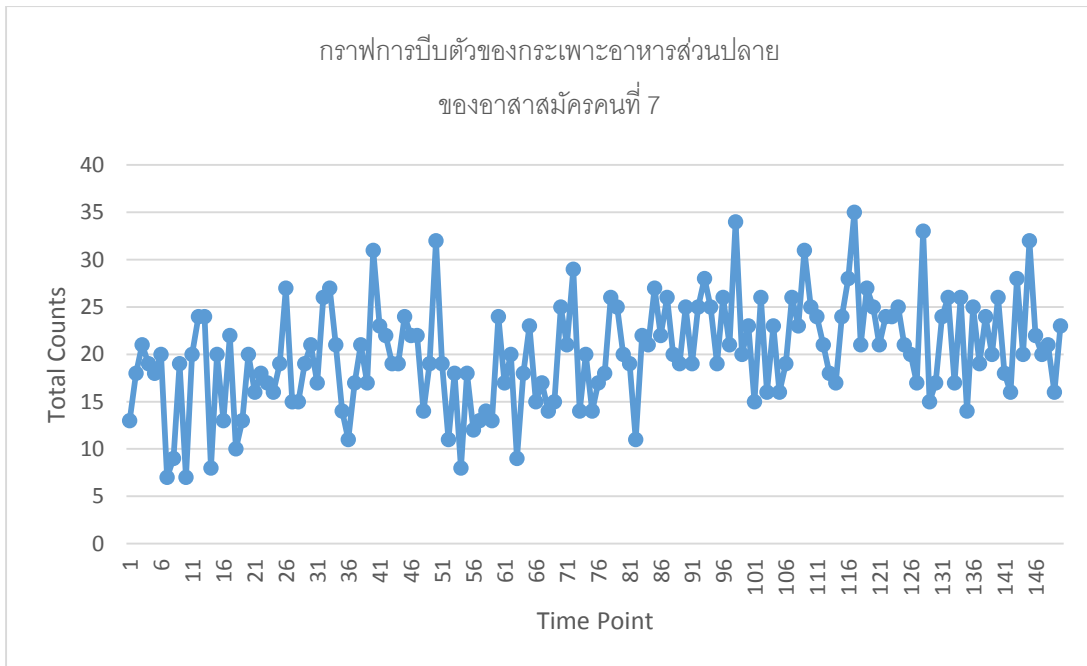
ภาคผนวก

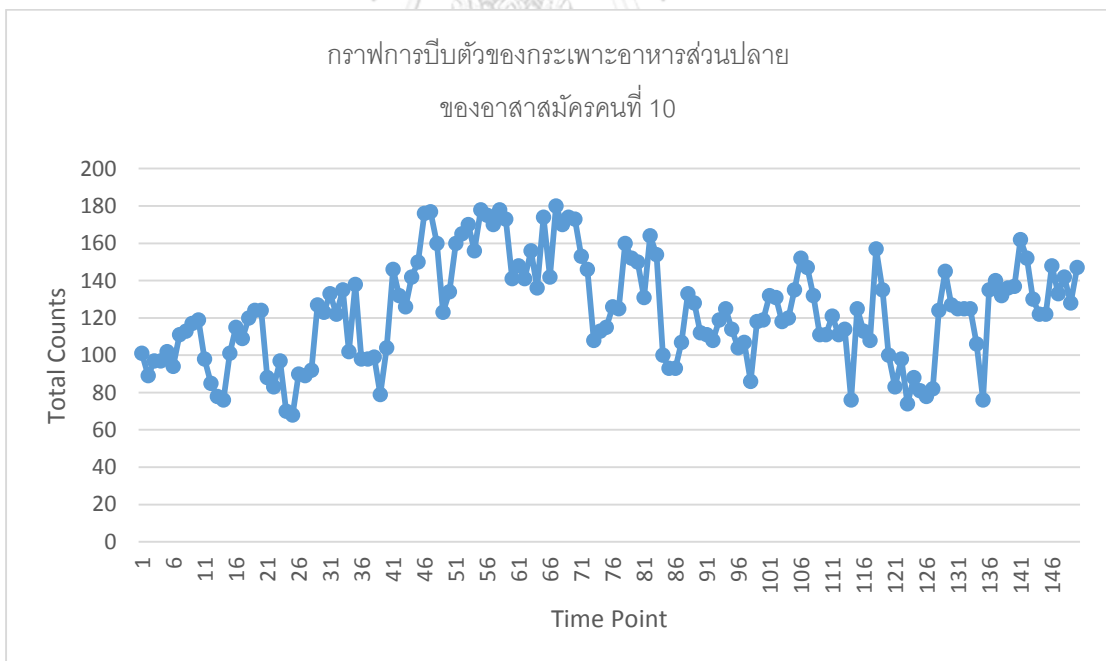
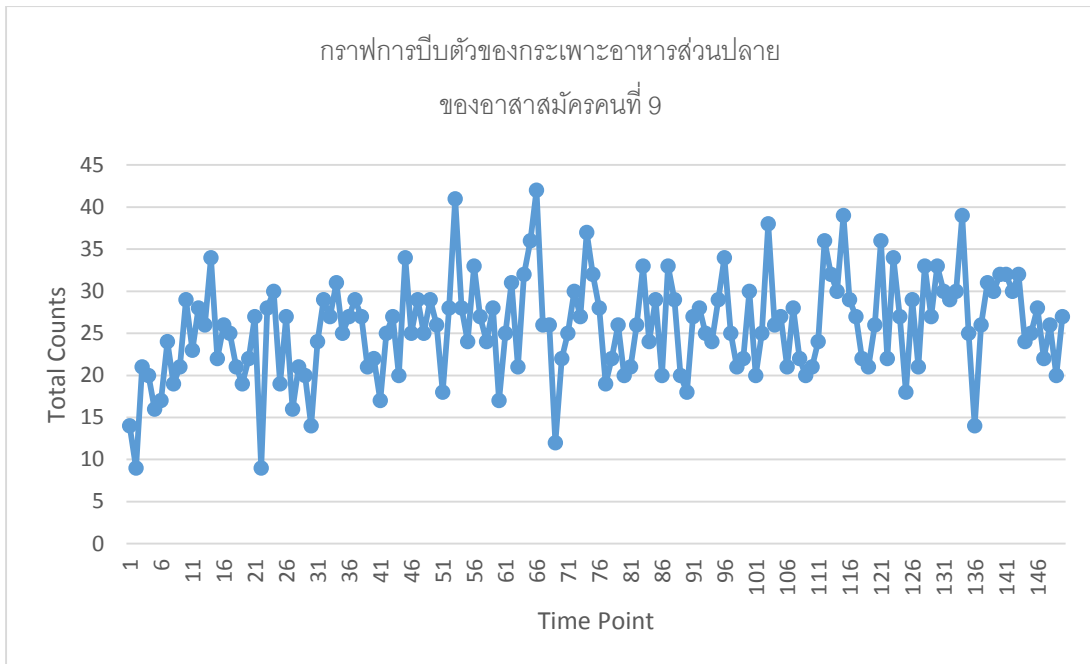
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

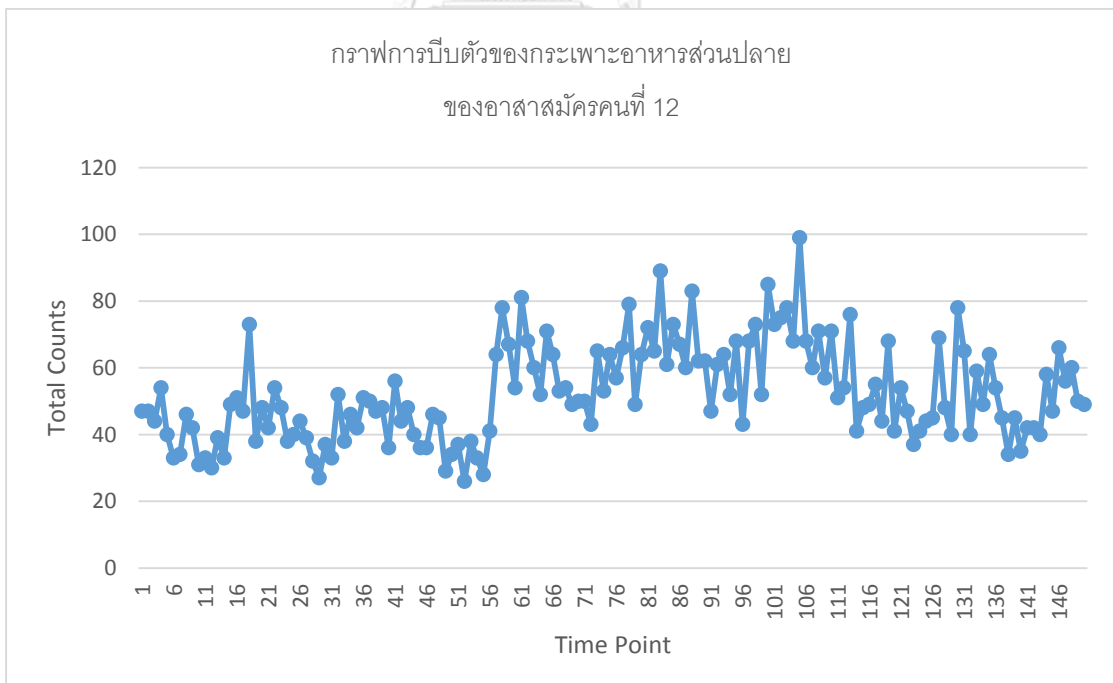
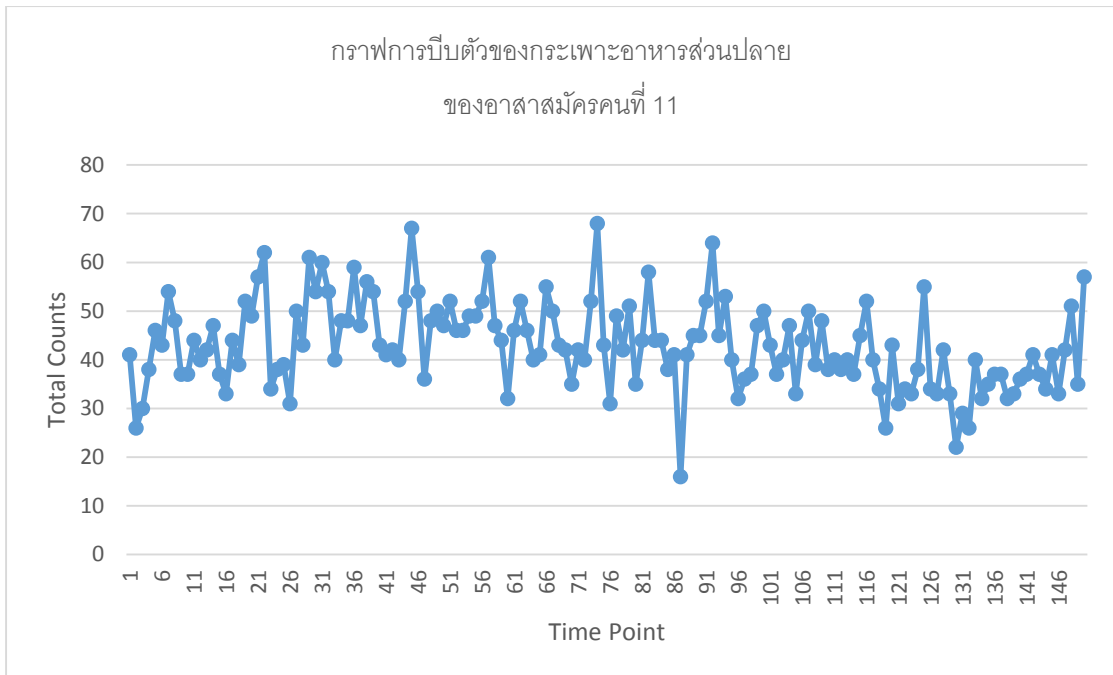


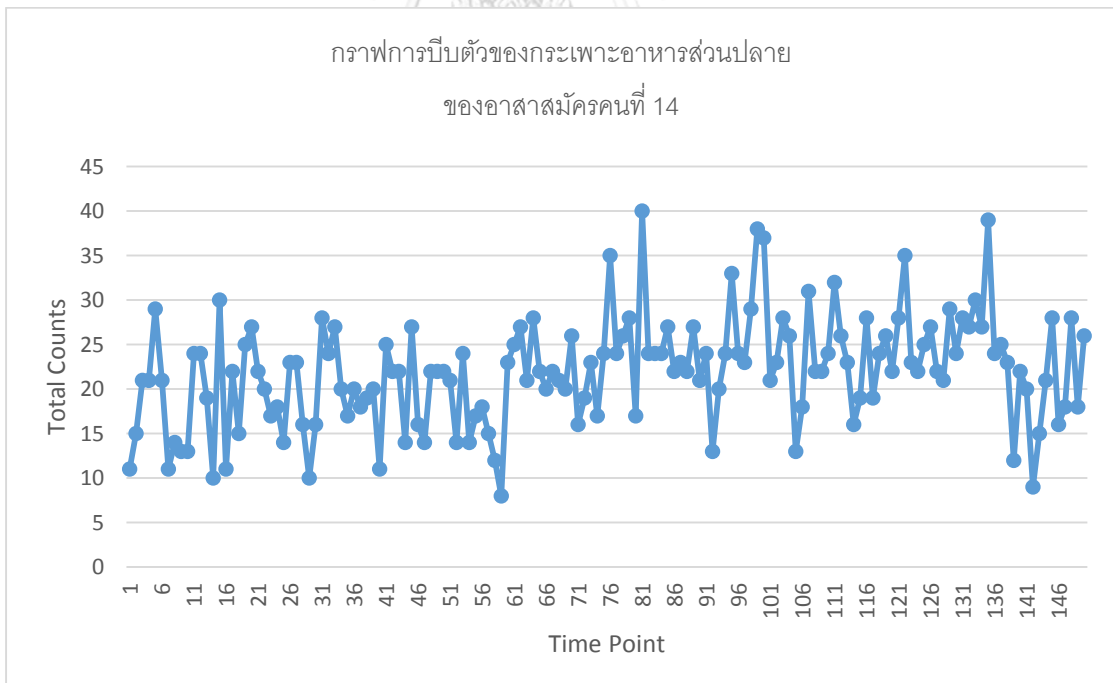
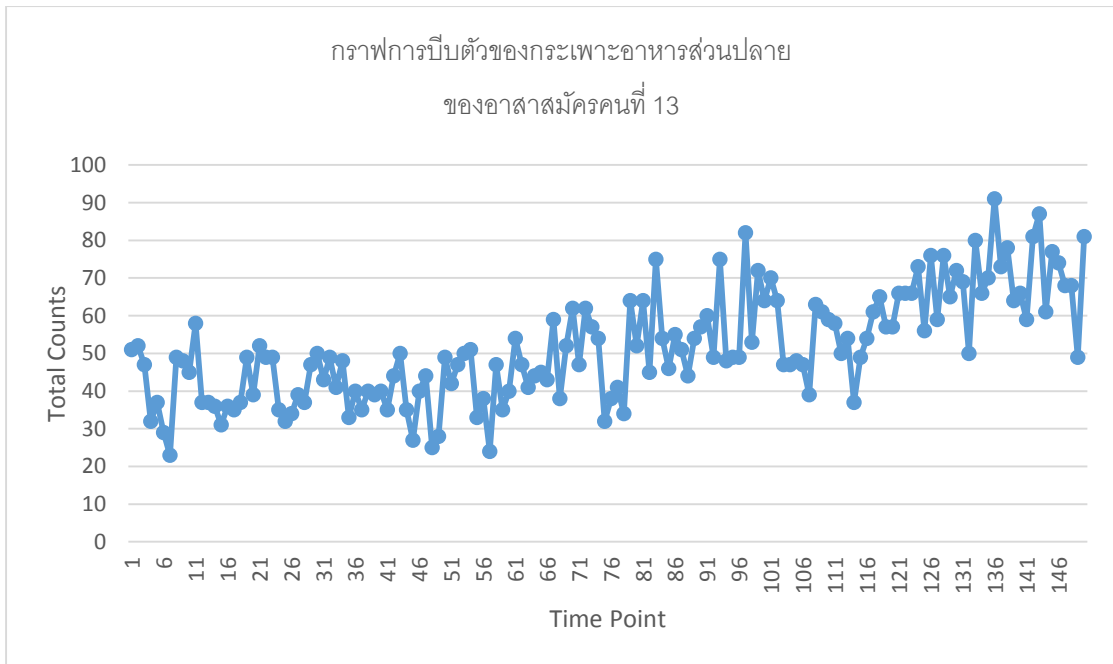


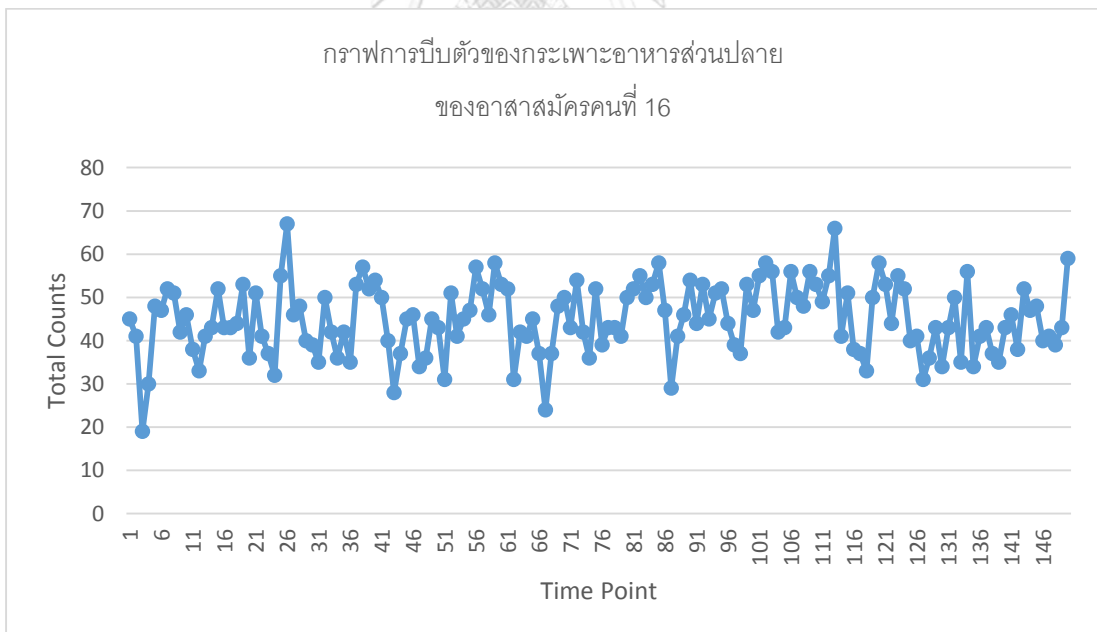
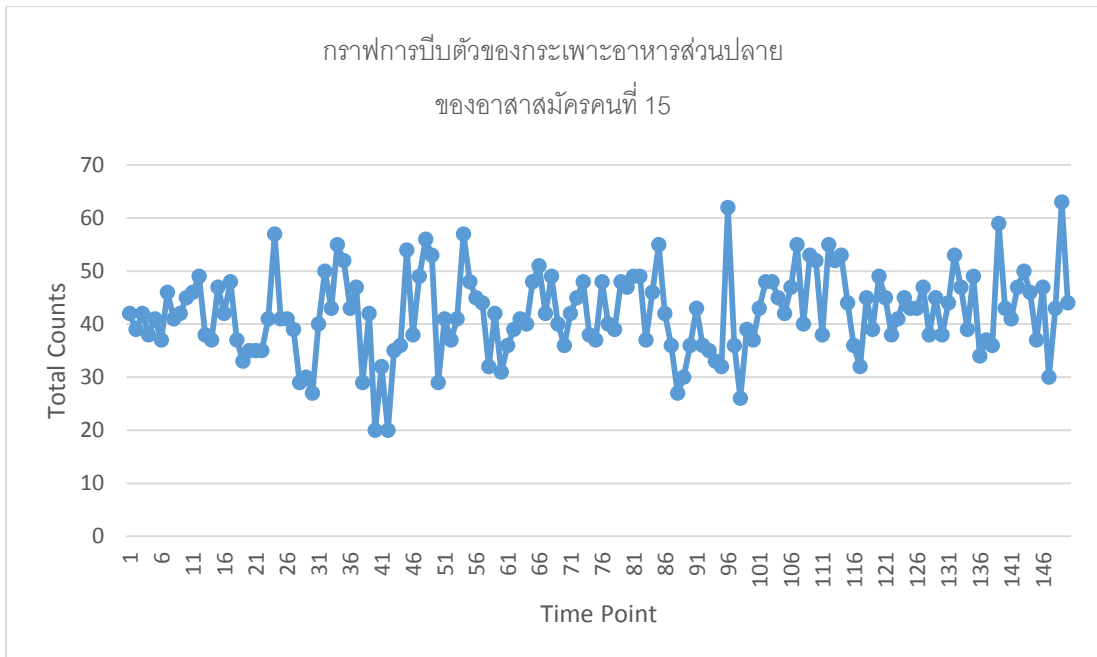


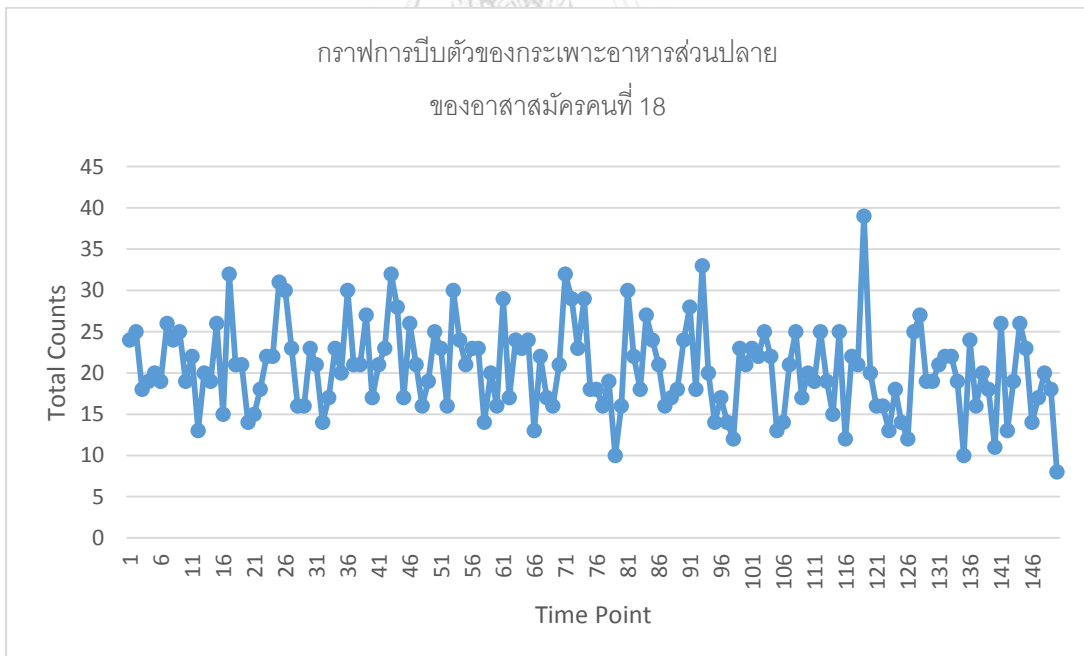
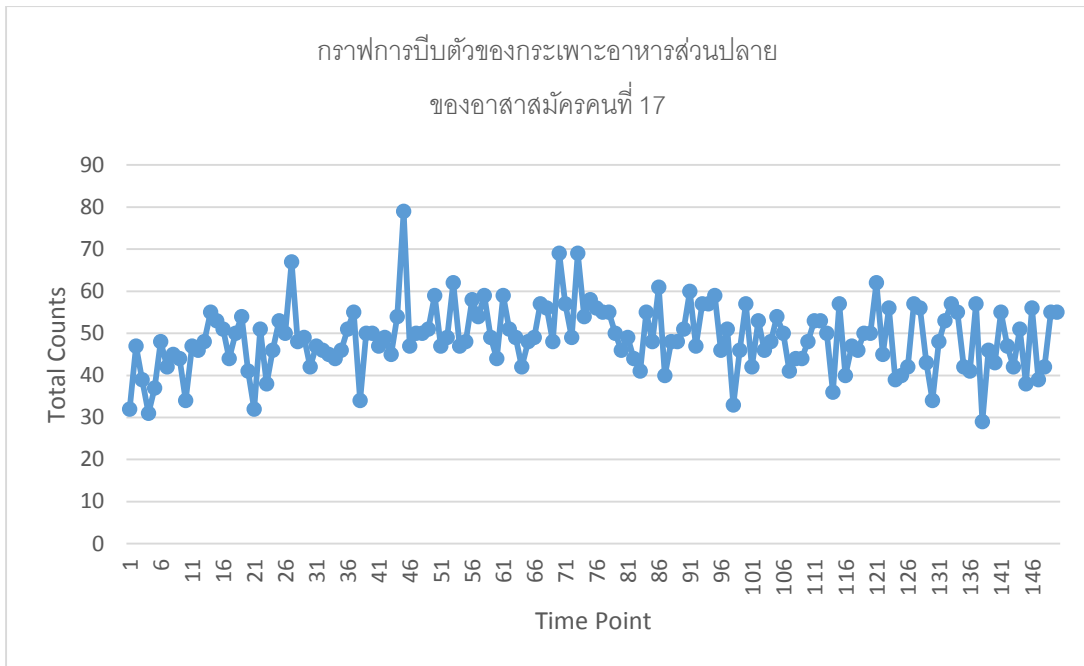












ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายพนสรศักดิ์ งามศิริจิตร สำเร็จการศึกษาในระดับปริญญาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และเข้ารับการศึกษาคือต่อในระดับชั้นปริญญาโทบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

