



การประมวลผลสัญญาณ และภาพทางการแพทย์

Medical Signal and Image Processing



ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาดา ตันตีสถิระพงษ์

ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



การประมวลผลสัญญาณและภาพทางการแพทย์

Medical Signal and Image Processing



ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาดา ตันตีสถิระพงษ์

ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ชื่อหนังสือ : การประมวลผลสัญญาณและภาพทางการแพทย์
Medical Signal and Image Processing

ชื่อผู้เขียน : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาติ ตันติสถิระพงษ์

พิมพ์ครั้งที่ : 1

ปีที่พิมพ์ : 2567

จำนวนที่พิมพ์ : 30

ISBN : 978-616-616-929-4

ราคา : 450 บาท

พิมพ์ที่ : บริษัท จรัลสนิทวงศ์การพิมพ์ จำกัด
219 ซอยเพชรเกษม 102/2
แขวงบางแคเหนือ เขตบางแค กรุงเทพฯ 10160
โทรศัพท์ 02-809-2281-3 โทรสาร 02-809-2284
www.fast-books.com
e-mail : fastbookthai@gmail.com

© 2567

ลิขสิทธิ์โปรแกรม MATLAB เวอร์ชัน R2024a academic use

คำนำ

การประมวลผลสัญญาณและภาพทางการแพทย์ เป็นสาขาหนึ่งที่มีความสำคัญในการสนับสนุนกระบวนการทางการแพทย์ ทั้งการคัดกรองโรค การวินิจฉัยภาวะสุขภาพ การวางแผนการรักษา และการติดตามการรักษาของผู้ป่วย ด้วยเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าอย่างรวดเร็วในปัจจุบัน ทำให้การวิเคราะห์และประมวลผลข้อมูลสัญญาณและภาพจากร่างกายมีความละเอียดแม่นยำมากขึ้น ซึ่งช่วยให้บุคลากรทางการแพทย์สามารถตัดสินใจได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว

ตำรานี้จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการสอนรายวิชา การประมวลผลสัญญาณและภาพทางการแพทย์ (Medical Signal and Image Processing) ซึ่งเป็นวิชาเอกเลือกสำหรับนิสิตในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ตั้งแต่ปีการศึกษา 2558 เป็นต้นมา ตำราได้รับการปรับปรุงและพัฒนาอย่างต่อเนื่อง เพื่อให้สอดคล้องกับความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีและวิชาการ

ตำรานี้แบ่งเนื้อหาออกเป็นสองส่วนหลัก คือ การประมวลผลสัญญาณทางการแพทย์ และการประมวลผลภาพทางการแพทย์ โดยส่วนแรกครอบคลุมถึงการบันทึกสัญญาณทางการแพทย์ เช่น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง รวมถึงการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้นด้วย MATLAB Signal Processing Toolbox การประมวลผลสัญญาณในโดเมนเวลา โดเมนความถี่ และโดเมนเวลา-ความถี่ และการประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลสัญญาณ ส่วนที่สองเกี่ยวกับการประมวลผลภาพทางการแพทย์ ซึ่งครอบคลุมสร้างภาพทางการแพทย์ การประมวลผลภาพเบื้องต้นด้วย MATLAB Image Processing Toolbox การปรับปรุงภาพทางการแพทย์ การซ้อนทับภาพ การแบ่งส่วนภาพ การคำนวณคุณสมบัติของภาพเชิงปริมาณ และการประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลภาพทางการแพทย์ เนื้อหาในตำราให้ความสำคัญกับการทำความเข้าใจการประมวลผลสัญญาณและภาพเพื่อนิสิตสามารถนำความรู้ไปใช้ในการแก้ไขปัญหาทางการแพทย์ได้อย่างเหมาะสมและมีประสิทธิภาพ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาดา ตันติสถิระพงษ์

สารบัญ

| | |
|---|-----------|
| คำนำ..... | ก |
| สารบัญ..... | ข |
| สารบัญภาพ..... | ฉ |
| สารบัญตาราง..... | ฎ |
| บทที่ 1 การบันทึกสัญญาณทางการแพทย์..... | 1 |
| 1.1 บทนำ..... | 1 |
| 1.2 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ..... | 3 |
| 1.3 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ..... | 5 |
| 1.4 สัญญาณไฟฟ้าสมอง..... | 8 |
| 1.5 การประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ..... | 12 |
| คำถามท้ายบท..... | 13 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 13 |
| บทที่ 2 พื้นฐานการประมวลผลสัญญาณโดยใช้ MATLAB Signal Processing Toolbox..... | 15 |
| 2.1 บทนำ..... | 15 |
| 2.2 ทฤษฎีการชักตัวอย่าง..... | 21 |
| 2.3 MATLAB คืออะไร..... | 16 |
| 2.4 พื้นฐานการคำนวณทางคณิตศาสตร์..... | 21 |
| 2.5 คำสั่งพื้นฐานใน MATLAB..... | 18 |
| 2.6 สัญญาณดิจิทัลพื้นฐาน..... | 21 |
| คำถามท้ายบท..... | 31 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 31 |
| บทที่ 3 การประมวลผลสัญญาณเชิงเวลา..... | 32 |
| 3.1 บทนำ..... | 32 |
| 3.2 วิธีการปรับเรียบ..... | 32 |
| 3.3 การแปลงข้อมูล..... | 36 |
| 3.4 การวางกรอบสัญญาณ..... | 38 |
| 3.5 อัตราการตัดผ่านศูนย์..... | 45 |
| 3.6 พลังงานและกำลังของสัญญาณ..... | 47 |
| คำถามท้ายบท..... | 47 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 48 |

| | |
|---|------------|
| บทที่ 4 การวิเคราะห์สเปกตรัม | 49 |
| 4.1 บทนำ..... | 49 |
| 4.2 การวิเคราะห์ฟูเรียร์..... | 50 |
| 4.3 การเขียนโปรแกรมเพื่อวิเคราะห์ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสัญญาณ | 55 |
| คำถามท้ายบท..... | 60 |
| เอกสารอ้างอิง | 61 |
| บทที่ 5 การวิเคราะห์สัญญาณในเชิงเวลาและความถี่ | 62 |
| 5.1 บทนำ..... | 62 |
| 5.2 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น..... | 62 |
| 5.3 ข้อจำกัดของการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น..... | 64 |
| 5.4 การกระจายวิกเนอร์-วิลล์..... | 65 |
| 5.5 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่..... | 65 |
| 5.6 การประยุกต์ใช้การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น | 68 |
| 5.7 การแปลงเวฟเล็ต | 71 |
| คำถามท้ายบท..... | 75 |
| เอกสารอ้างอิง | 75 |
| บทที่ 6 การประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลสัญญาณ..... | 76 |
| 6.1 บทนำ..... | 76 |
| 6.2 วิธีการดำเนินงาน | 78 |
| 6.3 ผลการทดลองและอภิปรายผล | 81 |
| 6.4 สรุปผลการทดลอง | 83 |
| คำถามท้ายบท..... | 83 |
| เอกสารอ้างอิง | 83 |
| บทที่ 7 การสร้างภาพทางการแพทย์..... | 85 |
| 7.1 บทนำ..... | 85 |
| 7.2 เอกซเรย์..... | 85 |
| 7.3 เอกซเรย์คอมพิวเตอร์..... | 88 |
| 7.4 คลื่นเหนือเสียง..... | 90 |
| 7.5 การสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า | 93 |
| คำถามท้ายบท..... | 102 |
| เอกสารอ้างอิง | 103 |
| บทที่ 8 พื้นฐานการประมวลผลภาพโดยใช้ MATLAB Image Processing Toolbox..... | 104 |
| 8.1 บทนำ | 104 |
| 8.2 ระบบสีของภาพ..... | 105 |

| | |
|--|------------|
| 8.3 ไฟล์ภาพทางการแพทย์..... | 106 |
| 8.4 ไฟล์ภาพกราฟิก..... | 108 |
| 8.5 ระบบการจัดเก็บและรับส่งข้อมูลภาพทางการแพทย์..... | 108 |
| 8.6 พื้นฐานการประมวลผลภาพเบื้องต้น..... | 109 |
| คำถามท้ายบท..... | 117 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 117 |
| บทที่ 9 การปรับปรุงภาพ..... | 118 |
| 9.1 บทนำ..... | 118 |
| 9.2 การปรับเชิงพื้นที่..... | 119 |
| 9.3 การปรับเชิงความถี่..... | 129 |
| คำถามท้ายบท..... | 134 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 135 |
| บทที่ 10 การซ้อนทับภาพ..... | 136 |
| 10.1 บทนำ..... | 136 |
| 10.2 ประเภทของการซ้อนทับภาพ..... | 138 |
| 10.3 การแปลงภาพเรขาคณิตพื้นฐาน..... | 139 |
| คำถามท้ายบท..... | 147 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 147 |
| บทที่ 11 การแบ่งส่วนภาพ..... | 148 |
| 11.1 บทนำ..... | 148 |
| 11.2 การกำหนดค่าขีดแบ่ง..... | 150 |
| 11.3 การหาขอบภาพ..... | 153 |
| 11.4 การแบ่งส่วนภาพโดยอิงพื้นที่..... | 157 |
| 11.5 การแบ่งส่วนภาพโดยการจำแนกข้อมูล..... | 158 |
| 11.6 การประยุกต์ใช้การแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์..... | 160 |
| คำถามท้ายบท..... | 164 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 164 |
| บทที่ 12 การคำนวณหาคุณสมบัติของภาพเชิงปริมาณ..... | 165 |
| 12.1 บทนำ..... | 165 |
| 12.2 การวิเคราะห์พื้นผิว..... | 166 |
| คำถามท้ายบท..... | 176 |
| เอกสารอ้างอิง..... | 176 |

| | |
|--|------------|
| บทที่ 13 การประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลภาพ | 177 |
| 13.1 การจำแนกระยะเชิงพลาสมอเดียมฟิลชิปาร์มจากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าแบบอัตโนมัติ | 177 |
| 13.2 การออกแบบโมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยโปรแกรม 3D Slicer. | |
| | 185 |
| คำถามท้ายบท..... | 191 |
| เอกสารอ้างอิง | 191 |
| บรรณานุกรม | 192 |
| ดัชนี | 195 |
| ประวัติผู้เขียน | 199 |



สารบัญภาพ

| | |
|---|----|
| รูปที่ 1.1 ส่วนประกอบของเซลล์ประสาทประกอบด้วยตัวเซลล์ ซึ่งมีนิวเคลียสและไซโทพลาซึม ส่วนแขนงประกอบด้วยเดนไดรต์และแอกซอน รวมถึงเยื่อไมอีลิน ซึ่งเป็นเยื่อหุ้มเซลล์ประสาท..... | 1 |
| รูปที่ 1.2 การสร้างศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้นเมื่อแรงกระตุ้นถึงระดับเทรชโฮลด์ ทำให้เกิดการเพิ่มศักย์ไฟฟ้าหรือดีโพลาไรเซชัน เมื่อศักย์ไฟฟ้าเพิ่มขึ้นเกินกว่าค่าปกติหรือโอเวอร์ชูต จึงเกิดการกลับสู่สภาวะค่าศักย์ไฟฟ้าปกติ เมื่อผ่านระยะรีโพลาไรเซชัน ค่าศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะต่ำกว่าค่าศักย์ไฟฟ้าปกติหรือ ไฮเปอร์โพลาไรเซชัน เมื่อกระบวนการทั้งหมดเสร็จสิ้น เซลล์จึงเข้าสู่สภาวะพัก | 2 |
| รูปที่ 1.3 การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในขณะที่บีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อด้วยความแรงที่แตกต่างกัน | 4 |
| รูปที่ 1.4 การวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งมาตรฐานเพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ | 6 |
| รูปที่ 1.5 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงถึงการเต้นของหัวใจปกติ หัวใจเต้นเร็ว และหัวใจเต้นช้า..... | 7 |
| รูปที่ 1.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ..... | 7 |
| รูปที่ 1.7 ส่วนประกอบหลักของสมองและกลีบของสมอง | 9 |
| รูปที่ 1.8 การติดอิเล็กโทรดตามระบบมาตรฐานนานาชาติ 10-20 | 10 |
| รูปที่ 1.9 คลื่นไฟฟ้าสมอง..... | 11 |
| รูปที่ 1.10 คลื่นไฟฟ้าสมองแต่ละช่วงความถี่ | 11 |
| รูปที่ 1.11 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าสมองเพื่อศึกษาผลการจากเล่นเกมคอมพิวเตอร์ต่อความจำของผู้สูงอายุ..... | 13 |
| รูปที่ 2.1 สัญญาณแอนะล็อกและสัญญาณดิจิทัลของคลื่นไซน์..... | 15 |
| รูปที่ 2.2 แผนผังของระบบการวัดและประมวลผลสัญญาณทางวิศวกรรมชีวภาพทั่วไป..... | 16 |
| รูปที่ 2.3 การใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อจำแนกสัญญาณเสียงพูดภาษาไทยจากภาคกลาง ใต้ และอีสาน..... | 17 |
| รูปที่ 2.4 ส่วนประกอบของโปรแกรม MATLAB (เวอร์ชัน R2024a academic use) | 17 |
| รูปที่ 2.5 ความถี่การชักตัวอย่างส่งผลต่อความละเอียดของสัญญาณ | 22 |
| รูปที่ 2.6 การเลื่อนทางเวลาของสัญญาณไปทางขวาและซ้ายขนาด k หน่วย..... | 23 |
| รูปที่ 2.7 (ก) สัญญาณซ้ำคาบ และ (ข) สัญญาณไม่ซ้ำคาบ | 24 |
| รูปที่ 2.8 สัญญาณอิมพัลส์..... | 25 |
| รูปที่ 2.9 สัญญาณขั้นบันไดหนึ่งหน่วย | 26 |
| รูปที่ 2.10 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.1 | 27 |
| รูปที่ 2.11 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.2 | 27 |
| รูปที่ 2.12 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.3 | 28 |
| รูปที่ 2.13 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.4 | 28 |
| รูปที่ 2.14 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.5 | 29 |
| รูปที่ 2.15 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.6 | 29 |
| รูปที่ 2.16 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.7 | 30 |
| รูปที่ 2.17 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.8 | 30 |
| รูปที่ 3.1 การปรับเรียงด้วยค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ และเอกซ์โพเนนเชียล..... | 35 |
| รูปที่ 3.2 การปรับขนาดของข้อมูลเพื่อย่อและขยายขนาดของสัญญาณ | 36 |

| | | |
|-------------|---|----|
| รูปที่ 3.3 | การทำให้เป็นบรรทัดฐานและมาตรฐานของสัญญาณเสียงพูด | 38 |
| รูปที่ 3.4 | ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมและผลตอบสนองเชิงความถี่ | 40 |
| รูปที่ 3.5 | ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิงและผลตอบสนองเชิงความถี่ | 41 |
| รูปที่ 3.6 | ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิงและผลตอบสนองเชิงความถี่ | 42 |
| รูปที่ 3.7 | ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมนและผลตอบสนองเชิงความถี่ | 43 |
| รูปที่ 3.8 | ฟังก์ชันหน้าต่างไกเซอร์และผลตอบสนองเชิงความถี่ | 44 |
| รูปที่ 3.9 | เปรียบเทียบฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม แฮมมิง แฮนนิง แบล็กแมน และไกเซอร์ | 45 |
| รูปที่ 3.10 | อัตราการตัดผ่านศูนย์ | 45 |
| รูปที่ 4.1 | การแยกแยะสัญญาณในแต่ละช่วงความถี่ | 49 |
| รูปที่ 4.2 | การแยกสัญญาณในแต่ละช่วงความถี่และองค์ประกอบความถี่ในแต่ละสัญญาณ | 50 |
| รูปที่ 4.3 | การแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาไปยังโดเมนความถี่ และการแปลงสัญญาณในโดเมนความถี่ | 50 |
| รูปที่ 4.4 | สัญญาณอิมพัลส์และฟูรีเยร์ทรานสฟอร์ม | 52 |
| รูปที่ 4.5 | สัญญาณคงที่และฟูรีเยร์ทรานสฟอร์ม | 52 |
| รูปที่ 4.6 | สัญญาณเอกซ์โพเนนเชียลพัลส์และฟูรีเยร์ทรานสฟอร์ม | 53 |
| รูปที่ 4.7 | ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของคลื่นไซน์ที่มีความถี่ 5 เฮิรตซ์ | 56 |
| รูปที่ 4.8 | ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของคลื่นสี่เหลี่ยม | 57 |
| รูปที่ 4.9 | ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสัญญาณชีพจรเชิงเส้น | 59 |
| รูปที่ 4.10 | (ก) สัญญาณไฟฟ้าสมองจาก 8 ช่องสัญญาณ บันทึกในขณะที่ผู้สูงอายุกำลังเล่นเกมคอมพิวเตอร์เพื่อฝึกความจำ และ (ข) ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสัญญาณไฟฟ้าสมองจาก 8 ช่องสัญญาณ | 60 |
| รูปที่ 4.11 | ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสมองขณะฝึกเล่นเกมฝึกสมองของผู้สูงอายุ | 60 |
| รูปที่ 5.1 | การแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาสั้นของสัญญาณชีพจรเชิงเส้น | 63 |
| รูปที่ 5.2 | ขนาดของหน้าต่างมีผลต่อผลการแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาสั้นทั้งทางเวลาและความถี่ | 64 |
| รูปที่ 5.3 | (ก) สัญญาณชีพจรเชิงเส้นที่มีอัตราการซีกตัวอย่างที่ 500 เฮิรตซ์ เป็นระยะเวลา 1 วินาที โดยที่ความถี่ ณ $t = 0$ มีค่าเป็นศูนย์ และความถี่ ณ $t = 1$ ความถี่ มีค่าเป็น 100 เฮิรตซ์ และสเปกโตรแกรมที่ขนาดกรอบสัญญาณขนาด (ข) 20 (ค) 40 และ (ง) 80 จุดข้อมูล และมีการซ้อนทับ 50% | 66 |
| รูปที่ 5.4 | การวิเคราะห์สเปกตรัมของ (ก) สัญญาณที่มีความถี่หลายระดับด้วยขนาดหน้าต่าง (ข) 64 จุดสัญญาณ และ (ค) 128 จุดสัญญาณ | 67 |
| รูปที่ 5.5 | การแสดงผลการกระจายวิกเนอร์-วิลลีในแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ | 68 |
| รูปที่ 5.6 | สัญญาณเสียงพูดคำว่า “หนึ่ง” “สอง” “สาม” และ “สี่” และสเปกโตรแกรมของแต่ละสัญญาณ | 70 |
| รูปที่ 5.7 | เปรียบเทียบรูปแบบของการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา-ความถี่ | 71 |
| รูปที่ 5.8 | เวฟเล็ตแม่ชนิดต่าง ๆ บนแกนเวลา | 73 |
| รูปที่ 5.9 | การแยกองค์ประกอบเวฟเล็ตของสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ใช่” และ “ไม่ใช่ โดยใช้ Daubechies db4 ระดับที่ 3 | 74 |
| รูปที่ 6.1 | ตัวอย่างสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ศูนย์” ของ (ก) ภาคกลาง (ข) ภาคอีสาน และ (ค) ภาคใต้ | 78 |
| รูปที่ 6.2 | สัญญาณเสียงพูดคำว่า “ศูนย์” ของสำเนียงภาคกลางก่อนและหลังการทำให้เป็นบรรทัดฐาน | 78 |
| รูปที่ 6.3 | กระบวนการคำนวณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน | 79 |

| | | |
|-------------|--|-----|
| รูปที่ 6.4 | กระบวนการคำนวณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง..... | 79 |
| รูปที่ 6.5 | กระบวนการคำนวณค่าสเปกโตรแกรม..... | 80 |
| รูปที่ 6.6 | กระบวนการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลเมล..... | 80 |
| รูปที่ 6.7 | ตัวอย่างสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ศูนย์” “หนึ่ง” “สี่” และ “เก้า” ที่แสดงผลการจำแนกที่แตกต่างกันมากที่สุดจากสามภูมิภาค..... | 82 |
| รูปที่ 7.1 | หลอดรังสีเอกซ์ สร้างรังสีเอกซ์โดยจ่ายกระแสไฟฟ้าผ่านฟิลาเมนต์ที่ขั้วแคโทด เมื่อพลังงานเพิ่มมากขึ้นทำให้อิเล็กตรอนถูกปล่อยออกมาจากฟิลาเมนต์และถูกส่งไปที่ขั้วแอโนด..... | 86 |
| รูปที่ 7.2 | เครื่องเอกซเรย์ (ก) เต้านม (ข) ปอด และ (ค) ฟัน..... | 87 |
| รูปที่ 7.3 | ภาพเอกซเรย์ปอด (chest X-Ray: CXR) (ก) ปกติ (normal) (ข) ปอดอักเสบจากไวรัส (viral pneumonia) (ค) ปอดอักเสบจากการติดเชื้อไวรัส COVID-19 (COVID-19 Pneumonia)..... | 87 |
| รูปที่ 7.4 | การทำงานของพื้นฐานของเครื่อง CT scan..... | 88 |
| รูปที่ 7.5 | ภาพซีทีสแกนของร่างกาย (ก) และ (ข) บริเวณกลางลำตัว ภาพซีทีสแกนสมองใน (ค) ระนาบบนล่าง (axial plane) (ง) ระนาบหน้าหลัง (coronal plane) และ (จ) ระนาบซ้ายขวา (sagittal plane)..... | 89 |
| รูปที่ 7.6 | ความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ผ่านวัตถุขนาด 2x2 เมทริกซ์ โดยในแต่ละพิกเซลมีขนาด x หน่วย..... | 90 |
| รูปที่ 7.7 | แผนภูมิแสดงส่วนประกอบที่สำคัญของเครื่องอัลตราซาวด์..... | 92 |
| รูปที่ 7.8 | โครงสร้างของระบบเครื่องเอ็มอาร์ไอ..... | 94 |
| รูปที่ 7.9 | การหมุนควงของนิวเคลียสสปินรอบแกนสนามแม่เหล็กคงที่..... | 95 |
| รูปที่ 7.10 | ระดับพลังงานและสภาพแม่เหล็กของนิวเคลียสสปิน (ก) นิวเคลียสสปินสามารถหมุนในทิศเดียวหรือในทิศตรงข้ามกับสนามแม่เหล็ก B_0 (ข) ผลรวมของสภาพแม่เหล็กมีค่าในทิศเดียวกับสนามแม่เหล็กหลัก เวกเตอร์ที่ยาวและหนากว่าแสดงถึงระดับพลังงานที่มากกว่า..... | 95 |
| รูปที่ 7.11 | การดิเฟสซิงของนิวเคลียสสปินหลังจากส่งพัลส์ 90° สปินถูกเคลื่อนให้มาอยู่ในระนาบ x-y ที่ (ก) เวลา t_0 และเริ่มดิเฟสซิงใน (ข) เวลา $> t_0$ | 96 |
| รูปที่ 7.12 | การเปลี่ยนแปลงของสภาพแม่เหล็กของลำดับพัลส์แบบสปินเอคโค..... | 97 |
| รูปที่ 7.13 | การเปลี่ยนแปลงของสภาพแม่เหล็กของลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคัฟเวอรี..... | 98 |
| รูปที่ 7.14 | การส่งสัญญาณคลื่นวิทยุและสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ของลำดับพัลส์แบบเกรเดียนต์เอคโค..... | 99 |
| รูปที่ 7.15 | การส่งสัญญาณคลื่นวิทยุและสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ของลำดับพัลส์แบบสปินเอคโค..... | 100 |
| รูปที่ 7.16 | การส่งสัญญาณคลื่นวิทยุและสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ของลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคัฟเวอรี..... | 100 |
| รูปที่ 7.17 | การสร้างภาพคินจากข้อมูล k-space..... | 101 |
| รูปที่ 7.18 | ความต่างของความเข้มสีของเนื้อเยื่อสมองที่ได้จากภาพถ่วงน้ำหนัก T2, T1 และ FLAIR..... | 102 |
| รูปที่ 8.1 | ภาพสี ภาพระดับเทา และภาพสองระดับ (ขาว-ดำ)..... | 104 |
| รูปที่ 8.2 | การแสดงผลความละเอียดของ (ก) ภาพสองระดับ (1 บิต) (ข) ภาพระดับเทาขนาด 4 บิต และ (ค) ภาพระดับเทาขนาด 8 บิต..... | 105 |
| รูปที่ 8.3 | ภาพดัชนีและตารางดัชนี..... | 106 |
| รูปที่ 8.4 | โปรแกรม MicroDicom แสดงภาพซีทีสแกนสมองที่บันทึกไฟล์ในรูปแบบไฟล์ DICOM..... | 108 |
| รูปที่ 8.5 | ดัชนีในระบบเชิงพื้นที่ของภาพดิจิทัลที่อยู่ในรูปเมทริกซ์บนโปรแกรม MATLAB..... | 110 |
| รูปที่ 8.6 | การเปลี่ยนภาพสีเป็นภาพสองระดับของภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง..... | 112 |

| | |
|---|-----|
| รูปที่ 8.7 การทำระดับความเข้มตรงข้ามของภาพสแกนสมองจากเครื่อง MRI | 113 |
| รูปที่ 8.8 การบิดเบือนของภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง | 114 |
| รูปที่ 8.9 ฮิสโทแกรมของภาพของภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง | 115 |
| รูปที่ 8.10 การปรับค่าความเข้มสีเซลล์เม็ดเลือดแดง | 116 |
| รูปที่ 9.1 การปรับปรุงภาพทางการแพทย์ช่วยให้มองเห็นพยาธิสภาพของสมองได้ชัดเจนขึ้น..... | 118 |
| รูปที่ 9.2 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการขยายความคมชัดเชิงเส้น..... | 119 |
| รูปที่ 9.3 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน | 120 |
| รูปที่ 9.4 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการขยายความคมชัดเชิงเส้น และการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน..... | 122 |
| รูปที่ 9.5 การปรับปรุงภาพ (ก) ภาพสแกนสมองต้นฉบับด้วยวิธี (ข) การขยายความคมชัดเชิงเส้น (ค) การแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วนเป็น 10 ส่วน | 122 |
| รูปที่ 9.6 การปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้น | 123 |
| รูปที่ 9.7 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีฮิสโทแกรมอิกวอลไลเซชัน มีการกระจายตัวของความเข้มสีและแสดงความแตกต่างของความเข้มสีที่มากกว่าของภาพต้นฉบับ | 124 |
| รูปที่ 9.8 การลบพื้นหลังด้วยภาพที่ถูกกรองด้วยตัวกรองเกาส์เซียน | 126 |
| รูปที่ 9.9 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ | 127 |
| รูปที่ 9.10 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (ก) ภาพ MRI ต้นฉบับ (b) ภาพ MRI เพิ่มสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนที่ 0.05 (ค) ภาพที่ถูกกรองด้วย 3x3 mean filter (สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้บางส่วน) (ง) ภาพที่ถูกกรองด้วย 9x9 mean filter (ตัวกรองนี้สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้เกือบทั้งหมด)..... | 128 |
| รูปที่ 9.11 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน..... | 128 |
| รูปที่ 9.12 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน (ก) ภาพ MRI ต้นฉบับ (ข) ภาพที่เพิ่มสิ่งรบกวนแบบเกลือและพริกไทย (ค) ภาพที่ปรับปรุงด้วย 3x3 median filter (median filter ไม่สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้ดีเท่า mean filter แต่ขอบภาพไม่ถูกบิดเบือนรุนแรง (ง) ภาพที่ปรับปรุงด้วย 5x5 median filter สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้เกือบทั้งหมด | 129 |
| รูปที่ 9.13 เหมเพลตตัวกรองความถี่ต่ำผ่านขนาด 3 x 3..... | 130 |
| รูปที่ 9.14 การกรองภาพด้วยตัวกรองความถี่ต่ำผ่านแบบอุดมคติ..... | 131 |
| รูปที่ 9.15 การกรองภาพด้วยตัวกรองความถี่ต่ำผ่านด้วยฟังก์ชัน imfilter | 132 |
| รูปที่ 9.16 เหมเพลตตัวกรองความถี่สูงผ่านขนาด 3 x 3..... | 133 |
| รูปที่ 9.17 การกรองภาพด้วยเหมเพลตตัวกรองความถี่สูงผ่าน และความถี่ต่ำผ่าน | 133 |
| รูปที่ 9.18 การกรองภาพด้วยตัวกรองความถี่สูงผ่านแบบอุดมคติ..... | 134 |
| รูปที่ 10.1 ขั้นตอนการซ้อนทับภาพ..... | 137 |
| รูปที่ 10.2 การซ้อนทับภาพที่เหมาะสมและผิดพลาด..... | 137 |
| รูปที่ 10.3 ประเภทของการแปลงภาพแบบเชิงเส้น แบบแอฟไฟน์ และแบบไม่เชิงเส้น..... | 139 |
| รูปที่ 10.4 การย้ายตำแหน่งของจุดในภาพ | 140 |
| รูปที่ 10.5 การหมุนรอบแกนหมุนแกนหนึ่งของจุดในภาพผ่านจุดหมุน | 141 |
| รูปที่ 10.6 การหมุนของจุดในภาพเมื่อจุดหมุนไม่ได้อยู่ที่จุด (0,0)..... | 141 |
| รูปที่ 10.7 การบิดภาพตามแนวแกน x และ y..... | 143 |

| | | |
|--------------|--|-----|
| รูปที่ 10.8 | การแปลงภาพพื้นฐานด้วยการเลื่อน การปรับขนาด การหมุน และการบิด..... | 145 |
| รูปที่ 10.9 | การซ้อนทับภาพด้วยวิธีการแปลงแอฟไฟน์โดยใช้ฟังก์ชัน imregister | 146 |
| รูปที่ 11.1 | ภาพ MRI-T2 ก่อนและหลังการสกัดเนื้องอกสมอง | 148 |
| รูปที่ 11.2 | ฮิสโทแกรมของภาพโทนสีเทา และเส้นขีดแบ่งระหว่างวัตถุและพื้นหลัง | 150 |
| รูปที่ 11.3 | การแบ่งส่วนภาพเนื้องอกสมองด้วยวิธีการกำหนดค่าขีดแบ่ง | 152 |
| รูปที่ 11.4 | ฮิสโทแกรมของวัตถุที่สนใจและพื้นหลัง (ก) ที่ซ้อนทับกันบางส่วน และ (ข) ที่ซ้อนทับกันมากขึ้น..... | 152 |
| รูปที่ 11.5 | การหาขอบภาพของภาพสแกนสมอง | 154 |
| รูปที่ 11.6 | การหาขอบภาพโดยวิธีโซเบล | 155 |
| รูปที่ 11.7 | ตัวอย่างการคำนวณหาขอบภาพโดยวิธีโซเบล..... | 155 |
| รูปที่ 11.8 | เคอร์เนลของการหาขอบภาพด้วยอนุพันธ์อันดับสอง..... | 157 |
| รูปที่ 11.9 | กระบวนการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธี region-growing..... | 157 |
| รูปที่ 11.10 | การแบ่งส่วนภาพเนื้องอกสมองด้วยวิธี region growing | 158 |
| รูปที่ 11.11 | หลักการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธี region splitting and merging..... | 158 |
| รูปที่ 11.12 | การใช้วิธีการแบ่งส่วนภาพเพื่อสกัด (ก) ภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง และเป็นกระบวนการสร้าง (ข) โปรแกรมนับจำนวนเซลล์ปกติและเซลล์ที่ติดเชื่อมมาลาเรียในระยะต่าง ๆ | 161 |
| รูปที่ 11.13 | การสกัดเนื้องอกสมองชนิด pilocytic astrocytoma จากภาพ MRI-T1 โดยกำหนดค่าเริ่มต้นของวิธี MNcut เป็น 30 และ 90 แล้วปรับปรุงขอบภาพของเนื้องอกด้วยวิธี GVF snake..... | 161 |
| รูปที่ 11.14 | การสกัดเนื้องอกสมองชนิด pilocytic astrocytoma จากภาพ MRI 4 แบบ (T2, FLAIR, pre-contrast T1 และ post-contrast T1) ด้วยวิธี MNcut และ GVF snake | 162 |
| รูปที่ 11.15 | การแบ่งส่วนภาพเนื้องอกสมองชนิด medulloblastoma (MB), pilocytic astrocytoma (PA) และ ependymoma (EP) บนภาพ MRI ชนิด T2, FLAIR, pre-contrast T1, post-contrast T1 รวมทั้งภาพ MD, FA และ ADC จากการประมวลผลภาพ DWI..... | 163 |
| รูปที่ 12.1 | ภาพฟิล์มเลือดบางย้อมสีจิมซ่า (Giemsa) แสดงเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติและเซลล์ที่ติดเชื่อมพลาสมาเดียมฟลซิพารัม | 165 |
| รูปที่ 12.2 | ภาพเนื้องอกสมองล้อมรอบด้วยขอบสีแดง..... | 165 |
| รูปที่ 12.3 | ภาพเม็ดเลือดแดงปกติและติดเชื้อ พร้อมฮิสโทแกรมเปรียบเทียบระหว่างเม็ดเลือดแดงปกติ เม็ดเลือดแดงติดเชื้อระยะวงแหวนและระยะโทรโพซอยต์..... | 168 |
| รูปที่ 12.4 | ภาพเนื้องอกสมองและฮิสโทแกรมของค่าระดับเทาของเนื้องอกสมองชนิด medulloblastoma, pilocytic astrocytoma และ anaplastic ependymoma | 168 |
| รูปที่ 12.5 | การคำนวณเมทริกซ์ค่าสัมบูรณ์ความลาดชัน..... | 170 |
| รูปที่ 12.6 | การสร้าง GLCM ของภาพดิจิทัล (ก) $d = 1$ พิกเซลใน 4 ทิศ $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ และ 135° (ข) $d = 2$ พิกเซลใน 4 ทิศ $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ และ 135° | 170 |
| รูปที่ 12.7 | การสร้างเมทริกซ์ GLCM โดยใช้ระยะ $d = 1$ พิกเซลใน 4 ทิศ (ก) 0° (ข) 45° (ค) 90° และ (ง) 135° | 171 |
| รูปที่ 12.8 | คำนวณค่า GLRLM ของภาพดิจิทัล ใน 4 ทิศทาง (ก) 0° (ข) 45° (ค) 90° และ (ง) 135° | 174 |

| | | |
|-------------|--|-----|
| รูปที่ 13.1 | ภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่า (ก) เซลล์เม็ดเลือดแดงปกติ (ข)-(ค) สีย้อมที่ติดบนเซลล์เม็ดเลือดแดง (ง) เซลล์ที่สัมผัสและซ้อนทับกัน (จ)-(ฉ) เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดเชื้อร์ยะวงแหวน (ช)-(ซ) เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดเชื้อร์ยะโทรโพซอยต์ | 178 |
| รูปที่ 13.2 | การประมวลผลภาพเพื่อสกัดภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง (ก) เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ถ่ายจากฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่า โดยกล้องไมโครสโคป (ข) ภาพฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าหลังผ่านขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้น (ค) ภาพเม็ดเลือดแดงที่ถูกแยกออกจากภาพพื้นหลังด้วยกระบวนการ local adaptive threshold (ง) ภาพเม็ดเลือดแดงที่ถูกปิดรูโหว่ภายในเซลล์ (จ) ภาพเม็ดเลือดแดงที่ถูกลบพื้นที่ปิดขนาดเล็กจนเหลือเฉพาะส่วนที่เป็นเซลล์ (ฉ) ภาพหลังจากวิธีการแปลงวอเตอร์เชด เพื่อแยกเซลล์ที่ติดหรือซ้อนทับกัน รวมทั้งลบเซลล์ที่อยู่บริเวณขอบภาพ | 181 |
| รูปที่ 13.3 | การจำแนกเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติและเซลล์เม็ดเลือดแดงติดเชื้อร์ยะด้วยวิธี Linear-SVM และ RBF-SVM..... | 183 |
| รูปที่ 13.4 | ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการจำแนกเชื้อร์ยะเชื้อร์ยะพลาสมาโมเดียมฟัลซิพารัมจากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าแบบอัตโนมัติ..... | 184 |
| รูปที่ 13.5 | การออกแบบโมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในบริเวณกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ BMG..... | 186 |
| รูปที่ 13.6 | ผลลัพธ์โมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในบริเวณกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ BMG..... | 187 |
| รูปที่ 13.7 | การเปรียบเทียบระหว่างโมเดล mirror และโมเดลอ้างอิงของเคส D โดยใช้แผนที่การเบี่ยงเบนสีที่อิงจากระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ..... | 190 |
| รูปที่ 13.8 | การเปรียบเทียบระหว่างโมเดล baffle planner และโมเดลอ้างอิงของเคส D โดยใช้แผนที่การเบี่ยงเบนสีที่อิงจากระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ..... | 190 |
| รูปที่ 13.9 | การเปรียบเทียบระหว่างโมเดล BMG และโมเดลอ้างอิงของเคส D โดยใช้แผนที่การเบี่ยงเบนสีที่อิงจากระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ..... | 190 |

สารบัญตาราง

| | |
|--|-----|
| ตารางที่ 1.1 ความเข้มข้นของโซเดียม โปแตสเซียม และคลอไรด์ไอออนที่เยื่อหุ้มเซลล์ด้านนอกและด้านในเซลล์ประสาทในสภาวะพัก..... | 2 |
| ตารางที่ 1.2 ศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ | 9 |
| ตารางที่ 2.1 ตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์พื้นฐาน | 18 |
| ตารางที่ 2.2 คำสั่งทางคณิตศาสตร์พื้นฐาน..... | 18 |
| ตารางที่ 2.3 คำสั่งการแสดงกราฟลักษณะต่าง ๆ..... | 21 |
| ตารางที่ 6.1 เปรียบเทียบผลการจำแนกข้อมูลเสียงพูดของอาสาสมัครชายจากสามภูมิภาค..... | 81 |
| ตารางที่ 6.2 เปรียบเทียบผลการจำแนกข้อมูลเสียงพูดของอาสาสมัครหญิงจากสามภูมิภาค..... | 81 |
| ตารางที่ 6.3 เปรียบเทียบผลการจำแนกข้อมูลเสียงพูดของอาสาสมัครชายและหญิง..... | 82 |
| ตารางที่ 7.1 ความเร็วและสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นเสียงในอวัยวะต่าง ๆ ในร่างกาย..... | 93 |
| ตารางที่ 7.2 เปรียบเทียบเวลาผ่อนคลายของภาพถ่วงน้ำหนัก T1, T2 และ FLAIR..... | 102 |
| ตารางที่ 8.1 รูปแบบไฟล์ภาพทางการแพทย์..... | 107 |
| ตารางที่ 8.2 ฟังก์ชันพื้นฐานสำหรับการประมวลผลภาพ | 110 |
| ตารางที่ 9.1 การคำนวณค่าฮิสโทแกรมอิกวอไลเซชัน | 125 |
| ตารางที่ 11.1 จำนวนระยะทางจากจุดข้อมูลกับจุดศูนย์กลางเริ่มต้น | 159 |
| ตารางที่ 11.2 จำนวนระยะทางจากจุดข้อมูลกับจุดศูนย์กลางใหม่..... | 160 |
| ตารางที่ 13.1 คุณลักษณะเด่นที่คัดเลือกด้วยวิธี (1) mRMR และ SFS (2) mRMR และ SBS | 182 |
| ตารางที่ 13.2 เปรียบเทียบค่าความถูกต้องของการจำแนกเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม..... | 183 |
| ตารางที่ 13.3 เปรียบเทียบค่าความไวของการจำแนกเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม..... | 183 |
| ตารางที่ 13.4 เปรียบเทียบค่าความจำเพาะของการจำแนกเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม..... | 183 |
| ตารางที่ 13.5 เปรียบเทียบพื้นที่ผิวและปริมาตรของโมเดลด้วยเทคนิค mirror, baffle planner, BMG และโมเดลอ้างอิงความคลาดเคลื่อนในพื้นที่ผิวและปริมาตรของโมเดลที่ออกแบบไว้เทียบกับโมเดลอ้างอิง | 188 |
| ตารางที่ 13.6 เปรียบเทียบความถูกต้อง ความแม่นยำ ความไว ความจำเพาะ Dice coefficient และ Hausdorff distance ของโมเดลที่ออกแบบด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ BMG | 189 |

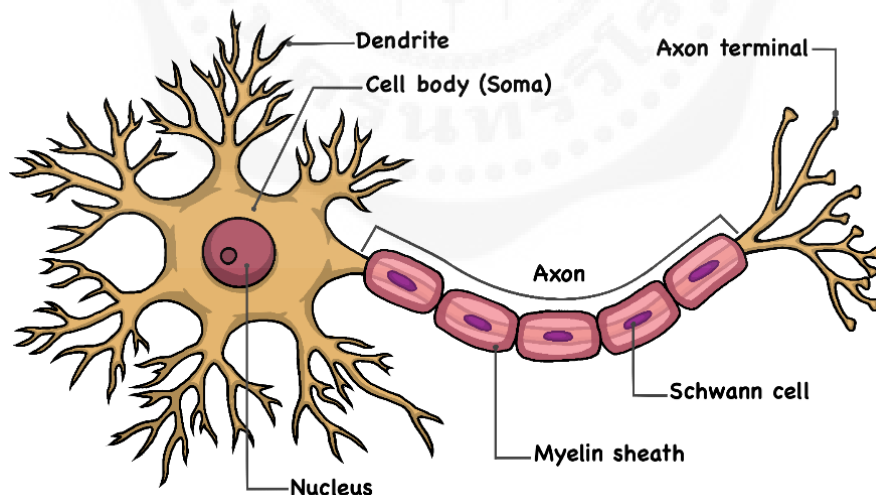
บทที่ 1

การบันทึกสัญญาณทางการแพทย์

Medical Signal Acquisition

1.1 บทนำ

เซลล์ประสาทในร่างกายมนุษย์มีบทบาทสำคัญในการประมวลผลและรับส่งข้อมูล โดยผ่านสัญญาณเคมีไฟฟ้า (electrochemical signal) หรือที่เรียกว่ากระแสประสาท ซึ่งเป็นสัญญาณไฟฟ้าและสารเคมีต่าง ๆ ที่ใช้ควบคุมการทำงานของร่างกายให้มีความสมดุล การส่งสัญญาณนี้อาศัยการแพร่ของอนุภาคไอออน เช่น โซเดียมไอออน (Na^+) โพแทสเซียมไอออน (K^+) และคลอไรด์ไอออน (Cl^-) ผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ (cell membrane) โครงสร้างของเซลล์ประสาทประกอบด้วยสองส่วนหลัก (รูปที่ 1.1) คือ ตัวเซลล์ (cell body) ซึ่งเป็นแหล่งสร้างสารสื่อประสาทและใยประสาท (nerve fiber) ที่ทำหน้าที่ส่งกระแสประสาทไปยังเซลล์ประสาทต่าง ๆ ซึ่งตัวเซลล์นี้มีนิวเคลียส (nucleus) และไซโทพลาซึม (cytoplasm) เป็นองค์ประกอบหลัก ส่วนใยประสาทมีเดนไดรต์ (dendrite) ที่รับสัญญาณจากเซลล์ประสาทอื่น และแอกซอน (axon) ที่ส่งสัญญาณไฟฟ้าไปยังเซลล์ประสาทอื่น โดยถูกห่อหุ้มด้วยเยื่อไมอีลิน (myelin sheath) เพื่อป้องกันการสูญเสียสัญญาณไฟฟ้าและช่วยเพิ่มความเร็วในการส่งกระแสประสาท



รูปที่ 1.1 ส่วนประกอบของเซลล์ประสาทประกอบด้วยตัวเซลล์ ซึ่งมีนิวเคลียสและไซโทพลาซึม ส่วนแขนงประกอบด้วยเดนไดรต์และแอกซอน รวมถึงเยื่อไมอีลิน ซึ่งเป็นเยื่อหุ้มเซลล์ประสาท

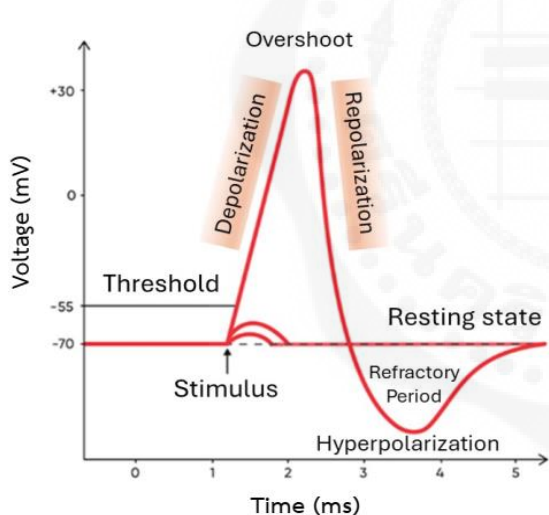
(ปรับจาก John Wiley & Sons, Inc., 2000)

โดยปกติแล้วเซลล์ประสาทในสภาวะพัก (resting stage) จะต้านทานการส่งผ่านไอออน เพื่อคงความสมดุลของความเข้มข้นและศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ โดยที่ด้านนอกเยื่อหุ้มเซลล์จะมีความเข้มข้นของโซเดียมไอออนกับ

คลอไรด์ไอออนสูง และมีโพแทสเซียมไอออนต่ำเมื่อเปรียบเทียบกับความเข้มข้นภายในเซลล์ ดังแสดงในตารางที่ 1.1 ในระยะพักของเซลล์ประสาทเป็นระยะที่มีขั้ว (polarization) จะมีศักย์ไฟฟ้าต่างกันระหว่างด้านตรงกันข้ามของเยื่อหุ้มเซลล์อยู่ประมาณ -70 มิลลิโวลต์ ซึ่งหมายความว่าภายในเซลล์มีค่าศักย์ไฟฟ้าต่ำกว่าภายนอกเซลล์อยู่ประมาณ 70 มิลลิโวลต์ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของสภาวะแวดล้อมทั้งภายในและภายนอกร่างกาย เซลล์ประสาทขณะพักได้รับแรงกระตุ้นถึงระดับเรชโฮลด์ (threshold stimuli) หรือสูงกว่า เซลล์ประสาทจะทำการสร้างศักย์ไฟฟ้าหรือศักยะงาน (action potential) ดังแสดงในรูปที่ 1.2

ตารางที่ 1.1 ความเข้มข้นของโซเดียม โพแทสเซียม และคลอไรด์ไอออนที่เยื่อหุ้มเซลล์ด้านนอกและด้านในเซลล์ประสาทในสภาวะพัก

| อนุภาคไอออน | ความเข้มข้นของโซเดียม โพแทสเซียม และคลอไรด์ไอออนด้านนอกและด้านในเซลล์ประสาทในสภาวะพัก (มิลลิโมลต่อลิตร: mmol/L) | |
|-------------|---|---------|
| | ด้านใน | ด้านนอก |
| Na+ | 15 | 145 |
| K+ | 150 | 5 |
| Cl- | 9 | 120 |
| Other | 156 | 30 |



รูปที่ 1.2 การสร้างศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้นเมื่อแรงกระตุ้นถึงระดับเรชโฮลด์ ทำให้เกิดการเพิ่มศักย์ไฟฟ้าหรือดีโพลาไรเซชัน เมื่อศักย์ไฟฟ้าเพิ่มขึ้นเกินกว่าค่าปกติหรือโอเวอร์ชูต จึงเกิดการกลับสู่สภาวะค่าศักย์ไฟฟ้าปกติ เมื่อผ่านระยะรีโพลาไรเซชัน ค่าศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะต่ำกว่าค่าศักย์ไฟฟ้าปกติหรือไฮเปอร์โพลาไรเซชัน เมื่อกระบวนการทั้งหมดเสร็จสิ้น เซลล์จึงเข้าสู่สภาวะพัก (ปรับจาก ScienceFacts.net, 2024, <https://www.sciencefacts.net/action-potential.html>)

กระบวนการสร้างศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้นจากการเกิดดีโพลาไรเซชัน (depolarization) ซึ่งเป็นการเพิ่มศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เนื่องจากการไหลเข้าของโซเดียมไอออนผ่านช่องไอออน ส่งผลให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์กลายเป็นบวกมากขึ้น เมื่อศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นเกินค่าปกติ เรียกว่า โอเวอร์ชูต (overshoot) จะเกิดกระบวนการรีโพลาไรเซชัน (repolarization) ซึ่งเป็นการลดศักย์ไฟฟ้ากลับสู่ค่าปกติ โดยช่องโพแทสเซียมไอออนจะเปิดออกและโพแทสเซียมไอออนไหลออกจากเซลล์ ส่งผลให้ศักย์ไฟฟ้าลดลงต่ำกว่าค่าปกติ ในระยะนี้เรียกว่า ไฮเปอร์โพลาไรเซชัน (hyperpolarization) เมื่อกระบวนการดังกล่าวเสร็จสิ้น เซลล์จะเข้าสู่สภาวะพัก (resting state) ซึ่งศักย์ไฟฟ้าจะกลับมาสู่ระดับปกติ และส่งกระแสประสาทไปยังเซลล์ต่าง ๆ ในร่างกาย ทำให้เกิดการตอบสนองต่อสิ่งเร้าหรือสิ่งกระตุ้นนั้น ๆ

สัญญาณจากร่างกายมนุษย์ที่นำมาใช้ศึกษามีทั้งสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากการทำงานของกล้ามเนื้อ หัวใจ กระเพาะอาหาร ดวงตา และสมอง ซึ่งเกิดจากการสื่อสารกันระหว่างเซลล์ประสาทสมอง สัญญาณเหล่านี้สามารถนำมาประยุกต์ใช้กับงานได้หลากหลายทั้งด้านการแพทย์ อุตสาหกรรม และเกษตรกรรม ในทางการแพทย์ การบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าในร่างกาย สามารถช่วยแพทย์ในการวินิจฉัยโรคหรือระบุความผิดปกติของระบบต่าง ๆ ภายในร่างกายได้อย่างแม่นยำ เช่น

- อิเล็กโทรไมโอแกรม (Electromyogram: EMG) คือ การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม (Electrocardiogram: ECG) คือ การบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ
- โฟโนคาร์ดิโอแกรม (Phonocardiogram: PCG) คือ การบันทึกเสียงเต้นของหัวใจ
- อิเล็กโทรนิวโรแกรม (Electroneurogram: ENG) คือ การบันทึกสัญญาณประสาทไฟฟ้า
- อิเล็กโทรเอนเซฟาโลแกรม (Electroencephalogram: EEG) คือ การบันทึกสัญญาณไฟฟ้าสมอง
- อิเล็กโทรกาสโตรแกรม (Electrogastrogram: EGG) คือ การบันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกระเพาะอาหาร
- อิเล็กโทรอคูโลแกรม (Electrooculogram: EOG) คือ การบันทึกสัญญาณไฟฟ้าของดวงตา

สัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้ยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในสาขาต่าง ๆ เช่น ในอุตสาหกรรมและเกษตรกรรม สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสามารถใช้ควบคุมเครื่องจักรหรือหุ่นยนต์ผ่านระบบ Human-Machine Interface (HMI) เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานและความปลอดภัย รวมทั้งลดความเมื่อยล้าและการบาดเจ็บจากการใช้อุปกรณ์โดยตรง ผู้เรียนสามารถนำความรู้ไปประยุกต์ใช้ในสาขาที่สนใจ ส่วนในบทนี้เราจะศึกษาสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากร่างกายมนุษย์ 3 ชนิด ได้แก่ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณไฟฟ้าสมอง

1.2 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

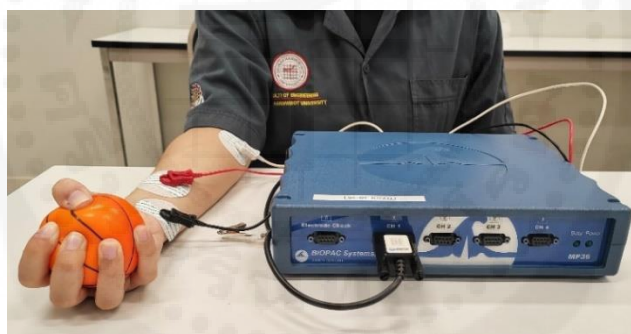
กล้ามเนื้อในร่างกายแบ่งตามโครงสร้างและลักษณะการทำงานเป็นสามประเภท คือ กล้ามเนื้อหัวใจ (cardiac muscle หรือ heart muscle) กล้ามเนื้อเรียบ (smooth muscle) และกล้ามเนื้อโครงร่าง (skeletal muscle) กล้ามเนื้อโครงร่างหรือกล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อส่วนใหญ่ของร่างกาย พบในกล้ามเนื้อโครงร่างในร่างกายที่เกาะอยู่กับกระดูก ทำหน้าที่สำคัญต่อการเคลื่อนไหวของร่างกาย กล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อที่ทำงานภายในอำนาจจิตใจ (voluntary muscle) ควบคุมโดยระบบประสาทส่วนกลาง (central nervous system)

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography: EMG) เป็นกระบวนการในการบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อเมื่อกำลังกล้ามเนื้อทำงานหรืออยู่ในสภาวะพัก โดยทั่วไปการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะพิจารณาจาก 3 สภาวะ ได้แก่ 1) ขณะเคลื่อนไหว (insertional activity) 2) ขณะพัก (spontaneous activity) และ 3) ขณะออกแรงใช้กล้ามเนื้อหรือกล้ามเนื้อหดตัวสูงสุด (voluntary activity) ข้อมูลที่ได้จากการบันทึก คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เรียกว่า electromyogram (EMG) ซึ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนี้เกิดจากการทำงานของ motor unit (motor unit ประกอบด้วยเซลล์ประสาทสั่งการ (motor neuron) และเส้นใยกล้ามเนื้อ (muscle fibers) ตั้งแต่หนึ่งถึงหลายเส้น) เพื่อควบคุมการหดและคลายตัวของ

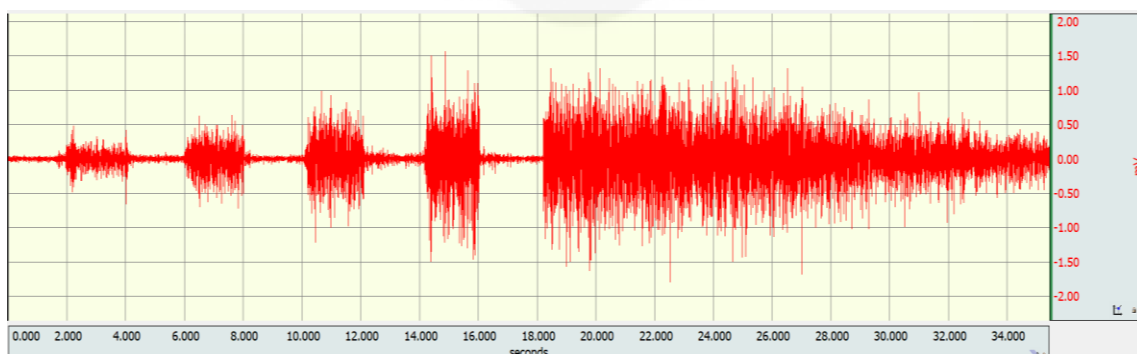
กล้ามเนื้อ เซลล์ประสาทสั่งการที่อยู่บริเวณไขสันหลังใช้ควบคุมการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อแขน ขา ลำตัว ส่วนที่อยู่บริเวณก้านสมองใช้ควบคุมการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อศีรษะและคอ

ในทางการแพทย์ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีความสำคัญในการวินิจฉัยและติดตามการรักษาโรคต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อและระบบประสาท เช่น 1. โรคพาร์กินสัน (Parkinson's Disease) ใช้ EMG ในการตรวจสอบการทำงานของกล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติ 2. โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง (myasthenia gravis) ใช้ EMG ตรวจสอบการตอบสนองของกล้ามเนื้อต่อการกระตุ้นของเส้นประสาท 3. การบาดเจ็บของเส้นประสาท (nerve injury) ใช้ EMG ในการติดตามการฟื้นตัวของเส้นประสาทหลังการบาดเจ็บ และติดตามพัฒนาการของผู้ป่วยที่ทำการฝึกฝนกล้ามเนื้อหลังรับการฟื้นฟู นอกจากนี้ยังสามารถประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้าในงานวิจัยและเทคโนโลยีทางการแพทย์ เช่น การศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อในสภาวะต่างๆ และการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเหลือการเคลื่อนไหว เช่น การควบคุมแขนเทียม/ขาเทียม (Fleming A. et al. 2021)

การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระดับพื้นผิว เริ่มต้นจากการทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่ต้องการวัดสัญญาณไฟฟ้า แล้วจึงติดอิเล็กโทรดสามขั้วคือ ขั้วบวก ขั้วลบและกราวด์ ที่ผิวหนังบริเวณที่ต้องการวัด เช่น แขน ขา หรือส่วนอื่น ๆ ของร่างกาย เช่น ในรูปที่ 1.3 (ก) แสดงการติดอิเล็กโทรดบริเวณแขนขวาเพื่อวัดสัญญาณไฟฟ้าขณะกล้ามเนื้อหดและคลายตัว สัญญาณที่บันทึกได้จะมีค่าแอมพลิจูด (amplitude) และความถี่ (frequency) แตกต่างกันตามความแรงในการยืดหดของกล้ามเนื้อ ดังแสดงในรูปที่ 1.3 (ข)



(ก) การติดอิเล็กโทรดเพื่อวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



(ข) การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยมีการบีบและคลายตัวด้วยความแรงที่แตกต่างกัน

รูปที่ 1.3 การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในขณะที่บีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อด้วยความแรงที่แตกต่างกัน (ที่มา: BIOPAC Student Lab@ ELECTROMYOGRAPHY)

1.3 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะกล้ามเนื้อ มีหน้าที่สำคัญในการสูบฉีดเลือดไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย กระบวนการทำงานของหัวใจเริ่มจากการรับเลือดที่มีออกซิเจนน้อยจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเข้าสู่หัวใจ จากนั้นส่งเลือดไปยังปอดเพื่อพอกเอาก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ออกและเติมออกซิเจน เมื่อเลือดได้รับการพอกแล้ว หัวใจจะสูบฉีดเลือดที่มีออกซิเจนกลับไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย กล้ามเนื้อหัวใจ ทำงานโดยอัตโนมัติหรือเรียกว่าเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่นอกอำนาจจิตใจ (involuntary muscle) หมายความว่าการทำงานของหัวใจไม่ได้รับการควบคุมโดยความตั้งใจหรือสั่งการจากจิตใจของเรา เช่นเดียวกับกล้ามเนื้อเรียบ ซึ่งพบที่อวัยวะภายในของร่างกาย เช่น หลอดอาหาร กระเพาะอาหาร หลอดเลือด กระเพาะปัสสาวะ มดลูก และไต กล้ามเนื้อเหล่านี้ทำงานโดยอัตโนมัติเพื่อรักษาการทำงานที่จำเป็นของร่างกายอย่างต่อเนื่อง

อัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจร เป็นตัวบ่งชี้สำคัญถึงสภาวะสุขภาพของหัวใจและระบบหมุนเวียนเลือด สำหรับคนปกติทั่วไปในสภาวะพัก อัตราการเต้นของหัวใจจะอยู่ที่ประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามกิจกรรมที่ทำ สภาวะร่างกาย และปัจจัยต่าง ๆ เช่น การออกกำลังกาย อารมณ์ และอาหาร

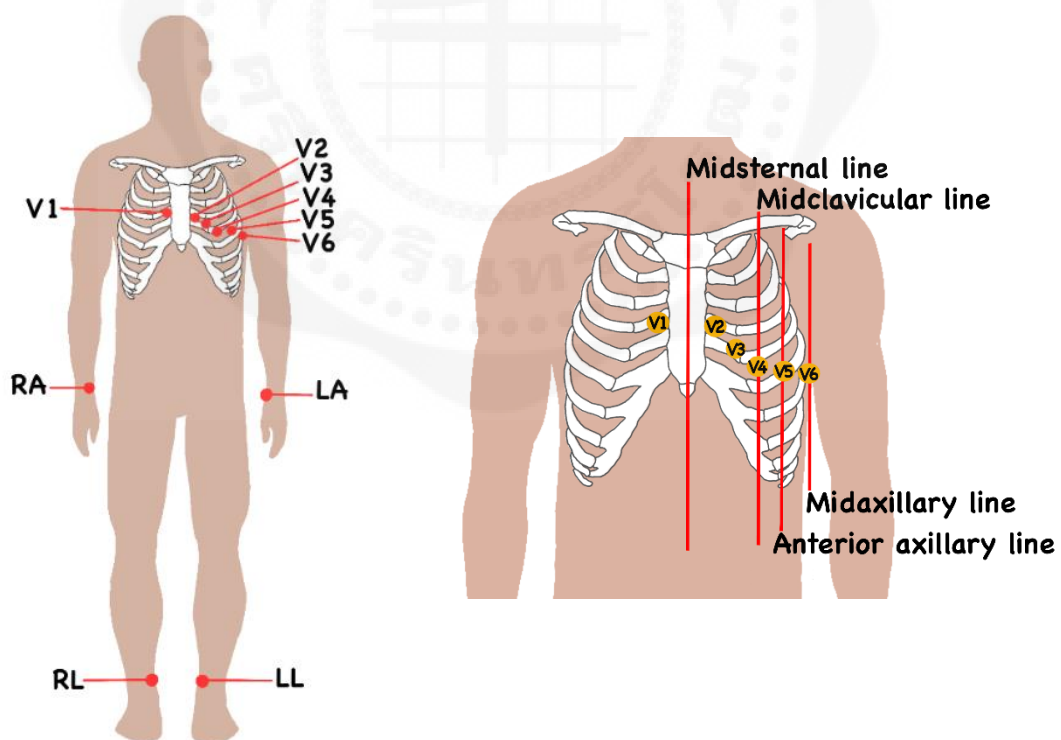
1.3.1 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของหัวใจอาศัยการกระตุ้นของไฟฟ้าแบบอัตโนมัติ โดยเริ่มจากหัวใจห้องบน ซึ่งมีจุดกำเนิดไฟฟ้าที่เรียกว่า sinoatrial node (SA node) จะส่งกระแสไฟฟ้าไปตามจุดต่าง ๆ ของหัวใจ และเคลื่อนไปยัง atrioventricular node (AV node) ทำให้เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และทำให้เกิดการบีบและคลายตัวหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram: ECG) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าที่ผิวหนังของร่างกายซึ่งเกิดจากการตีโพลาไรเซชัน (กล้ามเนื้อหัวใจหดตัว) และรีโพลาไรเซชัน (กล้ามเนื้อหัวใจคลายตัว) ของกระแสไฟฟ้าที่กล้ามเนื้อหัวใจ โดยสามารถวัดสัญญาณไฟฟ้านี้ได้โดยการวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งมาตรฐานสากลบนผิวหนังบริเวณหน้าอก แขนและขา ดังแสดงในรูปที่ 1.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถบันทึกได้ 12 ช่องสัญญาณหรือลีด (lead) โดยแบ่งเป็น 6 ลีดจากแขนขา (limb leads) และ 6 ลีดจากทรวงอก (precordial leads) และสามารถแบ่งตามตำแหน่งที่วางและชนิดของขั้วไฟฟ้าได้เป็น 3 ประเภทดังนี้คือ

1. การต่อขั้วไฟฟ้าจากแขนขาแบบมาตรฐาน (standard limb leads) หรือการต่อขั้วไฟฟ้าจากแขนขาแบบสองขั้ว (bipolar limb leads) คือการวางอิเล็กโทรดระหว่าง 2 จุดไว้บนแขนและขา สามารถวัดสัญญาณได้ 3 ลีดคือ

- Lead I (L1) วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวา (RA) เป็นขั้วลบ และแขนซ้าย (LA) เป็นขั้วบวก
- Lead II (L2) วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวา (RA) เป็นขั้วลบ และขาซ้าย (LL) เป็นขั้วบวก
- Lead III (L3) วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้าย (LA) เป็นขั้วลบ และขาซ้าย (LL) เป็นขั้วบวก

2. การต่อขั้วไฟฟ้าจากแขนขาแบบขั้วเดียว (unipolar limb leads) หรือการต่อขั้วไฟฟ้าแบบขยายสัญญาณ (augmented leads) คือการวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งมาตรฐานบนแขนและขา คล้ายกับการวางใน standard limb leads แต่เพิ่มการขยายสัญญาณ สามารถวัดสัญญาณได้ 3 ลีด คือ
 - aVR วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนขวาเทียบกับจุดศูนย์กลาง
 - aVL วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายเทียบกับจุดศูนย์กลาง
 - aVF วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้ายเทียบกับจุดศูนย์กลาง
3. การต่อขั้วไฟฟ้าที่ทรวงอก (chest leads) หรือการต่อขั้วไฟฟ้าที่หน้าอก (precordial leads) คือ V1, V2, V3, V4, V5, V6
 - V1 วัดที่ช่องซี่โครงที่ 4 ด้านขวาของกระดูกสันอก (sternum)
 - V2 วัดที่ช่องซี่โครงที่ 4 ด้านซ้ายของกระดูกสันอก
 - V3 วัดที่กึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4
 - V4 วัดที่ช่องซี่โครงที่ 5 แนวกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าซ้าย (midclavicular line)
 - V5 วัดที่ระดับเดียวกับ V4 แนวเส้นรักแร้ด้านหน้า (anterior axillary line)
 - V6 วัดที่ระดับเดียวกับ V4 แนวเส้นรักแร้กลาง (midaxillary line)



รูปที่ 1.4 การวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งมาตรฐานเพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ปรับจาก (1) Jaken Medical Inc., 2019, <https://jakenmedical.com/blog/12lead-resting-ekg-electrode-placement/>)

(2) EMTRESOURCE.COM, 2014, <https://emtresource.com/resources/ecg/12-lead-ecg-placement/>)

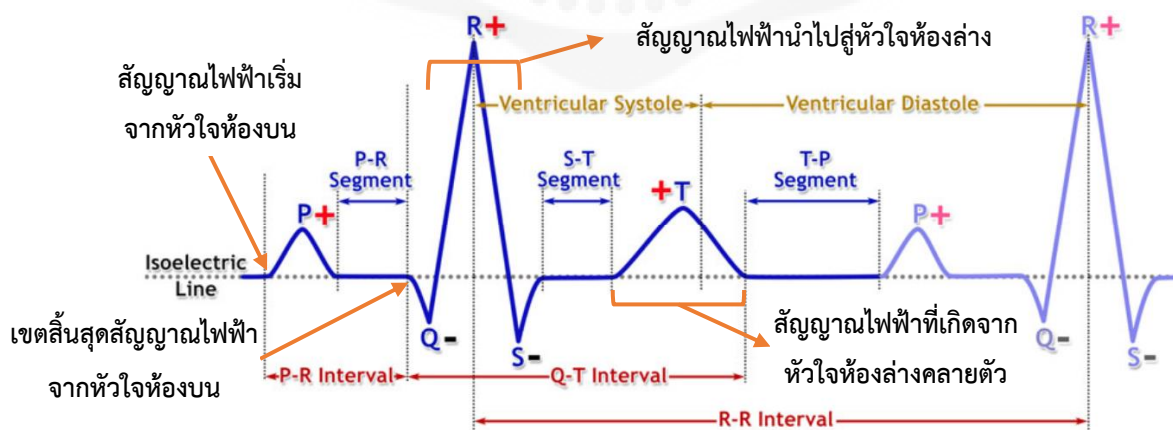
ในทางการแพทย์ การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเครื่องมือสำคัญที่ช่วยในการประเมินและติดตามสภาพการทำงานของหัวใจ สามารถให้ข้อมูลเกี่ยวกับอัตราการเต้นของหัวใจและรูปแบบการเต้นของหัวใจ เช่น ภาวะการเต้นที่ปกติ (normal sinus rhythm) การเต้นเร็ว (tachycardia) และการเต้นช้า (bradycardia) ดังแสดงในรูปที่ 1.5 นอกจากนี้ยังสามารถให้ข้อมูลเกี่ยวกับความสัมพันธ์ในการทำงานของห้องหัวใจแต่ละส่วน การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังมีบทบาทสำคัญในการวินิจฉัยโรคและภาวะทางหัวใจต่าง ๆ เช่น กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (myocardial ischemia) กล้ามเนื้อหัวใจหนาผิดปกติ (hypertrophic cardiomyopathy) หัวใจเต้นผิดจังหวะ (arrhythmias) หลอดเลือดหัวใจตีบ (coronary artery disease) และเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ (pericarditis) เป็นต้น



รูปที่ 1.5 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงถึงการเต้นของหัวใจปกติ หัวใจเต้นเร็ว และหัวใจเต้นช้า

1.3.2 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟจากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วย คลื่นย่อย (wave) เส้นเชื่อมต่อ (segment) ช่วงระหว่างคลื่นและเส้นเชื่อมต่อ (interval) ดังแสดงในรูปที่ 1.6 และส่วนต่าง ๆ ในกราฟมีความหมายดังต่อไปนี้



รูปที่ 1.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

(ปรับจาก BIOPAC Student Lab® ELECTROCARDIOGRAPHY)

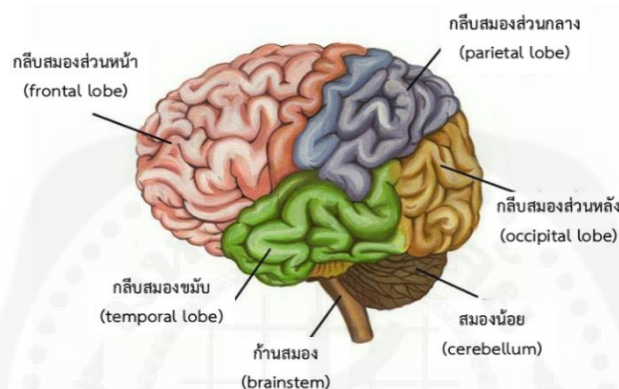
- Segment เป็นเส้นที่ทำหน้าที่เชื่อมต่อ wave หรือ complex เข้าด้วยกัน ได้แก่ P-R segment, S-T segment และ T-P segment
- Interval ประกอบด้วย segment และ wave เข้าด้วยกัน ได้แก่ P-R interval, Q-T interval และ R-R interval
- Isoelectric line หรือ isometric line เป็นเส้นที่ใช้เป็นพื้นฐานในการวัดความสูงของคลื่นต่าง ๆ
- P wave เกิดจาก SA node ส่งกระแสสมากระตุ้นที่หัวใจห้องบนขวา (right atrium) และหัวใจห้องบนซ้าย (left atrium) เกิดดีโพลาไรเซชันขึ้นที่หัวใจห้องบนซ้ายและขวา หัวใจห้องบนทั้งสองข้างจึงบีบตัว
- P-R interval เป็นระยะทางที่เริ่มจาก SA node ส่งคลื่นไฟฟ้ามากระตุ้นที่หัวใจห้องบน เกิดดีโพลาไรเซชัน จากนั้นลงสู่ AV node, Bundle of his, Bundle branch และ Purkinje fiber
- QRS complex เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง (ventricle) ซ้ายและขวา เกิดก่อนที่หัวใจห้องล่างสองข้างจะบีบตัว
- T wave เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง
- S-T segment เป็นการเริ่ม ventricle repolarization นับจากจุดสิ้นสุดของ QRS complex จุดต่อตรงนี้เรียกว่า j point ไปจนถึงจุดเริ่มต้น T wave
- Q-T interval เป็นระยะเวลาของทั้งดีโพลาไรเซชัน และรีโพลาไรเซชันรวมกันวัดตั้งแต่เริ่ม QRS complex ไปจนถึงสิ้นสุด T wave
- U wave มีขนาดเล็กโค้งกลมตามหลัง T wave ส่วนใหญ่เห็นชัดใน lead V2 – V3 มีทิศทางไปทางเดียวกับ T wave แต่บางครั้ง U wave อาจไม่ปรากฏหรือมีขนาดเล็กมาก

1.4 สัญญาณไฟฟ้าสมอง

สมองเป็นส่วนสำคัญในร่างกาย มีหน้าที่ควบคุมและสั่งการต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น การเต้นของหัวใจ การขยับส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย การเรียนรู้ การจดจำและการรับรู้อารมณ์ ในส่วนของสมองใหญ่หรือซีรีบรัม (cerebrum) เป็นส่วนที่ใหญ่ที่สุดของสมองประกอบด้วยเนื้อสมองสีเทา (gray matter) ที่อยู่ด้านนอก และเนื้อสมองสีขาว (white matter) ที่อยู่ด้านใน ในทางกายวิภาค สมองแบ่งออกเป็น 2 ซีก คือ ซีกซ้าย (left hemisphere) และซีกขวา (right hemisphere) ซึ่งทำหน้าที่แตกต่างกัน เช่น ซีกซ้ายเป็นศูนย์กลางการประมวลผลภาษา การวิเคราะห์และการใช้เหตุผล และการควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อในร่างกายด้านขวา ส่วนซีกขวามีบทบาทในด้านความคิดสร้างสรรค์และศิลปะ การรับรู้เชิงพื้นที่ และการควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อในร่างกายด้านซ้าย อย่างไรก็ตามทั้งสองซีกทำงานร่วมกันอย่างต่อเนื่องผ่านโครงสร้างที่เรียกว่า คอร์ปัสคัลโลซัม (corpus callosum) ในสมองแต่ละซีกแบ่งออกเป็น 4 ส่วน ดังแสดงในรูปที่ 1.7 ซึ่งทำหน้าที่แตกต่างกัน ดังนี้คือ

- กลีบสมองส่วนหน้า (frontal lobe) ทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหว การออกเสียง ความคิด ความจำ สติปัญญา การตัดสินใจ การควบคุมอารมณ์ และการบริหารจัดการ (executive functions)

- กีบสมองส่วนที่อยู่ด้านข้าง หรือกิีบสมองขมับ หรือเทมโพรอล (temporal lobe) ทำหน้าที่ควบคุม การได้ยิน การดมกลิ่น ความจำ การรับรู้วัตถุ การเข้าใจภาษา การพูด การฟัง และการประมวลผลด้าน ศิลปะและดนตรี
- กีบสมองส่วนหลังหรืออกซิปิทัล (occipital lobe) ทำหน้าที่ควบคุมการมองเห็น การรับรู้ภาพ และ การประมวลผลภาพ
- กีบสมองส่วนกลางหรือพาโรเอทัล (parietal lobe) ทำหน้าที่ควบคุมความรู้สึกด้านการสัมผัส การรับ รส และการประมวลผลข้อมูลทางประสาทสัมผัสอื่น ๆ เช่น การรับรู้พื้นที่และการประสานงานการ เคลื่อนไหว นอกจากนี้ยังมีบทบาทในการรับรู้และแปลข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับตัวเลขและการคำนวณ (numerical and mathematical processing) (Park et al., 2013)



รูปที่ 1.7 ส่วนประกอบหลักของสมองและกิีบของสมอง

(ปรับจาก OKMD สำนักงานบริหารและพัฒนาองค์ความรู้ (องค์การมหาชน), 2560, <https://www.okmd.or.th/bbl/articles/242/>)

1.4.1 การวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง

การวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง (electroencephalography: EEG) คือ กระบวนการในการวัดและบันทึก คลื่นไฟฟ้าสมองหรือคลื่นสมอง โดยวัดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าบริเวณเปลือกสมอง (cerebral cortex) ที่ บริเวณหนังศีรษะ เมื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าสมอง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ศักย์ไฟฟ้าของ สัญญาณไฟฟ้าสมอง มีขนาดน้อยกว่าเมื่อเทียบกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังแสดงใน ตารางที่ 1.2

ตารางที่ 1.2 ศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ

| ชนิดของสัญญาณไฟฟ้า | ศักย์ไฟฟ้า (mV) | ความถี่ตอบสนอง (Hz) |
|--------------------|-----------------|---------------------|
| สมอง (EEG) | 0.001-0.10 | 0.02-100 |
| หัวใจ (ECG, EKG) | 0.02-3.0 | 0.1-30 |
| กล้ามเนื้อ (EMG) | 0.003-5.0 | 2-10,000 |

(ที่มา: Goodgold & Eberstein, 1972)

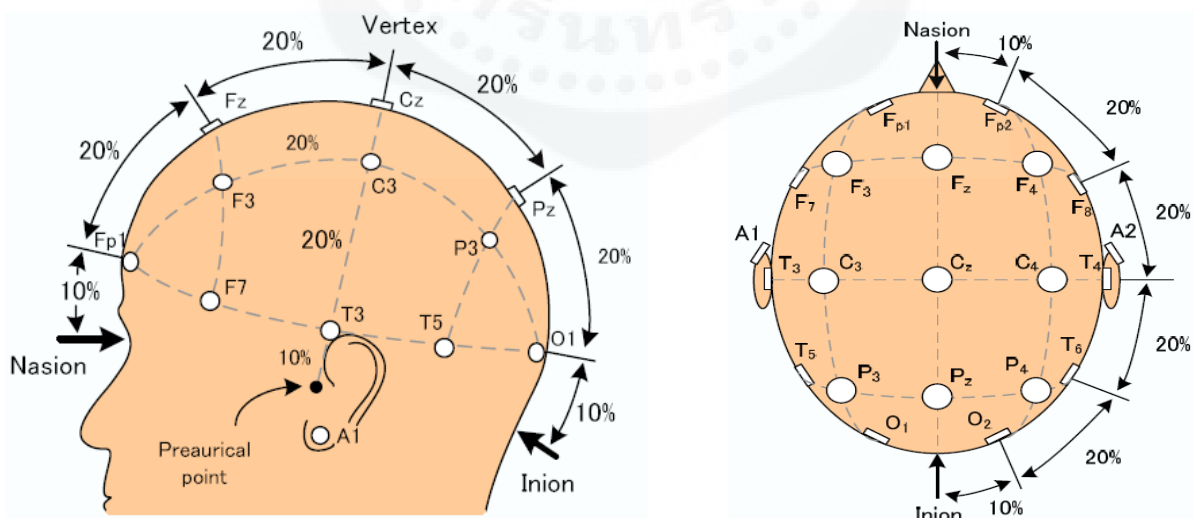
การเตรียมความพร้อมในการวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง ควรทำความสะอาดหนังศีรษะ โดยสระผมและไม่ใส่ครีม นวด น้ำมัน สเปรย์ หรือมูสแต่งผมต่าง ๆ เพราะสารเหล่านี้จะเพิ่มความต้านทานในการวัดสัญญาณ นอกจากนี้ การใช้ไอโซโพรพิลแอลกอฮอล์ (isopropyl alcohol) เช็ดทำความสะอาดหนังศีรษะก่อนติดอิเล็กโทรด ก็จะช่วยลดความต้านทานจากความมันของหนังศีรษะได้ การติดอิเล็กโทรดที่บริเวณหนังศีรษะสามารถทำได้โดยใช้ระบบมาตรฐานนานาชาติ 10-20 (10-20 international system) โดยค่า 10 และ 20 นั้นหมายถึงสัดส่วนของระยะห่างระหว่างจุดที่ติดอิเล็กโทรด ซึ่งคิดเป็น 10% และ 20% ของระยะจากจุดที่เลือกตามแนวศีรษะด้านหน้าไปด้านหลัง และจากด้านซ้ายไปด้านขวา สัญลักษณ์ย่อของอิเล็กโทรดแต่ละบริเวณสมองแทนด้วย:

- FP (Frontal Pole): บริเวณขั้วหน้าสุดของสมอง
- F (Frontal Lobe): บริเวณกลีบสมองส่วนหน้า
- T (Temporal Lobe): บริเวณกลีบสมองส่วนข้าง
- P (Parietal Lobe): บริเวณกลีบสมองส่วนกลาง
- O (Occipital Lobe): บริเวณกลีบสมองส่วนหลัง
- C (Central): บริเวณกลางศีรษะหรือบริเวณสมองส่วนกลาง

ระบบการตั้งชื่ออิเล็กโทรดนี้เป็นส่วนหนึ่งของระบบมาตรฐานนานาชาติ 10-20 ที่ใช้ในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) ดังแสดงในรูปที่ 1.8 โดยมีหลักการดังนี้:

- อิเล็กโทรดที่ติดบนศีรษะด้านซ้ายจะใช้เลขคี่ เช่น F3, T3, P3, O1
- อิเล็กโทรดที่ติดบนศีรษะด้านขวาจะใช้เลขคู่ เช่น F4, T4, P4, O2
- อิเล็กโทรดที่ติดบริเวณกึ่งกลางจะใช้อักษร 'z' เช่น Fz, Cz, Pz

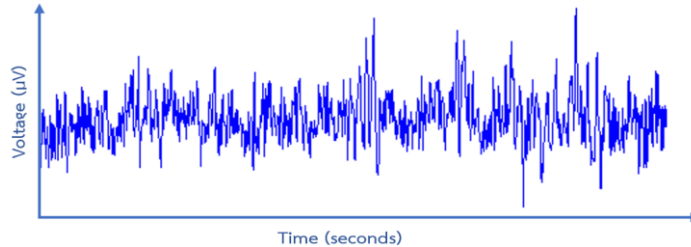
ระบบนี้ช่วยให้สามารถระบุตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนหนังศีรษะได้อย่างชัดเจนและเป็นมาตรฐานในการศึกษาคลื่นไฟฟ้าสมอง



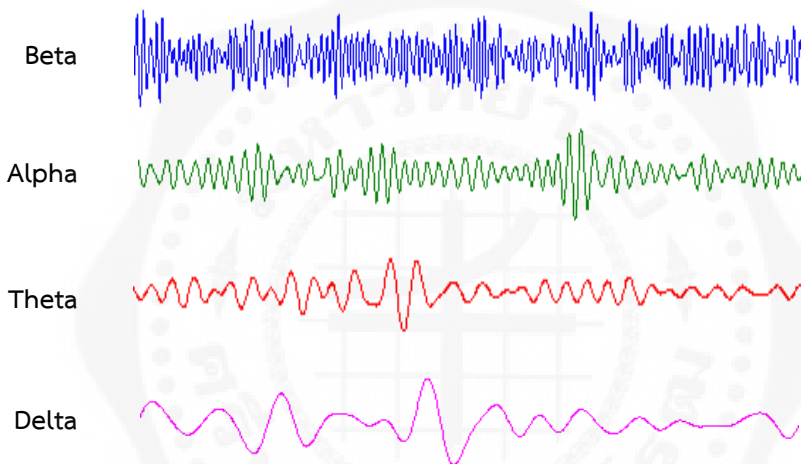
รูปที่ 1.8 การติดอิเล็กโทรดตามระบบมาตรฐานนานาชาติ 10-20 (ที่มา: Morley et al., 2016)

1.4.2 ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าสมอง

คลื่นไฟฟ้าสมองนี้มีแอมพลิจูดระดับไมโครโวลต์ (รูปที่ 1.9) และมีความถี่หลายองค์ประกอบ โดยทั่วไปคลื่นไฟฟ้าสมองถูกแบ่งออกเป็นหลายชนิด ได้แก่ คลื่นเดลตา (delta waves) คลื่นทีตา (theta waves) คลื่นแอลฟา (alpha waves) คลื่นบีตา (beta waves) และคลื่นแกมมา (gamma waves) ซึ่งมีความแตกต่างกันทั้งในด้านแอมพลิจูดและความถี่ (รูปที่ 1.10)



รูปที่ 1.9 คลื่นไฟฟ้าสมอง



รูปที่ 1.10 คลื่นไฟฟ้าสมองแต่ละช่วงความถี่

- คลื่นเดลตา (delta waves) มีความถี่ประมาณ 0.5 - 4 รอบต่อวินาที (Hertz: Hz) เป็นคลื่นสมองที่ช้าที่สุด พบได้ในสภาวะของการหลับลึก เป็นช่วงคลื่นที่พบในสภาวะที่ร่างกายเกิดความผ่อนคลายมาก
- คลื่นทีตา (theta waves) มีความถี่ประมาณ 4 - 8 Hz พบในขณะที่ร่างกายผ่อนคลายระดับลึก ในช่วงกำลังจะหลับ หรือในขณะนั่งสมาธิ คลื่นสมองระดับนี้ยังพบว่ามีความเกี่ยวข้องกับการดึงข้อมูลจากจิตใต้สำนึก (subconscious mind)
- คลื่นแอลฟา (alpha waves) มีความถี่ประมาณ 8 - 13 Hz เป็นคลื่นสมองที่เกิดในสภาวะพักผ่อน กำลังทำสมาธิ หรือการทำกิจกรรมต่าง ๆ ที่ต้องจดจ่ออย่างต่อเนื่อง เป็นสภาวะที่สามารถรับรู้ข้อมูลและเรียนรู้ได้ดี
- คลื่นบีตา (beta waves) มีความถี่ประมาณ 13 - 30 Hz เป็นช่วงคลื่นสมองที่เกิดขึ้นในขณะที่สมองอยู่ในสภาวะของการทำงาน ตื่นและรู้ตัว เช่น การนั่ง ยืน เดิน ทำงาน หรือทำกิจกรรมต่าง ๆ ความถี่ของ

คลื่นช่วงนี้อาจสูงขึ้นไปได้ถึง 40 Hz โดยเฉพาะในคนที่มีความเครียดมาก อยู่ในภาวะเร่งรีบบีบคั้น ตื่นเต้น ตกใจ อารมณ์ไม่ดี โกรธหรือดีใจมาก ๆ

- คลื่นแกมมา (gamma waves) มีความถี่ตั้งแต่ประมาณ 30 - 100 Hz เป็นความถี่ที่เร็วที่สุดของคลื่นสมอง มีการศึกษาพบว่าคลื่นแกมมาเกิดขึ้นขณะที่สมองตื่นตัวที่สุด มีความเกี่ยวข้องกับการเรียนรู้ ความคิดสร้างสรรค์ และการสังเกตการณ์ดูขนาด สี เนื้อสัมผัสของวัตถุต่าง ๆ เป็นต้น

1.5 การประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ

การสื่อสารระหว่างมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ผ่านคลื่นสมอง (brain computer interface) หรือเรียกย่อ ๆ ว่า บีซีไอ (BCI) เป็นเทคโนโลยีที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้เพื่อช่วยเหลือผู้พิการหรือผู้ป่วยในการสื่อสารผ่านอุปกรณ์คอมพิวเตอร์หรือเครื่องใช้ไฟฟ้าบางอย่างได้ และยังสามารถประยุกต์ใช้เพื่ออำนวยความสะดวกกับคนปกติทั่วไปได้อีกด้วย การศึกษาเทคโนโลยีบีซีไอนั้น ยังมีการแยกย่อยเป็นหลายแขนง โดยแบ่งตามลักษณะของคลื่นสมองตามวิธีการเก็บข้อมูล ตามกระบวนการวิเคราะห์ และตามผลลัพธ์ที่ได้ วิธีหนึ่งที่ได้นำมาศึกษาและพัฒนาทางด้านนี้ก็คือวิธี P300-BCI ถูกพัฒนาเพื่อช่วยผู้พิการที่ไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายหรือพูดได้ ให้สามารถสะกดคำที่ต้องการให้คนอื่นรับรู้ได้โดยอาศัยการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้า เช่น ภาพที่สว่างขึ้น หรือเสียงที่ดังขึ้นมาอย่างทันทีทันใด การตอบสนองต่อสิ่งเร้าที่ผิดแปลกไปจากปกติ ส่งผลให้สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้บริเวณศีรษะมีการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้า ซึ่งอาจแสดงการเพิ่มหรือลดของแรงดันไฟฟ้า สัญญาณนี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potential: ERP) และพบว่าโดยปกติทั่วไปการตอบสนองนี้จะเกิดขึ้นหลังจากถูกกระตุ้นประมาณ 300 มิลลิวินาที จึงเรียกสัญญาณนี้ว่า P300 ซึ่งถูกค้นพบโดย Sutton et al. (1965) ในปี ค.ศ. 1965 จากการทดสอบที่เรียกว่า oddball paradigm และต่อมาได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้กับการสะกดตัวอักษรแบบ P300 (P300-speller paradigm) โดยใช้คลื่นสมองในการบอกว่าตัวอักษรที่ผู้ทดลองต้องการจะสื่อสารออกมานั้นเป็นตัวอะไร เพื่อประกอบเป็นคำหรือประโยคที่มีความหมายในการสื่อสาร ในปี ค.ศ. 1988 Farwell & Donchin (1988) ได้นำเสนอวิธีการจำแนกสัญญาณ P300 ด้วยเทคนิคแบบต่าง ๆ ซึ่งให้ความถูกต้องในการทำนายเป้าหมายพอสมควร แต่ว่าวิธีการเหล่านี้จำเป็นต้องใช้การกระตุ้นซ้ำหลายครั้งต่อการทำนายเป้าหมายหนึ่งตัวอักษร เนื่องจากการกระตุ้นน้อยครั้งจะได้ผลการทำนายที่ไม่ค่อยแม่นยำ แต่อย่างไรก็ตามการกระตุ้นมีจำนวนครั้งมากเท่าใด ก็ยิ่งทำให้เวลาที่ใช้ในการสื่อสารเพิ่มมากขึ้น จากปัญหาดังกล่าวจึงได้มีความพยายามที่จะปรับปรุงวิธีการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณเพื่อให้ผลการทำนายเป้าหมายมีความถูกต้องแม่นยำมากขึ้น

คลื่นไฟฟ้าสมองสามารถนำมาประยุกต์ใช้เพื่อช่วยในการวินิจฉัยโรค เช่น โรคลมชัก (epilepsy) โรคง่วงหลับ (narcolepsy) โรคหลอดเลือดสมอง (stroke) และภาวะสมองตาย (brain death) รวมทั้งใช้ศึกษาการทำงานของสมองในสภาวะต่าง ๆ เช่น ในงานวิจัยของ Tantisatirapong S. et al. (2021) ใช้คลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อศึกษาผลกระทบของการเล่นเกมคอมพิวเตอร์ต่อความจำในผู้สูงอายุ ดังแสดงในรูปที่ 1.11 ผลการทดลองพบว่าคลื่นที่ตา แอลฟา และบีตา มีค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง และคะแนนของเกมนทดสอบความจำที่เพิ่มสูงขึ้นใน

การทดสอบครั้งที่สามเมื่อเทียบกับการทดสอบครั้งแรก ซึ่งการเพิ่มขึ้นของค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังและคะแนนเกมทดสอบนี้สอดคล้องกับการพัฒนาของความจำระยะสั้นที่อาจเพิ่มขึ้น



รูปที่ 1.11 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าสมองเพื่อศึกษาผลการจากเล่นเกมคอมพิวเตอร์ต่อความจำของผู้สูงอายุ

คำถามท้ายบท

1. อธิบายการเกิดสัญญาณไฟฟ้าในร่างกายมนุษย์
2. สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีประโยชน์อย่างไรในทางการแพทย์และในเชิงนวัตกรรมทางการแพทย์
3. สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ มีคลื่นสัญญาณเป็นอย่างไรและมีส่วนประกอบอะไรบ้าง
4. ยกตัวอย่างเทคโนโลยีที่ประยุกต์ใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจในทางวิศวกรรมชีวการแพทย์
5. อธิบายลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าสมอง แบ่งตามช่วงความถี่มีกี่ประเภท และพบได้ในลักษณะสภาวะหรือพฤติกรรมแบบใด
6. อธิบายเพื่อเปรียบเทียบระดับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หัวใจและสมอง ในเชิงแอมพลิจูดและความถี่
7. ปรากฏการณ์ของคลื่นไฟฟ้าสมอง P300 คืออะไร
8. ยกตัวอย่างเทคโนโลยีที่ประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้าชีวภาพเพื่อช่วยเหลือ บำบัดฟื้นฟูร่างกาย หรืออำนวยความสะดวกให้ 1. คนปกติ และ 2. ผู้พิการ

เอกสารอ้างอิง

1. Vittayakittipong, M. (2006). Adult Electroencephalography: Basic Knowledge for Nurses. Songklanagarind Medical Journal, 24(5), 445-452.
2. Tantisatirapong, S., Puttapirat, P., Senavongse, W., & Chanwimalueang, T. (2021). The Design of Cognitive Training Games for the Thai Elderly. ECTI Transactions on Electrical Engineering, Electronics, and Communications, 19(3), 289–297.
3. สมชาย รัตนทองคำ. (2554). การตรวจประสาท-กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า. เอกสารประกอบการบรรยาย วิชา 471 231 ไฟฟ้าบำบัดและเครื่องมือการภาพบำบัด ปีการศึกษา 2554-2555. สืบค้นเมื่อ 1 กันยายน 2559, จาก <https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/es54/emgdoc54.pdf>

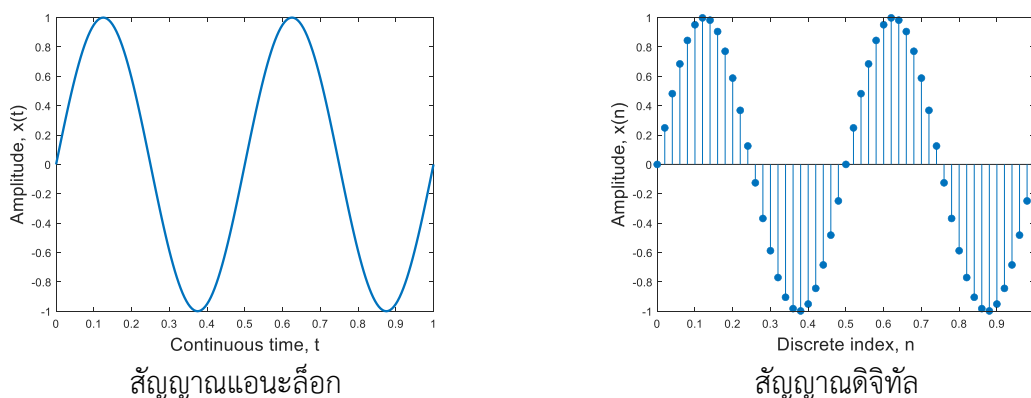
4. Fleming, A., N. Stafford, S. Huang, X. Hu, D. P. Ferris and H. Huang (2021). Myoelectric control of Robotic Lower Limb Prostheses: A Review of Electromyography Interfaces, Control Paradigms, Challenges and Future Directions. *Journal of Neural Engineering* 18(4): 041004.
5. เจริญลาภ อุทานปทุมรส. Basic ECG interpretation. สืบค้นเมื่อ 1 กันยายน 2559, จาก <https://www.si.mahidol.ac.th/th/division/cpr/Download/BasicECG%20by%20dr%20Chareanlap.pdf>
6. Park, J., Park, D. C., & Polk, T. A. (2013). Parietal Functional Connectivity in Numerical Cognition. *Cerebral Cortex*, 23(9), 2127-2135.
7. Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., & John, E. R. (1965). Evoked-Potential Correlates of Stimulus Uncertainty. *Science*, 150(3700), 1187-1188.
8. Farwell, L. A., & Donchin, E. (1988). Talking Off the Top of Your Head: Toward a Mental Prosthesis Utilizing Event-Related Brain Potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 70(6), 510-523.
9. OKMD สำนักงานบริหารและพัฒนาองค์ความรู้ (องค์การมหาชน). (2560). รู้จักสมองของเรา. สืบค้นเมื่อ 15 กันยายน 2560, จาก <https://www.okmd.or.th/bbl/articles/242/>
10. Morley, A., Hill, L., & Kaditis, A. G. (2016). 10-20 System EEG Placement. *European Respiratory Society*. Retrieved January 15, 2020, from <https://www.slideshare.net/VikramSinghChauhan19/10-20pdf>
11. BIOPAC Systems, Inc. BIOPAC student lab® electromyography.
12. BIOPAC Systems, Inc. BIOPAC student lab® electrocardiography.
13. BIOPAC Systems, Inc. BIOPAC student lab® electroencephalography.

บทที่ 2

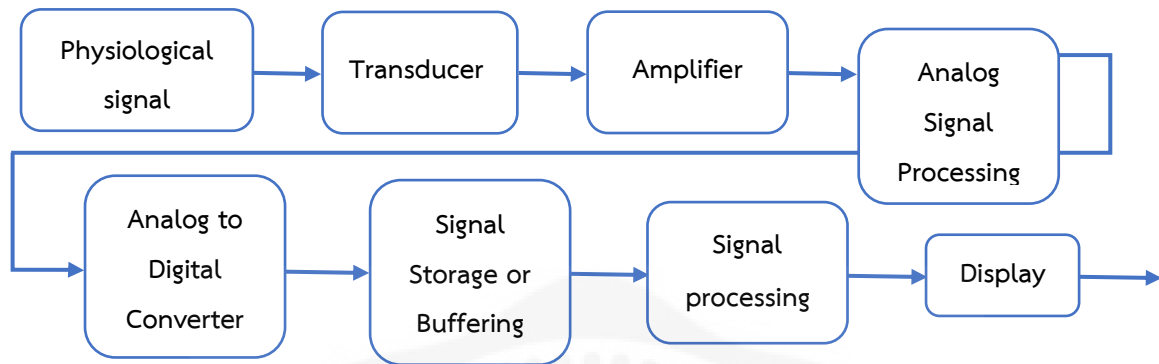
พื้นฐานการประมวลผลสัญญาณโดยใช้ MATLAB Signal Processing Toolbox

2.1 บทนำ

โดยทั่วไปสัญญาณในธรรมชาติเป็นสัญญาณแอนะล็อก (analog signal) ซึ่งเป็นสัญญาณที่มีความต่อเนื่องทางเวลา (continuous-time signal) เช่น สัญญาณเสียง สัญญาณแสง และสัญญาณชีวภาพ การประมวลผลสัญญาณแอนะล็อกนี้ เราใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ประเภทพาสซีฟ (passive component) หรืออุปกรณ์ที่ทำงานได้โดยไม่ต้องใช้ไฟเลี้ยง เช่น ตัวต้านทาน (resistor) ตัวเก็บประจุ (capacitor) ตัวเหนี่ยวนำ (inductor) และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ประเภทแอคทีฟ (active component) หรืออุปกรณ์ที่สามารถจ่ายพลังงานได้ หรืออุปกรณ์ที่ทำงานได้เมื่อมีไฟเลี้ยง เช่น ทรานซิสเตอร์ (transistor) และออปแอมป์ (operational amplifier: op-amp) มาประกอบรวมกันเพื่อจัดการสัญญาณให้มีคุณสมบัติเป็นไปตามความต้องการ ตัวอย่างเช่น การสร้างตัวกรองเพื่อผ่านความถี่ในย่านที่ต้องการ และที่ไม่ต้องการออกจากสัญญาณเดิม การตัดแปลงสัญญาณแอนะล็อกแบบนี้ จำเป็นต้องอาศัยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์หลายประเภท ซึ่งเมื่อเกิดข้อผิดพลาดของอุปกรณ์ อาจทำการตรวจสอบและแก้ไขได้ยาก หรือจำเป็นต้องเปลี่ยนอุปกรณ์ชิ้นใหม่ การแปลงสัญญาณแอนะล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล (digital signal) ซึ่งเป็นสัญญาณที่ไม่มีความต่อเนื่องทางเวลา (discrete-time signal) แล้วทำการประมวลผลสัญญาณดิจิทัลแทนวงจรอิเล็กทรอนิกส์จึงเป็นที่นิยม เพราะสามารถใช้ซอฟต์แวร์เพียงอย่างเดียวเพื่อจัดการสัญญาณได้ตามความต้องการ การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล ถูกประยุกต์ใช้ในงานหลากหลายสาขาทั้งในทางการแพทย์ เทคโนโลยีอำนวยความสะดวก การพยากรณ์สภาพอากาศ และการลงทุน เป็นต้น รูปแบบสัญญาณแอนะล็อกและสัญญาณดิจิทัล มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.1



โดยทั่วไป สัญญาณชีวภาพถูกบันทึกผ่านอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ เช่น ทรานสดิวเซอร์ (transducer) เพื่อแปลงสัญญาณชีวภาพไปเป็นสัญญาณไฟฟ้า สัญญาณนี้จะถูกขยายด้วยแอมพลิฟายเออร์ (amplifier) แล้วจึงถูกแปลงจากสัญญาณแอนะล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัลผ่านตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (Analog-to-Digital Converter: ADC) ซึ่งจะถูกระมวลผลเบื้องต้น ก่อนบันทึกลงระบบคอมพิวเตอร์หรือแสดงผล หรือนำไปประมวลผลขั้นสูงต่อไป โดยรูปแบบการวัดและประมวลผลสัญญาณทางวิศวกรรมชีวภาพทั่วไปแสดงดังรูปที่ 2.2

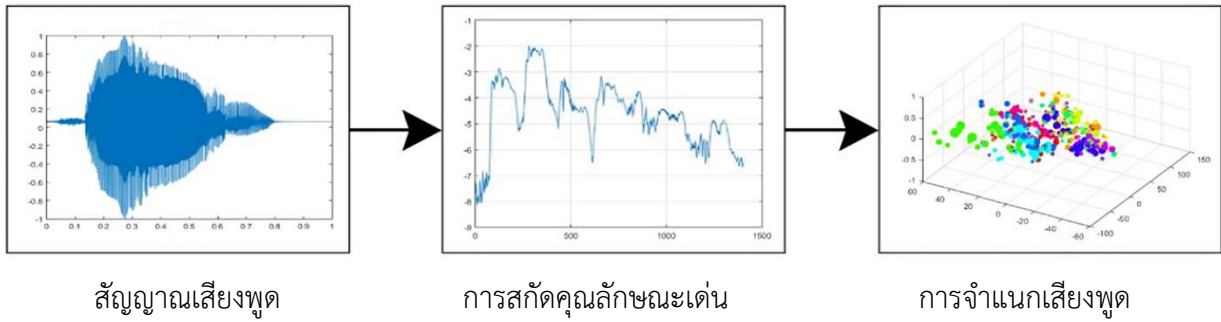


รูปที่ 2.2 แผนผังของระบบการวัดและประมวลผลสัญญาณทางวิศวกรรมชีวภาพทั่วไป

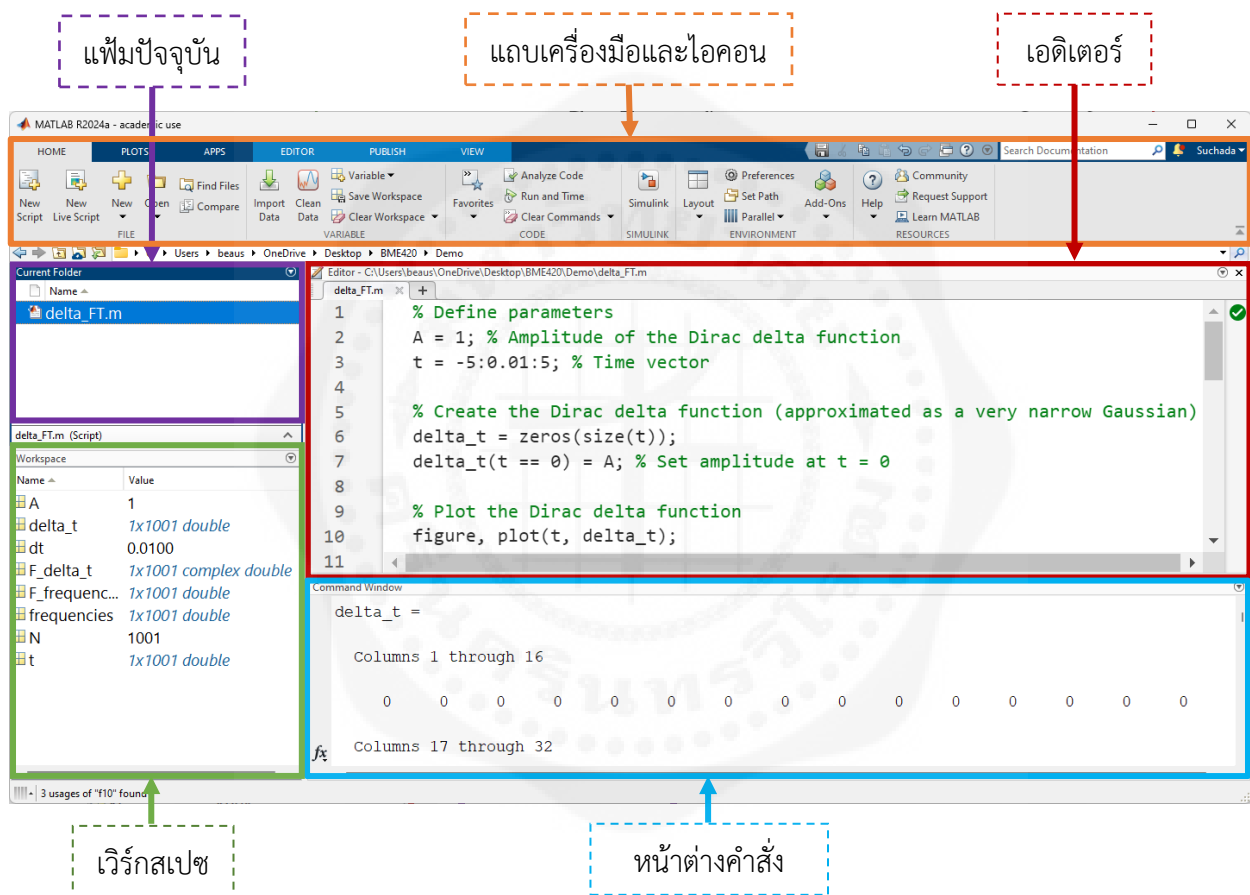
2.2 MATLAB คืออะไร

MATLAB ย่อมาจาก MATrix LABoratory เป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับการคำนวณเชิงตัวเลขและแก้ปัญหาทางวิทยาศาสตร์ ได้รับความนิยมในการพัฒนาอัลกอริทึม (algorithm) การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (mathematical modeling) การจำลองการทำงานของระบบ (simulation) และการสร้างต้นแบบ (prototype) เนื่องจากมีชุดเครื่องมือ (toolbox) สำหรับการวิเคราะห์ที่ครอบคลุมหลายสาขาทั้งด้านคณิตศาสตร์ วิทยาศาสตร์ วิศวกรรมศาสตร์ และอุตสาหกรรม เครื่องมือเฉพาะด้านมีให้เลือกใช้งาน เช่น signal processing, image processing, control system, deep learning, statistics and machine learning, computer vision และ simulink เป็นต้น ตัวอย่างการใช้ MATLAB ในงานวิจัย เช่น โครงการวิศวกรรมของชาลีสา ประสพฤกษ์ (2560) ซึ่งเสนอวิธีการจำแนกสำเนียงพูดของคนไทยจากภาคกลาง ภาคใต้ และภาคอีสาน โดยใช้ MATLAB signal processing toolbox ดังแสดงในรูปที่ 2.3 และจะอธิบายในบทที่ 6

ในบทเรียนนี้ เราจะใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อศึกษาการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น ซึ่งผู้เรียนควรมีความรู้พื้นฐานทางคณิตศาสตร์ เช่น การสร้างเวกเตอร์ เมทริกซ์ กราฟ และฟังก์ชัน เพื่อสร้างชุดคำสั่งที่ถูกต้องก่อนเข้าสู่หลักการประมวลผลสัญญาณ เราจะมาดูส่วนประกอบของโปรแกรมและคำสั่งเบื้องต้น เพื่อให้ผู้เรียนเข้าใจการทำงานของโปรแกรมก่อนเข้าสู่บทเรียนต่อไป โปรแกรม MATLAB ได้ถูกพัฒนาในหลายเวอร์ชันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการคำนวณมากขึ้น การติดตั้งโปรแกรม MATLAB จึงต้องติดตั้งให้สอดคล้องกับระบบปฏิบัติการว่าสามารถรองรับโปรแกรม MATLAB ได้หรือไม่ โปรแกรม MATLAB เวอร์ชัน 2024a academic use ติดตั้งลงในวินโดวส์ Windows 10 จะใช้อธิบายในตำราเล่มนี้ ซึ่งส่วนประกอบของโปรแกรมแสดงดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.3 การใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อจำแนกสัญญาณเสียงพูดภาษาไทยจากภาคกลาง ใต้ และอีสาน (ที่มา: ชาลิสสา ประสพฤกษ์, 2560, น. 22)



รูปที่ 2.4 ส่วนประกอบของโปรแกรม MATLAB (เวอร์ชัน R2024a academic use)

- แฟ้มปัจจุบัน (current folder) แสดงไฟล์ที่อยู่ในแฟ้มนั้น ๆ
- แถบเครื่องมือและไอคอน (toolbar, icons) แสดงเครื่องมือต่าง ๆ ที่พร้อมจะถูกเรียกใช้งาน
- หน้าต่างคำสั่ง (command window) ใช้ป้อนคำสั่งเพื่อทำงานที่กำหนด
- เวิร์กสเปซ (workspace) แสดงตัวแปรที่ถูกป้อนไปแล้วในหน้าต่างคำสั่ง
- เอดิเตอร์ (editor) ไฟล์สคริปต์ที่ใช้ในการเขียนโปรแกรม ไฟล์มีนามสกุลเป็น .m

2.3 คำสั่งพื้นฐานใน MATLAB

โปรแกรม “Signal Processing Toolbox” ใน MATLAB เป็นซอฟต์แวร์ที่รวบรวมเครื่องมือสำหรับการประมวลผลสัญญาณ เช่น การกรองสัญญาณ (filtering) การวิเคราะห์สเปกตรัม (spectral analysis) และการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่ (time-frequency analysis) นอกจากนี้ยังรองรับการประมวลผลผ่านส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (Graphical User Interface: GUI) ผู้ใช้สามารถดูคำอธิบายการใช้คำสั่งต่าง ๆ ได้ด้วยการใช้คำสั่ง help ในหน้าต่างคำสั่ง เช่น >> help fft หรือเลือกเมนู “Help” จากนั้นเลือก “Documentation” หรือ “Examples” หรือตรวจสอบที่ “Support Website” เพื่อค้นหาคำอธิบายและตัวอย่างการใช้งานของคำสั่งต่าง ๆ ในหัวข้อนี้จะอธิบายคำสั่งพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ การใช้ตัวแปร และการสร้างกราฟ

2.3.1 ตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์ (Arithmetic Operators)

ตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์พื้นฐาน ได้แก่ การบวก การลบ การคูณ การหาร และการยกกำลัง สามารถใช้สัญลักษณ์ได้ตามตารางที่ 2.1 ดังนี้

ตารางที่ 2.1 ตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์พื้นฐาน

| สัญลักษณ์ | ความหมาย | ตัวอย่างการใช้งาน |
|-----------|-------------------------|-------------------|
| + | การบวก (addition) | 5+9 |
| - | การลบ (subtraction) | 10-4 |
| * | การคูณ (multiplication) | 2*6 |
| / | การหาร (division) | 9/4 |
| ^ | การยกกำลัง (power) | 4^2 |

2.3.2 คำสั่งทางคณิตศาสตร์ใน MATLAB

คำสั่งทางคณิตศาสตร์ใช้ในการคำนวณต่าง ๆ เช่น ค่าตรีโกณมิติ ค่าเอกซ์โพเนนเชียล ค่าลอการิทึม การถอดรากที่สอง สัญลักษณ์ของจำนวนเชิงซ้อน แสดงในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 คำสั่งทางคณิตศาสตร์พื้นฐาน

| คำสั่ง | ความหมาย | ตัวอย่างการใช้งาน |
|---------|---|-------------------------------|
| cos(x) | คำนวณค่าโคไซน์ (cosine) โดยที่ x มีหน่วยเป็นเรเดียน | cos(2*pi) = 1 |
| sin(x) | คำนวณค่าไซน์ (sine) โดยที่ x มีหน่วยเป็นเรเดียน | sin(0) = 0 |
| abs(x) | การหาค่าสัมบูรณ์ (absolute value) | abs(3+4i) = 5 |
| exp(x) | เอกซ์โพเนนเชียล (exponential) | exp(2) = 7.3891 |
| conj(x) | สัญลักษณ์ของจำนวนเชิงซ้อน (complex conjugate) | conj(3+4i) = 3.0000 - 4.0000i |
| sqrt(x) | การถอดรากที่ 2 (square root) | sqrt(4) = 2 |
| log(x) | ลอการิทึมธรรมชาติ (natural logarithm) | log(exp(9)) = 9 |

2.3.3 การใช้ตัวแปรใน MATLAB

อาร์เรย์ (array) คือ โครงสร้างข้อมูลที่ใช้เก็บค่าหลายค่าในรูปแบบของรายการหรือลำดับ ซึ่งสามารถเป็นได้ทั้งตัวเลข ข้อความ หรือค่าต่าง ๆ อาร์เรย์ใน MATLAB สามารถแบ่งออกเป็นหลายประเภทตามลักษณะของข้อมูลที่เก็บ มีดังนี้

- numeric array คือ อาร์เรย์ที่เก็บค่าตัวเลข เช่น `>> a = [1, 2, 3, 4, 5];`
- logical array คือ อาร์เรย์ที่เก็บค่าบูลีน (Boolean) คือค่า true หรือ false เช่น
`>> b = [true, false, true];`
- character array คือ อาร์เรย์ที่เก็บข้อความ เช่น `>> c = 'MATLAB';`
- cell array คือ อาร์เรย์ที่สามารถเก็บข้อมูลประเภทต่าง ๆ เช่น ตัวเลข ข้อความ และบูลีนในอาร์เรย์เดียวกัน เช่น `>> d = {1, 'MATLAB', true};`
- structure array คือ อาร์เรย์ที่เก็บข้อมูลโดยมีฟิลด์ที่กำหนดชื่อสำหรับข้อมูลแต่ละชุด เช่น
`>> e.lobe = 'frontal';`
`>> e.electrode = 3;`
- table array คือ อาร์เรย์ที่เก็บข้อมูลในรูปแบบตาราง สามารถประกอบไปด้วยค่าต่างชนิด เช่น
`>> f = table([1; 2; 3], {'Frontal Lobe'; 'Parietal Lobe'; 'Occipital Lobe'}, [true; false; true],...`
`'VariableNames', {'Numbers', 'Position', 'Status'});`

f =

3×3 [table](#)

| Numbers | Position | Status |
|----------------|----------------------|---------------|
| 1 | { 'Frontal Lobe' } | true |
| 2 | { 'Parietal Lobe' } | false |
| 3 | { 'Occipital Lobe' } | true |

- sparse array คือ อาร์เรย์ที่มีค่าศูนย์จำนวนมาก MATLAB มีการใช้โครงสร้างพิเศษเพื่อเก็บข้อมูลนี้ อย่างมีประสิทธิภาพในการใช้หน่วยความจำ เพื่อประหยัดพื้นที่ในหน่วยความจำ เช่น
`>> A = [0 0 0 0; 0 0 3 0; 0 0 0 0; 4 0 0 5]; % a 4x4 matrix with a high number of zeros.`
`>> sparseA = sparse(A); % convert the matrix to a sparse array`

`>> sparseArray`

sparseArray =

(4,1) 4
(2,3) 3
(4,4) 5

เวกเตอร์ (vector) คือ อาร์เรย์ที่มีขนาด 1xn ซึ่งเป็นเวกเตอร์แถว (row vector) หรือ nx1 ซึ่งเป็นเวกเตอร์แนวตั้งหรือเวกเตอร์คอลัมน์ (column vector) โดยที่ n คือจำนวนข้อมูล เช่น

$x = [4 \ 3 \ 7 \ -9 \ 1]$ เป็นเวกเตอร์แถวของจำนวนเต็ม 5 ตัว มีขนาด 1×5

$y = [1; 2; 3; 4]$ เป็นเวกเตอร์แนวตั้งของจำนวนเต็ม 4 ตัว มีขนาด 4×1

เมทริกซ์ (matrix) คือ โครงสร้างข้อมูลที่มีลักษณะเป็นตาราง ซึ่งประกอบด้วยแถว (rows) และคอลัมน์ (columns) ใช้สำหรับเก็บและจัดการข้อมูลในรูปแบบตัวเลขหรือค่าต่าง ๆ โดยเมทริกซ์นี้ก็คืออาร์เรย์ 2 มิติ การสร้างเมทริกซ์ของข้อมูลหลายชนิด เรานิยมใช้คอลัมน์แทนช่องสัญญาณ ส่วนแถวแทนข้อมูลของช่องสัญญาณนั้น เช่น การเก็บสัญญาณข้อมูลจำนวนสามช่องสัญญาณประกอบด้วย x , $2x$, and x/π

```
>> y = [x 2*x x/pi]
```

```
y =
```

```
    4.0000    8.0000    1.2732
    3.0000    6.0000    0.9549
    7.0000   14.0000    2.2282
   -9.0000  -18.0000   -2.8648
    1.0000    2.0000    0.3183
```

การทรานสโพส (transposition) คือ การแปลงข้อมูลที่เป็นเวกเตอร์แถวให้เป็นเวกเตอร์แนวตั้ง หรือการแปลงเวกเตอร์แนวตั้งให้เป็นเวกเตอร์แถว เช่น

```
>> x = [4 3 7 -9 1]
```

```
x =
```

```
    4    3    7   -9    1
```

```
>> x=x'
```

```
x =
```

```
    4
    3
    7
   -9
    1
```

2.3.4 การสร้างกราฟใน MATLAB

ใน MATLAB เราสามารถแบ่งงานทางกราฟิกเป็น 4 ประเภท คือ 1) กราฟแบบ 2 มิติ (2D plot) ใช้ฟังก์ชัน **plot** เพื่อวาดกราฟที่แสดงตัวแปรในแกน x และ y 2) กราฟแบบ 3 มิติ (3D plot) ใช้ฟังก์ชัน เช่น **plot3** หรือ **surf** เพื่อวาดกราฟที่แสดงผลเป็นสามมิติ 3) Graphical User Interface (GUI) สามารถใช้ **MATLAB App Designer** เพื่อสร้างแอปพลิเคชันต่าง ๆ 4) งานเคลื่อนไหว (animation) เช่น การวาดเส้นกราฟที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา และการแสดงภาพของวิดีโอ ในบทนี้ เราจะศึกษาการวาดกราฟแบบ 2 มิติ โดยใน MATLAB เราใช้คำสั่ง **plot** ในการสร้างกราฟในลักษณะเส้นหรือจุด เช่น **plot(x, y, option)** โดยที่ x คือ อาร์เรย์ของพิกัด x ของคู่อันดับ (x, y) อาจเป็นเวกเตอร์แถวหรือเวกเตอร์แนวตั้งก็ได้

y คือ อาร์เรย์ของพิกัด y ของคู่อันดับ (x, y) อาจเป็นเวกเตอร์แถวหรือเวกเตอร์แนวตั้งก็ได้

option คือ การกำหนดรูปแบบของเส้นที่ต้องการให้ปรากฏ ซึ่งแบ่งออกเป็น 3 ชนิด ได้แก่ เส้น เครื่องหมาย และ สี โดยมีรายละเอียดดังแสดงในตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 คำสั่งการแสดงกราฟลักษณะต่าง ๆ

| เส้น (line) | | เครื่องหมาย (maker) | | สี (color) | |
|-------------|--------------|---------------------|----------------|------------|------------|
| สัญลักษณ์ | ความหมาย | สัญลักษณ์ | ความหมาย | สัญลักษณ์ | ความหมาย |
| - | เส้นทึบ | + | บวก | r | แดง |
| -- | เส้นปะ | o | วงกลม | g | เขียว |
| : | จุดปะ | * | ดอกจัน | b | น้ำเงิน |
| -. | เส้นประสมจุด | . | จุด | c | ฟ้าอมเขียว |
| | | x | กากบาท | m | ม่วงอมแดง |
| | | s | สี่เหลี่ยม | y | เหลือง |
| | | d | ข้าวหลามตัด | k | ดำ |
| | | ^ | สามเหลี่ยมบน | w | ขาว |
| | | v | สามเหลี่ยมหงาย | | |
| | | > | สามเหลี่ยมขวา | | |
| | | < | สามเหลี่ยมซ้าย | | |
| | | p | ดาวห้าแฉก | | |
| | | h | ดาวหกแฉก | | |

2.4 ทฤษฎีการซัดตัวอย่าง (Sampling Theorem)

การซัดตัวอย่าง (sampling) คือกระบวนการที่นำสัญญาณที่ต่อเนื่องทางเวลา $x(t)$ มาคัดตัวอย่างจากสัญญาณนั้น ๆ ในช่วงเวลาที่กำหนดและเป็นช่วงที่เท่ากัน ซึ่งเรียกว่าคาบการซัดตัวอย่าง (sampling period) โดยจัดเก็บข้อมูลที่ได้จากการเลือกตัวอย่างหรือแซมเปิล (sample) เพื่อใช้แทนสัญญาณต่อเนื่องทางเวลาในช่วงนั้น กระบวนการนี้มีความสำคัญในการแปลงสัญญาณที่ต่อเนื่องเป็นสัญญาณดิจิทัล $x(n)$ เพื่อนำมาใช้ในระบบดิจิทัลต่าง ๆ เช่น การบันทึกสัญญาณในรูปแบบดิจิทัลซึ่งทำให้ไฟล์มีขนาดเล็กลง การส่งข้อมูลทางอิเล็กทรอนิกส์ และการประมวลผลสัญญาณดิจิทัลในรูปแบบต่าง ๆ

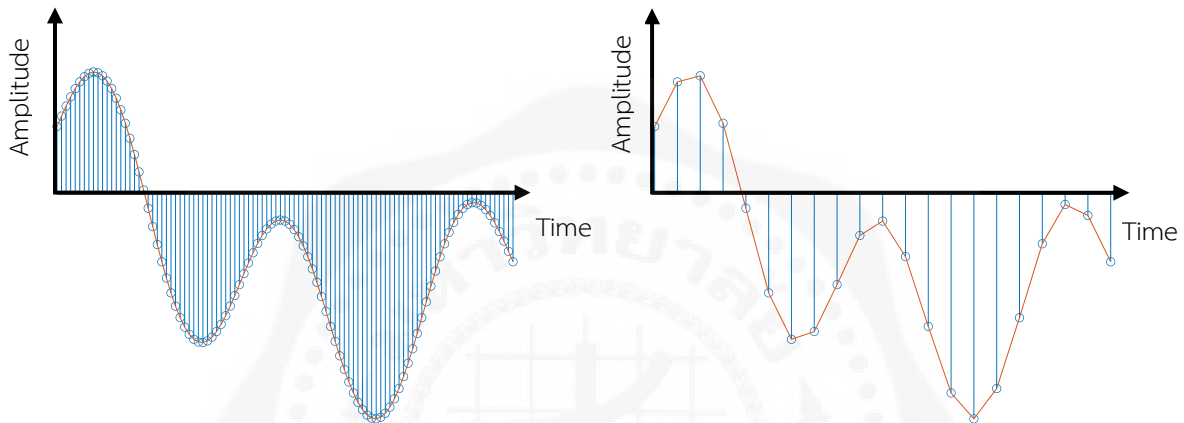
การสร้างสัญญาณที่ต่อเนื่องทางเวลาให้กลับคืนมาได้ถูกต้องนั้น สัญญาณต่อเนื่องทางเวลาจะต้องมีแถบความถี่จำกัด (band-limited signal) และความถี่ในการซัดตัวอย่าง (sampling frequency) จากสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจะต้องมีค่าที่เหมาะสม ถ้าความถี่ในการซัดตัวอย่างต่ำเกินไป จะเกิดความคลาดเคลื่อนในการแปลงสัญญาณ ทำให้สัญญาณผิดไปจากความเป็นจริง แต่ถ้าความถี่ในการซัดตัวอย่างสูงเกินไป แม้จะได้สัญญาณที่มีรายละเอียดต่าง ๆ สมบูรณ์เหมือนสัญญาณต้นแบบ แต่จะต้องใช้ข้อมูลดิจิทัลที่มีขนาดใหญ่ขึ้น ทำให้การจัดเก็บและการส่งผ่านข้อมูลทำได้ยากขึ้น ดังนั้นความถี่ในการซัดตัวอย่าง จึงมีผลต่อความละเอียดของสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 2.5

ความถี่ในการซัดตัวอย่างที่เหมาะสมเรียกว่า ความถี่ในควิสต์ (Nyquist frequency) ซึ่งต้องมีค่ามากกว่า สองเท่าของความถี่สูงสุดของสัญญาณที่ต้องการซัดตัวอย่าง ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ในการซัดตัวอย่างและความถี่ของสัญญาณนำเข้าเขียนได้ตามสมการที่ (2.1) ความถี่ในควิสต์เป็นความถี่ต่ำสุดที่ใช้ในการซัดตัวอย่างเพื่อป้องกันปัญหาการเกิดสัญญาณรบกวนหรือการบิดเบือนของสัญญาณ (aliasing) รวมทั้งช่วยให้การสร้างสัญญาณมีความถูกต้อง และรักษาข้อมูลสำคัญจากสัญญาณที่วิเคราะห์

$$f_s > 2f_{max} \quad (2.1)$$

f_s คือ อัตราการซัดตัวอย่าง

f_{max} คือ ความถี่สูงสุดของสัญญาณที่ถูกซัดตัวอย่าง



รูปที่ 2.5 ความถี่การซัดตัวอย่างส่งผลต่อความละเอียดของสัญญาณ

ตัวอย่างการคำนวณหาความถี่ในควิสต์หรือความถี่ของการซัดตัวอย่างต่ำสุดของสัญญาณ

$$\begin{aligned} x(t) &= 10\cos(600\pi t) \cos(200\pi t) \\ &= 5\cos(800\pi t) + 5\cos(400\pi t) \end{aligned}$$

โดยที่ $\cos(\alpha) \cos(\beta) = \{\cos(\alpha + \beta) + \cos(\alpha - \beta)\} / 2$

ความถี่สูงสุดของสัญญาณ $x(t)$ คือ 800π เรเดียนต่อวินาที ดังนั้นความถี่ในควิสต์หรือความถี่การซัดตัวอย่างต่ำสุดมีค่าเท่ากับ $2 \times 800\pi = 1600\pi$ เรเดียนต่อวินาที

2.5 การดำเนินการทางคณิตศาสตร์และคุณสมบัติพื้นฐานของสัญญาณ

การดำเนินการทางคณิตศาสตร์และคุณสมบัติพื้นฐานของสัญญาณประกอบด้วย การคำนวณ เช่น การบวก การคูณ การปรับขนาด การกลับสัญญาณ การเลื่อนทางเวลา นอกจากนี้สัญญาณยังมีคุณสมบัติในหลายแง่มุม เช่น พลังงานและกำลังของสัญญาณ ความเป็นคาบ ความต่อเนื่อง และความเป็นเชิงเส้น เป็นต้น ในการประมวลผลสัญญาณ $x(n)$ โดยใช้โอเพอร์เรเตอร์พื้นฐานทางคณิตศาสตร์ สามารถทำได้โดยใช้เครื่องหมายต่อไปนี้

- การบวกสัญญาณ (signal addition) คือ การนำสัญญาณมากกว่าหนึ่งสัญญาณมาหาผลรวม

$$y(n) = x_1(n) + x_2(n) \quad (2.2)$$

- การคูณสัญญาณ (signal multiplication) คือ การคูณสัญญาณ โดยนำสัญญาณตั้งแต่ 2 สัญญาณมาคูณกัน

$$y(n) = x_1(n) \times x_2(n) \quad (2.3)$$

- การปรับขนาดสัญญาณ (scaling) คือ การเปลี่ยนแปลงแอมพลิจูดของสัญญาณให้มีขนาดแตกต่างจากเดิมโดยคูณด้วยค่าคงที่ α

$$y(n) = \alpha \cdot x(n) \quad (2.4)$$

- การหาผลรวมของสัญญาณ (signal summation) คือ การนำค่าของสัญญาณ $x(n)$ ที่อยู่ในช่วงที่กำหนดมาหาผลรวม ใน MATLAB สามารถใช้คำสั่ง sum เพื่อหาผลรวมของสัญญาณระหว่างค่าดัชนีที่ n_1 ถึง n_2 ได้ ดังนี้คือ sum(x(n1:n2))

$$\sum_{n=n_1}^{n_2} x(n) = x(n_1) + \dots + x(n_2) \quad (2.5)$$

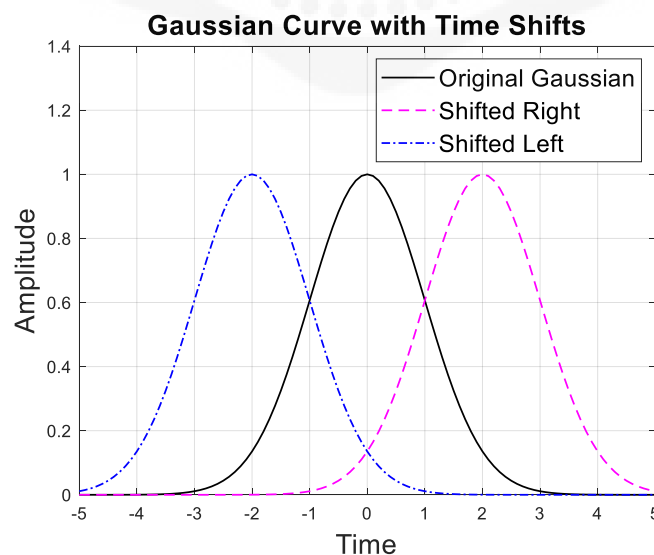
- การหาผลคูณ (signal product) คือ การนำค่าในสัญญาณ $x(n)$ มาหาผลคูณ ใน MATLAB สามารถใช้ฟังก์ชัน prod เพื่อหาผลคูณของสัญญาณระหว่างค่าดัชนีที่ n_1 ถึง n_2 ได้ดังนี้คือ prod(x(n1:n2))

$$\prod_{n=n_1}^{n_2} x(n) = x(n_1) \times \dots \times x(n_2) \quad (2.6)$$

- การกลับสัญญาณ (folding) คือ การเปลี่ยนแปลงลำดับของสัญญาณ $x(n)$ โดยการสะท้อนตามแกนที่ $n = 0$ หรือการกลับสัญญาณไปในทิศทางตรงข้าม ซึ่งจะได้สัญญาณใหม่ $y(n)$ ที่เป็นการสะท้อนของ $x(-n)$ ใน MATLAB คำสั่งที่ใช้ในการกลับสัญญาณคือ flip(x) และ flipr(x)

$$y(n) = \{x(-n)\} \quad (2.7)$$

- การเลื่อนทางเวลา (time shifting) คือ การย้ายตำแหน่งของข้อมูลไปยังตำแหน่งอื่นในเวลาที่กำหนด โดยแบ่งออกเป็นสองประเภท ได้แก่ การเลื่อนขวาและการเลื่อนซ้าย ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 การเลื่อนทางเวลาของสัญญาณไปทางขวาและซ้ายขนาด k หน่วย

การเลื่อนขวา (right shift) คือ การเลื่อนข้อมูล $x(n)$ ไปทางขวาเป็นจำนวน k หน่วย ทำให้ได้ข้อมูลใหม่เป็น $x(n - k)$ ซึ่งทำให้ข้อมูลล่าช้าหรือตามหลังข้อมูลเดิม

การเลื่อนซ้าย (left shift) คือ การเลื่อนข้อมูล $x(n)$ ไปทางซ้ายเป็นจำนวน k หน่วย ทำให้ได้ข้อมูลใหม่เป็น $x(n + k)$ ซึ่งทำให้ข้อมูลเร็วขึ้นหรือนำหน้าข้อมูลเดิม

โดยทั่วไป เราเขียนสมการการเลื่อนทางเวลาของข้อมูล $x(n)$ ไปเป็นจำนวน k หน่วย ได้ดังนี้คือ

$$y(n) = x(n - k) \quad (2.8)$$

- พลังงานของสัญญาณ (signal energy) คือ การหาค่าผลรวมของค่ากำลังสองของสัญญาณ $x(n)$ ค่าพลังงาน ϵ_x ของสัญญาณ $x(n)$ ระหว่างช่วงเวลา n_1 และ n_2 อธิบายได้ด้วยสมการที่ (2.9)

$$\epsilon_x = \sum_{n=n_1}^{n_2} x(n)x^*(n) = \sum_{n=n_1}^{n_2} |x(n)|^2 \quad (2.9)$$

โดย superscript * แทนเครื่องหมายสังยุคของจำนวนเชิงซ้อน (complex conjugation)

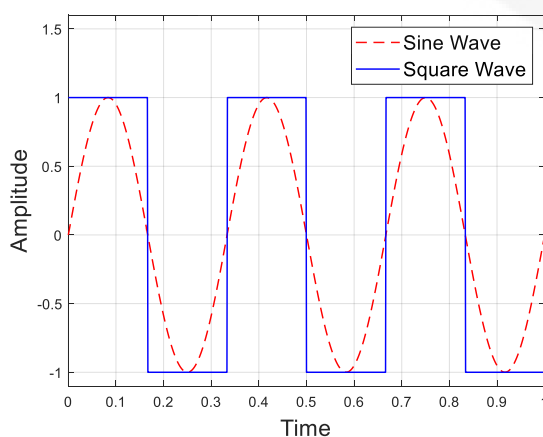
- กำลังของสัญญาณ (signal power) คือ การหาค่าพลังงานเฉลี่ยของสัญญาณ $x(n)$ ในช่วงระยะเวลา N อธิบายได้ด้วยสมการที่ (2.10)

$$P_x = \frac{1}{N} \sum_0^{N-1} |x(n)|^2 \quad (2.10)$$

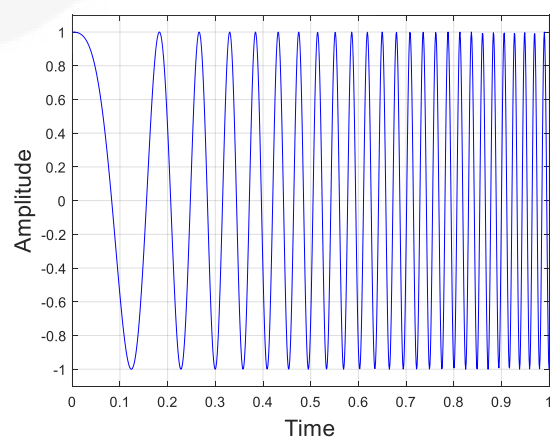
- ความเป็นคาบ (periodicity) รูปแบบของสัญญาณสามารถแบ่งเป็นสัญญาณซ้ำคาบ (periodic signal) และสัญญาณไม่ซ้ำคาบ (non-periodic signal) โดยสัญญาณซ้ำคาบ เป็นสัญญาณที่มีรูปแบบซ้ำเดิม หรือมีการวนรอบของสัญญาณที่เรียกว่า cycle ทุก ๆ คาบ (period) ที่จำกัดในช่วงเวลาที่พิจารณา เช่น คลื่นไซน์ (sine wave) และคลื่นสี่เหลี่ยม (square wave) ดังแสดงในรูปที่ 2.7(ก) และสามารถเขียนในรูปแบบสมการได้ดังนี้

$$x(t) = x(t + \tau) \quad (2.11)$$

ส่วนสัญญาณที่ไม่ซ้ำคาบเป็นสัญญาณที่ไม่มีรูปแบบที่แน่นอน หรือไม่สามรถระบุรอบการวนซ้ำของสัญญาณได้ในช่วงเวลาที่พิจารณา เช่น คลื่นที่มีความถี่ไม่คงที่ ดังแสดงในรูปที่ 2.7(ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 2.7 (ก) สัญญาณซ้ำคาบ และ (ข) สัญญาณไม่ซ้ำคาบ

- ความเป็นเชิงเส้น (linearity) สัญญาณเชิงเส้นมีคุณสมบัติที่การรวมกันของสัญญาณสองสัญญาณหรือมากกว่า ยังคงเป็นสัญญาณเชิงเส้น ซึ่งเป็นไปตามกฎการซ้อนทับ (superposition principle) เช่น สัญญาณอินพุตเชิงเส้นสองสัญญาณคือ $x_1(n)$ และ $x_2(n)$ แต่ละสัญญาณถูกปรับขนาดด้วยค่าคงที่ a_1 และ a_2 การรวมสัญญาณเชิงเส้นนี้ยังคงเป็นสัญญาณเชิงเส้น ดังนี้คือ

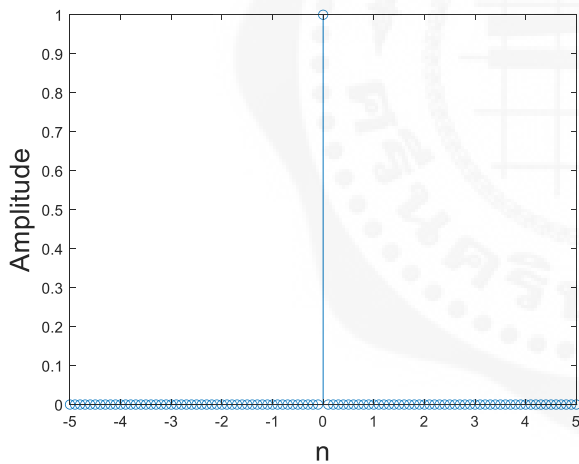
$$y(n) = a_1x_1(n) + a_2x_2(n) \quad (2.12)$$

2.6 สัญญาณดิจิทัลพื้นฐาน

2.6.1 สัญญาณอิมพัลส์

สัญญาณอิมพัลส์ (impulse signal) เป็นสัญญาณที่มีพลังงานสูงมากในช่วงเวลาที่สั้นมาก ๆ เช่น การกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าในปริมาณมาก ๆ ในระยะเวลาที่สั้นมาก ๆ (รูปที่ 2.8) สัญญาณอิมพัลส์ของเวลาไม่ต่อเนื่อง สามารถเขียนนิยามได้ตามสมการที่ (2.13) การสร้างฟังก์ชันสัญญาณอิมพัลส์ และตัวอย่างการสร้างสัญญาณในรูปแบบต่าง ๆ แสดงในตัวอย่างที่ 2.1

| | |
|---|--|
| 1 | <code>function [x,n] = impseq (n0,n1,n2)</code> |
| 2 | <code>% x(n) = delta(n-n0); n1 <= n <= n2</code> |
| 3 | <code>n = n1:n2;</code> |
| 4 | <code>x = (n-n0) == 0;</code> |



$$\delta(n - n_0) = \begin{cases} 1 & n = n_0 \\ 0 & n \neq n_0 \end{cases} \quad (2.13)$$

รูปที่ 2.8 สัญญาณอิมพัลส์

2.6.2 สัญญาณขั้นบันไดหนึ่งหน่วย

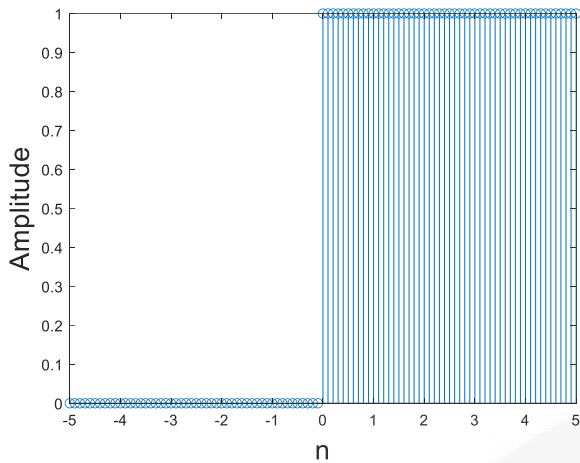
สัญญาณขั้นบันไดหนึ่งหน่วย (unit step function) ของเวลาต่อเนื่องเป็นสัญญาณที่มีค่าเท่ากับ 0 สำหรับเวลา $n < 0$ และมีค่าเท่ากับ 1 สำหรับเวลา $n \geq 0$ ส่วนสัญญาณขั้นบันไดหนึ่งหน่วยของเวลาไม่ต่อเนื่อง สามารถนิยามได้ตามสมการที่ (2.14) และแสดงได้ตามรูปที่ 2.9 สัญญาณนี้สามารถใช้ในการวิเคราะห์ผลตอบสนองต่อสัญญาณขั้นบันไดหนึ่งหน่วย ใช้ในการทดสอบระบบควบคุม และการเปิดหรือปิดของระบบ เป็นต้น การสร้างฟังก์ชันขั้นบันไดหนึ่งหน่วย และตัวอย่างการเรียกใช้ฟังก์ชันเพื่อสร้างสัญญาณในรูปแบบต่าง ๆ แสดงในตัวอย่างที่

2.2


```

1 function [x,n] = stepseq (n0,n1,n2)
2 % x(n) = u(n-n0); n1 <= n <= n2
3 n = n1:n2;
4 x = (n-n0) >= 0;

```



$$u(n - n_0) = \begin{cases} 1 & n \geq n_0 \\ 0 & n < n_0 \end{cases} \quad (2.14)$$

รูปที่ 2.9 สัญญาณขั้นบันไดหนึ่งหน่วย

2.6.3 สัญญาณไซน์ซออยด์ (Sinusoidal Signal)

สัญญาณไซน์ซออยด์ (sinusoidal signal) เป็นสัญญาณซ้ำคาบมูลฐาน มีการแกว่งด้วยคาบเวลาคงที่ วัดจากยอดคลื่นหนึ่งถึงยอดอีกคลื่นหนึ่ง สัญญาณสามารถแสดงได้ในรูปสมการทางคณิตศาสตร์ได้ตามสมการที่ (2.15)

$$x(n) = A \cos(\omega_0 n + \varphi) \quad (2.15)$$

โดยที่ A คือ แอมพลิจูด (amplitude) สูงสุดของสัญญาณจากเส้นกึ่งกลางถึงยอดคลื่น

ω_0 คือ ความถี่เชิงมุม (angular frequency) มีหน่วยเป็นเรเดียนต่อวินาที (radian/second: rad/s)

φ คือ เฟส (phase) ซึ่งบอกตำแหน่งเริ่มต้นของสัญญาณไซน์ซออยด์ที่เวลา $n = 0$

การสร้างสัญญาณไซน์ซออยด์แบบต่าง ๆ แสดงในตัวอย่างที่ 2.3 - 2.6

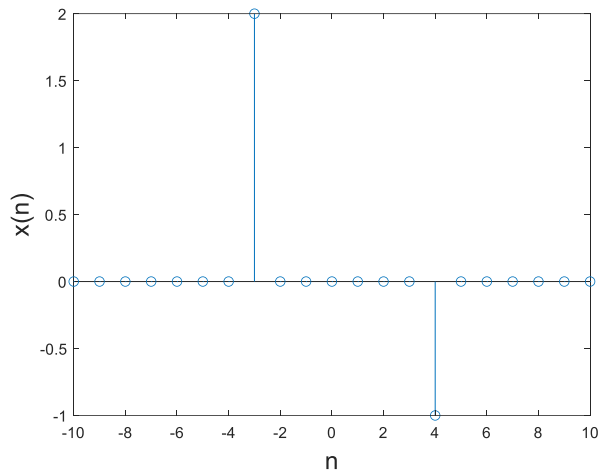
ตัวอย่างที่ 2.1 เขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณโดยใช้ฟังก์ชัน stem ของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = 2\delta(n + 3) - \delta(n - 4), \quad -10 \leq n \leq 10$$

```

1 % Create a discrete-time signal x(n) with of two impulses:
2 % 1. A scaled impulse of magnitude 2 located at n = -3.
3 % 2. A standard impulse of magnitude 1 located at n = 4
4 n = -10:10; % Define the range of n from -10 to 10
5
6 % Generate the signal x(n) by combining the two impulses
7 x = 2*impseq(-3,-10,10)-impseq(4,-10,10);
8
9 % Plot the discrete signal using a stem plot
10 stem(n,x);
11 xlabel('n', 'FontSize',16);
12 ylabel('x(n)', 'FontSize',16);

```



รูปที่ 2.10 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.1

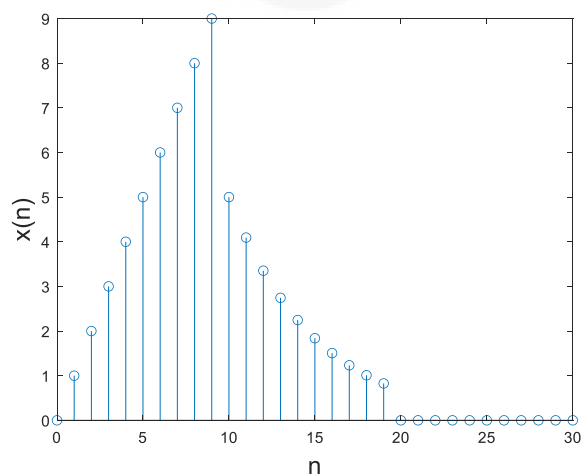
ตัวอย่างที่ 2.2 เขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณโดยใช้ฟังก์ชัน stem ของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = n[u(n) - u(n - 10)] + 5e^{-0.2(n-10)}[u(n - 10) - u(n - 20)], 0 \leq n \leq 30$$

```

1 % Define the range of the sequence from 0 to 30
2 n = [0:30];
3 % Create a ramp function multiplied by a step function that
4 % activates at n=0 and deactivates at n=10.
5 x1 = n.*(stepseq(0,0,30)-stepseq(10,0,30));
6
7 % Create a decaying exponential that starts at n=10 and ends
8 % at n=20, scaled by 5.
9 x2 = 5*exp(-0.2*(n-10)).*(stepseq(10,0,30)-stepseq(20,0,30));
10
11 % Combine both signals to create the final signal x
12 x = x1+x2;
13 stem(n,x);
14 xlabel('n','FontSize', 16)
15 ylabel('x(n)','FontSize', 16);

```



รูปที่ 2.11 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.2

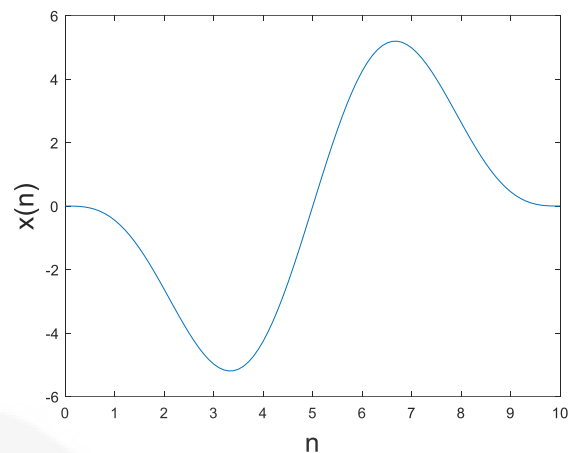
ตัวอย่างที่ 2.3 เขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = 4 \cos\left(0.2\pi n + \frac{\pi}{2}\right) + 2 \sin(0.4\pi n), 0 \leq n \leq 10$$

```

1 % Define the range of n
2 n = 0:0.1:10;
3
4 % Create a sinusoidal signal
5 % with a frequency of 0.1 Hz.
6 % and a phase shift of pi/2
7 x1 = 4*cos(0.2*pi*n+pi/2);
8
9 % Create a sinusoidal signal
10 % with a frequency of 0.2 Hz.
11 x2 = 2*sin(0.4*pi*n);
12
13 % Sum the two signals.
14 x = x1+x2;
15 plot(n,x)
16 xlabel('Sample')
17 ylabel('Amplitude')

```



รูปที่ 2.12 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.3

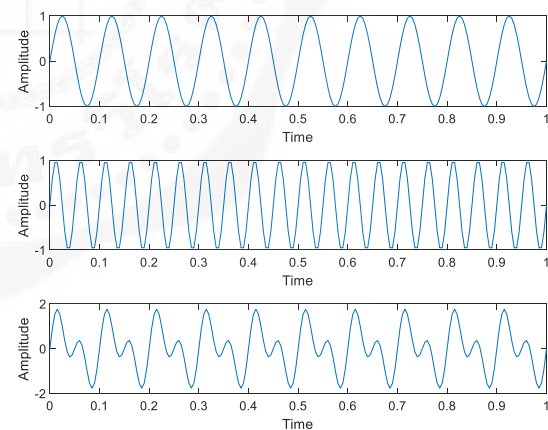
ตัวอย่างที่ 2.4 จงเขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = \sin(20\pi n) + \sin(40\pi n), 0 \leq n \leq 1$$

```

1 % Define the sampling period
2 % Ts and the range of n
3 fs = 200;
4 Ts = 1/fs;
5 n = 0:Ts:1;
6
7 % Generate sinusoidal signals
8 % with a frequency of 10 Hz
9 % with a frequency of 20 Hz.
10 x1 = sin(20*pi*n);
11 x2 = sin(40*pi*n);
12
13 % Sum the two signal
14 y = x1+x2;
15 subplot(3,1,1); plot(n,x1)
16 xlabel('Time');
17 ylabel('Amplitude')
18 subplot(3,1,2); plot(n,x2)
19 xlabel('Time');
20 ylabel('Amplitude')
21 subplot(3,1,3); plot(n,y)
22 xlabel('Time');
23 ylabel('Amplitude')

```



รูปที่ 2.13 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.4

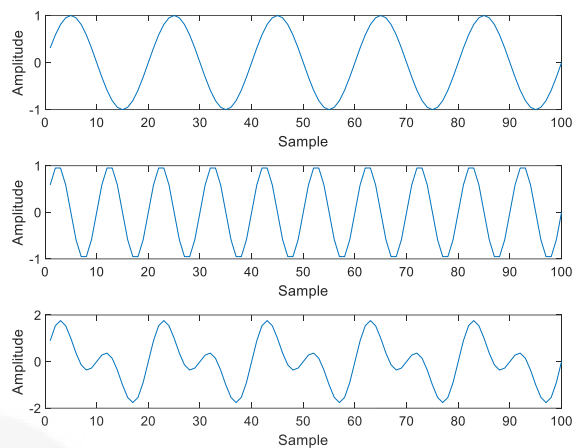
ตัวอย่างที่ 2.5 เขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = \sin(10\pi n) + \sin(20\pi n), 0 \leq n \leq 100$$

```

1 % Define the parameters
2 f5 = 5;
3 f10 = 10;
4 fs = 100;
5 n = 1:100;
6
7 % Generate sinusoidal signals
8 % with a frequency of 5 Hz
9 % with a frequency of 10 Hz.
10 y5 = sin(2*pi*(f5/fs)*n);
11 y10 = sin(2*pi*(f10/fs)*n);
12 % Sum the two signal
13 sum = y5+y10;
14 subplot(3,1,1); plot(n,y5)
15 xlabel('Sample')
16 ylabel('Amplitude')
17 subplot(3,1,2); plot(n,y10)
18 xlabel('Sample')
19 ylabel('Amplitude')
20 subplot(3,1,3); plot(n,sum)
21 xlabel('Sample')
22 ylabel('Amplitude')

```



รูปที่ 2.14 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.5

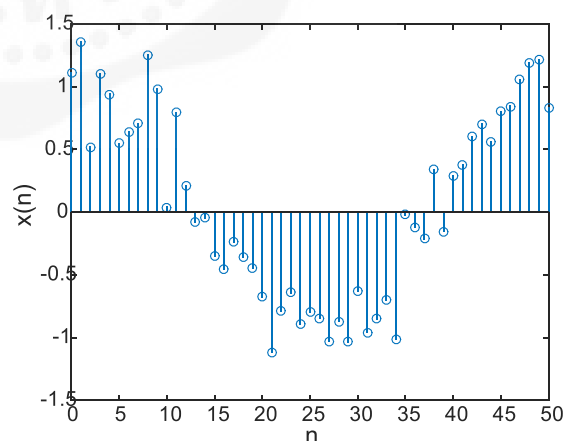
ตัวอย่างที่ 2.6 เขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณโดยใช้ฟังก์ชัน stem ของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = \cos(0.04\pi n) + 0.2\omega(n), 0 \leq n \leq 50$$

```

1 % Define the range of n
2 n = [0:50];
3
4 % Create the signal
5 x1 = cos(0.04*pi*n)
6 x2 = 0.2*randn(size(n));
7 y = x1+x2;
8
9 % Plot the signal
10 stem(n,y)
11 xlabel('n')
12 ylabel('x(n)');

```



รูปที่ 2.15 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.6

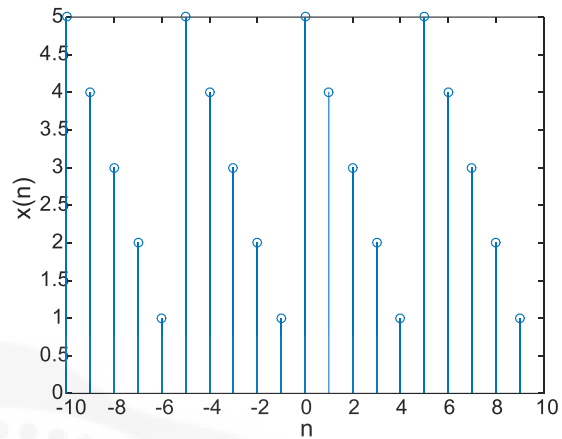
ตัวอย่างที่ 2.7 จงเขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณโดยใช้ฟังก์ชัน stem ของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = \{\dots, 5, 4, 3, 2, 1, 5, 4, 3, 2, 1, 5, 4, 3, 2, 1, \dots\}; -10 \leq n \leq 9$$

```

1 % Define the range of n
2 n = [-10:9];
3
4 % Create the signal x(n)
5 x = [5,4,3,2,1];
6 xtilde = x'*ones(1,4);
7 xtilde = (xtilde(:))';
8
9 % Plot the signal
10 stem(n,xtilde)
11 xlabel('n')
12 ylabel('x(n)')

```



รูปที่ 2.16 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.7

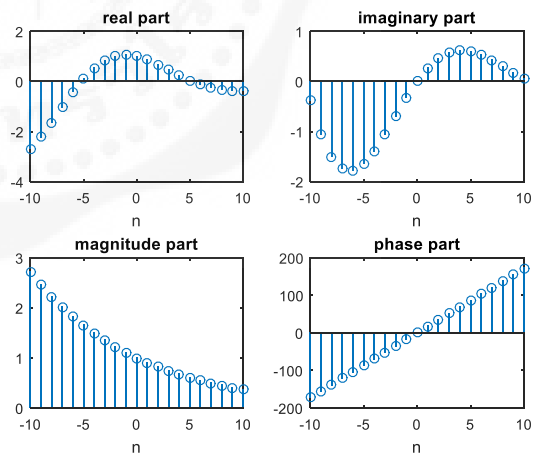
ตัวอย่างที่ 2.8 จงเขียนโปรแกรมเพื่อสร้างสัญญาณและกราฟของสัญญาณโดยใช้ฟังก์ชัน stem ของสัญญาณต่อไปนี้

$$x(n) = e^{(-0.1+j0.3)n}, -10 \leq n \leq 10$$

```

1 % Define the range of n
2 % and value of alpha
3 n = [-10:1:10];
4 alpha = -0.1+0.3j;
5 % Create the signal x(n)
6 x = exp(alpha*n)
7 subplot(2,2,1);
8 stem(n,real(x));
9 title('real part')
10 xlabel('n')
11 subplot(2,2,2)
12 stem(n,imag(x))
13 title('imaginary part')
14 xlabel('n')
15 subplot(2,2,3)
16 stem(n,abs(x))
17 title('magnitude part')
18 xlabel('n')
19 subplot(2,2,4)
20 stem(n,(180/pi)*angle(x))
21 title('phase part')
22 xlabel('n');

```



รูปที่ 2.17 สัญญาณของตัวอย่างที่ 2.8

คำถามท้ายบท

- อธิบายความหมายของการประมวลผลสัญญาณ
- ยกตัวอย่างการประยุกต์ใช้การประมวลผลสัญญาณเพื่อประโยชน์ทางวิศวกรรมชีวการแพทย์
- จงคำนวณหาความถี่สูงสุดและความถี่ในควิสต์ของสัญญาณต่อไปนี้
 - $x(t) = 30\cos(1000\pi t) \cos(2000\pi t)$
 - $x(t) = 2 \cos(100\pi t) + 4 \cos(200\pi t)$
 - $x(t) = 2\cos(500\pi t) + \sin(1000\pi t)$
- เขียนโปรแกรมเพื่อสร้างกราฟแสดงสัญญาณดิจิทัลต่อไปนี้
 - $x(n) = \cos(100\pi n) + 5 \sin(0.2\pi n), 0 \leq n \leq 50$
 - $x(n) = \cos\left(0.5\pi n + \frac{\pi}{2}\right) + 2 \sin(2\pi n), 0 \leq n \leq 10$
 - $x(n) = e^{(0.5-0.2j)n}, -10 \leq n \leq 10$

เอกสารอ้างอิง

- พีระพล ยูภูษิตานนท์. (2553). เอกสารประกอบการสอน EEET0485 Digital Signal Processing. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร. สืบค้นเมื่อ 24 กันยายน 2559, จาก <https://embedsigproc.wordpress.com/dsp-lecture-page/>
- ซาลิสสา ประสพฤกษ์. (2560). จำแนกสำเนียงภาษาไทยสำหรับคำสั่งเสียงขั้นพื้นฐาน. โครงการวิศวกรรม (หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต) สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ.
- Tantisatirapong, S. (2014). Texture Analysis of Multimodal Magnetic Resonance Images in Support of Diagnostic Classification of Childhood Brain Tumours, University of Birmingham, United Kingdom.

การประมวลผลสัญญาณเชิงเวลา Time-Domain Signal Processing

3.1 บทนำ

การประมวลผลสัญญาณเชิงเวลา หรือการประมวลผลสัญญาณในโดเมนเวลา หมายถึงการดำเนินการทางคณิตศาสตร์กับสัญญาณที่เป็นฟังก์ชันของเวลา โดยมีวัตถุประสงค์หลายประการที่สำคัญ เช่น การปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวน การลดทอนความผันผวนของข้อมูลเพื่อลดทอนค่าผิดปกติ (outliers) การปรับขนาดและการสร้างบรรทัดฐานของสัญญาณเพื่อให้ข้อมูลอยู่ในช่วงแอมพลิจูดที่เหมาะสม การแบ่งช่วงสัญญาณตามกรอบเวลาเพื่อวิเคราะห์ข้อมูลที่ละเอียดขึ้น และการสกัดคุณสมบัติที่สำคัญของสัญญาณ รวมถึงการเตรียมข้อมูลสำหรับการวิเคราะห์ขั้นสูงในโดเมนอื่น เช่น โดเมนความถี่ (frequency domain) ในบทนี้ เราจะศึกษาเทคนิคในการประมวลผลสัญญาณในเชิงเวลา 6 วิธี คือ การปรับเรียบสัญญาณ (smoothing technique) การแปลงข้อมูล (data transformation) การวางกรอบสัญญาณ (windowing) อัตราการตัดผ่านศูนย์ (zero-crossing rate) การคำนวณค่าพลังงาน (signal energy) และกำลังของสัญญาณ (signal power)

3.2 วิธีการปรับเรียบ (Smoothing Techniques)

วิธีการปรับเรียบ (smoothing techniques) เป็นการลดทอนความผันผวนของข้อมูล เพื่อให้สามารถวิเคราะห์และทำนายแนวโน้ม (trend) ของข้อมูลในอนาคตได้แม่นยำยิ่งขึ้น การปรับเรียบสามารถทำได้หลายวิธี เช่น ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบง่าย (simple moving average) ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบถ่วงน้ำหนัก (weighted moving average) ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบเอกซ์โพเนนเชียล (exponential moving average) ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ (moving median) การปรับเรียบเอกซ์โพเนนเชียล (exponential smoothing) และการปรับเรียบเกาส์เซียน (Gaussian smoothing) การเลือกใช้วิธีการปรับเรียบที่เหมาะสมขึ้นอยู่กับลักษณะของข้อมูลและวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงวิธีการปรับเรียบที่นิยมใช้ 3 วิธีคือ ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบง่าย ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ และการปรับเรียบเอกซ์โพเนนเชียล

3.2.1 ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบง่าย (Simple Moving Average)

ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบง่าย (Simple Moving Average: SMA) เป็นการหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลตามกรอบเวลาที่กำหนด โดยใช้ในการวิเคราะห์และพยากรณ์ข้อมูลในระยะสั้น ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่นิยมคำนวณได้สองวิธีหลัก คือ ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบจุดศูนย์กลาง (centered moving average) และค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบต่อท้าย (trailing moving average) ซึ่งแต่ละวิธีมีลักษณะเฉพาะที่แตกต่างกันดังนี้ ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบจุดศูนย์กลาง ใช้ขนาด

หน้าต่าง (window size) เป็นเลขคี่ เพื่อให้จุดข้อมูลที่พิจารณาอยู่ตรงกลางหน้าต่าง แล้วหาค่าเฉลี่ยจากข้อมูลภายในกรอบหน้าต่างนั้น ตัวอย่างเช่น การคำนวณค่าเฉลี่ยแบบ 3 จุด ณ จุดที่ n จะใช้ข้อมูลที่ตำแหน่ง $n-1$, n , และ $n+1$ มาคำนวณ ส่วนค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบต่อท้าย โดยทั่วไปจะคำนวณค่าเฉลี่ยโดยใช้ข้อมูลในช่วงเวลาที่ผ่านไป ซึ่งครอบคลุมตั้งแต่จุดที่กำลังพิจารณาไปยังจุดก่อนหน้านั้นในชุดข้อมูล ทำให้เห็นแนวโน้มที่เปลี่ยนแปลงไปตามข้อมูลที่ผ่านไป ตัวอย่างเช่น การคำนวณค่าเฉลี่ยแบบ 3 จุด ณ จุดที่ n จะใช้ข้อมูลที่ตำแหน่ง $n-2$, $n-1$ และ n มาคำนวณ

ในการคำนวณค่าเฉลี่ยที่จุดเริ่มต้นและจุดสุดท้ายของข้อมูล จะพบว่าข้อมูลไม่เพียงพอในการคำนวณ ซึ่งสามารถแก้ไขได้หลายวิธีตามความต้องการของผู้ใช้ เช่น การไม่พิจารณาขอบของข้อมูล ทำให้ชุดข้อมูลผ่านการปรับเรียบมีขนาดเล็กลง หรือการขยายข้อมูล (padding) โดยสมมติให้จุดขอบเป็นค่าซ้ำของจุดที่ใกล้เคียง แล้วคำนวณค่าเฉลี่ย หรือใช้ค่าเดิมของข้อมูล (replication) แทนค่าเฉลี่ย ดังแสดงในตัวอย่างที่ 3.1

ตัวอย่างที่ 3.1 การปรับเรียบด้วยค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบง่าย คำนวณแบบจุดศูนย์กลาง โดยใช้ค่าเดิม ณ ขอบของชุดข้อมูล กำหนดให้ $x = \{11, 8, 12, 6, 5\}$ และ $t = \{0, 1, 2, 3, 4\}$ และมีขนาดหน้าต่างเป็น 3

| t | x | Moving average (x') | Error | Squared Error |
|----------------------|-----|-------------------------|-------|---------------|
| 0 | 11 | 11 | 0 | 0 |
| 1 | 8 | $(11+8+12)/3 = 10.3$ | -2.3 | 5.29 |
| 2 | 12 | $(8+12+6)/3 = 8.7$ | 3.3 | 10.89 |
| 3 | 6 | $(12+6+5)/3 = 7.7$ | -1.7 | 2.89 |
| 4 | 5 | 5 | 0 | 0 |
| Sum of squared error | | | | 19.07 |

ใน MATLAB เราสามารถใช้ฟังก์ชัน `movmean` ในการคำนวณค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบจุดศูนย์กลาง และค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบต่อท้าย โดยข้อมูล ณ ขอบของข้อมูลมีการคำนวณที่แตกต่างกัน เช่น

```
>> x = [11 8 12 6 5]
```

```
x =
```

```
11 8 12 6 5
```

ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบจุดศูนย์กลาง 3 จุด พิจารณาข้อมูล ณ จุด $n-1$, n และ $n+1$ สามารถเขียนคำสั่งได้ดังนี้

```
>> M = movmean(x, 3)
```

```
M =
```

```
9.5000 10.3333 8.6667 7.6667 5.5000
```

ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบต่อท้าย 3 จุด พิจารณาข้อมูล ณ จุด $n-2$, $n-1$ และ n สามารถเขียนคำสั่งได้ดังนี้

```
>> M = movmean(x, [2 0])
```

```
M =
```

```
11.0000 9.5000 10.3333 8.6667 7.6667
```


3.2.2 ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ (Moving Median)

ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ (Moving Median: MM) เป็นการหาค่ามัธยฐานของข้อมูลตามกรอบเวลาที่กำหนด เพื่อช่วยลดผลกระทบจากค่าผิดปกติ (outliers) ทำให้ข้อมูลมีความเสถียรและไม่กระโดดตามค่าผิดปกติ อย่างไรก็ตาม การใช้ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่อาจไม่สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้ทั้งหมด การคำนวณค่ามัธยฐานเคลื่อนที่นิยมใช้สองวิธีหลัก คือ ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่แบบจุดศูนย์กลาง (centered moving median) และค่ามัธยฐานเคลื่อนที่แบบต่อท้าย (trailing moving median) เช่นเดียวกับค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ ในการจัดการกับขอบข้อมูลเพื่อคำนวณค่ามัธยฐานที่จุดเริ่มต้น และจุดสุดท้ายของข้อมูล ใช้หลักการคล้ายกับค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ คือ การไม่พิจารณาขอบของข้อมูล หรือการขยายข้อมูล โดยสมมติให้จุดขอบเป็นค่าซ้ำของจุดที่ใกล้เคียง แล้วคำนวณค่าเฉลี่ย หรือใช้ค่าเดิมของข้อมูลแทนค่ามัธยฐาน ดังแสดงในตัวอย่างที่ 3.2

ตัวอย่างที่ 3.2 การปรับเรียบด้วยค่ามัธยฐานเคลื่อนที่แบบจุดศูนย์กลาง โดยใช้ค่าเดิม ณ ขอบของชุดข้อมูล กำหนดให้ $x = \{11, 8, 12, 6, 5\}$, $t = \{0, 1, 2, 3, 4\}$ และมีขนาดหน้าต่างเป็น 3

| t | x | Moving median (x') | Error | Squared Error |
|----------------------|-----|------------------------|-------|---------------|
| 0 | 11 | 11 | 0 | 0 |
| 1 | 8 | 11 | -3 | 9 |
| 2 | 12 | 8 | 4 | 16 |
| 3 | 6 | 6 | 0 | 0 |
| 4 | 5 | 5 | 0 | 0 |
| Sum of squared error | | | | 25 |

ใน MATLAB เราสามารถใช้ฟังก์ชัน `movmedian` ในการคำนวณค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ทั้งแบบจุดศูนย์กลาง และค่ามัธยฐานเคลื่อนที่แบบต่อท้าย โดยข้อมูล ณ ขอบของข้อมูลมีการคำนวณที่แตกต่างกัน เช่น

```
>> x = [11 8 12 6 5]
```

```
x =
```

```
11 8 12 6 5
```

ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่แบบจุดศูนย์กลาง 3 จุด พิจารณาข้อมูล ณ จุด $n-1$, n และ $n+1$ สามารถเขียนคำสั่งได้ดังนี้

```
>> M = movmedian(x,3)
```

```
M =
```

```
9.5000 11.0000 8.0000 6.0000 5.5000
```

ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่แบบต่อท้าย 3 จุด พิจารณาข้อมูล ณ จุด $n-2$, $n-1$ และ n สามารถเขียนคำสั่งได้ดังนี้

```
>> M = movmedian(x, [2,0])
```

```
M =
```

```
11.0000 9.5000 11.0000 8.0000 6.0000
```

3.2.3 การปรับเรียบเอกซ์โพเนนเชียล (Exponential Smoothing)

การปรับเรียบเอกซ์โพเนนเชียล (exponential smoothing) เป็นเทคนิคการปรับเรียบแบบถ่วงน้ำหนักที่ใช้ค่าสัมประสิทธิ์การปรับเรียบ (α) เพื่อให้ความสำคัญต่อข้อมูลเวลาล่าสุดมากที่สุด และลดความสำคัญของข้อมูลถัดไปเรื่อย ๆ ในลักษณะแบบเอกซ์โพเนนเชียล ซึ่งการปรับเรียบเอกซ์โพเนนเชียลอย่างง่าย สามารถนิยามได้ดังสมการที่ (3.1)

$$s_t = \alpha x_t + (1 - \alpha)s_{t-1} \quad (3.1)$$

โดยที่ s_{t-1} และ s_t คือ ผลลัพธ์ของการปรับเรียบ ณ เวลา $t - 1$ และ t

α คือ ค่าสัมประสิทธิ์การปรับเรียบมีค่า $0 < \alpha < 1$

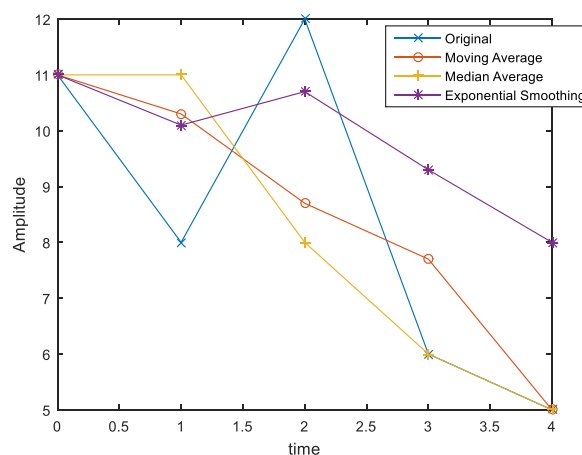
x_0 และ x_t คือ ข้อมูลของสัญญาณเดิม ณ เวลา 0 และ t

$$\begin{aligned} s_t &= \alpha x_t + (1 - \alpha)s_{t-1} \\ &= \alpha x_t + \alpha(1 - \alpha)x_{t-1} + (1 - \alpha)^2 s_{t-2} \\ &= \alpha[x_t + (1 - \alpha)x_{t-1} + (1 - \alpha)^2 x_{t-2} + (1 - \alpha)^3 x_{t-3} + \dots] + (1 - \alpha)^t x_0 \end{aligned}$$

ตัวอย่างที่ 3.3 การปรับเรียบเอกซ์โพเนนเชียลของข้อมูล $x = \{11, 8, 12, 6, 5\}$ โดยกำหนดให้ $\alpha = 0.3$ และ $s_0 = x_0$

| t | x | $s_t(\alpha=0.3)$ | Error | Squared Error |
|----------------------|-----|----------------------------------|-------|---------------|
| 0 | 11 | 11 | 0 | 0 |
| 1 | 8 | $(0.3)(8) + (1-0.3)(11) = 10.1$ | -2.1 | 4.41 |
| 2 | 12 | $(0.3)(12) + (1-0.3)(10.1)=10.7$ | 1.3 | 1.69 |
| 3 | 6 | $(0.3)(6) + (1-0.3)(10.67)=9.3$ | -3.3 | 10.89 |
| 4 | 5 | $(0.3)(5) + (1-0.3)(9.3)=8.0$ | -3 | 9 |
| Sum of squared error | | | | 25.99 |

จากตัวอย่างที่ 3.1 - 3.3 พบว่าการปรับเรียบด้วยค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ ให้ค่าความผิดพลาดยกกำลังสองน้อยกว่าการปรับเรียบด้วยค่ามัธยฐานเคลื่อนที่และการปรับเรียบเอกซ์โพเนนเชียล รูปที่ 3.1 แสดงการกระจายของข้อมูลหลังจากการปรับเรียบทั้งสามวิธี ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ มีความใกล้เคียงกับข้อมูลเดิมมากกว่าอีกสองวิธี



รูปที่ 3.1 การปรับเรียบด้วยค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ และเอกซ์โพเนนเชียล

3.3 การแปลงข้อมูล (Data Transformation)

การแปลงข้อมูล (data transformation) คือ กระบวนการที่ใช้เปลี่ยนแปลงคุณลักษณะหรือลักษณะของข้อมูล เพื่อให้ข้อมูลเหมาะสมต่อการวิเคราะห์และประมวลผล โดยทั่วไปแล้วมีวัตถุประสงค์หลักสามข้อคือ

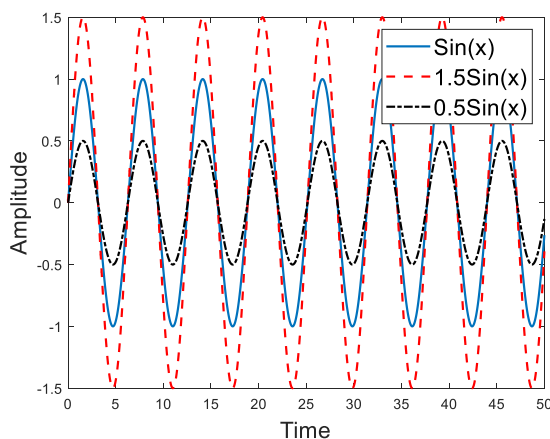
- 1) การปรับข้อมูล เป็นกระบวนการปรับขนาดของข้อมูล (data scaling) การทำให้เป็นบรรทัดฐาน (normalization) หรือการทำให้เป็นมาตรฐาน (standardization) เพื่อปรับปรุงข้อมูลให้เหมาะสมกับการวิเคราะห์หรือการประมวลผล
- 2) การเปลี่ยนแปลงการกระจายข้อมูล (data distribution transformation) เพื่อให้การกระจายของข้อมูลเป็นแบบปกติหรือสามารถใช้งานได้ง่ายขึ้น เช่น การแปลงลอการิทึม (log transformation)
- 3) การลดมิติข้อมูล (dimensionality reduction) เพื่อลดจำนวนตัวแปรหรือมิติของข้อมูล โดยรักษาข้อมูลที่สำคัญเท่าที่จำเป็น เช่น การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis: PCA)

3.3.1 การปรับขนาดของข้อมูล (Data Scaling)

การปรับขนาดของข้อมูล (data scaling) คือ การย่อและการขยายขนาดของสัญญาณ โดยนำสัญญาณคูณกับเลขจำนวนจริง เช่น $y(t) = ax(t)$ ถ้า $a > 0$ เป็นการขยายสัญญาณ และ $a < 0$ เป็นการย่อสัญญาณ ดังแสดงในตัวอย่างที่ 3.4 และผลลัพธ์ในรูปที่ 3.2

ตัวอย่างที่ 3.4 การปรับขนาดของข้อมูล

```
1 x = 0:0.01:50;
2 y1 = sin(x);
3 y2 = 1.5*y1;
4 y3 = 0.5*y1;
5 plot(x,y1)
6 hold
7 plot(x,y2, '--r')
8 plot(x,y3, '-.k')
9 xlabel('Time');
10 ylabel('Amplitude');
11 legend('Sin(x)', '1.5Sin(x)', '0.5Sin(x)')
```



รูปที่ 3.2 การปรับขนาดของข้อมูลเพื่อย่อและขยายขนาดของสัญญาณ

3.3.2 การทำให้เป็นบรรทัดฐาน (Normalization)

สัญญาณข้อมูลที่บันทึกได้ส่วนใหญ่ มักมีช่วงข้อมูลที่แตกต่างกัน การปรับข้อมูลให้มีค่าแอมพลิจูดอยู่ในช่วงเดียวกันมีผลต่อการวิเคราะห์ข้อมูล เช่น ในการบันทึกเสียงพูดของอาสาสมัครคนเดียวหรือสองคนขึ้นไป จะได้ระดับเสียงที่ต่างกันทั้งค่ามากที่สุดและน้อยที่สุด การสร้างบรรทัดฐานของข้อมูลจึงมีความสำคัญเพื่อให้ข้อมูลมีขนาดแอมพลิจูดอยู่ในช่วงมาตรฐานเดียวกันเพื่อเปรียบเทียบหรือจำแนกสัญญาณเสียงพูดได้ การคำนวณค่าบรรทัดฐานสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบค่าต่ำสุด-ค่าสูงสุด (min-max normalization) การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบค่าเฉลี่ย (mean normalization) และการทำให้เป็นมาตรฐาน (standardization) การเลือกใช้วิธีที่เหมาะสมขึ้นอยู่กับลักษณะของข้อมูลและวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ข้อมูล เช่น การสร้างบรรทัดฐานของสัญญาณเสียงพูดนิยมใช้การสร้างบรรทัดฐานให้อยู่ในช่วง $[-1, 1]$ เช่น ในรูปที่ 3.3 แสดงเสียงพูดคำว่า “ไซ” และสัญญาณที่ผ่านการสร้างบรรทัดฐานด้วยวิธีทั้งสามปรับข้อมูลให้อยู่ในช่วงที่ต่างกัน

การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบค่าต่ำสุด-ค่าสูงสุด (min-max normalization) นำเอาข้อมูลสัญญาณที่วิเคราะห์หาลบออกด้วยค่าน้อยที่สุด และหารด้วยผลต่างของค่าสูงสุดและต่ำสุดของแอมพลิจูด จะได้ค่าแอมพลิจูดอยู่ในช่วง $[0, 1]$ ซึ่งคำนวณได้ตามสมการที่ (3.2)

$$x' = \frac{x - \min(x)}{\max(x) - \min(x)} \quad (3.2)$$

การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบค่าเฉลี่ย (mean normalization) นำเอาข้อมูลสัญญาณที่วิเคราะห์หาลบออกด้วยค่าเฉลี่ย และหารด้วยผลต่างของค่าสูงสุดและต่ำสุดของแอมพลิจูด จะได้ค่าของสัญญาณอยู่ในช่วง $[-1, 1]$ ซึ่งคำนวณได้ตามสมการที่ (3.3)

$$x' = \frac{x - \text{mean}(x)}{\max(x) - \min(x)} \quad (3.3)$$

การทำให้เป็นมาตรฐาน (standardization) นำเอาข้อมูลสัญญาณที่วิเคราะห์หาลบออกด้วยค่าเฉลี่ยและหารด้วยค่าเบี่ยงเบนของค่าแอมพลิจูด จะได้ค่าของสัญญาณที่มีค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์ และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) เป็นหนึ่ง ซึ่งเหมาะกับข้อมูลที่มีคุณลักษณะเป็นการแจกแจงปกติ (normal distribution หรือ Gaussian distribution) สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ (3.4)

$$x' = \frac{x - \text{mean}(x)}{\text{std}(x)} \quad (3.4)$$

โดยที่ $\min(x)$ คือ ค่าต่ำสุดของสัญญาณ x

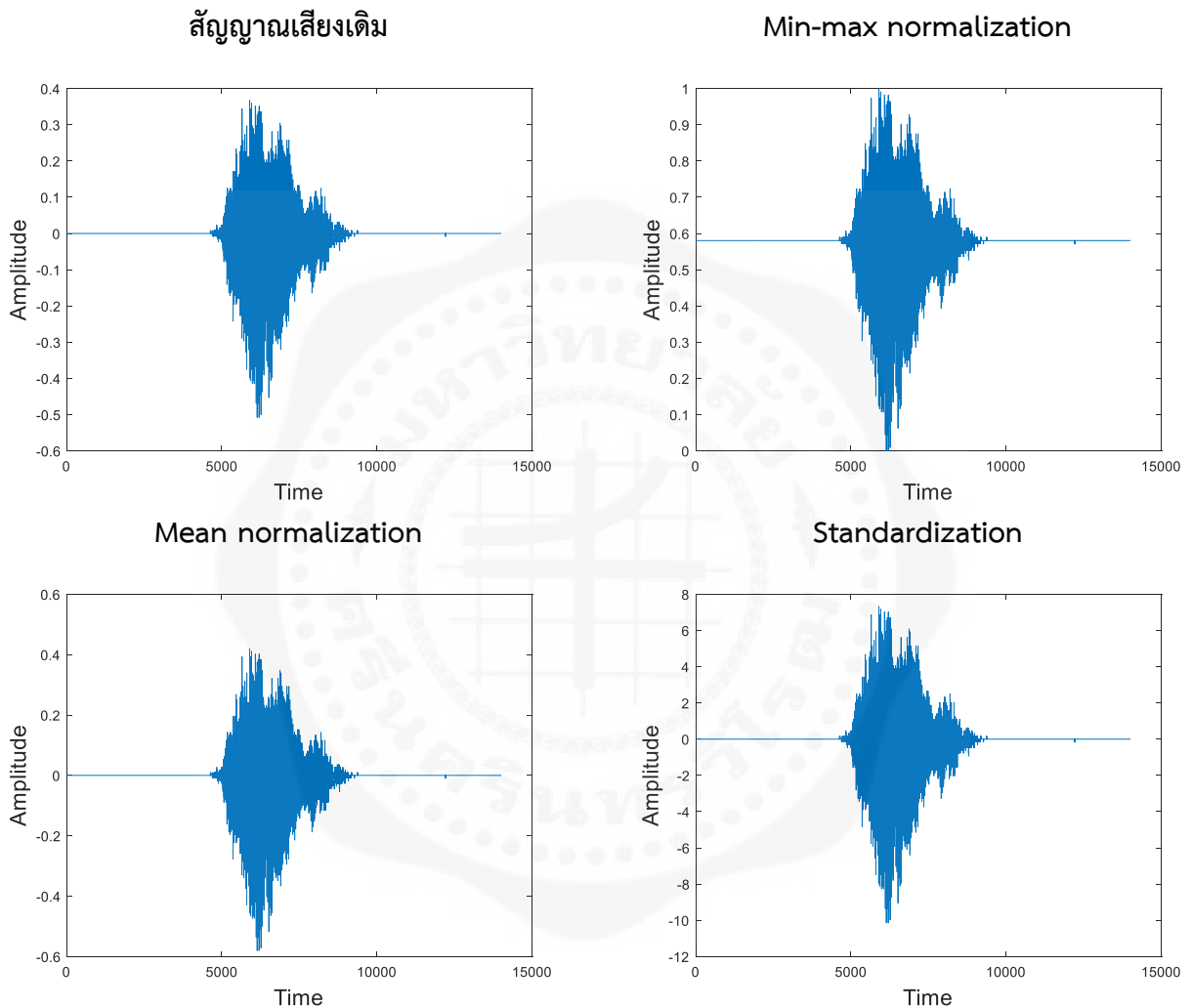
$\max(x)$ คือ ค่าสูงสุดของสัญญาณ x

$\text{mean}(x)$ คือ ค่าเฉลี่ยของสัญญาณ x

$\text{std}(x)$ คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณ x

ตัวอย่างที่ 3.5 การทำให้เป็นบรรทัดฐานและมาตรฐาน

```
1 % min-max normalization
2 x_minmax_norm = (x - min(x))/(max(x) - min(x));
3
4 % mean normalization
5 x_mean_norm = (x - mean(x))/(max(x)-min(x));
6
7 % standard normalization
8 x_std_norm = (x - mean(x))/std(x);
```



รูปที่ 3.3 การทำให้เป็นบรรทัดฐานและมาตรฐานของสัญญาณเสียงพูด

3.4 การวางกรอบสัญญาณ (Windowing)

สัญญาณในธรรมชาติส่วนใหญ่ มักมีลักษณะที่ไม่เป็นคาบที่แน่นอนหรือไม่คงที่ (non-stationary) หรือมีความถี่และแอมพลิจูดที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลาอย่างไม่แน่นอน เช่น เสียงพูดมีความถี่และแอมพลิจูดเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ขึ้นอยู่กับคำที่พูด อารมณ์ และลักษณะการออกเสียง อัตราการเต้นของหัวใจมีการเปลี่ยนแปลงตามกิจกรรมของร่างกาย สภาวะจิตใจ และสภาพแวดล้อม สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง มีการเปลี่ยนแปลงตามการรับรู้ สติ หรือการพักผ่อน ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมีลักษณะที่ไม่คงที่

การวางกรอบสัญญาณเป็นขั้นตอนที่สำคัญในการเตรียมสัญญาณสำหรับการวิเคราะห์เชิงความถี่ แต่การวางกรอบสัญญาณยังสามารถนำมาใช้ในการประมวลผลสัญญาณในโดเมนเวลา โดยมีวัตถุประสงค์หลายประการ เช่น

1. การลดผลกระทบจากขอบ (edge effects) โดยการปรับความแรงของสัญญาณให้ค่อย ๆ ลดลงที่ขอบของกรอบสัญญาณ ซึ่งจะทำให้สัญญาณไม่เกิดการตัดแบบกระทันหัน และลดการเกิด Gibbs phenomenon ทำให้ขอบสัญญาณนุ่มนวลขึ้น ลดการสั่นไหว (ringing) และการโอเวอร์ชูต (overshoot) ได้
2. การวิเคราะห์สัญญาณในช่วงเวลาสั้น ๆ ใช้ตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณตามกรอบเวลา

การวางกรอบสัญญาณจึงเป็นวิธีที่นิยมใช้ เพื่อแบ่งสัญญาณออกเป็นช่วง ๆ ให้เหมาะสมในการวิเคราะห์ข้อมูลตามกรอบสัญญาณนั้น และเพื่อนำไปคำนวณค่าคุณลักษณะของสัญญาณในช่วงนั้น ๆ เช่น การวางกรอบสัญญาณเพื่อแบ่งสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อเป็นช่วง ๆ ละเท่า ๆ กัน เพื่อช่วยในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อที่มีการบีบและคลายตัวในแต่ละช่วงเวลา การวิเคราะห์สัญญาณเสียงพูดที่ประกอบด้วยคำที่มีการออกเสียงที่แตกต่างกัน หรือการแบ่งสัญญาณที่มีเสียงพูดและสัญญาณที่ไม่มีเสียงพูด การแบ่งสัญญาณออกเป็นช่วงสามารถช่วยจำแนกคำ ซึ่งนิยมวิเคราะห์สัญญาณเป็นช่วง ๆ ละ 10-30 มิลลิวินาที การวางกรอบสัญญาณสามารถวางซ้อนทับกัน โดยนิยมซ้อนทับกันไม่เกิน 50% เพื่อให้ข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์มีความต่อเนื่องและป้องกันการสูญเสียข้อมูลที่สำคัญในการวิเคราะห์

สัญญาณในแต่ละกรอบสัญญาณจะคูณด้วยฟังก์ชันหน้าต่าง (window function) ซึ่งมีหลายประเภทโดยมีลักษณะการลดทอนสัญญาณที่แตกต่างกันไป เช่น หน้าต่างสี่เหลี่ยม (rectangular window) หน้าต่างแฮมมิง (Hamming window) หน้าต่างแฮนนิ่ง (Hanning window) หน้าต่างแบล็กแมน (Blackman window) และหน้าต่างไกเซอร์ (Kaiser window) การเลือกฟังก์ชันหน้าต่าง ควรเลือกใช้ฟังก์ชันที่สามารถควบคุมขนาดและรูปร่างของโลบหลัก (main lobe) และโลบข้าง (side lobe) ในโดเมนความถี่ เพื่อลดการบิดเบือนของสัญญาณ เช่น ในการประมวลผลสัญญาณเสียงพูด เรานิยมใช้หน้าต่างแฮมมิงหรือแฮนนิ่ง เพราะสามารถเน้นสัญญาณเสียงในโลบหลัก และลดความสำคัญของสัญญาณเสียงในโลบข้าง แต่ยังคงความต่อเนื่องของสัญญาณเสียงในแต่ละหน้าต่าง ลักษณะของฟังก์ชันหน้าต่างในแต่ละแบบมีโลบหลักและโลบข้างแตกต่างกันตามรูปที่ 3.4 - 3.7

3.4.1 ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม (Rectangular Window)

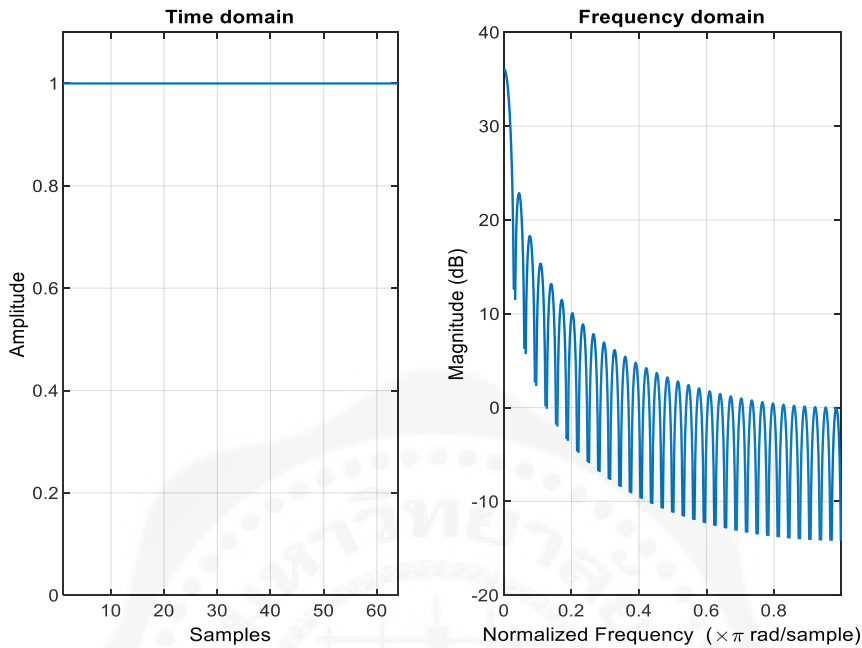
ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม (rectangular window) เป็นฟังก์ชันหน้าต่างที่เรียบง่ายที่สุด โดยมีลักษณะเป็นฟังก์ชันค่าคงที่ที่กำหนดให้สัญญาณผ่านได้ทั้งหมดภายในช่วงของกรอบสัญญาณ และเป็นศูนย์นอกกรอบสัญญาณนั้น ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมสามารถนิยามได้ตามสมการที่ (3.5)

$$\omega(n) = \begin{cases} 1 & , 0 \leq n < N \\ 0 & , otherwise \end{cases} \quad (3.5)$$

โดยที่ $\omega(n)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของหน้าต่างในตำแหน่ง n ซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง $N - 1$ และ N คือ ความกว้างหน้าต่าง

ตัวอย่างการสร้างฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมขนาด 64 จุด และแสดงผลพล็อตโดยใช้ wvtool ดังแสดงในรูปที่ 3.4

```
>> L = 64;
>> wvtool(hamming(L))
```



รูปที่ 3.4 ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมและผลตอบสนองเชิงความถี่

ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมมักถูกใช้ในกรณีที่ต้องการประมวลผลสัญญาณอย่างรวดเร็ว โดยข้อมูลภายในกรอบสัญญาณไม่มีการสูญเสีย เนื่องจากสัญญาณทั้งหมดถูกนำไปใช้ในการวิเคราะห์ หรือในสถานการณ์ที่การบิดเบือนสัญญาณจากโลบข้างไม่ส่งผลกระทบต่อกรวิเคราะห์มากนัก เนื่องจากมีโลบข้างที่สูง ทำให้เกิดปัญหาการรั่วไหลของความถี่ (spectral leakage) แต่ไม่กระจายพลังงานของสัญญาณไปยังความถี่อื่น ๆ มากเกินไป ซึ่งอาจทำให้ความถี่ที่อยู่ใกล้เคียงกับความถี่หลักปะปนกันได้ จึงไม่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณที่ต้องการความแม่นยำสูงในโดเมนความถี่

3.4.2 ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิง (Hamming Window)

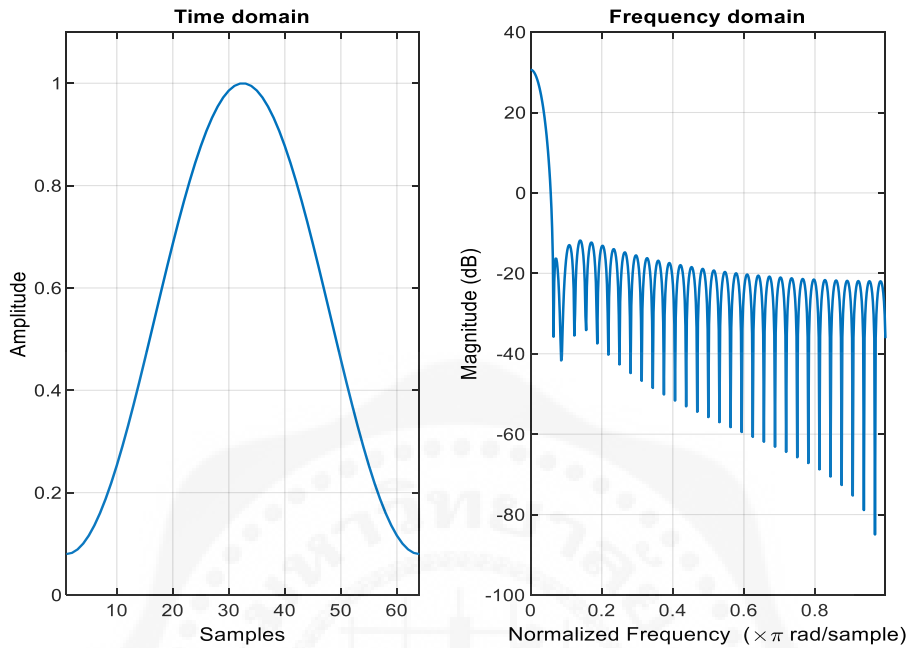
ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิง (Hamming window) มีลักษณะคล้ายรูปประฆังคว่ำ ซึ่งมีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง 1 โดยค่าของฟังก์ชันนี้จะมีค่าสูงสุดที่จุดกึ่งกลางของหน้าต่างและจะลดลงไปที่ขอบทั้งสองข้าง ค่าที่ขอบจะไม่เป็นศูนย์ แต่จะมีค่าประมาณ 0.08 ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิงสามารถนิยามได้ตามสมการที่ (3.6)

$$\omega(n) = \begin{cases} 0.54 - 0.46\cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), & 0 \leq n < N \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.6)$$

โดยที่ $\omega(n)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของหน้าต่างในตำแหน่ง n ซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง $N - 1$ และ N คือ ความกว้างหน้าต่าง

ตัวอย่างการสร้างฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิงขนาด 64 จุด และแสดงผลพล็อตโดยใช้ฟังก์ชัน `wvtool` (รูปที่ 3.5)

```
>> L = 64;
>> wvtool(hamming(L))
```



รูปที่ 3.5 ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิงและผลตอบสนองเชิงความถี่

ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิงช่วยรักษารูปแบบของสัญญาณ ลดผลกระทบของการรั่วไหลของความถี่ และยังคงรักษาความละเอียดในโดเมนความถี่ที่ดีในระดับหนึ่ง แต่การลดการรั่วไหลของความถี่ ส่งผลต่อการลดทอนของความละเอียดในโดเมนความถี่ ซึ่งอาจทำให้ไม่สามารถแยกความถี่ที่อยู่ใกล้เคียงกันได้อย่างชัดเจน

3.4.3 ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิ่ง (Hanning Window)

ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิ่ง (Hanning window) มีลักษณะเป็นรูปประฆังคว่ำ ซึ่งมีค่าสูงสุดที่จุดกึ่งกลางของหน้าต่าง และลดลงไปจนถึงศูนย์ที่ขอบทั้งสองข้าง เนื่องจากค่าที่ขอบของหน้าต่างแฮนนิ่งเป็นศูนย์ ทำให้สัญญาณที่ผ่านหน้าต่างนี้ถูกลดทอนอย่างมากที่ขอบ ซึ่งช่วยลดการกระแทก (discontinuity) ที่ขอบของสัญญาณได้อย่างมีประสิทธิภาพ ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิ่งสามารถนิยามได้ตามสมการที่ (3.7)

$$\omega(n) = \begin{cases} 0.5 \left(1 - \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \right), & 0 \leq n < N \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.7)$$

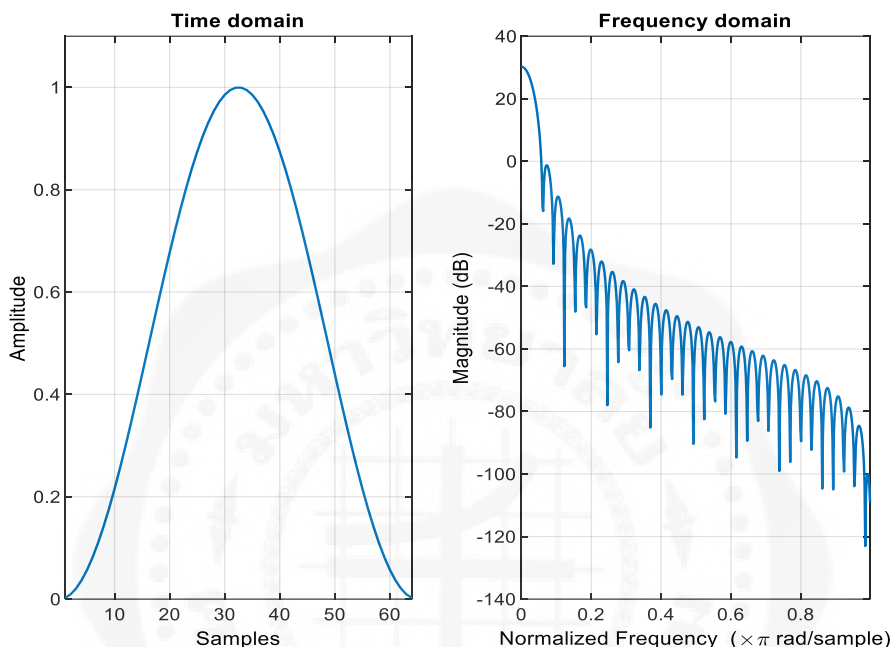
โดยที่ $\omega(n)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของหน้าต่างในตำแหน่ง n ซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง $N - 1$ และ N คือ จำนวนตัวอย่างทั้งหมดในหน้าต่าง

ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิ่งช่วยทำให้ผลลัพธ์มีความนุ่มนวลขึ้น ลดการรบกวนที่เกิดจากขอบของสัญญาณ และลดปัญหาการกระแทกที่อาจเกิดขึ้นที่ขอบของสัญญาณ เนื่องจากค่าที่ขอบของหน้าต่างเป็นศูนย์ ในทางกลับกัน

การลดทอนสัญญาณมากที่ขอบอาจทำให้พลังงานของสัญญาณลดลง ซึ่งอาจทำให้การวิเคราะห์สัญญาณบางประเภทมีความแม่นยำลดลง และสูญเสียความละเอียดในโดเมนความถี่มากกว่าหน้าต่างแฮมมิง ทำให้การแยกแยะความถี่ที่อยู่ใกล้เคียงกันอาจทำได้ยากขึ้น

ตัวอย่างการสร้างฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิงขนาด 64 จุด และแสดงผลพล็อตโดยใช้ฟังก์ชัน `wvtool` (รูปที่ 3.6)

```
>> L = 64;
>> wvtool(hann(L))
```



รูปที่ 3.6 ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิงและผลตอบสนองเชิงความถี่

3.4.4 ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมน (Blackman Window)

ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมน (Blackman window) มีลักษณะ "ป้าน" ที่ปลายทั้งสองด้าน ซึ่งช่วยลดการรั่วไหลของความถี่ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ค่าของฟังก์ชันแบล็กแมนจะลดลงอย่างรวดเร็วเมื่อเข้าใกล้ขอบของหน้าต่าง ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมนสามารถนิยามได้ตามสมการที่ (3.8)

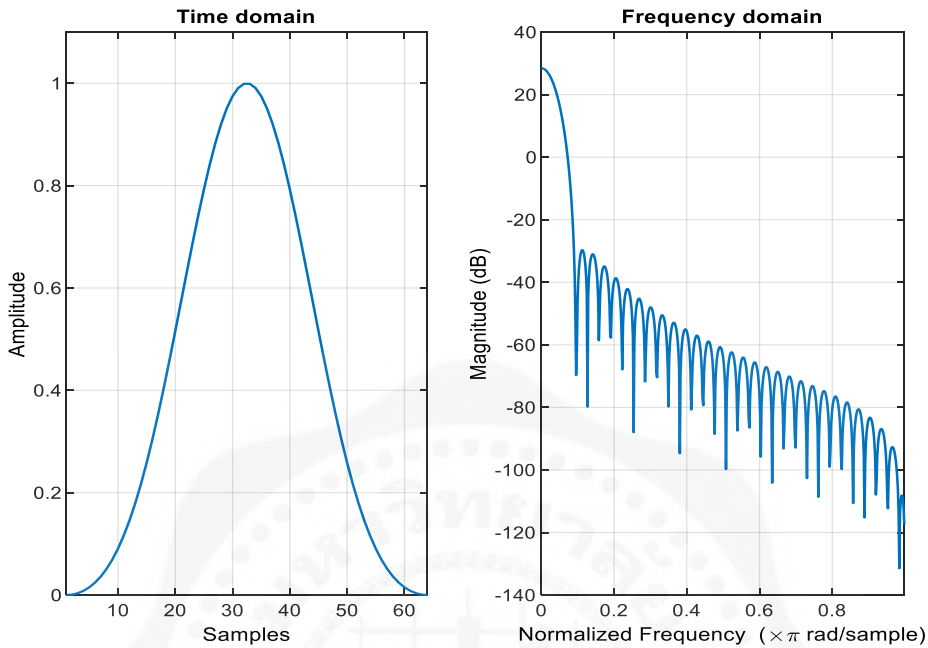
$$\omega(n) = \begin{cases} 0.42 - 0.5\cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + 0.08\cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right) & , 0 \leq n < \left(\frac{N}{2}\right) - 1 \\ 0 & , otherwise \end{cases} \quad (3.8)$$

โดยที่ $\omega(n)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของหน้าต่างในตำแหน่ง n ซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง $N - 1$, N คือ จำนวนตัวอย่างทั้งหมดในหน้าต่าง ส่วน $\omega(n)$ ในช่วง $\left(\frac{N}{2}\right) \leq n < N$ จะเกิดจากการสะท้อนของ $\omega(n)$ ในสมการที่ (3.8)

ขอบของหน้าต่างของฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมน มีค่าที่ใกล้เคียงกับศูนย์ ซึ่งช่วยลดปัญหาการกระแทกที่ขอบของสัญญาณได้ดี ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมนเป็นหนึ่งในฟังก์ชันหน้าต่างที่มีความคมชัดสูง ลดการรั่วไหลของสเปกตรัมได้ดีกว่าหน้าต่างอื่น ๆ เช่น แฮมมิงหรือแฮนนิง แต่ก็ทำให้ความละเอียดในโดเมนความถี่ลดลงด้วยเช่นกันเมื่อเทียบกับฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิงและแฮนนิง

ตัวอย่างการสร้างฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมนขนาด 64 จุด จากนั้นแสดงผลพล็อตโดยใช้ฟังก์ชัน `wvtool` (รูปที่ 3.7)

```
>> L = 64;
>> wvtool(blackman(L))
```



รูปที่ 3.7 ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมนและผลตอบสนองเชิงความถี่

3.4.5 ฟังก์ชันหน้าต่างไกเซอร์ (Kaiser Window)

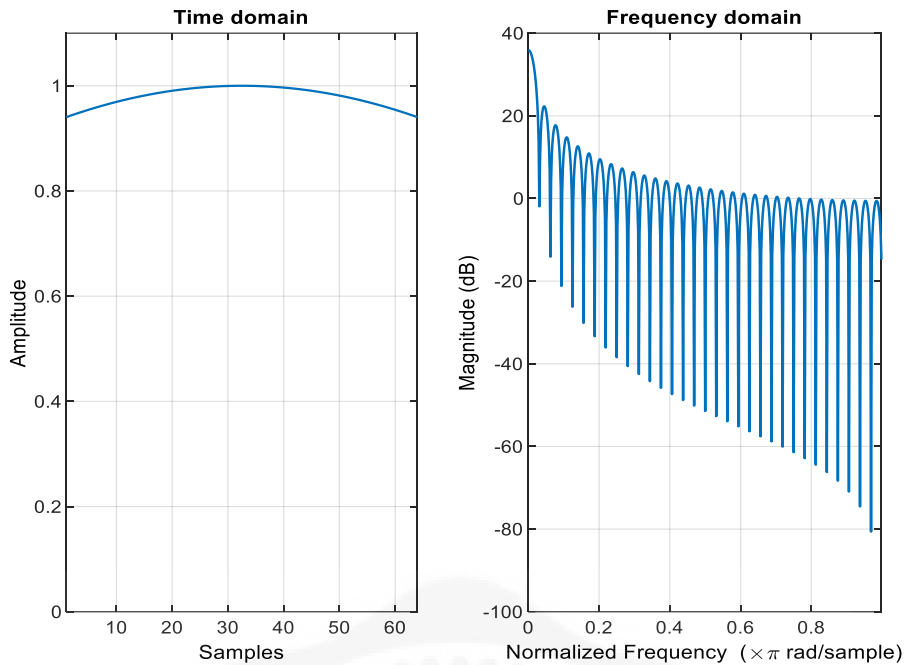
ฟังก์ชันหน้าต่างไกเซอร์ (Kaiser window) เป็นฟังก์ชันหน้าต่างที่ยืดหยุ่นและมีความสามารถในการปรับความกว้างและความราบเรียบของหน้าต่าง เพื่อควบคุมการรั่วไหลของความถี่ ฟังก์ชันหน้าต่างไกเซอร์นิยามได้ตามสมการที่ (3.9)

$$\omega(n) = \begin{cases} \frac{I_0 \left(\beta \sqrt{1 - \left(\frac{n - \frac{N}{2}}{\frac{N}{2}} \right)^2} \right)}{I_0(\beta)} & , 0 \leq n < N \\ 0 & , otherwise \end{cases} \quad (3.9)$$

โดยที่ $\omega(n)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของหน้าต่างในตำแหน่ง n ซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง $N - 1$, N คือ จำนวนตัวอย่างทั้งหมดในหน้าต่าง, β คือ พารามิเตอร์ที่ควบคุมรูปร่างของหน้าต่าง และ I_0 คือ ฟังก์ชันเบสเซลชนิดที่หนึ่งและลำดับศูนย์

ตัวอย่างการสร้างฟังก์ชันหน้าต่างไกเซอร์ขนาด 64 จุด จากนั้นแสดงผลพล็อตโดยใช้ฟังก์ชัน `wvtool` (รูปที่ 3.8)

```
>> L = 64;
>> wvtool(kaiser(L))
```

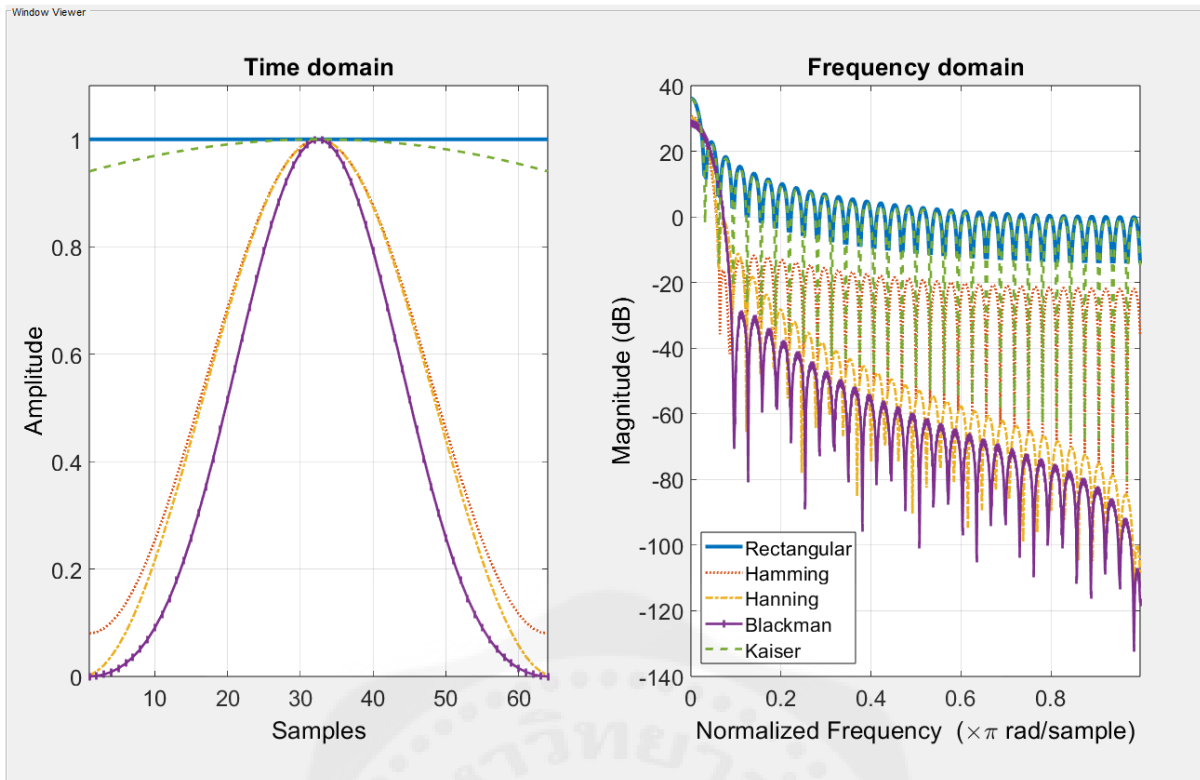


รูปที่ 3.8 ฟังก์ชันหน้าต่างโกเซอร์และผลตอบสนองเชิงความถี่

รูปที่ 3.9 เปรียบเทียบฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม แฮมมิง แอนนิง แบล็กแมน และโกเซอร์ แสดงให้เห็นว่าฟังก์ชันหน้าต่างในแต่ละแบบมีโลบหลักและโลบข้างแตกต่างกัน เช่น

- ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม มีโลบหลักแคบที่สุด แต่มีโลบข้างสูงที่สุด ทำให้เกิดการรั่วไหลของความถี่มากที่สุด ใช้ในกรณีที่ต้องการแยกความถี่ที่ชัดเจนและไม่กังวลเกี่ยวกับการรั่วไหลของความถี่
- ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิง มีโลบหลักกว้างปานกลางและโลบข้างลดระดับลงเร็วกว่าฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม เหมาะกับการลดการรั่วไหลของความถี่ โดยไม่ให้โลบหลักกว้างเกินไป
- ฟังก์ชันหน้าต่างแอนนิง มีโลบหลักกว้างกว่าแฮมมิง และโลบข้างลดระดับลงเร็วกว่าฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมและแฮมมิง เหมาะกับการลดทอนสัญญาณที่ไม่ต้องการ
- ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมน มีโลบหลักกว้าง และโลบข้างลดระดับลงเร็วมาก เหมาะสำหรับการลดการรั่วไหลของสัญญาณมากที่สุด
- ฟังก์ชันหน้าต่างโกเซอร์ สามารถปรับความกว้างของโลบหลักและระดับของโลบข้างได้ตามต้องการ โดยการปรับค่าพารามิเตอร์ มีความยืดหยุ่นสูง เหมาะกับงานที่ต้องการปรับความสมดุลระหว่างความกว้างของโลบหลักและระดับของโลบข้างตามความต้องการ

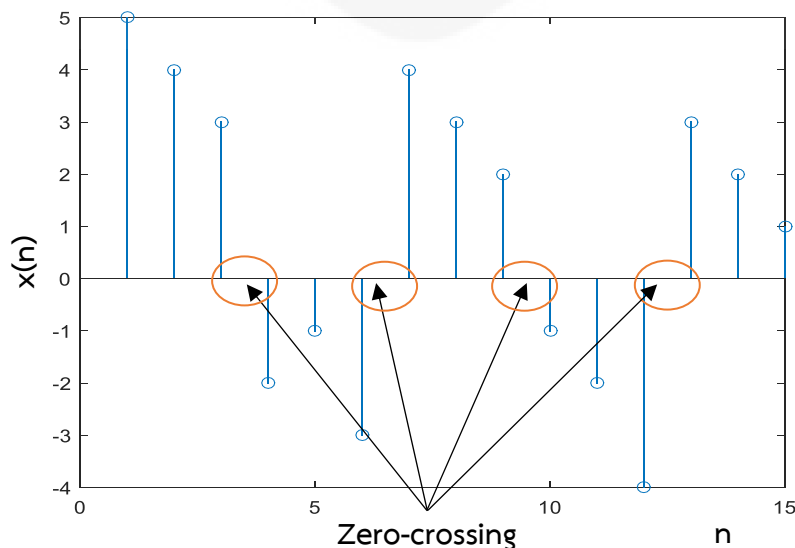
```
>>L= 64
>>wvt = wvtool(rectwin(L), hamming(L), hanning(L), blackman(L), kaiser(L));
>>legend(wvt.CurrentAxes,'Rectangular','Hamming','Hanning','Blackman','Kaiser');
```



รูปที่ 3.9 เปรียบเทียบฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม แฮมมิง แฮนนิง แบล็กแมน และไกเซอร์

3.5 อัตราการตัดผ่านศูนย์ (Zero-Crossing Rate)

อัตราการตัดผ่านศูนย์ (Zero-Crossing Rate: ZCR) คือ จำนวนครั้งของสัญญาณที่ตัดแกนศูนย์ในช่วงเวลาใด ๆ ภายในหน้าต่างที่กำหนด รูปที่ 3.10 แสดงตัวอย่างการตัดผ่านศูนย์จำนวน 4 ครั้ง ของสัญญาณที่มีขนาด 15 ข้อมูล ดังนั้นอัตราการตัดผ่านศูนย์จึงมีค่าเท่ากับ $4/15$ หรือ 0.27 อัตราการตัดผ่านศูนย์สามารถนิยามได้ตามสมการที่ (3.10) และสามารถนิยามได้อีกรูปแบบตามสมการที่ (3.11) การเขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณอัตราการตัดผ่านศูนย์ของสัญญาณใน MATLAB แสดงในตัวอย่างที่ 3.6



รูปที่ 3.10 อัตราการตัดผ่านศูนย์

$$ZCR = \frac{1}{K} \sum_{n=1}^K \{S_n S_{n-1} < 0\} \quad (3.10)$$

$$ZCR = \frac{1}{K} \sum_{n=1}^K \frac{|sgn\{S_n\} - sgn\{S_{n-1}\}|}{2} \quad (3.11)$$

เมื่อ $sgn\{S_n\} = \begin{cases} +1, & S_n \geq 0 \\ -1, & S_n < 0 \end{cases}$

โดยที่ ZCR คือ อัตราการตัดผ่านศูนย์

S_n และ S_{n-1} คือ สัญญาณ ณ จุด n และ $n - 1$

K คือ ความกว้างของกรอบสัญญาณ

ตัวอย่างที่ 3.6 อัตราการตัดผ่านศูนย์ของสัญญาณ

```

1 function y = zero_crossing_rate(x)
2 % If x is a vector, y = zcr.
3 % If x is a matrix, y = a row vector of zcr of each column.
4     y = sum(abs(diff(x>0)))/length(x);
5 end

```

อัตราการตัดผ่านศูนย์สามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้หลายด้าน เช่น

- การจำแนกเสียงพูด (voiced speech) และเสียงที่ไม่ได้ออกเสียงหรือเสียงเสียดแทรกที่ไม่ได้ออกเสียง (unvoiced speech/unvoiced fricative) โดยทั่วไปสัญญาณเสียงที่ไม่ได้ออกเสียง (เป็นเสียงที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของอากาศผ่านช่องทางเสียงโดยไม่มีการสั่นของสายเสียง) จะมี ZCR สูงกว่าเสียงพูดที่มีการสั่นของสายเสียง การวิเคราะห์ค่า ZCR ช่วยให้เราสามารถจำแนกเสียงพูดจากเสียงที่ไม่ได้ออกเสียงได้ ซึ่งมีประโยชน์ในการพัฒนาเทคโนโลยีตรวจสอบเสียงพูดแบบอัตโนมัติ (Qi et al., 1993)
- สัญญาณไฟฟ้าสมองของผู้ป่วยที่มีอาการชักมักจะแสดงการเปลี่ยนแปลงของรูปแบบคลื่น เช่น การเพิ่มขึ้นอย่างฉับพลันของแอมพลิจูดและความถี่ ZCR สามารถใช้เป็นเครื่องมือในการตรวจจับช่วงเวลาที่เกิดการชักได้ โดยการวัดจำนวนครั้งที่สัญญาณ EEG ตัดผ่านศูนย์ในช่วงเวลาหนึ่ง หาก ZCR สูงผิดปกติ อาจเป็นสัญญาณที่บ่งชี้ถึงการเกิดอาการชัก แต่อาจต้องใช้การวิเคราะห์คุณสมบัติอื่น ๆ ร่วมด้วยเพื่อเพิ่มความแม่นยำ (Alotaiby et al., 2014)
- การวิเคราะห์กิจกรรมของกล้ามเนื้อเพื่อระบุความถี่ของการกระตุ้นกล้ามเนื้อในช่วงเวลาหนึ่ง การเปลี่ยนแปลงของ ZCR อาจบ่งบอกถึงการเปลี่ยนแปลงในกิจกรรมของกล้ามเนื้อ เช่น ในผู้ป่วยที่มีปัญหาทางระบบประสาท กล้ามเนื้ออาจแสดงลักษณะของการกระตุกหรือการเกร็งที่ผิดปกติ ซึ่งสามารถตรวจจับได้จากการวิเคราะห์ ZCR ของสัญญาณ EMG (Conradsen et al., 2012)

3.6 พลังงานและกำลังของสัญญาณ (Signal Energy and Signal Power)

พลังงานของสัญญาณ เป็นคุณลักษณะหนึ่งที่ยอมรับใช้ในการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น เนื่องจากเป็นวิธีที่คำนวณง่ายและรวดเร็ว การคำนวณค่าพลังงานของสัญญาณ สามารถพิจารณาสัญญาณในแต่ละกรอบสัญญาณแล้วคำนวณผลรวมของค่าสัญญาณกำลังสอง ดังแสดงในสมการที่ (3.12) ส่วนกำลังของสัญญาณ เป็นค่าพลังงานเฉลี่ยต่อกรอบสัญญาณ หรือการนำค่าพลังงานหารด้วยจำนวนข้อมูลในกรอบสัญญาณที่พิจารณา ดังแสดงในสมการที่ (3.13)

พลังงานของสัญญาณ (Signal Energy)

$$E = \sum_{n=-N}^N |x[n]|^2 \quad (3.12)$$

$$x = [1,3,5,7,9] \quad E = 1 + 9 + 25 + 49 + 81 = 165$$

ค่าพลังงานของสัญญาณดิจิทัล $x(n)$ สามารถคำนวณใน MATLAB ได้ดังนี้

```
>> Ex = sum(x .* conj(x)); % one approach  
>> Ex = sum(abs(x) .^ 2); % another approach
```

กำลังของสัญญาณ (Signal Power)

$$P = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{n=-N}^N |x[n]|^2 \quad (3.13)$$

$$x = [1,3,5,7,9] \quad P = \frac{1 + 9 + 25 + 49 + 81}{5} = \frac{165}{5} = 33$$

ค่ากำลังของสัญญาณดิจิทัล $x(n)$ สามารถคำนวณใน MATLAB ได้ดังนี้

```
>> Px = sum(x .* conj(x))/length(x); % one approach  
>> Px = sum(abs(x) .^ 2)/length(x); % another approach
```

คำถามท้ายบท

กำหนดสัญญาณดิจิทัล 3 สัญญาณต่อไปนี้

$$s1 = [-5 -4 -3 -2 -1 0 1 2 3 4 5]$$

$$s2 = [-1 1 -1 1 -1 1 -1 1 -1 1]$$

$$s3 = [1 0 0 1 0 1 1 0 0 1 1]$$

1. คำนวณค่าต่อไปนี้ของทั้ง 3 สัญญาณ

1.1 การปรับเรียงสัญญาณด้วยวิธีค่ามัธยฐานเคลื่อนที่ ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ และเอกซ์โพเนนเชียล

1.2 อัตราการตัดผ่านศูนย์

- 1.3 พลังงานของสัญญาณ
- 1.4 กำลังของสัญญาณ
- 2 เขียนโปรแกรมเพื่อสร้างบรรทัดฐานข้อมูลของสัญญาณ $x(n) = \sin(n)$; $n = 0:0.01:50$ ด้วยวิธีดังต่อไปนี้
 - 2.1 การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบค่าต่ำสุด-ค่าสูงสุด
 - 2.2 การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบค่าเฉลี่ย
 - 2.3 การทำให้เป็นมาตรฐาน
- 3 อธิบายข้อดีข้อเสียของฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยม ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิง ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิง ฟังก์ชันหน้าต่างแบล็กแมน และฟังก์ชันหน้าต่างไกเซอร์

เอกสารอ้างอิง

1. Semmlow, J. L. (2004). Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB-Based Applications. Marcel Dekker.
2. National Institute of Standards and Technology. (2012). Introduction to Time Series Analysis. Retrieved January 15, 2016, from <http://itl.nist.gov/div898/handbook/pmc/section4/pmc4.htm>
3. Qi, Y. and B. R. Hunt (1993). Voiced-Unvoiced-Silence Classifications of Speech Using Hybrid Features and a Network Classifier. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing 1(2): 250-255.
4. Alotaiby, T. N., S. A. Alshebeili, T. Alshawi, I. Ahmad and F. E. Abd El-Samie (2014). EEG Seizure Detection and Prediction Algorithms: A Survey. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing 2014(1): 183.
5. Conradsen, I., S. Beniczky, K. Hoppe, P. Wolf and H. B. D. Sorensen (2012). Automated Algorithm for Generalized Tonic-Clonic Epileptic Seizure Onset Detection Based on sEMG Zero-Crossing Rate. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 59(2): 579-585.

บทที่ 4

การวิเคราะห์สเปกตรัม

Spectral Analysis

4.1 บทนำ

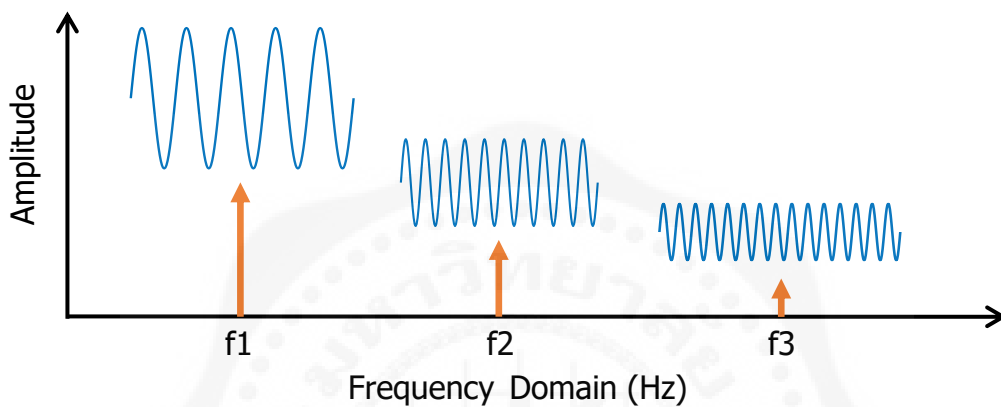
สัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ เช่น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณไฟฟ้าสมอง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นสัญญาณที่มีความซับซ้อน เนื่องจากประกอบด้วยความถี่ที่หลากหลายระดับที่ผสมผสานกัน ตัวอย่างสัญญาณในรูปที่ 4.1 (ก) คือสัญญาณที่ประกอบด้วยสัญญาณย่อยในรูปที่ 4.2 (ข) ที่มีความถี่และแอมพลิจูดที่ต่างกันมารวมกัน การวิเคราะห์สัญญาณเหล่านี้ในโดเมนเวลา จึงอาจไม่เพียงพอในการเข้าใจพฤติกรรมและคุณสมบัติของสัญญาณอย่างละเอียด การวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ (frequency domain) สามารถให้ข้อมูลเชิงลึกเกี่ยวกับองค์ประกอบของความถี่ที่ประกอบกันเป็นสัญญาณ



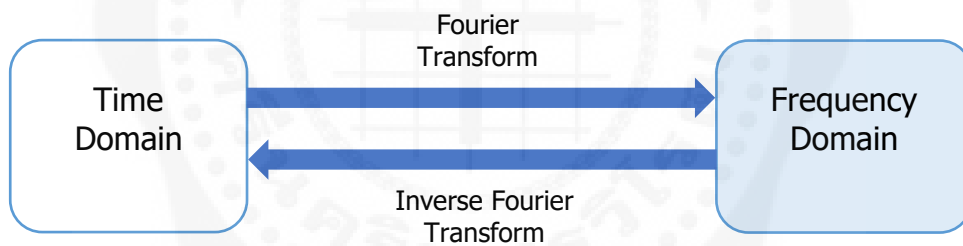
รูปที่ 4.1 การแยกแยะสัญญาณในแต่ละช่วงความถี่

การวิเคราะห์สเปกตรัม (spectral analysis) เป็นกระบวนการคำนวณในโดเมนความถี่เพื่อบอกองค์ประกอบทางความถี่ของสัญญาณ ซึ่งมีความสำคัญอย่างมากในการศึกษาคุณสมบัติและพฤติกรรมของสัญญาณต่าง ๆ เช่น ในรูปที่ 4.2 แสดงองค์ประกอบความถี่ 3 ระดับที่มีขนาดแอมพลิจูดต่างกัน วิธีการวิเคราะห์สเปกตรัมสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การแปลงฟูเรียร์หรือฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม (Fourier transform) ใช้ในการแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลาไปยังโดเมนความถี่ ซึ่งช่วยให้เราสามารถแยกแยะและวิเคราะห์องค์ประกอบความถี่ต่าง ๆ ที่ประกอบกันเป็นสัญญาณได้อย่างละเอียด การทราบว่าแต่ละความถี่มีบทบาทอย่างไรในสัญญาณ ช่วยให้เราสามารถประมวลผลสัญญาณเพื่อแยกแยะสัญญาณที่สนใจ เพื่อปรับปรุงคุณภาพสัญญาณด้วยการกรองสัญญาณรบกวน การคัดเลือกสัญญาณในช่วงความถี่ที่สนใจ และเพื่อช่วยในการวินิจฉัยความผิดปกติของสัญญาณที่อาจบ่งบอกถึงโรคต่าง ๆ เป็นต้น นอกจากนี้การแปลงฟูเรียร์ยังสามารถนำไปใช้ในการแปลงสัญญาณทางความถี่กลับไปยังสัญญาณทางเวลาได้ โดยใช้การแปลงฟูเรียร์ผกผันหรืออินเวอร์สฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม (inverse Fourier

transform) เพื่อให้ได้สัญญาณต้นฉบับกลับมา ตามแผนผังในรูปที่ 4.3 การแปลงฟูรีเยร์และการแปลงฟูรีเยร์ผกผันเป็นกระบวนการที่มีความสำคัญในการประมวลผลสัญญาณ และงานวิศวกรรมหลาย ๆ ด้าน นอกจากการแปลงฟูรีเยร์ การแปลงกaborหรือกaborทรานสฟอร์ม (Gabor transform) เป็นวิธีที่ช่วยวิเคราะห์สัญญาณทั้งในโดเมนเวลาและความถี่พร้อมกัน เหมาะกับสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงความถี่ตามเวลา และการแปลงเวฟเล็ตหรือเวฟเล็ตทรานสฟอร์ม (wavelet transform) ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะไม่คงที่หรือมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว เป็นต้น ในบทนี้เราจะมาเรียนรู้พื้นฐานการแปลงฟูรีเยร์เพื่อวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณต่าง ๆ



รูปที่ 4.2 การแยกสัญญาณในแต่ละช่วงความถี่และองค์ประกอบความถี่ในแต่ละสัญญาณ



รูปที่ 4.3 การแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาไปยังโดเมนความถี่ และการแปลงสัญญาณในโดเมนความถี่กลับไปยังโดเมนเวลา

4.2 การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ (Fourier Analysis)

การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ (Fourier analysis) เป็นเทคนิคที่ใช้ในการแยกสัญญาณหรือฟังก์ชันออกเป็น ส่วนประกอบความถี่ที่แตกต่างกัน โดยการวิเคราะห์ฟูรีเยร์มีสองรูปแบบหลัก คือ อนุกรมฟูรีเยร์ (Fourier series) และการแปลงฟูรีเยร์หรือฟูรีเยร์ทรานสฟอร์ม (Fourier transform) อนุกรมฟูรีเยร์ (Fourier series) ใช้สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณที่เป็นคาบ โดยแสดงสัญญาณเป็นผลรวมของฟังก์ชันไซน์และโคไซน์ที่มีความถี่ต่าง ๆ กัน ซึ่งความถี่เหล่านี้จะสอดคล้องกับความถี่มูลฐาน (fundamental frequency) และฮาร์โมนิก (harmonics) ของสัญญาณนั้น โดยทั่วไปแล้วสัญญาณที่เป็นคาบสามารถเขียนแทนด้วยอนุกรมฟูรีเยร์ในรูปแบบดังนี้

$$x(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos(n\omega_0 t) + b_n \sin(n\omega_0 t)) \quad (4.1)$$

โดยที่ a_0 คือ ค่าคงที่หรือค่าเฉลี่ยของสัญญาณในหนึ่งคาบ

a_n และ b_n คือ สัมประสิทธิ์ของฟังก์ชันโคไซน์และไซน์ที่สอดคล้องกับฮาร์โมนิกลำดับที่ n

ω_0 คือ ความถี่เชิงมุมพื้นฐาน (fundamental angular frequency)

การแปลงฟูเรียร์หรือฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม สามารถประยุกต์ใช้เพื่อวิเคราะห์สัญญาณที่ไม่เป็นคาบแต่มีพลังงานจำกัด (finite energy) โดยแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลาไปยังโดเมนความถี่ สำหรับสัญญาณ $x(t)$ ใด ๆ สามารถแปลงฟูเรียร์ได้ต้องมีคุณสมบัติตามเงื่อนไขของดิริชเลต์ (Dirichlet conditions) ต่อไปนี้

1. ฟังก์ชัน $x(t)$ ต้องมีจำนวนของจุดสูงสุดและต่ำสุดเป็นจำนวนจำกัดในช่วงเวลาที่กำหนด ซึ่งหมายความว่าสัญญาณไม่ควรมีการสั่นที่ถี่เกินไป
2. ฟังก์ชัน $x(t)$ ต้องมีจำนวนจุดที่ไม่ต่อเนื่องเป็นค่าจำกัดภายในช่วงที่จำกัดใด ๆ
3. ค่าสัมบูรณ์ของฟังก์ชัน $x(t)$ ต้องมีพื้นที่ใต้กราฟที่จำกัด หรือต้องหาค่าอินทิกรัล (integral) ได้ดังนี้

$$\int_{-\infty}^{\infty} |x(t)| dt < \infty \quad (4.2)$$

เงื่อนไขเหล่านี้มีความสำคัญ เพื่อให้ผลลัพธ์ของการแปลงฟูเรียร์มีความถูกต้อง และป้องกันปัญหาอินทิกรัลไม่ลู่เข้าหรือผลลัพธ์ไม่ต่อเนื่อง

4.2.1 การแปลงฟูเรียร์ (Fourier Transform)

จากที่ได้กล่าวไปแล้วนั้น การแปลงฟูเรียร์ คือ การแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลาไปเป็นโดเมนความถี่ สามารถประยุกต์ใช้กับสัญญาณที่เป็นคาบและไม่เป็นคาบ โดยมีคุณสมบัติตามเงื่อนไขของดิริชเลต์ เราสามารถแปลงฟูเรียร์ของฟังก์ชันสัญญาณต่อเนื่องทางเวลา $x(t)$ ได้ตามสมการที่ (4.3) ดังนี้

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (4.3)$$

โดยที่ $X(\omega)$ คือ ผลลัพธ์ของการแปลงฟูเรียร์ ซึ่งแสดงความถี่ต่าง ๆ และขนาดของความถี่นั้น ๆ

ω คือ ความถี่เชิงมุม (rad/s) มีค่าเท่ากับ $2\pi f$, f คือ ความถี่ มีหน่วยเป็นเฮิรตซ์ (Hertz: Hz)

$e^{-j\omega t}$ เป็นการแทนฟังก์ชันไซน์และโคไซน์ในรูปเชิงซ้อนที่ใช้สูตรออยเลอร์ (Euler's formula) ซึ่ง $e^{-j\omega t} = \cos(\omega t) - j\sin(\omega t)$

การแปลงฟูเรียร์ผกผัน (inverse Fourier transform) คือ การแปลงกลับของการแปลงฟูเรียร์ ซึ่งนิยามได้ตามสมการที่ (4.4)

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{j\omega t} d\omega \quad (4.4)$$

เพื่อให้ผู้เรียนเข้าใจการคำนวณฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม ขอยกตัวอย่างการคำนวณฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของ 3 สัญญาณ ได้แก่ สัญญาณอิมพัลส์ สัญญาณคงที่ และสัญญาณเอกซ์โพเนนเชียลพัลส์ ดังแสดงต่อไปนี้

ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณอิมพัลส์ $\delta(t)$

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} \delta(t)e^{-j\omega t} dt = e^{-j\omega t}|_{t=0} = 1$$

ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณคงที่ $x(t) = c$

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} ce^{-j\omega t} dt = c \int_{-\infty}^{\infty} e^{-j\omega t} dt$$

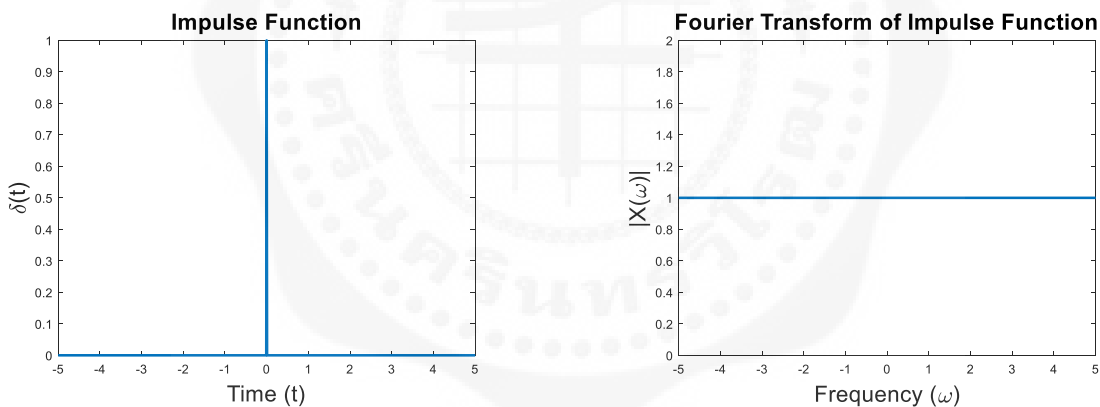
$$= c \cdot 2\pi\delta(\omega) = 2\pi c \cdot \delta(\omega) \quad \text{โดยที่ } \int_{-\infty}^{\infty} e^{-j\omega t} dt = 2\pi\delta(\omega)$$

ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณเอกซ์โพเนนเชียลพัลส์ $e^{-at}u(t)$

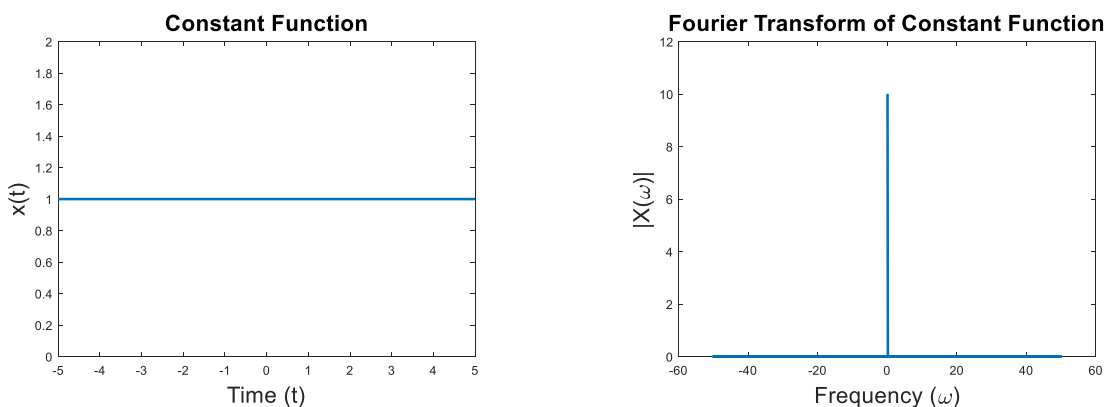
$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{-at}u(t)e^{-j\omega t} dt = \int_0^{\infty} e^{-(a+j\omega)t} dt$$

$$= \frac{1}{a+j\omega} \quad \text{เมื่อ } a > 0$$

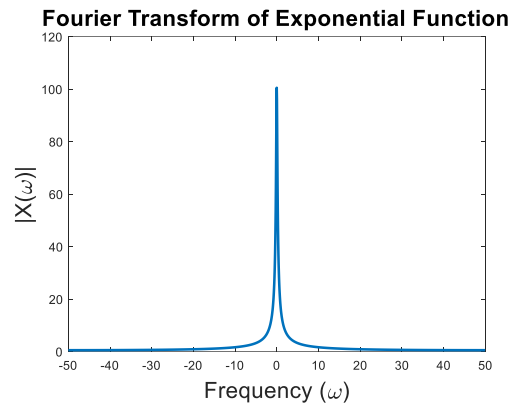
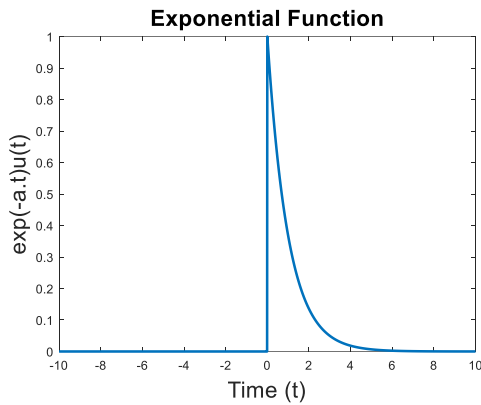
จากการคำนวณฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณอิมพัลส์ จะได้สัญญาณคงที่ในโดเมนความถี่ ซึ่งหมายความว่า ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณอิมพัลส์ประกอบด้วยทุกความถี่ในแอมพลิจูดที่เท่ากัน (รูปที่ 4.4) ส่วนสัญญาณที่มีค่าที่คือสัญญาณที่มีค่าไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลา ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณคงที่ จะได้เดลตาฟังก์ชันที่ความถี่ที่ศูนย์เฮิรตซ์ ซึ่งหมายความว่า ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณคงที่มีความถี่หลักของสัญญาณนี้อยู่ที่ศูนย์เฮิรตซ์ และมีแอมพลิจูดเป็น $2\pi c$ เราเรียกสัญญาณที่มีความถี่เป็นศูนย์นี้ว่า Direct Current component (DC component) (รูปที่ 4.5) และฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณเอกซ์โพเนนเชียลพัลส์ จะได้ความถี่หลักของสัญญาณอยู่ในย่านความถี่ต่ำ เนื่องจากการลดทอนอย่างรวดเร็วเมื่อเวลาเพิ่มขึ้น (รูปที่ 4.6)



รูปที่ 4.4 สัญญาณอิมพัลส์และฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม



รูปที่ 4.5 สัญญาณคงที่และฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม



รูปที่ 4.6 สัญญาณเอกซ์โพเนนเชียลพัลส์และฟูรีเยร์ทรานสฟอร์ม

4.2.2 การแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Transform)

การแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Transform: DFT) เป็นวิธีการแปลงลำดับของตัวเลขที่เป็นจำนวนจริงหรือจำนวนเชิงซ้อนจำนวน N จุด ให้กลายเป็นลำดับของตัวเลขเชิงซ้อนในโดเมนความถี่จำนวน N โดยมีวิธีการแปลงตามสมการที่ (4.5)

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-\frac{j2\pi nm}{N}} \quad (4.5)$$

โดยที่ $x(n)$, $n = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ เป็นลำดับของตัวเลขจำนวนจริงหรือลำดับของตัวเลขเชิงซ้อน

$X(m)$, $m = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ เป็นผลลัพธ์ของ DFT ของ $x(n)$ ขนาด N จุด (N -point DFT) ของ x จำนวนจุดที่ใช้ในการคำนวณ DFT มีผลต่อการประมาณสเปกตรัมของสัญญาณ จากสมการที่ (4.5) จะเห็นว่าค่าของ DFT หนึ่งจุดคือ $X(m)$ ที่ได้จากการบวกกันของผลคูณของ $x(n)$ กับเลขเชิงซ้อน $e^{-\frac{j2\pi nm}{N}}$, $n = 0, 1, 2, \dots, N - 1$

การแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องนี้ ต้องการการคำนวณที่ใช้ทุกตัวอย่างของข้อมูล N จุด ไปยังทุกจุดในโดเมนความถี่ ทำให้กระบวนการนี้ใช้เวลาในการคำนวณมาก โดยเฉพาะในกรณีที่ต้องการวิเคราะห์สัญญาณที่มีความละเอียดสูงหรือมีข้อมูลจำนวนมาก (จำนวน N สูง) ซึ่งเป็นปัญหาที่พบได้บ่อยในงานด้านการประมวลผลสัญญาณ เพื่อลดระยะเวลาในการคำนวณนี้ นักคณิตศาสตร์สองท่าน คือ Cooley และ Tukey ได้พัฒนาวิธีการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) ในปี ค.ศ. 1965 (พ.ศ. 2508) ซึ่งเป็นอัลกอริทึมที่ช่วยลดจำนวนการคำนวณที่จำเป็นสำหรับการหาค่า DFT ลง โดยใช้คุณสมบัติทางคณิตศาสตร์ของการแปลงฟูรีเยร์ ซึ่งสามารถแบ่งปัญหา DFT ที่มีขนาด N ใหญ่ ออกเป็นปัญหาย่อยที่มีขนาดเล็กลง (divide and conquer) โดยการแบ่งสัญญาณต้นฉบับออกเป็นส่วนย่อยที่มีขนาดครึ่งหนึ่งของสัญญาณเดิม และทำการคำนวณแยกกัน จากนั้นจึงรวมผลลัพธ์ที่ได้เพื่อลดจำนวนการคำนวณที่ต้องทำ แม้ว่าอัลกอริทึม FFT จะใช้กระบวนการแบ่งและคำนวณแยกย่อย แต่ผลลัพธ์สุดท้ายที่ได้ยังคงให้สเปกตรัมในโดเมนความถี่ที่เหมือนกับ DFT ดั้งเดิม ทำให้สามารถวิเคราะห์สัญญาณได้อย่างรวดเร็วโดยไม่สูญเสียความถูกต้องของข้อมูล

4.2.3 สเปกตรัม (Spectrum)

สเปกตรัม (spectrum) แสดงการกระจายของส่วนประกอบของสัญญาณ ณ ความถี่ต่าง ๆ เพื่อพิจารณาการกระจายตัวของแบนด์วิดท์ (bandwidth) หรือความกว้างแถบความถี่ การวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณมี 3 ชนิด คือ

1. สเปกตรัมของสัญญาณ (waveform spectrum) คือ การหาค่าฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของสัญญาณ $x(t)$ ดังแสดงในสมการที่ (4.3)
2. ความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน (Energy Spectral Density : ESD) คือ การวัดการกระจายพลังงานของสัญญาณในโดเมนความถี่ คำนวณได้จากค่าสเปกตรัมยกกำลังสอง ดังแสดงในสมการที่ (4.6) หน่วยของความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน ขึ้นอยู่กับหน่วยของสัญญาณที่กำลังพิจารณา เช่น แรงดันไฟฟ้า (voltage) มีหน่วยเป็นโวลต์² (V²) และกระแสไฟฟ้า (current) มีหน่วยเป็นแอมแปร์² (A²)

$$ESD = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega)|^2 d\omega \quad (4.6)$$

3. ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density : PSD) คือ การแจกแจงกำลังงานของสัญญาณต่อหนึ่งหน่วยความถี่ ซึ่งแสดงถึงพลังงานเฉลี่ยต่อหนึ่งหน่วยความถี่ คำนวณได้จากค่าสเปกตรัมยกกำลังสองต่อหน่วยเวลา ดังแสดงในสมการที่ (4.7) หน่วยของความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง ขึ้นอยู่กับหน่วยของสัญญาณที่กำลังพิจารณา เช่นเดียวกับหน่วยของความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน เช่น แรงดันไฟฟ้า (voltage) มีหน่วยเป็นโวลต์²/เฮิรตซ์ (V²/Hz) และกระแสไฟฟ้า (current) มีหน่วยเป็นแอมแปร์²/เฮิรตซ์ (A²/Hz) การแปลงเป็นเดซิเบล (dB) สามารถทำได้โดยคำนวณ $10\log_{10}$ ของ PSD จะได้หน่วยเป็นเดซิเบลต่อเฮิรตซ์ (dB/Hz)

$$PSD = \frac{1}{2\pi T} \int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega)|^2 d\omega \quad (4.7)$$

ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังสามารถคำนวณได้จากวิธี Welch's method ซึ่งจะแบ่งสัญญาณออกเป็น ส่วนย่อย ๆ (segments) และคำนวณสเปกตรัมของแต่ละส่วนย่อย ก่อนที่จะนำมาคำนวณค่าเฉลี่ยเพื่อให้ได้ค่าประมาณ PSD ที่มีความเสถียรและแม่นยำมากขึ้น ใน MATLAB เราสามารถเรียกใช้ฟังก์ชัน **pwelch** สำหรับวิธีนี้ และสามารถใช้งานที่หลากหลายขึ้นอยู่กับข้อมูลที่ต้องการวิเคราะห์และพารามิเตอร์ที่เลือก ตัวอย่างเช่น

$$[Pxx, f] = \text{pwelch}(x, \text{window}, \text{noverlap}, \text{nfft}, \text{fs})$$

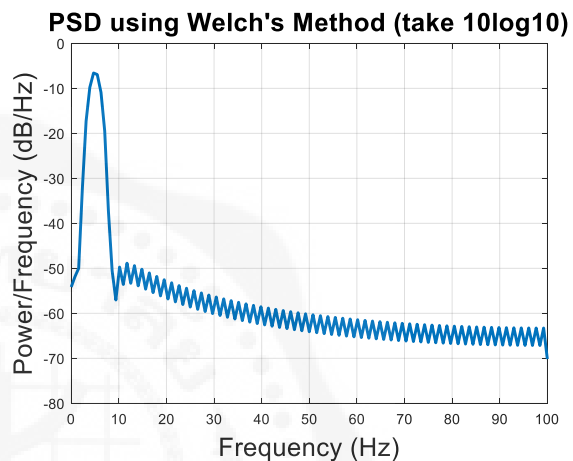
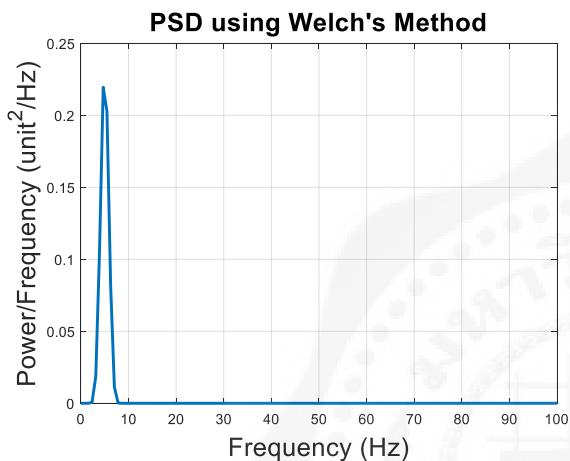
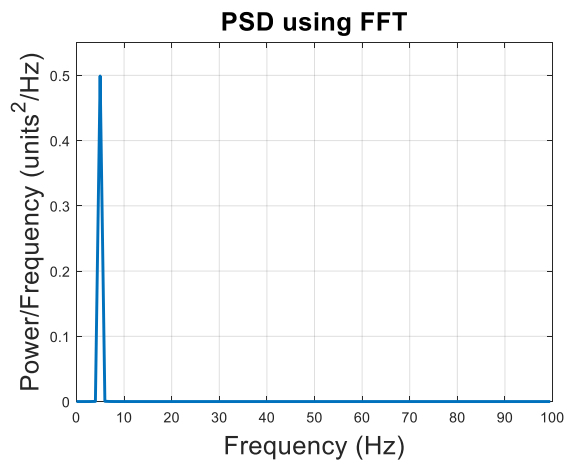
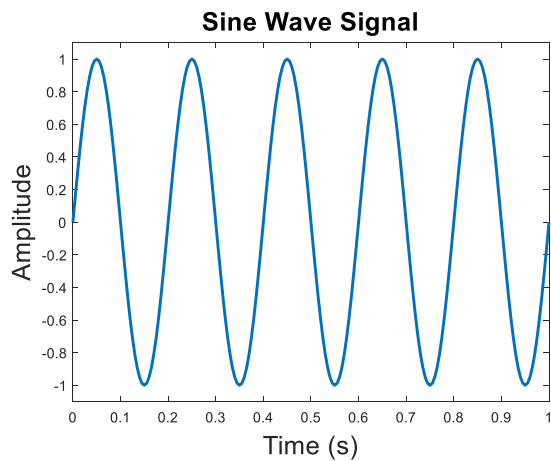
โดยที่ x คือ สัญญาณที่ต้องการวิเคราะห์, window คือ หน้าต่างที่ใช้ในการแบ่งสัญญาณ (เช่น hamming และ hanning), noverlap คือ จำนวนจุดที่ซ้อนทับกันระหว่างแต่ละส่วนย่อย, nfft คือ จำนวนจุดที่ใช้ในการคำนวณ FFT และ fs คือ ความถี่ในการซีกตัวอย่าง นอกจากวิธี Welch's method ซึ่งเป็นการประมาณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง เราสามารถใช้ฟังก์ชัน FFT ในการคำนวณความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังได้ตามตัวอย่างในหัวข้อที่ 4.3

4.3 การเขียนโปรแกรมเพื่อวิเคราะห์ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสัญญาณ

ตัวอย่างที่ 4.1 วิเคราะห์ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของคลื่นไซน์ ที่มีความถี่ 5 เฮิรตซ์ และแอมพลิจูด 1 โวลต์

ใช้อัตราการซีกตัวอย่างที่ 200 เฮิรตซ์ พร้อมสร้างกราฟ PSD ของสัญญาณ

```
1 fs = 200; % Sampling frequency
2 t = 0:1/fs:1; % Time vector of 1 second with interval of 1/200
3 f = 5; % Frequency of sine wave (Hz)
4 x = sin(2*pi*t*f); % Create a sine wave
5
6 % Compute PSD using FFT
7 N = length(x); % Length of a signal
8 Y = fft(x);
9 Y = Y(1:N/2+1);
10 psd = (1/(fs*N)) * abs(Y).^2; % Compute PSD
11 psd(2:end-1) = 2*psd(2:end-1);
12 freq = 0:fs/length(x):fs/2; % Frequency vector
13
14 % Compute PSD using pwelch
15 window = hamming(128); % Hamming window with 128 points
16 noverlap = 64; % overlap 64 points
17 nfft = 256; % number of FFT
18 [Pxx, f] = pwelch(x, window, noverlap, nfft, fs);
19
20 % Plot the sine wave
21 figure(1), plot(t,x)
22 title('Sine Wave Signal')
23 xlabel('Time (s)')
24 ylabel('Amplitude')
25 ylim([-1.1,1.1])
26
27 % Plot the PSD using FFT
28 figure(2), plot(freq,psd), grid on
29 title('PSD using FFT')
30 xlabel('Frequency (Hz)');
31 ylabel('Power/Frequency (units^2/Hz)')
32 ylim([0,0.55])
33
34 % Plot PSD using pwelch
35 figure(3), plot(f, Pxx), grid on
36 title('PSD using Welch's Method')
37 xlabel('Frequency (Hz)')
38 ylabel('Power/Frequency (unit^2/Hz)')
39
40 % Plot PSD using pwelch (take 10log10)
41 figure(4), plot(f, 10*log10(Pxx)), grid on
42 title('PSD using Welch's Method (take 10log10)')
43 xlabel('Frequency (Hz)')
44 ylabel('Power/Frequency (dB/Hz)')
```



รูปที่ 4.7 ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของคลื่นไซน์ที่มีความถี่ 5 เฮิรตซ์

ตัวอย่างที่ 4.2 วิเคราะห์ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของคลื่นสี่เหลี่ยม ที่มีความถี่ 5 เฮิรตซ์ และแอมพลิจูด 1 โวลต์ ใช้อัตราการซีกตัวอย่างที่ 200 เฮิรตซ์ พร้อมสร้างกราฟ PSD ของสัญญาณ

```

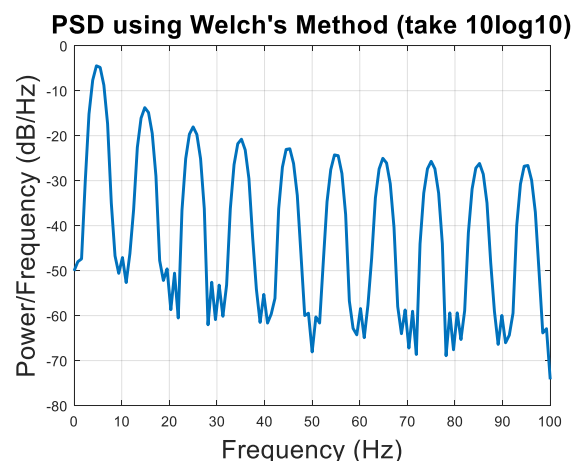
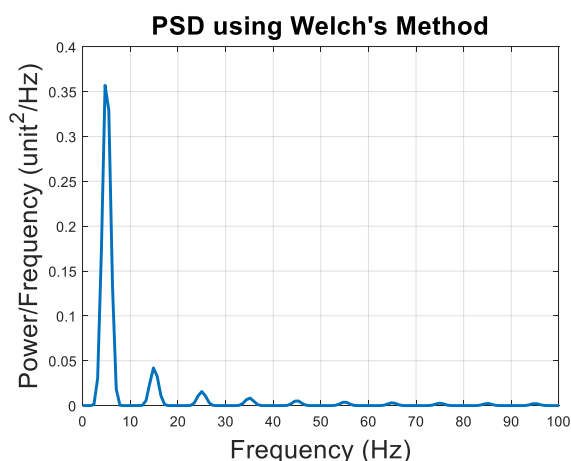
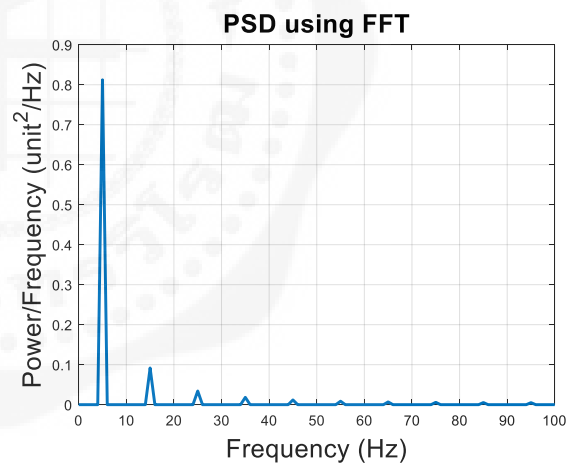
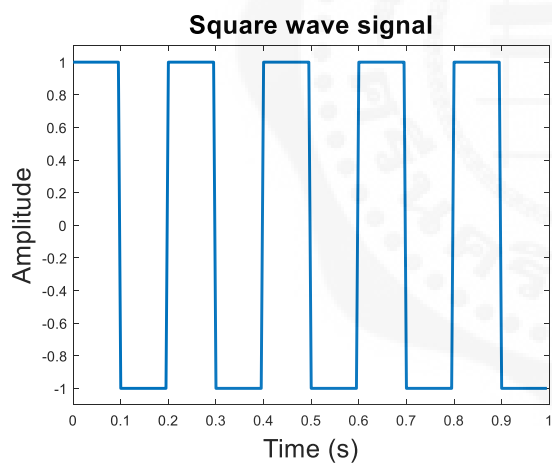
1 % Set initial parameters and create the square wave
2 fs = 200; % Sampling frequency 200 Hz
3 t = 0:1/fs:1-1/fs; % Time vector of 1 s with interval 1/fs
4 f = 5; % Frequency of the sine wave (Hz)
5 x = square(2*pi*t*f); % Create a square wave
6
7 % Compute PSD using FFT
8 N = length(x); % Length of a signal
9 Y = fft(x); % Compute FFT
10 Y = Y(1:N/2+1);
11 psd = (1/(fs*N)) * abs(Y).^2; % Compute PSD
12 psd(2:end-1) = 2*psd(2:end-1);
13 freq = 0:fs/length(x):fs/2; % Frequency vector
14
15 % Compute PSD using pwelch
16 window = hamming(128); % Hamming window with 128 points
17 noverlap = 64; % overlap 64 points
18 nfft = 256; % number of FFT
19 [Pxx, f] = pwelch(x, window, noverlap, nfft, fs);
20

```

```

21 % Plot the square wave
22 figure, plot(t,x);
23 title('Square wave signal')
24 xlabel('Time (s)')
25 ylabel('Amplitude')
26 ylim([-1.1,1.1])
27
28 % Plot the PSD using FFT
29 figure, plot(freq,psd), grid on
30 title('PSD using FFT')
31 xlabel('Frequency (Hz)')
32 ylabel('Power/Frequency (unit^2/Hz)')
33
34 % Plot PSD using pwelch
35 figure, plot(f, Pxx), grid on
36 title('PSD using Welch's Method')
37 xlabel('Frequency (Hz)')
38 ylabel('Power/Frequency (unit^2/Hz)')
39
40 % Plot PSD using pwelch (take 10log10)
41 figure, plot(f, 10*log10(Pxx)), grid on
42 title('PSD using Welch's Method (take 10log10)')
43 xlabel('Frequency (Hz)')
44 ylabel('Power/Frequency (dB/Hz)')

```



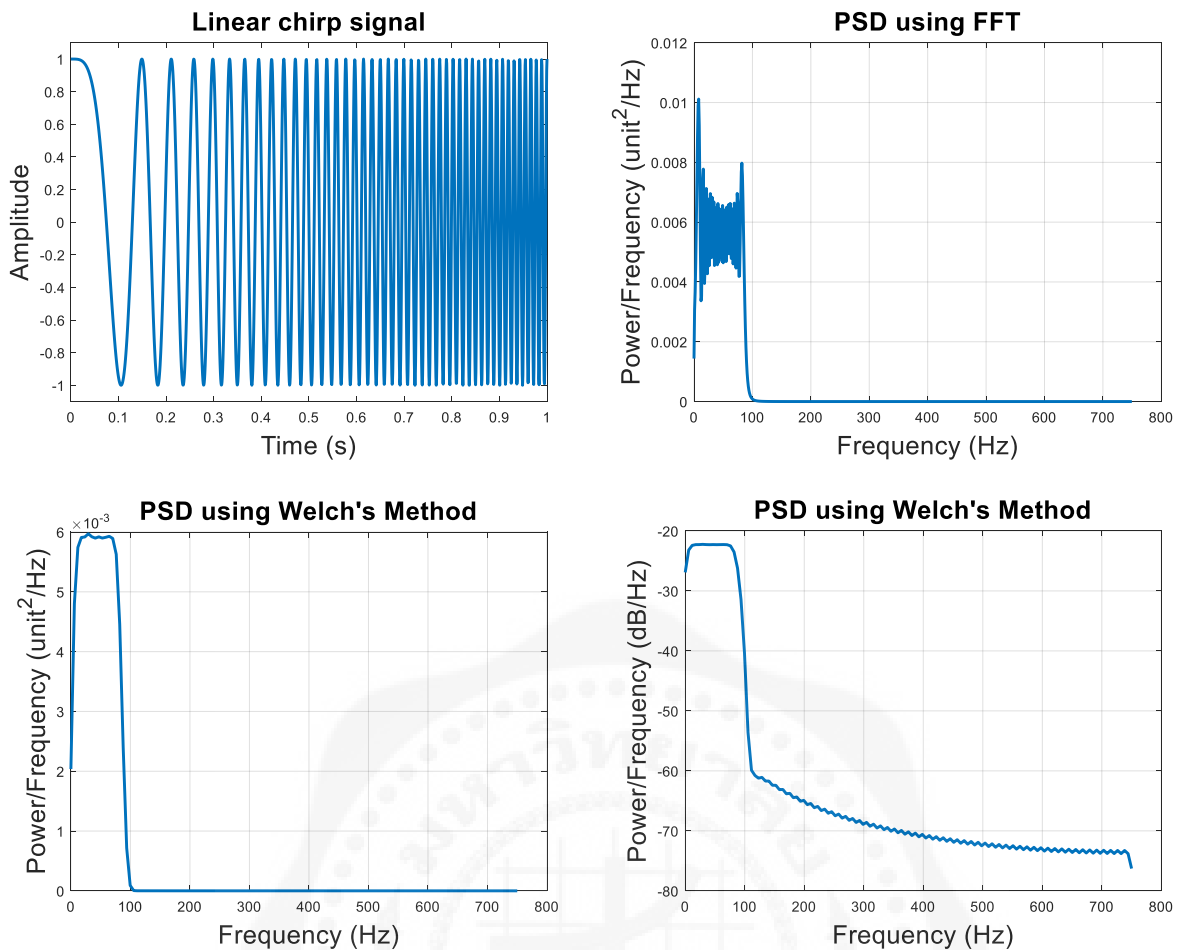
รูปที่ 4.8 ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของคลื่นสี่เหลี่ยม

ตัวอย่างที่ 4.3 วิเคราะห์ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสัญญาณชีพเชิงเส้น (linear chirp signal) ที่มีอัตราการซีกตัวอย่างที่ 1500 เฮิรตซ์ เป็นระยะเวลา 1 วินาที โดยที่ความถี่เป็นศูนย์ ณ $t = 0$ และความถี่เป็น 90 เฮิรตซ์ ณ $t=1$ พร้อมสร้างกราฟ PSD ของสัญญาณ

```

1 fs = 1500;           % Sampling frequency 1500 Hz
2 t = 0:1/fs:1;       % Time vector of 1 s with interval 1/fs
3 x = chirp(t,0,1,90); % Create a chirp signal
4
5 % Compute PSD using FFT
6 N = length(x);      % Length of a signal
7 Y = fft(x);         % Compute FFT
8 Y = Y(1:N/2+1);
9 psd = (1/(fs*N)) * abs(Y).^2; % Compute PSD
10 psd(2:end-1) = 2*psd(2:end-1);
11 freq = 0:fs/length(x):fs/2; % Frequency vector
12
13 % Compute PSD using pwelch
14 window = hamming(128); % Hamming window with 128 points
15 noverlap = 64;        % overlap 64 points
16 nfft = 256;          % number of FFT
17 [Pxx, f] = pwelch(x, window, noverlap, nfft, fs);
18
19 % Plot the linear chirp signal
20 figure, plot(t,x);
21 title('Linear chirp signal')
22 xlabel('Time (s)'); ylabel('Amplitude');
23 ylim([-1.1,1.1])
24
25 % Plot the PSD using FFT
26 figure, plot(freq,psd), grid on
27 title('Power Spectral Density using FFT')
28 xlabel('Frequency (Hz)'); ylabel('Power/Frequency (unit^2/Hz)')
29
30 % Plot PSD using pwelch
31 figure, plot(f, Pxx), grid on
32 title('PSD using Welch''s Method')
33 xlabel('Frequency (Hz)'); ylabel('Power/Frequency (unit^2/Hz)')
34
35 % Plot PSD using pwelch (take 10log10)
36 figure, plot(f, 10*log10(Pxx)), grid on
37 title('PSD using Welch''s Method')
38 xlabel('Frequency (Hz)'); ylabel('Power/Frequency (dB/Hz)')

```



รูปที่ 4.9 ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสัญญาณชีพเชิงเส้น

ตัวอย่างที่ 4.4 วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าสมองที่ถูกบันทึกด้วยเครื่อง Neuroelectrics® รุ่น Enobio 20 ในขณะที่ผู้สูงอายุกำลังทดสอบการเล่นเกมคอมพิวเตอร์เพื่อฝึกความจำ จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าสมอง 8 ช่องสัญญาณ ซึ่งตรงกับอิเล็กโทรดตำแหน่ง P7, P4, Cz, Pz, P3, P8, O1 และ O2 จากรูปที่ 4.10 จะพบว่ามีการใช้สายตาในการจัดจ้อเกมคอมพิวเตอร์ และใช้สมองส่วนกลางในการประมวลผลมาก

```

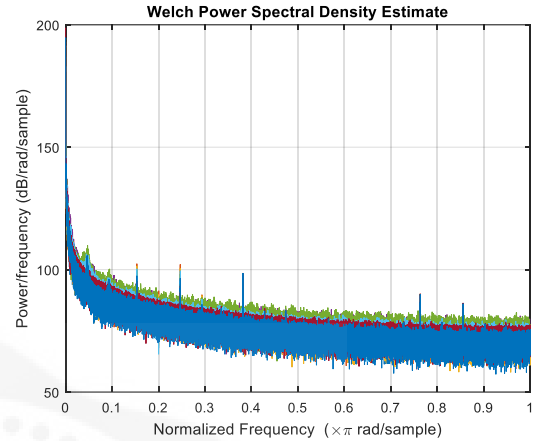
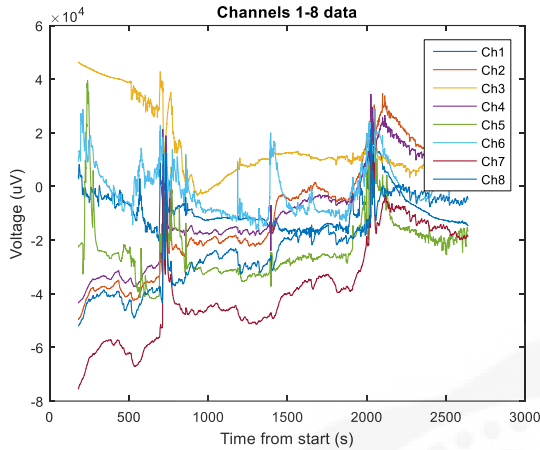
1 % Load EEG data to the "d" variable
2 filename='EEG.easy';
3 d=load(filename);
4
5 % Define the time axis using the last column in the data
6 time=d(:,end); % time stamp (ms) is in the last column
7 time=time-time(1); % set clock to zero in first sample
8 time=time/1000; % change time units to seconds
9
10 % Define parameters for spectral analysis
11 Nx = length(d);
12 nsc = floor(Nx/4.5);
13 nov = floor(nsc/2);
14 nff = max(256,2^nextpow2(nsc));
15
16 % Compute PSD using pwelch
17 pwelch(d,hamming(nsc),nov,nff);

```

```

18 % Plot brain wave from channels 1 to 8 in uV
19 figure; plot(time, d(:,1:8)/1e3);
20 xlabel('Time from start (s)');
21 ylabel('Voltage (uV)')
22 title('Channels 1-20 data')
23 legend({'Ch1', 'Ch2', 'Ch3', 'Ch4', 'Ch5', 'Ch6', 'Ch7', 'Ch8'})

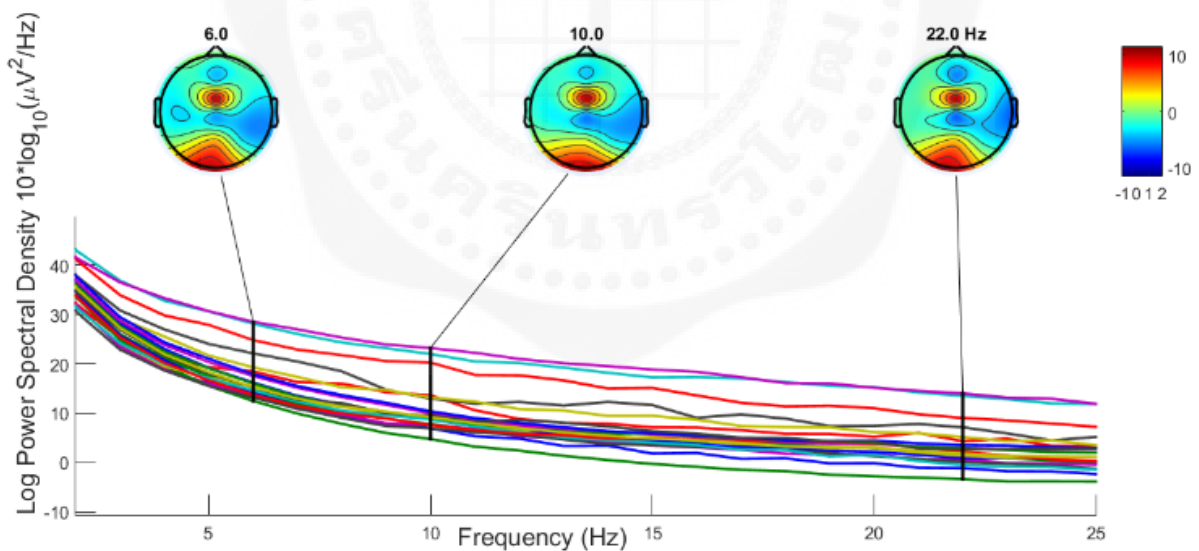
```



(ก) สัญญาณไฟฟ้าสมองจาก 8 ช่องสัญญาณ

(ข) ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของ
สัญญาณไฟฟ้าสมอง

รูปที่ 4.10 (ก) สัญญาณไฟฟ้าสมองจาก 8 ช่องสัญญาณ บันทึกในขณะที่ผู้สูงอายุกำลังเล่นเกมคอมพิวเตอร์เพื่อฝึกความจำ และ (ข) ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสัญญาณไฟฟ้าสมองจาก 8 ช่องสัญญาณ



รูปที่ 4.11 ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของสมองขณะฝึกเล่นเกมฝึกสมองของผู้สูงอายุ

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2021, p.294)

คำถามท้ายบท

- อธิบายความแตกต่างระหว่างสัญญาณแอนะล็อก และดิจิทัลทั้งแบบซ้ำคาบ และไม่ซ้ำคาบ
- สัญญาณทั่วไปสามารถนิยามได้ด้วยฟังก์ชันใด

3. สัญญาณแบบซ้ำคาบ แยกออกมาเป็นสัญญาณไซน์ชอยต์ได้ 4 ความถี่ ได้แก่ 200, 400, 600, 800 จงหาค่าแบนด์วิดท์ของสัญญาณ และวาดสเปกตรัมของสัญญาณนี้ โดยให้ขนาดแอมพลิจูดสัญญาณเท่ากับ 5 โวลต์
4. แสดงวิธีทำเพื่อแปลงฟูเรียร์ของฟังก์ชันต่อไปนี้
 - 4.1 $f(t) = \begin{cases} 1, & \text{if } t < a \\ 0, & \text{if } t \geq a \end{cases}$
 - 4.2 $\delta(t)$
 - 4.3 $f(t) = 1$
5. จากสัญญาณที่กำหนดให้ต่อไปนี้ จงเขียนโปรแกรมเพื่อหาค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงานและความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง พร้อมสร้างกราฟของค่าดังกล่าว
 - 5.1 $f(t) = \cos(100\pi t)$
 - 5.2 $f(t) = \cos(100\pi t) + \sin(200\pi t)$
 - 5.3 $f(t) = \cos(100\pi t) \sin(200\pi t)$

เอกสารอ้างอิง

1. Bob Meddins. (2000). Introduction to Digital Signal Processing. Newnes.
2. Vijay K. Madisetti. (2010). The Digital Signal Processing Handbook (2nd ed.) Digital Signal Processing Fundamentals. CRC Press.
3. Tantisatirapong, S., Puttapirat, P., Senavongse, W., & Chanwimalueang, T. (2021). The Design of Cognitive Training Games for the Thai Elderly. ECTI Transactions on Electrical Engineering, Electronics, and Communications, 19(3), 289–297.

การวิเคราะห์สัญญาณในเชิงเวลาและความถี่

Time-Frequency Signal Analysis

5.1 บทนำ

การแปลงฟูเรียร์ เป็นการวิเคราะห์องค์ประกอบเชิงความถี่ของสัญญาณออกเป็นรูปไซน์หลายความถี่ ซึ่งมีประโยชน์ในการวิเคราะห์สัญญาณที่คงที่ (stationary signals) หรือสัญญาณที่มีลักษณะทางสถิติ และองค์ประกอบความถี่ไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลา แต่สัญญาณส่วนใหญ่มีองค์ประกอบความถี่ที่ไม่คงที่ (non-stationary signals) หรือสัญญาณที่มีลักษณะทางสถิติ และองค์ประกอบความถี่เปลี่ยนแปลงตามเวลา ตัวอย่างเช่น สัญญาณไฟฟ้าสมอง มีการเปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่กับสภาวะร่างกายและจิตใจของบุคคลนั้น เช่น ในขณะที่มีสมาธิ นอนหลับ หลับตา หรือลืมตา คลื่นไฟฟ้าสมองมีการเปลี่ยนแปลงแตกต่างกันออกไป ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณด้วยสเปกตรัม ซึ่งเป็นการวิเคราะห์เชิงความถี่อย่างเดียวจึงไม่เพียงพอ การแปลงสัญญาณในเชิงเวลาและความถี่พร้อม ๆ กัน (time-frequency analysis) จึงมีความสำคัญที่จะช่วยอธิบายคุณลักษณะของสัญญาณได้ดีขึ้น การวิเคราะห์ความถี่ของสัญญาณตามเวลาที่เปลี่ยนแปลง สามารถคำนวณได้จากการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น (Short-Time Fourier Transform: STFT) ซึ่งเป็นวิธีที่ช่วยให้เข้าใจการกระจายตัวของความถี่ในสัญญาณที่ไม่คงที่ ซึ่งอธิบายในหัวข้อต่อไป

5.2 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น

การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น เป็นการวิเคราะห์ทางความถี่ในช่วงที่กำหนดตามกรอบหน้าต่างโดยมีขั้นตอนการวิเคราะห์ดังนี้

1. กำหนดขนาดกรอบหน้าต่างสัญญาณ เช่น กำหนดกรอบหน้าต่างสัญญาณ 20-40 มิลลิวินาที
2. กำหนดขนาดการซ้อนทับของกรอบสัญญาณ เช่น กำหนดการซ้อนทับเป็น 30% หรือ 50%
3. กำหนดฟังก์ชันหน้าต่าง เช่น ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิง ฟังก์ชันหน้าต่างแฮนนิง
4. คำนวณฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของช่วงสัญญาณตามกรอบหน้าต่างที่เลื่อนตามเวลา

ในการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น ควรใช้กรอบของช่วงสัญญาณที่ซ้อนทับกัน จะสามารถวิเคราะห์ข้อมูลที่ครอบคลุมมากขึ้น และกำหนดขนาดหน้าต่างไม่น้อยกว่าความถี่ต่ำสุดของสัญญาณที่สนใจ ในการสร้างกราฟที่แสดงองค์ประกอบของสัญญาณเชิงความถี่ในแต่ละช่วงเวลาสั้น ๆ นี้ เรียกว่า สเปกโตรแกรม (spectrogram) ซึ่งหาได้จากค่ากำลังสองของ STFT การคำนวณค่า STFT ของสัญญาณต่อเนื่องและไม่ต่อเนื่องทางเวลา นิยามได้ตามสมการที่ (5.1) และ (5.2) ขั้นตอนการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้นนี้ สามารถเขียนเป็นแผนภาพได้ตามรูปที่ 5.1

การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้นสำหรับสัญญาณต่อเนื่อง $x(t)$ สามารถอธิบายได้ตามสมการ (5.1)

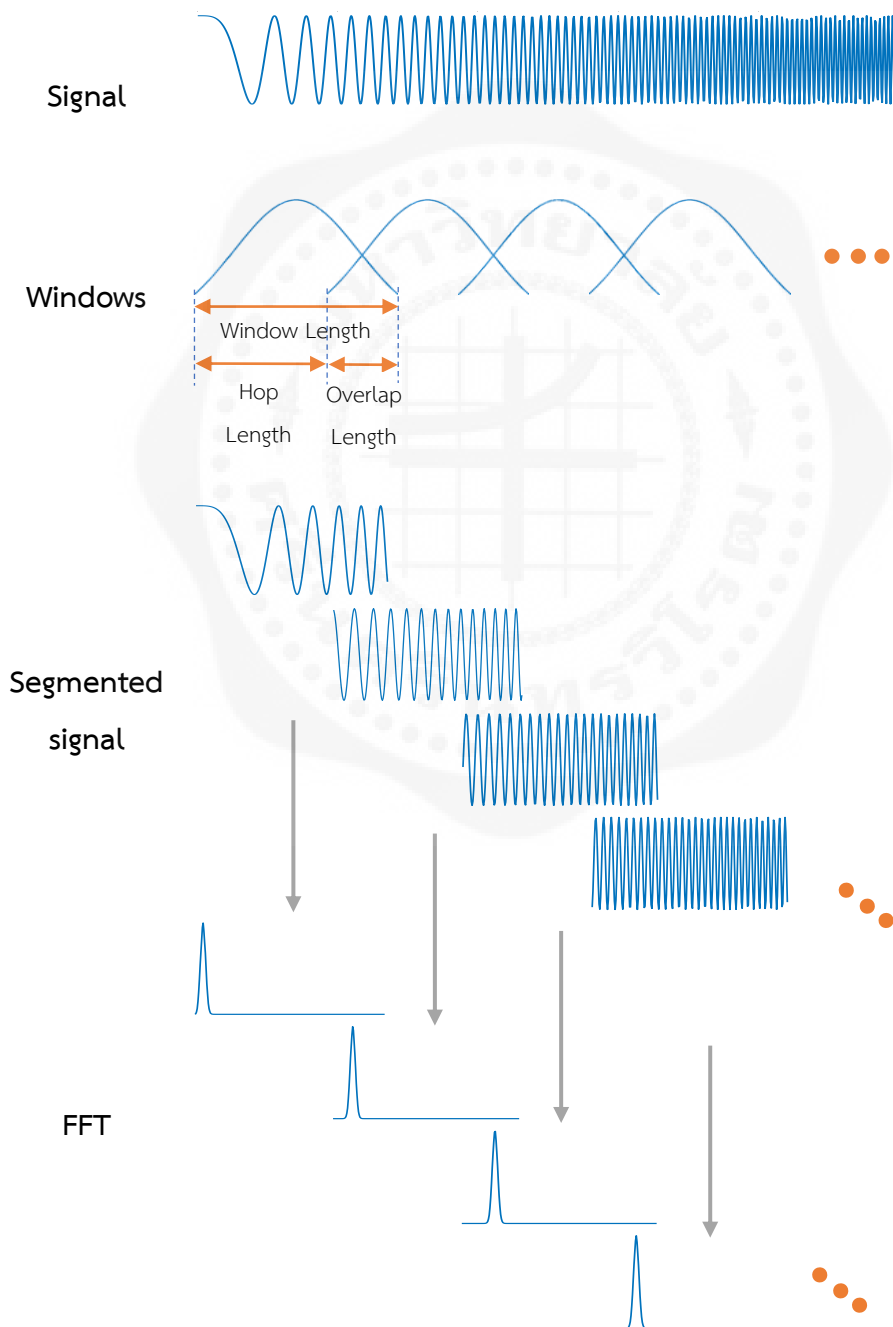
$$STFT\{x(t)\}(\tau, \omega) \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt \quad (5.1)$$

โดยที่ t คือเวลาที่วิเคราะห์ ω คือความถี่เชิงมุม $w(t - \tau)$ คือฟังก์ชันหน้าต่างที่มีการเลื่อนตามตำแหน่งเวลา t

การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้นสำหรับสัญญาณไม่ต่อเนื่อง $x[n]$ สามารถอธิบายได้ตามสมการ (5.2)

$$STFT\{x[n]\}(m, \omega) \equiv X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n - m]e^{-j\omega n} \quad (5.2)$$

โดยที่ m คือเวลาที่วิเคราะห์ ω คือความถี่เชิงมุม $w[n - m]$ คือฟังก์ชันหน้าต่างที่มีการเลื่อนตามเวลา m



รูปที่ 5.1 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้นของสัญญาณเชิงเส้น

5.3 ข้อจำกัดของการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาดั้ง

การเลือกขนาดของหน้าต่าง (window size) ที่เหมาะสมมีความสำคัญต่อการวิเคราะห์สัญญาณ โดยเฉพาะในการวิเคราะห์สัญญาณแบบ STFT เนื่องจากขนาดของหน้าต่างจะส่งผลต่อความละเอียดทั้งในเชิงเวลา (time resolution) และความละเอียดในเชิงความถี่ (frequency resolution) ซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างสองปัจจัยนี้มีผลกระทบที่ต้องคำนึงถึงในการวิเคราะห์ (ดูรูปที่ 5.2 ประกอบ) ดังนี้

1. กรณีที่ขนาดของหน้าต่างแคบมาก

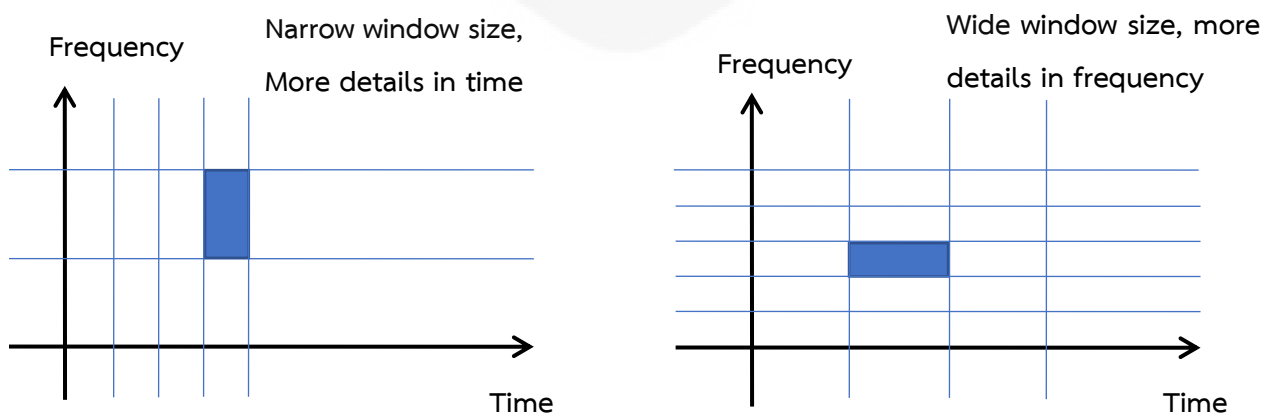
ถ้าขนาดของกรอบหน้าต่างมีความแคบมาก การลดข้อมูลทางเวลาจะส่งผลให้ความละเอียดทางเวลาสูงขึ้น เนื่องจากสามารถจับการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณได้อย่างรวดเร็ว แต่ในขณะเดียวกันความละเอียดในเชิงความถี่จะลดลง ซึ่งอาจส่งผลให้สูญเสียข้อมูลในช่วงความถี่ต่ำ เนื่องจากจำนวนจุดข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณฟูเรียร์ลดลง ทำให้ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างของความถี่ในช่วงที่ใกล้เคียงกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2. กรณีที่ขนาดของหน้าต่างกว้างมาก

ถ้าขนาดของกรอบหน้าต่างมีความกว้างมากขึ้น จะส่งผลให้การวิเคราะห์ในเชิงเวลามีความละเอียดต่ำลง เนื่องจากข้อมูลในแต่ละหน้าต่างครอบคลุมช่วงเวลาที่นานขึ้น ทำให้การตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณในช่วงเวลาสั้น ๆ มีความสามารถลดลง อย่างไรก็ตาม ขนาดหน้าต่างที่กว้างขึ้นจะช่วยเพิ่มความละเอียดในเชิงความถี่ เนื่องจากจำนวนจุดที่ใช้ในการคำนวณฟูเรียร์มากขึ้น ทำให้สามารถระบุองค์ประกอบความถี่ที่ละเอียดมากขึ้นได้ โดยความละเอียดทางความถี่นั้นสามารถคำนวณได้โดยประมาณจากสมการที่ (5.3)

$$\Delta f = \frac{1}{NT_s} \quad (5.3)$$

โดยที่ N คือ จำนวนจุดข้อมูลในหน้าต่าง และ T_s คือ ความยาวของช่วงเวลาชักตัวอย่าง ซึ่งค่าของ Δf จะลดลงเมื่อขนาดของหน้าต่างเพิ่มขึ้น แสดงถึงความละเอียดที่เพิ่มขึ้นในโดเมนความถี่



รูปที่ 5.2 ขนาดของหน้าต่างมีผลต่อผลการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาดั้งทั้งทางเวลาและความถี่

5.4 การกระจายวิกเนอร์-วิลล์ (Wigner-Ville Distribution)

การกระจายวิกเนอร์-วิลล์ (Wigner-Ville Distribution: WVD) เป็นวิธีการคำนวณในเชิงเวลาและความถี่ที่เข้าใจได้ง่ายและนิยมใช้มากวิธีหนึ่ง ถูกออกแบบมาเพื่อแก้ไขข้อจำกัดบางประการของการแปลงทางเวลาและความถี่แบบเดิม เช่น การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลานั้น ที่ไม่สามารถให้ความละเอียดในเชิงสเปกตรัมที่เพียงพอในทุกช่วงของสัญญาณได้ เนื่องจากการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลานั้นมีข้อจำกัดในแง่ของขนาดหน้าต่างที่ต้องเลือกค่าที่เหมาะสมสำหรับความถี่สูงหรือต่ำ ทำให้เกิดการแลกเปลี่ยนระหว่างความละเอียดทางเวลาและความละเอียดทางความถี่ (time-frequency trade-off)

การกระจายวิกเนอร์-วิลล์ของสัญญาณ $x(t)$ คำนวณได้จากการแปลงฟูเรียร์ของฟังก์ชันสหสัมพันธ์เชิงเวลา (autocorrelation) ของสัญญาณที่เลื่อนเวลา (lag) ไปยังจุดต่าง ๆ ซึ่งเป็นการวัดว่าค่าของสัญญาณในเวลาหนึ่งมีความสัมพันธ์กับค่าของสัญญาณในอีกช่วงเวลาหนึ่งอย่างไร สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$W_x(t, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) \cdot e^{-j\tau\omega} d\tau \quad (5.4)$$

โดยที่ $x^*(t)$ คือ ค่าสังยุค (conjugate) ของสัญญาณ $x(t)$ t คือ เวลา ω คือ ความถี่เชิงมุม และ τ คือ พารามิเตอร์ที่แทนการเลื่อนเวลา (lag)

ข้อดีที่สำคัญของ WVD คือสามารถให้ความละเอียดทางสเปกตรัมที่ดีกว่า STFT โดยไม่ต้องเลือกขนาดของหน้าต่าง อย่างไรก็ตาม ในกรณีที่สัญญาณมีหลายความถี่ WVD มักพบปัญหาการเกิดพจน์ไขว้ (cross terms) ซึ่งเปรียบเสมือนสัญญาณรบกวนที่ไม่ได้มาจากข้อมูลจริง จะปรากฏขึ้นเมื่อองค์ประกอบความถี่ต่าง ๆ ภายในสัญญาณมีปฏิสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนที่ไม่ได้สะท้อนข้อมูลจริงของสัญญาณ ปัญหานี้ทำให้การแยกแยะความถี่แต่ละองค์ประกอบทำได้ยาก และอาจสร้างความสับสนในการตีความผลลัพธ์ เนื่องจากพจน์ไขว้ อาจปรากฏในช่วงที่ไม่เกี่ยวข้องกับความถี่จริงของสัญญาณที่ต้องการวิเคราะห์ หนึ่งในวิธีที่นิยมใช้เพื่อลดผลกระทบจากพจน์ไขว้คือการขยาย WVD (smoothed WVD) เพื่อลดผลของพจน์ไขว้ หรือวิธีการอื่น ๆ ที่ออกแบบมาเพื่อลดการรบกวน

5.5 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่

ในหัวข้อนี้ แสดงตัวอย่างการวิเคราะห์สัญญาณที่มีองค์ประกอบความถี่ที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา โดยใช้การประมวลผลสัญญาณในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ด้วยโปรแกรม MATLAB เพื่อทำความเข้าใจว่าความถี่ของสัญญาณเปลี่ยนแปลงอย่างไรในช่วงเวลาต่าง ๆ ดังแสดงในตัวอย่างที่ 5.1 - 5.3

ตัวอย่างที่ 5.1 วิเคราะห์สัญญาณชีพเชิงเส้น (linear chirp signal)

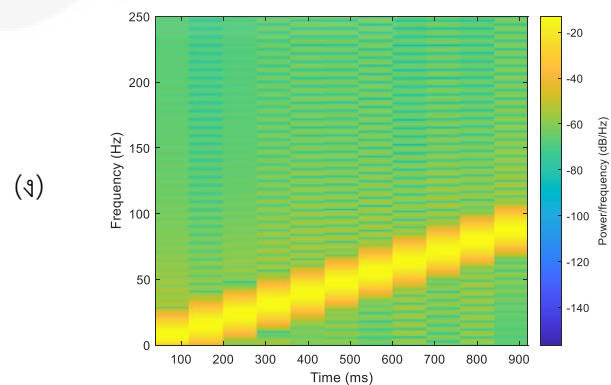
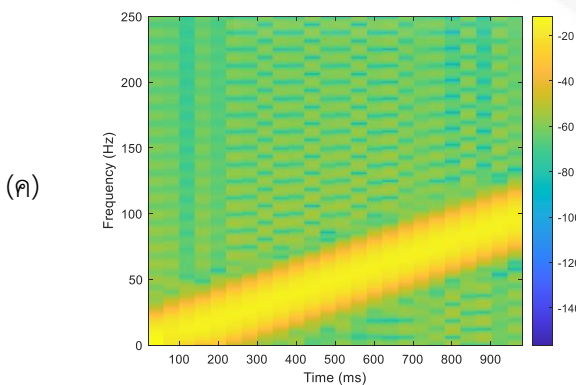
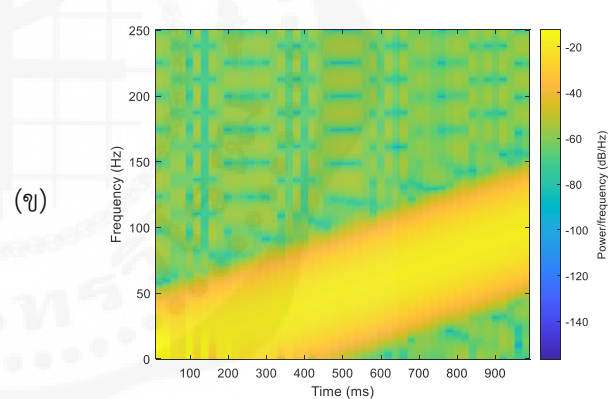
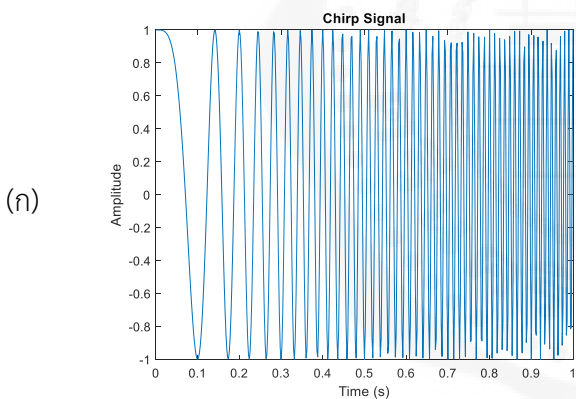
สร้างสัญญาณชีพเชิงเส้นที่มีอัตราการซีกตัวอย่างที่ 500 เฮิรตซ์ เป็นระยะเวลา 1 วินาที โดยที่ความถี่ ณ $t = 0$ มีค่าเป็นศูนย์ และความถี่ ณ $t=1$ มีค่าเป็น 100 เฮิรตซ์ แล้วคำนวณสเปกโตรแกรมโดยใช้กรอบสัญญาณขนาด 20, 40 และ 80 จุดข้อมูล และมีการซ้อนทับ 50%

รูปที่ 5.3 (ก) แสดงสัญญาณชีพจรเชิงเส้น ส่วนรูปที่ 5.3 (ข), (ค) และ (ง) แสดงผลของสเปกโตรแกรมซึ่งเป็นกราฟที่ใช้วิเคราะห์ความถี่ของสัญญาณในแต่ละช่วงเวลา โดยการใช้กรอบสัญญาณที่มีขนาดต่างกัน คือ 20, 40 และ 80 จุดข้อมูล พร้อมกับมีการซ้อนทับกัน 50% ในกรณีนี้ การใช้กรอบสัญญาณที่ขนาดเล็กลง (เช่น 20 จุดข้อมูล) จะทำให้แถบความถี่ที่ปรากฏในสเปกโตรแกรมกว้างขึ้น ซึ่งหมายความว่า จะมีการกระจายตัวในแกนความถี่มากขึ้น ขณะที่กรอบสัญญาณขนาดใหญ่กว่า (เช่น 80 จุดข้อมูล) จะให้แถบความถี่ที่แคบลงและชัดเจนขึ้น

```

1 Fs = 500; % Sampling frequency
2 t = 0:1/Fs:1; % Time vector of 1 second
3
4 % Generate linear chirp signal
5 x = chirp(t,0,1,Fs/5);
6
7 % Display linear chirp signal
8 plot(t,x);
9 title('Chirp Signal');
10 xlabel('Time (s)');
11 ylabel('Amplitude');
12
13 % Generate spectrogram
14 nfft = 1024; % Length of FFT
15 figure, spectrogram(x,20,10,nfft,Fs,'yaxis')

```

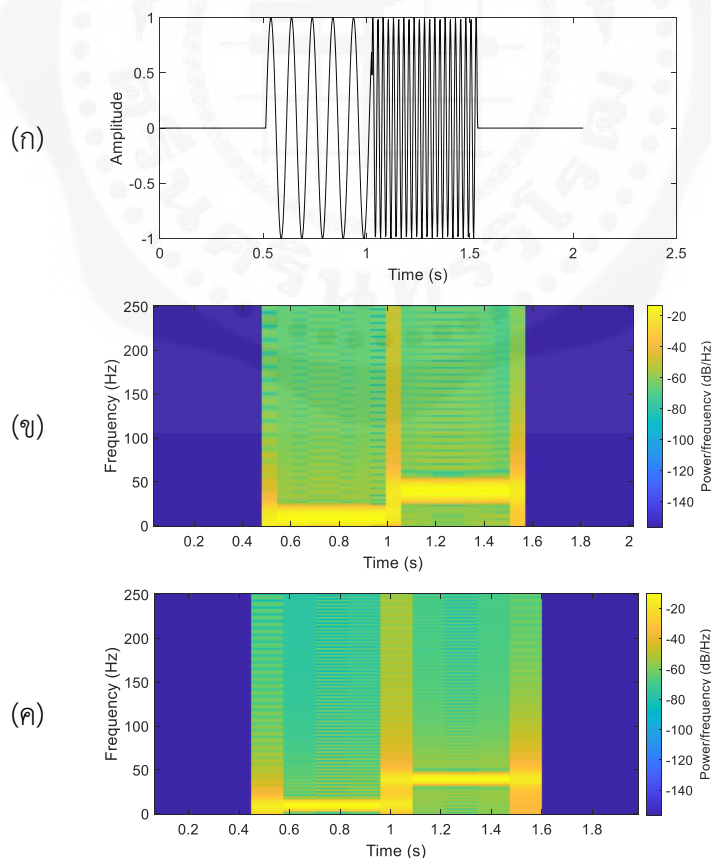


รูปที่ 5.3 (ก) สัญญาณชีพจรเชิงเส้นที่มีอัตราการซีกตัวอย่างที่ 500 เฮิรตซ์ เป็นระยะเวลา 1 วินาที โดยที่ความถี่ ณ $t = 0$ มีค่าเป็นศูนย์ และความถี่ ณ $t=1$ ความถี่ มีค่าเป็น 100 เฮิรตซ์ และสเปกโตรแกรมที่ขนาดกรอบสัญญาณ ขนาด (ข) 20 (ค) 40 และ (ง) 80 จุดข้อมูล และมีการซ้อนทับ 50%

ตัวอย่างที่ 5.2 วิเคราะห์สัญญาณที่มีความถี่หลายระดับด้วยสเปกโตรแกรม

สร้างสัญญาณที่มีความถี่เป็นขั้น โดยช่วงที่ (1) $t < 0.5$, $f = 0$ Hz ช่วงที่ (2) $t = [0.5, 1]$, $f = 10$ Hz และช่วงที่ (3) $t = [1, 1.5]$, $f = 40$ Hz และช่วงที่ (4) $t = [1.5, 2]$, $f = 0$ Hz มีความถี่ในการซีกตัวอย่างเป็น 500 เฮิรตซ์ จงสร้างสัญญาณดังกล่าว แล้วคำนวณสเปกโตรแกรมของสัญญาณโดยใช้กรอบสัญญาณ 64 และ 128 จุดสัญญาณ

```
1 % Set up constants
2 fs = 500; % Sample frequency in Hz
3 N = 1024; % Signal length
4 f1 = 10; % First frequency in Hz
5 f2 = 40; % Second frequency in Hz
6 nfft = 64; % Window size
7 noverlap = 32; % Number of overlapping points (50%)
8
9 % Construct a step change in frequency
10 tn = (1:N/4)/fs; % Time vector used to create sinusoids
11 x = [zeros(N/4,1); sin(2*pi*f1*tn)';
12      sin(2*pi*f2*tn)';zeros(N/4,1)];
13 t = (1:N)/fs; % Time vector used to plot
14 % Plot signal and spectrogram
15 plot(t,x,'k'); xlabel('Time (s)'); ylabel('Amplitude');
16 figure, spectrogram(x,nfft,noverlap,[],fs,'yaxis')
17 figure, spectrogram(x,2*nfft,2*noverlap,[],fs,'yaxis')
```

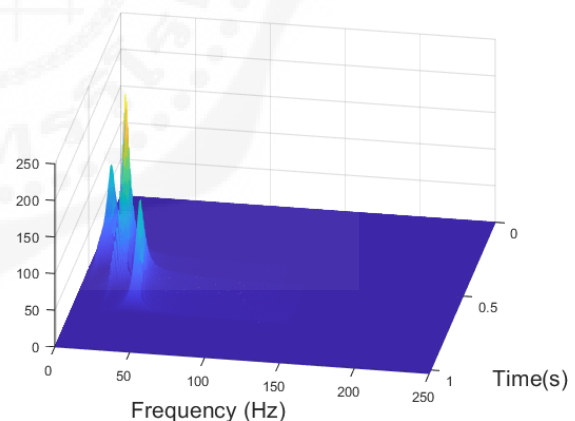
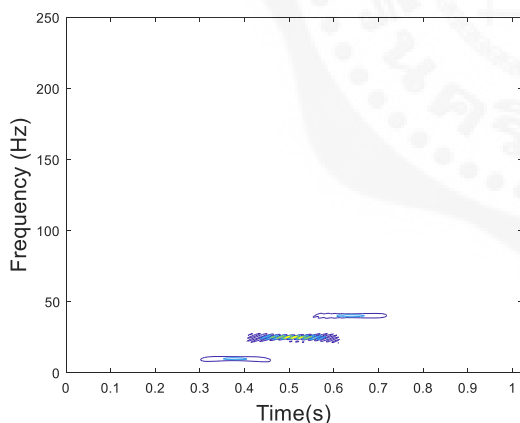


รูปที่ 5.4 การวิเคราะห์สเปกตรัมของ (ก) สัญญาณที่มีความถี่หลายระดับด้วยขนาดหน้าต่าง (ข) 64 จุดสัญญาณ และ (ค) 128 จุดสัญญาณ

ตัวอย่างที่ 5.3 วิเคราะห์สัญญาณที่มีความถี่หลายระดับด้วย Wigner-Ville Distribution

จากโจทย์ในตัวอย่างที่ 5.2 เราวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ด้วยวิธี Wigner-Ville analysis ได้ดังนี้

```
1 % Set up constants
2 fs = 500; % Sample frequency
3 N = 512; % Signal length
4 f1 = 10; % First frequency in Hz
5 f2 = 40; % Second frequency in Hz
6
7 % Construct a step change in frequency
8 tn = (1:N/4)/fs;
9 x = [zeros(N/4,1); sin(2*pi*f1*tn)';
10     sin(2*pi*f2*tn)';zeros(N/4,1)];
11
12 % Wigner-Ville analysis
13 x = hilbert(x); % Construct analytic function
14 [WD,f,t] = wvd(x,fs); % Wigner-Ville transformation
15 WD = abs(WD); % Take magnitude
16 % Plot distribution
17 mesh(t,f,WD);
18 view(100,40); % Use different view
19 xlabel('Time(s)')
20 ylabel('Frequency (Hz)')
21 % Plot as contour plot
22 figure, contour(t,f,WD);
23 xlabel('Time(s)')
24 ylabel('Frequency (Hz)')
```



รูปที่ 5.5 การแสดงผลการกระจายวิกเนอร์-วิลล์ในแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ

5.6 การประยุกต์ใช้การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น

การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้นเป็นเทคนิคสำคัญที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีที่ความถี่ของสัญญาณเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา เช่น สัญญาณชีวภาพต่าง ๆ รวมถึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณไฟฟ้าสมอง การประยุกต์ใช้ STFT ในการประมวลผลสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ เช่น

- ในการประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การวิเคราะห์ความถี่ของกล้ามเนื้อในระหว่างการหดตัวแบบไดนามิก ช่วยให้สามารถวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงในโดเมนความถี่ที่สัมพันธ์กับความถี่ของกล้ามเนื้อได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยใช้การกระจายพลังงานในแต่ละช่วงเวลาเพื่อประเมินสภาพการทำงานของกล้ามเนื้อ (Maclsaac et al., 2001)

- ในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ STFT ถูกใช้เพื่อตรวจจับและสกัดข้อมูลเกี่ยวกับจังหวะการเต้นของหัวใจที่ซับซ้อน เช่น การแยกสัญญาณ ECG ของทารกจากสัญญาณ ECG ของมารดา โดยใช้เทคนิคการประมวลผลสัญญาณที่ผสมผสานระหว่าง STFT และวิธีการทางสถิติ เพื่อสกัดสัญญาณที่ต้องการออกจากสัญญาณที่มีการรบกวน (Su et al., 2017)

- ในสัญญาณไฟฟ้าสมอง STFT สามารถใช้วิเคราะห์คลื่นสมองที่เปลี่ยนแปลงตามพัฒนาการหรือการเกิดโรคได้ ตัวอย่างเช่น การวิเคราะห์ข้อมูล EEG เพื่อศึกษาพฤติกรรมการทำงานของสมองในช่วงพัฒนาการของเด็ก ซึ่งช่วยให้เห็นการกระจายของพลังงานในช่วงเวลาที่แตกต่างกัน (Morales et al., 2022)

นอกจากนี้การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลายังมีบทบาทสำคัญในการประมวลผลสัญญาณเสียง โดยเฉพาะการจำแนกประเภทของเสียงพูด STFT ช่วยให้สามารถวิเคราะห์สัญญาณเสียงในลักษณะเชิงเวลา-ความถี่ได้อย่างละเอียด ตัวอย่างที่ 5.3 แสดงการวิเคราะห์สัญญาณเสียงพูดคำว่า “หนึ่ง” “สอง” “สาม” และ “สี่” โดยใช้สเปกโตรแกรม ซึ่งสร้างขึ้นจากฟังก์ชัน spectrogram เพื่อแสดงการกระจายพลังงานของเสียงพูดในมิติของเวลาและความถี่ สเปกโตรแกรมนี้ช่วยให้เห็นลักษณะเฉพาะของแต่ละคำในลักษณะของการกระจายพลังงานในแต่ละช่วงเวลาและแต่ละความถี่อย่างชัดเจน เช่น คำว่า “หนึ่ง” อาจมีการกระจายพลังงานในช่วงความถี่ต่ำมากกว่าส่วนคำว่า “สี่” อาจมีการกระจายพลังงานในช่วงความถี่สูงมากกว่า ลักษณะของการกระจายพลังงานนี้ทำให้สามารถระบุความแตกต่างเฉพาะตัวของคำต่าง ๆ ได้ และช่วยในการจำแนกคำพูดในงานวิจัยและการพัฒนาเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับการรู้จำเสียง

ตัวอย่างที่ 5.4 บันทึกสัญญาณเสียงพูดคำว่า “หนึ่ง” “สอง” “สาม” และ “สี่” แล้วสร้างสเปกโตรแกรมของสัญญาณเสียงพูดทั้งสี่เสียงโดยใช้ฟังก์ชัน spectrogram

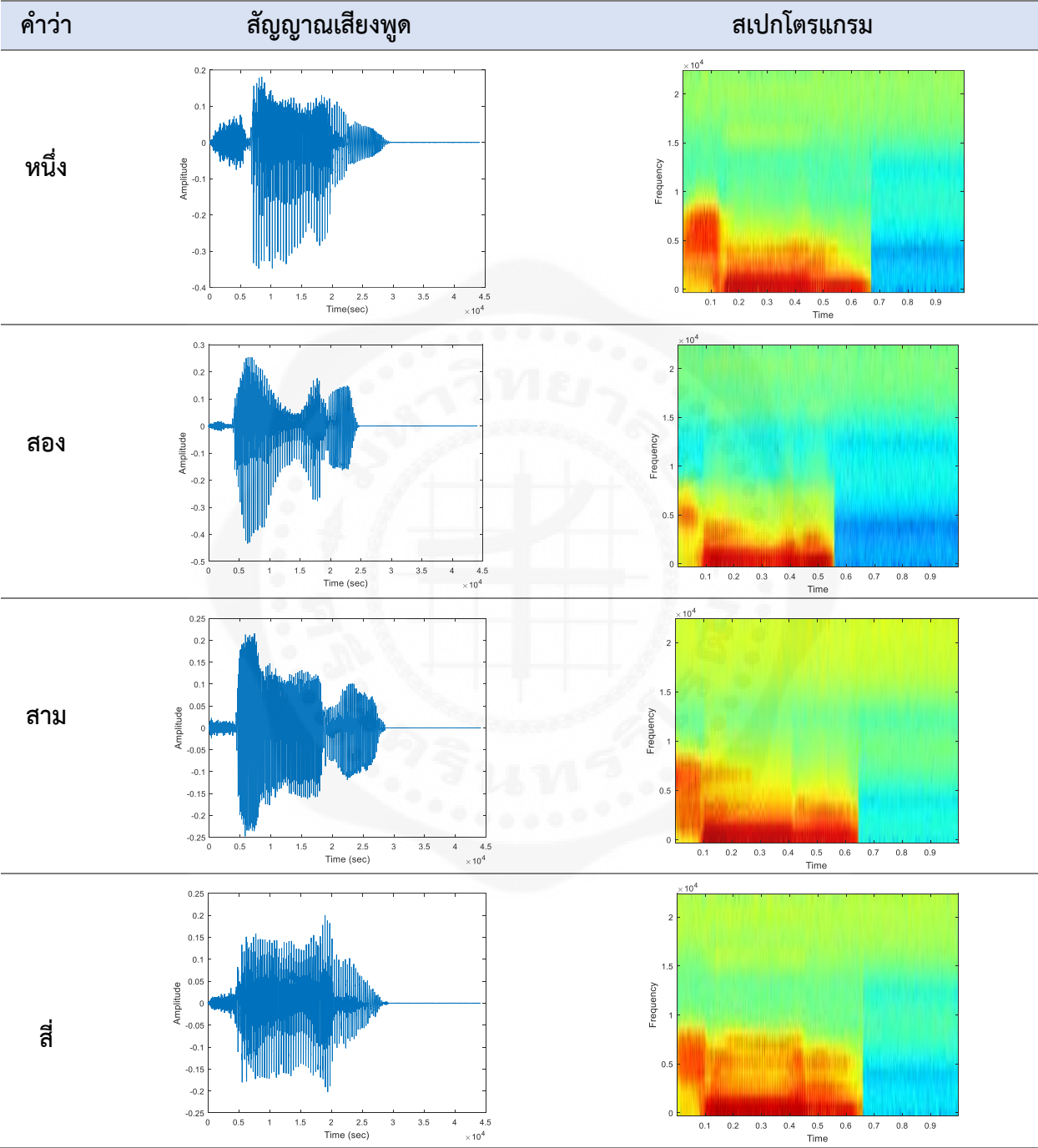
```
1 % Record speech signal
2 fs = 44100; % Sample frequency in Hz
3 recObj = audiorecorder;
4 disp('Start speaking.')
5 recordblocking(recObj, 3);
6 disp('End of Recording.');
```

```
7 play(recObj);
8 y = getaudiodata(recObj);
9 plot(y);
10 filename = 'one.wav'; % save sound as .wav file
11 audiowrite(filename,y,fs); % write audio file
12
13 % Time-frequency analysis
14 % Set up constants
```

```

15 N = 1024; % Signal length
16 nfft = 64; % Window size
17 noverlap = 32; % Number of overlapping points (50%)
18
19 % Compute spectrogram
20 figure, spectrogram(y,nfft,noverlap,[],fs,'yaxis')

```

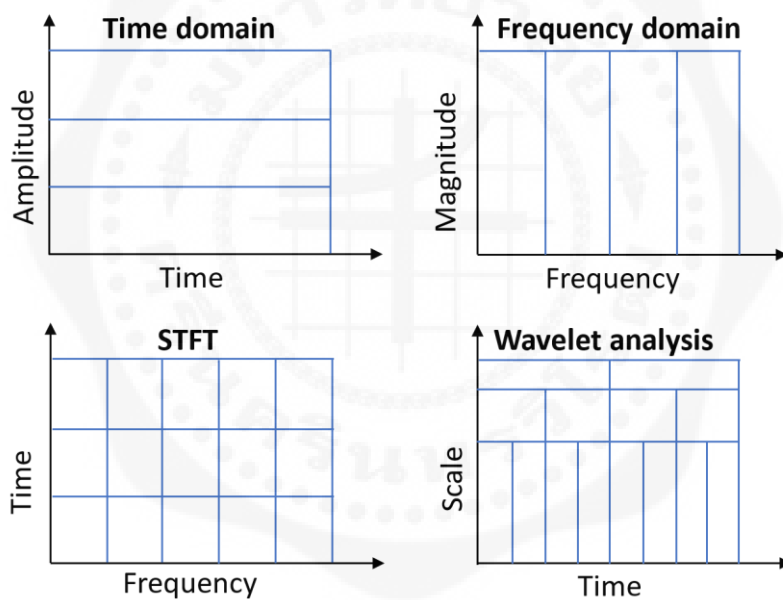


รูปที่ 5.6 สัญญาณเสียงพูดคำว่า “หนึ่ง” “สอง” “สาม” และ “สี่” และสเปกโตรแกรมของแต่ละสัญญาณ

5.7 การแปลงเวฟเลต (Wavelet Transform)

การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น สามารถวิเคราะห์ข้อมูลได้ทั้งในด้านความถี่และเวลา แต่ข้อจำกัดของวิธีนี้คือ ความละเอียดของช่วงเวลาการวิเคราะห์ที่คงที่ (fixed resolution transform) ซึ่งไม่สามารถปรับเปลี่ยนให้เหมาะสมกับการวิเคราะห์สัญญาณที่มีความถี่ต่างกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื่องจากการใช้ช่วงเวลาการวิเคราะห์ที่คงที่ในการวิเคราะห์สัญญาณทุกช่วงความถี่นั้นไม่เหมาะสมในทางปฏิบัติ ตัวอย่างเช่น สัญญาณที่มีความถี่สูงมักมีการเปลี่ยนแปลงที่รวดเร็ว ควรใช้ช่วงเวลาแคบในการวิเคราะห์ ในขณะที่สัญญาณที่มีความถี่ต่ำมักมีการเปลี่ยนแปลงที่ช้ากว่า ควรใช้ช่วงเวลา กว้างกว่าในการวิเคราะห์

รูปที่ 5.7 แสดงแผนภาพเปรียบเทียบการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์ การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น และการวิเคราะห์เวฟเลต จะเห็นว่า การแปลงฟูเรียร์ และการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น วิเคราะห์ความถี่แบบเวลาคงที่ ส่วนการวิเคราะห์เวฟเลตนั้นมีการแบ่งระดับความละเอียดทั้งในช่วงเวลาและระดับความถี่ที่แตกต่างกัน ซึ่งเราเรียกการวิเคราะห์นี้ว่า การวิเคราะห์หลายระดับความละเอียด (multiresolution analysis) ดังนั้นการแปลงเวฟเลต (wavelet transform) จึงเป็นวิธีหนึ่งที่แก้ไขข้อจำกัดดังกล่าวได้



รูปที่ 5.7 เปรียบเทียบรูปแบบของการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา-ความถี่

การแปลงเวฟเลต คือ การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา-ความถี่ ช่วยให้สามารถวิเคราะห์สัญญาณในช่วงเวลาต่าง ๆ ได้อย่างละเอียด ซึ่งเป็นประโยชน์ในการวิเคราะห์สัญญาณที่ไม่เป็นคาบหรือสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา การแปลงเวฟเลตเริ่มจากการแยกสัญญาณออกเป็นสัญญาณย่อยตามฟังก์ชันต้นกำเนิดที่เรียกว่า “เวฟเลตแม่” (mother wavelet) ซึ่งถูกใช้ในการสร้างเวฟเลตลูกที่มีขนาดและตำแหน่งต่าง ๆ ขึ้นอยู่กับการปรับสเกล (a) และการเลื่อนตำแหน่ง (b) บนแกนเวลา ซึ่งเขียนเป็นสมการการแปลงเวฟเลตได้ตามสมการที่ (5.5) และฟังก์ชันของเวฟเลตแม่ได้ตามสมการที่ (5.6)

$$F(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (5.5)$$

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (5.6)$$

โดยที่ $F(a, b)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่ขึ้นอยู่กับสเกล a และการเลื่อนตำแหน่ง b

$x(t)$ คือ สัญญาณต้นฉบับ

$\psi(t)$ คือ ฟังก์ชันของเวฟเล็ตแม่ที่มีการปรับสเกลและการเลื่อนตำแหน่ง

$\psi^*(t)$ คือ ค่าสังยุคเชิงซ้อนของเวฟเล็ตแม่

a คือ พารามิเตอร์ของการปรับสเกล (scaling)

b คือ พารามิเตอร์การเลื่อนตำแหน่ง (shifting)

สมการจะมีการปรับค่าเพื่อให้สัญญาณที่ได้หลังจากปรับสเกลแล้วมีพลังงานเท่ากับเวฟเล็ตแม่เสมอด้วย $\frac{1}{\sqrt{a}}$ การปรับสเกลใช้ในการควบคุมขนาดการขยายหรือหดตัวของเวฟเล็ตแม่ เพื่อควบคุมระยะเวลาหรือช่วงเวลาในการวิเคราะห์สัญญาณ ทำให้สามารถวิเคราะห์รายละเอียดของสัญญาณในช่วงเวลาที่ต่างกัน หรือปรับให้เข้ากับความถี่ที่สนใจในการวิเคราะห์ โดยที่สเกลขนาดเล็ก ($a < 1$) เวฟเล็ตจะหดตัวลง ทำให้สามารถจับรายละเอียดของสัญญาณในช่วงเวลาที่สั้นและที่ความถี่สูงได้ ส่วนสเกลขนาดใหญ่ ($a > 1$) เวฟเล็ตจะยืดออก ทำให้สามารถจับลักษณะของสัญญาณในช่วงเวลาที่นานขึ้นและความถี่ที่ต่ำลงได้

การเลื่อนตำแหน่ง (b) หมายถึงการเลื่อนตำแหน่งของเวฟเล็ตแม่ไปตามแกนเวลา เพื่อทำการวิเคราะห์สัญญาณในจุดเวลาต่าง ๆ การเลื่อนนี้ทำให้เวฟเล็ตแม่สามารถจับสัญญาณในช่วงเวลาที่แตกต่างกันได้ โดยการเลื่อนตำแหน่งอย่างเหมาะสมจะช่วยให้การวิเคราะห์ครอบคลุมทั้งสัญญาณและสามารถระบุตำแหน่งของเหตุการณ์ในสัญญาณได้อย่างแม่นยำ

การแปลงเวฟเล็ตสามารถใช้ฟังก์ชันของเวฟเล็ตแม่ได้หลายรูปแบบ ขึ้นอยู่กับลักษณะของสัญญาณและการใช้งาน ดังแสดงในรูปที่ 5.8 เช่น

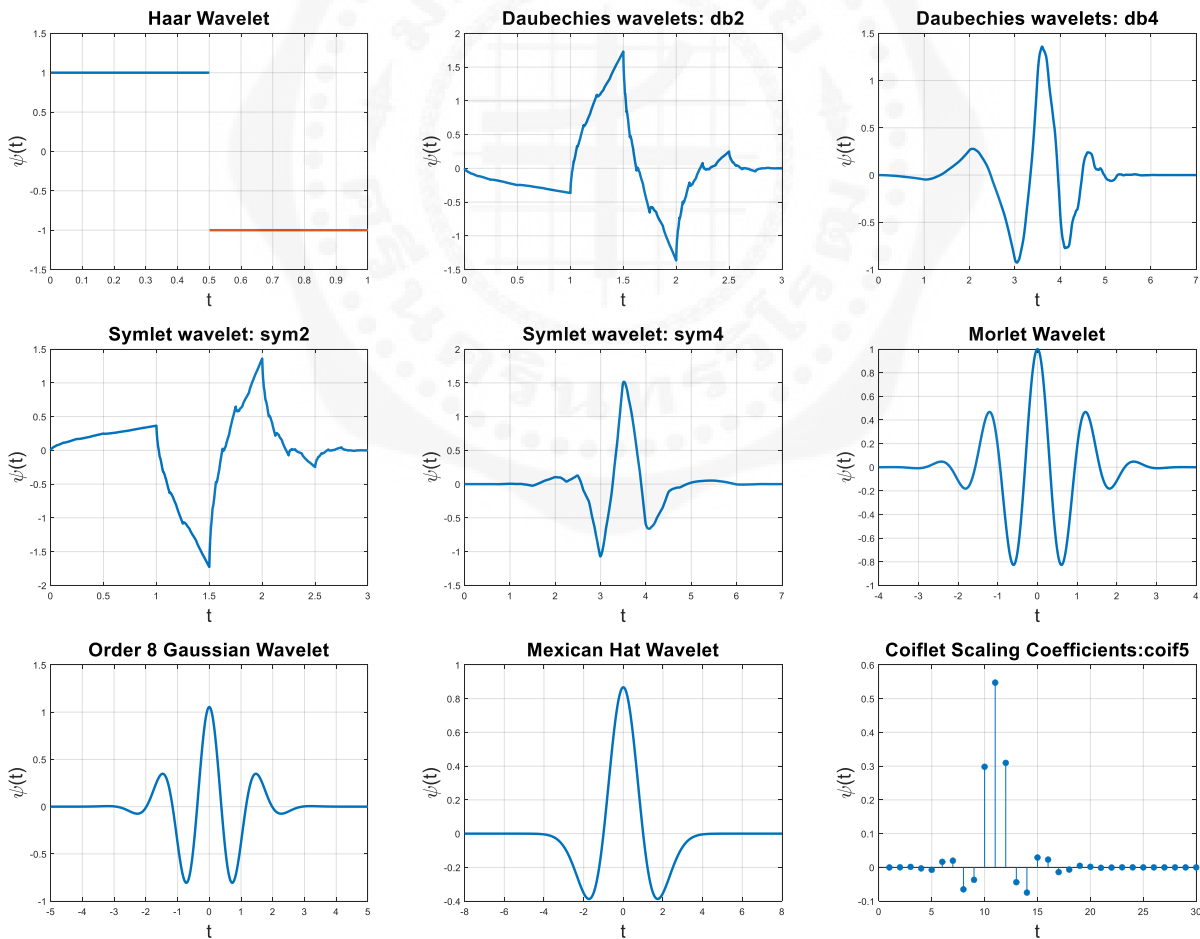
- Haar wavelet เป็นเวฟเล็ตที่ง่ายที่สุด มีลักษณะคล้ายขั้นบันได ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วและไม่ต่อเนื่อง
- Daubechies wavelet เป็นเวฟเล็ตที่มีความซับซ้อนขึ้น ใช้สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณทั่วไปที่มีลักษณะเป็นธรรมชาติมากกว่า เช่น สัญญาณชีวภาพ
- Symlets คล้ายกับ Daubechies แต่มีความสมมาตรมากขึ้น ทำให้เหมาะสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณที่ต้องการความแม่นยำสูงในแง่ของการเก็บรักษาความถี่ต่ำ
- Morlet wavelet มีลักษณะคล้ายคลื่นไซน์ ช่วยในการวิเคราะห์สัญญาณความถี่สูง
- Gaussian wavelet และ Mexican hat มักใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่ต้องการระบุการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นอย่างเด่นชัดในสัญญาณ เช่น ในการตรวจจับขอบหรือเหตุการณ์ต่าง ๆ ในข้อมูล
- Coiflet เป็นเวฟเล็ตที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณที่ต้องการความละเอียดสูงในทั้งเวลาและความถี่

ในการแยกองค์ประกอบเวฟเล็ตของสัญญาณจะได้ผลลัพธ์ออกมาเป็นสองส่วนหลัก คือ

(1) สัมประสิทธิ์ค่าประมาณ (approximation coefficients) แสดงส่วนของสัญญาณที่มีความถี่ต่ำ หรือ แนวโน้ม (trend) ของสัญญาณ ส่วนนี้ช่วยให้เราเข้าใจลักษณะภาพรวมของสัญญาณ ซึ่งเป็นข้อมูลที่สำคัญในการ เก็บข้อมูลหลัก เช่น รูปร่างหรือรูปแบบโดยรวมของสัญญาณ

(2) สัมประสิทธิ์รายละเอียด (detail coefficients) แสดงส่วนของสัญญาณที่มีความถี่สูง ซึ่งประกอบไปด้วย รายละเอียดหรือความแปรผัน (variation) ที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้น ๆ ของสัญญาณ ส่วนนี้มักแสดงถึงรายละเอียด ของเหตุการณ์เฉพาะเจาะจงที่เกิดขึ้นภายในสัญญาณ

ค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตเหล่านี้เป็นค่าน้ำหนักขององค์ประกอบความถี่แต่ละระดับ ซึ่งแสดงพลังงานของ สัญญาณในช่วงความถี่และช่วงเวลาที่แตกต่างกัน ทำให้เราสามารถเห็นภาพการกระจายพลังงานของสัญญาณในแต่ละ ความถี่และช่วงเวลาได้อย่างชัดเจน การแปลงเวฟเล็ตสามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้หลากหลายด้าน เช่น การ กำจัดสัญญาณรบกวน การบีบอัดข้อมูลสัญญาณ และการสกัดคุณลักษณะของสัญญาณ ตัวอย่างที่ 5.4 แสดงการ วิเคราะห์สัญญาณเสียงพูดสองคำว่า “ใช่” และ “ไม่ใช่” ด้วยการแปลงเวฟเล็ตประเภท Daubechies db4 เพื่อ แยกองค์ประกอบของสัญญาณเป็น 3 ระดับ



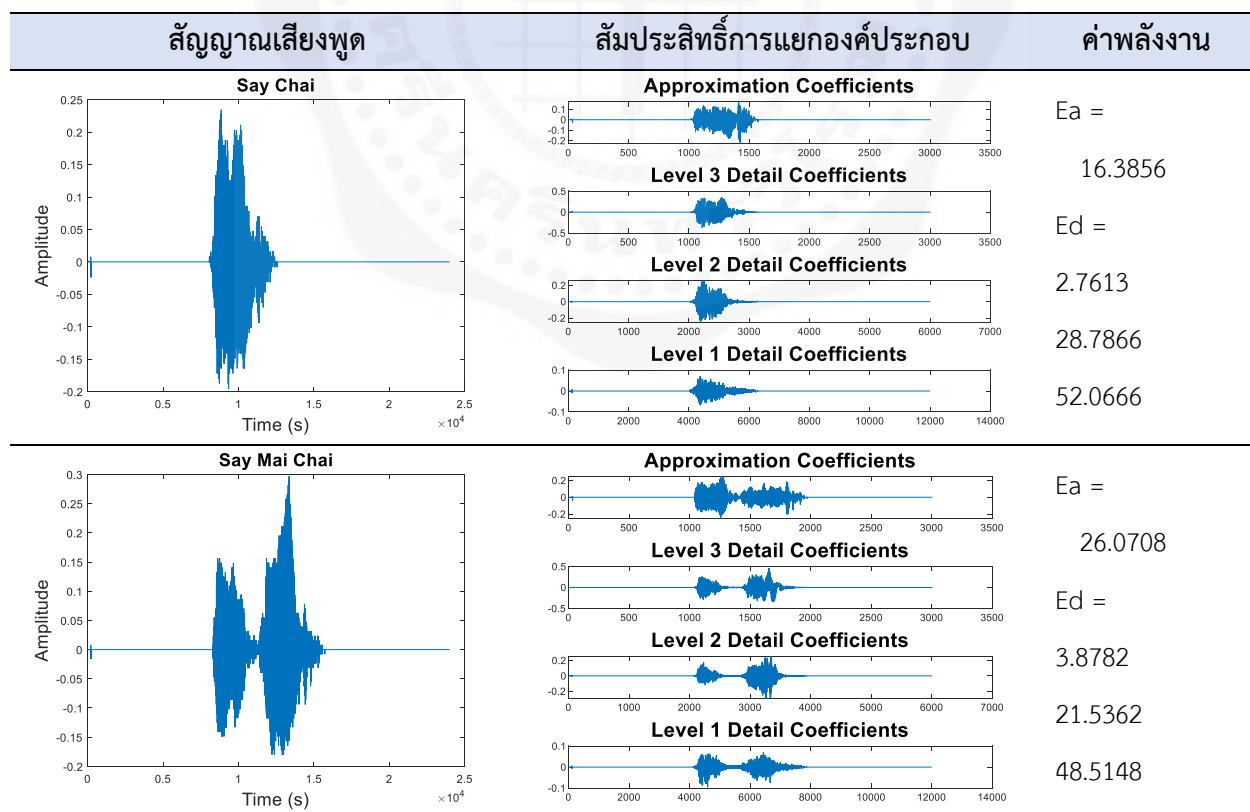
รูปที่ 5.8 เวฟเล็ตแม่ชนิดต่าง ๆ บนแกนเวลา

ตัวอย่างที่ 5.5 เขียนโปรแกรมเพื่อบันทึกสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ใช่” และ “ไม่ใช่” และคำนวณค่าพารามิเตอร์จากการแปลงเวฟเล็ตของสัญญาณเสียงพูด โดยใช้ Daubechies db4 แยกองค์ประกอบเป็น 3 ระดับ

```

1 % Read audio file and plot speech signal
2 [y,Fs] = audioread('yes.wav'); % Read audio file
3 figure, plot(y) % Plot speech signal
4 xlabel('Time'); ylabel('Amplitude'); title('Say Chai');
5
6 % Compute wavelet decomposition using db4
7 [c,l] = wavedec(y,3,'db4'); % wavelet decomposition
8 approx = appcoef(c,l,'db4'); % approximation coefficients
9 [cd1,cd2,cd3] = detcoef(c,l,[1 2 3]); % detail coefficients
10
11 % Compute Ea-energy of approximation, Ed-energy of details
12 [Ea,Ed] = wenergy(c,l)
13
14 % Plot approximation and detail coefficients
15 figure, subplot(4,1,1), plot(approx)
16 title('Approximation Coefficients')
17 subplot(4,1,2), plot(cd3)
18 title('Level 3 Detail Coefficients')
19 subplot(4,1,3), plot(cd2)
20 title('Level 2 Detail Coefficients')
21 subplot(4,1,4), plot(cd1)
22 title('Level 1 Detail Coefficients')

```



รูปที่ 5.9 การแยกองค์ประกอบเวฟเล็ตของสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ใช่” และ “ไม่ใช่” โดยใช้ Daubechies db4 ระดับที่ 3

จากตัวอย่างที่ 5.4 การแปลงเวฟเล็ตของสัญญาณเสียงพูด โดยใช้ Daubechies db4 แยกองค์ประกอบเป็น 3 ระดับ มีความหมายดังนี้คือ

- ระดับที่ 1 เป็นระดับที่แยกแยะข้อมูลความถี่สูงสุดของสัญญาณ (รายละเอียดมากที่สุด) ซึ่งมักจะใช้ในการระบุข้อมูลเฉพาะเจาะจงที่เปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว เช่น การออกเสียงสระหรือเสียงพยัญชนะที่แตกต่างกัน
- ระดับที่ 2 แสดงข้อมูลความถี่ที่ต่ำลงมาเล็กน้อยจากระดับแรก ช่วยให้เห็นลักษณะโทนเสียงหรือการออกเสียงที่ยังคงเปลี่ยนแปลงเร็ว แต่ช้ากว่าข้อมูลในระดับที่ 1
- ระดับที่ 3 แสดงข้อมูลความถี่ที่ต่ำลงอีก ซึ่งช่วยในการมองเห็นโครงสร้างทั่วไปของเสียง

จากรูปที่ 5.9 การแยกองค์ประกอบเวฟเล็ตของสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ใช่” และ “ไม่ใช่” โดยใช้ Daubechies db4 ระดับที่ 3 แสดงให้เห็นถึงความแตกต่างอย่างชัดเจนของสัมประสิทธิ์ค่าประมาณ (E_a) และสัมประสิทธิ์รายละเอียด (E_d) ในระดับที่ 1, 2 และ 3 ของทั้งสองคำ ค่าพลังงานของสัมประสิทธิ์ค่าประมาณและรายละเอียดสามารถนำมาใช้ระบุความแตกต่างของสัญญาณเสียงทั้งสองได้อย่างชัดเจนเช่นกัน

คำถามท้ายบท

1. อธิบายหลักการของการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น
2. อธิบายข้อดีข้อเสียของการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น
3. อธิบายความแตกต่างของการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์ การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น และการแปลงเวฟเล็ต
4. เขียนโปรแกรมเพื่อบันทึกเสียงพูดคำว่า “โต” “เร” และ “มี” แล้วประมวลผลสัญญาณเพื่อ
 - 4.1 วิเคราะห์สเปกโตรแกรมของเสียงพูดทั้งสามเสียง และอธิบายความแตกต่างของทั้งสามเสียง
 - 4.2 วิเคราะห์ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตของเสียงพูดทั้งสามเสียง และอธิบายความแตกต่างของทั้งสามเสียง

เอกสารอ้างอิง

1. Semmlow, J. L. (2004). Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB-Based Applications. Marcel Dekker.
2. Maclsaac, D., P. A. Parker and R. N. Scott (2001). The Short-Time Fourier Transform and Muscle Fatigue Assessment in Dynamic Contractions. Journal of Electromyography and Kinesiology 11(6): 439-449.
3. Su, L. and H.-T. Wu (2017). Extract Fetal ECG from Single-Lead Abdominal ECG by De-Shape Short Time Fourier Transform and Nonlocal Median. Frontiers in Applied Mathematics and Statistics 3.
4. Morales, S. and M. E. Bowers (2022). Time-Frequency Analysis Methods and Their Application in Developmental EEG Data. Developmental Cognitive Neuroscience 54: 101067.

การประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลสัญญาณ

Application of Signal Processing Methods

จากบทเรียนที่ผ่านมาในเรื่องการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธีต่าง ๆ ตั้งแต่การประมวลผลสัญญาณในเชิงเวลา การวิเคราะห์สเปกตรัม การวิเคราะห์สัญญาณในเชิงเวลาและความถี่ สามารถนำมาประยุกต์ใช้เพื่อช่วยวินิจฉัยโรค การวางแผนในการรักษา และการติดตามโรคได้ รวมทั้งการพัฒนาเทคโนโลยีในด้านต่าง ๆ ในบทนี้จะยกตัวอย่างการใช้วิธีการประมวลผลสัญญาณเพื่อจำแนกสัญญาณเสียงพูดของคนไทยจาก 3 ภูมิภาค ซึ่งเป็นงานวิจัยของ Tantisatirapong et al. (2018) ที่ได้เผยแพร่ในการประชุมวิชาการระดับนานาชาติ 2018 IEEE Seventh International Conference on Communications and Electronics (ICCE) ระหว่างวันที่ 18-20 กรกฎาคม 2561 ณ ประเทศเวียดนาม ภายใต้ชื่อผลงาน ‘Comparison of Feature Extraction for Accent Dependent Thai Speech Recognition System’

6.1 บทนำ

การรู้จำเสียงพูด (speech recognition) เป็นเทคโนโลยีที่มีบทบาทสำคัญในการพัฒนาคุณภาพชีวิตในหลายด้าน เช่น การสั่งงานอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ด้วยเสียง ซึ่งมีประโยชน์สำหรับทั้งผู้ใช้ทั่วไปและผู้พิการ ปัจจุบันเทคโนโลยีการรู้จำเสียงภาษาไทยได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องจากหลายบริษัท เช่น Microsoft และ Google อย่างไรก็ตาม การรู้จำสำเนียงที่แตกต่างกันในแต่ละภูมิภาคยังคงเป็นข้อจำกัด เนื่องจากโทนเสียงและสำเนียงในแต่ละพื้นที่ เช่น ภาคกลาง ภาคเหนือ ภาคตะวันออกเฉียงเหนือ (อีสาน) และภาคใต้ มีความแตกต่างกัน ถึงแม้จะเป็นคำเดียวกันแต่ลักษณะการออกเสียงอาจไม่เหมือนกัน ซึ่งการปรับให้ผู้พูดจากแต่ละภูมิภาคสามารถใช้สำเนียงมาตรฐาน (ภาคกลาง) ได้นั้นมักจะต้องใช้เวลา โดยเฉพาะในผู้ใหญ่ที่การฝึกพูดอาจทำได้ช้ากว่าเด็ก ตัวอย่างเช่น คนภาคใต้ที่พูดภาษากลางอาจยังคงมีสำเนียงได้ติดอยู่ เช่น คำว่า "กรุงเทพ" อาจออกเสียงเป็น "กรุงเต็บ"

จากการทบทวนวรรณกรรม พบการศึกษาเกี่ยวกับการรู้จำเสียงพูดที่ใช้กระบวนการและวิธีการต่าง ๆ ในหลายภาษา ตัวอย่างเช่น Phokharatkul et al. (2010) ได้เสนอวิธีการรู้จำเสียงพูดภาษาไทยด้วยการผสมผสานสองเทคนิคคือ การใช้ double filter banks ในกระบวนการดึงคุณลักษณะ และการใช้ระยะทางแบบยูคลิด (Euclidean distance) ในกระบวนการรู้จำ โดยใช้ชุดข้อมูลตัวเลขที่พูดตั้งแต่ศูนย์ถึงสิบ และคำสั่งพื้นฐานในภาษาไทยที่มีสำเนียงมาตรฐาน ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าความแม่นยำของการจำแนกอยู่ที่ประมาณ 96.3% Srijiranon et al. (2015) ได้นำเสนออัลกอริทึมสำหรับการรู้จำเสียงพูดภาษาไทยแปดคำที่มีจำนวนพยางค์รูปแบบการออกเสียง และสภาพแวดล้อมที่มีเสียงรบกวนแตกต่างกัน เพื่อนำมาทดสอบการจำแนกเสียงด้วยวิธี

ระบบนิวโรฟัซซี (neuro-fuzzy) ต้นไม้ตัดสินใจ (decision-tree) เบย์ (Bayes) แบบจำลองผสมเกาส์เซียน (Gaussian Mixture Model: GMM) และซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machine: SVM) ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าระบบนิวโรฟัซซีให้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด

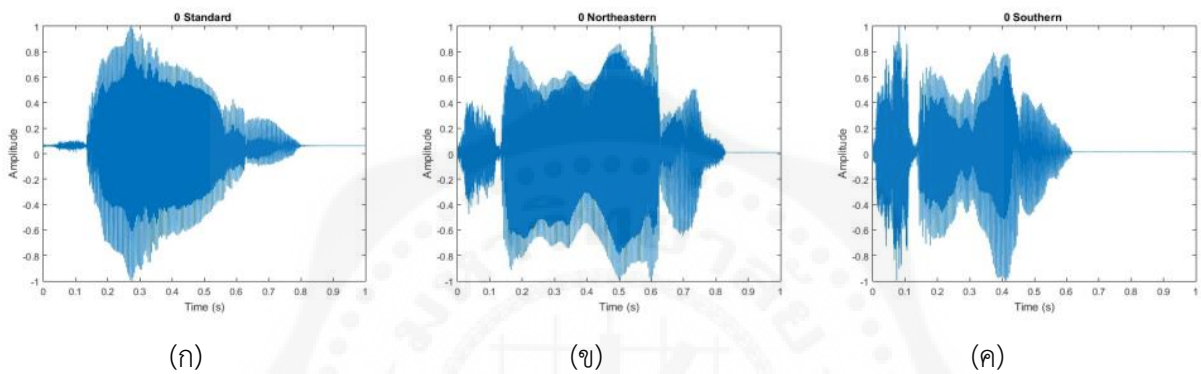
Najafian et al. (2016) ได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับการรู้จำเสียงพูดภาษาอังกฤษแบบบริติช (British English) โดยทดสอบกับเสียงพูดที่มีสำเนียงจากสี่ภูมิภาค ได้แก่ เหนือ ใต้ ไอร์ช และสก๊อต โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์เซปสตรัมบนสเกลความถี่เมล (Mel-Frequency Cepstral Coefficient: MFCC) และนำค่าที่สกัดได้เข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียมเชิงลึก (Deep Neural Network: DNN) ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงความก้าวหน้าในการปรับปรุงระบบแม้ข้อมูลที่ใช้จะมีจำกัด Yusnita et al. (2011) ได้ศึกษาเกี่ยวกับการระบุสำเนียงภาษาอังกฤษของชาวมาเลเซีย โดยใช้คุณลักษณะการเข้ารหัสเชิงพยากรณ์เชิงเส้น (Linear Predictive Coding: LPC) การวิเคราะห์ฟอร์มแนนต์ (formant) และพลังงานเชิงลอการิทึม (log energy) พร้อมกับใช้วิธี k-Nearest Neighbors (k-NN) ในการจำแนกเสียงของกลุ่มชาติพันธุ์สามกลุ่มของผู้พูดภาษาอังกฤษมาเลเซีย (ชาวมาเลย์ ชาวจีน และชาวอินเดีย) ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงความแม่นยำในการรู้จำเสียงสูงถึง 94.2% เมื่อรวมคุณลักษณะทั้งสามชนิดเข้าด้วยกัน

McLoughlin et al. (2015) ได้นำเสนอการจำแนกเสียงในสภาพแวดล้อมที่มีเสียงรบกวน โดยใช้คุณลักษณะจากวิธี MFCC ร่วมกับการจำแนกด้วย SVM และ DNN อัลกอริธึมการจำแนกที่มีประสิทธิภาพอีกวิธีหนึ่งคือ Hidden Markov Model (HMM) ซึ่งเป็นเทคนิคที่สามารถจับความแปรปรวนของเสียงพูดในช่วงเวลาต่าง ๆ ได้ และสร้างแบบจำลองความสัมพันธ์ระหว่างคุณลักษณะทางเสียงและชุดของโฟเนม (phonemes) ซึ่งเป็นหน่วยเสียงพื้นฐานของภาษา โดยโฟเนมเหล่านี้จะถูกแทนด้วยสถานะที่ซ่อนอยู่ใน HMM ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า DNN สามารถให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าในสภาพแวดล้อมที่มีเสียงรบกวน Deshpande et al. (2005) มุ่งเน้นการแยกแยะระหว่างสำเนียงภาษาอังกฤษแบบอเมริกันมาตรฐานกับสำเนียงอินเดีย โดยใช้ LPC ในการสกัดคุณลักษณะ และใช้แบบจำลองผสมเกาส์เซียนเป็นตัวจำแนก ข้อมูลชุดนี้ถูกบันทึกจากผู้พูดชายชาวอเมริกันพื้นเมือง 40 คน และผู้พูดชายชาวอินเดียพื้นเมือง 36 คน ผลการจำแนกแสดงให้เห็นถึงความแม่นยำที่ 76.78% สำหรับสำเนียงอเมริกัน และ 75% สำหรับสำเนียงอินเดีย

สำหรับงานวิจัยการรู้จำเสียงพูดภาษาไทยของ Phokharatkul et al. (2010) และ Srijiranon et al. (2015) ระบบการรู้จำเสียงพูดภาษาไทยถูกออกแบบมาเพื่อศึกษาสำเนียงมาตรฐานเพียงอย่างเดียว ส่วนการศึกษาของ Theera-Umpon et al. (2011), Potisuk et al. (1999) และ Phothisonothai et al. (2012) ได้นำเสนอระบบที่ประเมินสำเนียงและโทนเสียงในภาษาไทย อย่างไรก็ตาม ยังขาดการศึกษาเปรียบเทียบวิธีการสกัดคุณลักษณะที่เหมาะสมสำหรับการรู้จำเสียงพูดภาษาไทยที่มีความหลากหลายของสำเนียง งานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นไปที่การเลือกคุณลักษณะที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการรู้จำสำเนียงในภาษาไทยจากสามภูมิภาค (ภาคกลาง ภาคอีสาน และภาคใต้) โดยมีขั้นตอนการดำเนินงานดังรายละเอียดต่อไปนี้

6.2 วิธีการดำเนินงาน

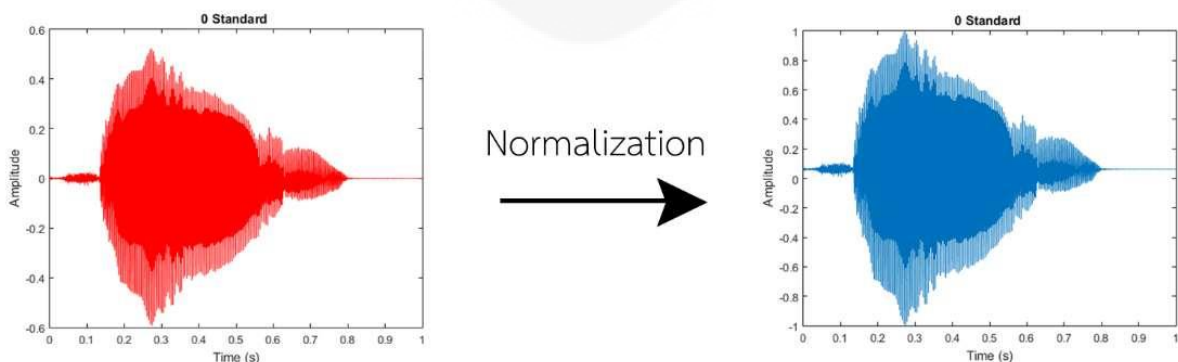
ในการศึกษานี้สัญญาณเสียงพูดถูกบันทึกในรูปแบบไฟล์ *.wav โดยใช้การ์ดเสียงที่มาพร้อมกับคอมพิวเตอร์ด้วยความละเอียด 16 บิตและอัตราการซีกตัวอย่าง 44.1 กิโลเฮิร์ตซ์ เราบันทึกเสียงพูดจากอาสาสมัครชาย 10 คนและหญิง 10 คน ที่มาจาก 3 ภูมิภาค คือ ภาคกลาง ภาคใต้ และภาคอีสาน โดยแต่ละคนพูดคำว่า “ศูนย์” “หนึ่ง” “สอง” ถึง “เก้า” โดยแต่ละคำใช้เวลาในการบันทึก 1 วินาที และพูดซ้ำกัน 3 ครั้ง ตัวอย่างสัญญาณเสียงพูดของคำว่า “ศูนย์” จาก 3 ภาค แสดงในรูปที่ 6.1 ในการศึกษาสัญญาณเสียงพูดนี้ประกอบด้วยผลการประมวลผลสัญญาณแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน คือ ขั้นตอนก่อนการประมวลผลสัญญาณ การสกัดคุณลักษณะเด่น และการจำแนกข้อมูล โดยมีรายละเอียดของแต่ละขั้นตอนต่อไปนี้



รูปที่ 6.1 ตัวอย่างสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ศูนย์” ของ (ก) ภาคกลาง (ข) ภาคอีสาน และ (ค) ภาคใต้ (ที่มา: ชาลิสสา ประสพฤกษ์, 2560, น. 5)

6.2.1 ขั้นตอนก่อนการประมวลผลสัญญาณ (Pre-processing)

สัญญาณเสียงพูดที่บันทึกได้ อาจมีเสียงที่ดังเกินขอบเขตที่กำหนด การปรับขนาดของข้อมูลให้อยู่ในบรรทัดฐานเดียวกัน (normalization) เป็นกระบวนการปรับเปลี่ยนค่าแอมพลิจูดของสัญญาณให้อยู่ในช่วงที่กำหนดระหว่าง -1 และ 1 ตัวอย่างการจัดบรรทัดฐานข้อมูลของเสียงพูดเลขศูนย์ให้อยู่ในช่วง [-1 1] แสดงในรูปที่ 6.2

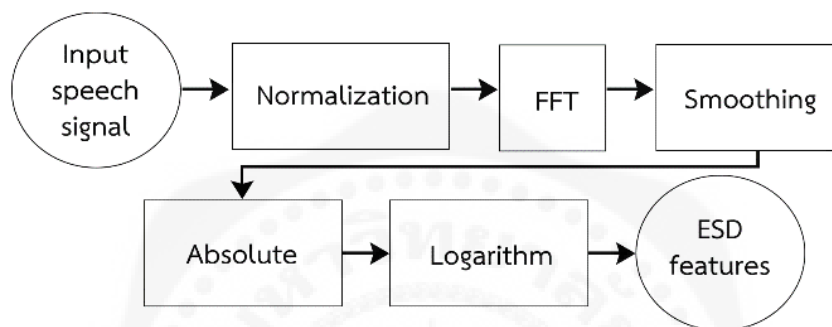


รูปที่ 6.2 สัญญาณเสียงพูดคำว่า “ศูนย์” ของสำเนียงภาคกลางก่อนและหลังการทำให้เป็นบรรทัดฐาน (ที่มา: ชาลิสสา ประสพฤกษ์, 2560, น. 23)

6.2.2 การสกัดคุณลักษณะเด่น (Feature Extraction)

6.2.2.1 ความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน (Energy Spectral Density)

ความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน (Energy Spectral Density: ESD) เป็นพารามิเตอร์ในโดเมนความถี่ที่นิยมใช้วิธีหนึ่ง ซึ่งใช้วัดพลังงานที่กระจายอยู่ในช่วงความถี่ที่สนใจ เมื่อสัญญาณเสียงพูดผ่านการทำให้เป็นบรรทัดฐานแล้ว เราจึงคำนวณค่า FFT ของสัญญาณเพื่อหาค่าประกอบทางความถี่ หลังจากนั้นจะคัดเลือกสัญญาณในช่วงความถี่ 100-1500 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นช่วงความถี่ของเสียงพูดมนุษย์ แล้วนำข้อมูลที่ได้ผ่านกระบวนการหาค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ และคำนวณค่าลอการิทึมของค่าสัมบูรณ์ของข้อมูล จึงได้ค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน ดังแสดงในรูปที่ 6.3

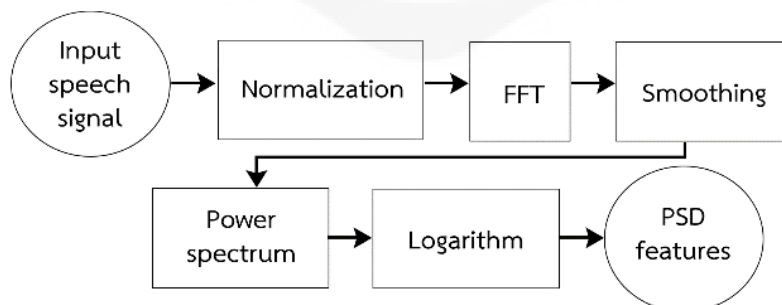


รูปที่ 6.3 กระบวนการคำนวณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2018, p. 323)

6.2.2.2 ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density)

ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density: PSD) คือ การหาค่าพลังงานสเปกตรัมต่อหน่วยแบนด์วิดท์ กระบวนการคำนวณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังคล้ายกับการคำนวณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน โดยมีความแตกต่างเพียงแต่หาค่าพลังงานสเปกตรัมด้วยช่วงความถี่ที่สนใจ ดังแสดงในรูปที่ 6.4



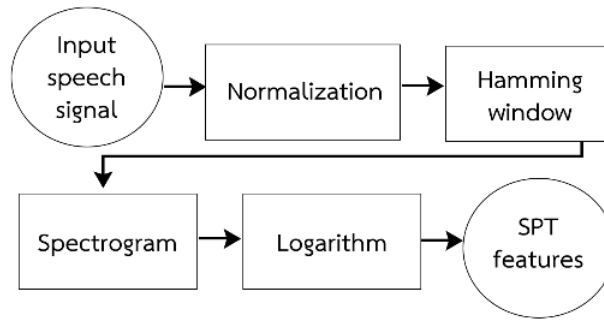
รูปที่ 6.4 กระบวนการคำนวณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2018, p. 323)

6.2.2.3 สเปกโตรแกรม (Spectrogram)

สเปกโตรแกรม (spectrogram: SPT) คือ การหาค่าประกอบเชิงความถี่ของสัญญาณในแต่ละกรอบสัญญาณ เมื่อสัญญาณเสียงพูดผ่านการทำให้เป็นบรรทัดฐานให้อยู่ในช่วง $[-1,1]$ แล้วจึงทำการแบ่งกรอบสัญญาณ

โดยใช้ฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิง จากนั้นคำนวณ FFT ของแต่ละกรอบสัญญาณและหาค่าลอการิทึมของสเปกตรัมในแต่ละกรอบสัญญาณ จึงได้สเปกโตรแกรม ดังแสดงในรูปที่ 6.5

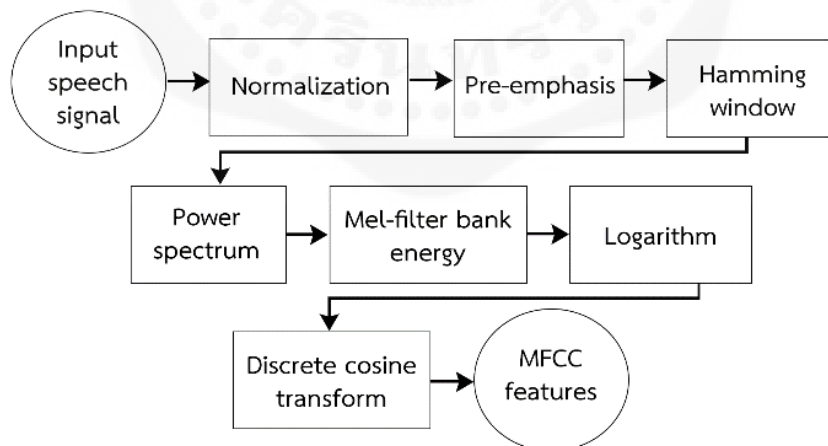


รูปที่ 6.5 กระบวนการคำนวณค่าสเปกโตรแกรม

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2018, p. 324)

6.2.2.4 สัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลความถี่เมล (Mel-Frequency Cepstral Coefficients)

ค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลความถี่เมล (Mel-Frequency Cepstral Coefficient: MFCC) เป็นคุณลักษณะที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในการประมวลผลสัญญาณเสียงและการรู้จำเสียงพูด ขั้นตอนการคำนวณ MFCC ประกอบด้วยหลายขั้นตอน ดังแสดงในรูปที่ 6.6 เมื่อสัญญาณเสียงผ่านการจัดรูปแบบมาตรฐานให้อยู่ในช่วง $[-1, 1]$ แล้วทำการกรองความถี่แบบ pre-emphasis เพื่อลดสัญญาณรบกวน จากนั้นทำการแบ่งสัญญาณเสียงด้วยฟังก์ชันหน้าต่างแฮมมิงขนาด 25 มิลลิวินาที โดยมีการซ้อนทับข้อมูลขนาด 10 มิลลิวินาที คำนวณค่า power spectrum ของแต่ละกรอบสัญญาณ หลังจากนั้นคัดกรองสเปกตรัมย่านความถี่ต่ำด้วยวิธี mel-filter bank และแปลงข้อมูลด้วยวิธี discrete cosine transform ของค่าลอการิทึมของ mel-power spectrum เพื่อให้ได้ค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลเมล



รูปที่ 6.6 กระบวนการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลเมล

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2018, p. 323)

6.2.3 การจำแนกข้อมูล (Classification)

เราใช้การจำแนกข้อมูลด้วยวิธีซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machines: SVM) โดยเลือกใช้ฟังก์ชันฐานรัศมี (Radial-Basis Function: RBF) เป็นเคอร์เนล (kernel) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการแยกแยะ

ข้อมูลที่มีความซับซ้อนหรือไม่เป็นเชิงเส้น RBF-SVM สามารถสร้างเส้นแบ่งข้อมูลในพื้นที่ที่มีมิติสูงขึ้น ทำให้สามารถจำแนกข้อมูลที่ไม่สามารถแบ่งได้ด้วยเส้นตรงในพื้นที่เดิมได้ดียิ่งขึ้น

ในการประเมินประสิทธิภาพของโมเดล RBF-SVM เราใช้เทคนิคการทดสอบแบบไขว้ 5 ส่วน (5-fold cross validation) เพื่อให้แน่ใจว่าการประเมินผลนั้นมีความน่าเชื่อถือและไม่ขึ้นอยู่กับวิธีการแบ่งชุดข้อมูลแบบใดแบบหนึ่ง โดยเฉพาะ การทดสอบแบบไขว้ทำโดยการแบ่งข้อมูลทั้งหมดออกเป็น 5 ชุดย่อย ในแต่ละรอบของการทดสอบ โมเดลจะถูกฝึกบน 4 ชุดย่อย และทดสอบบนชุดย่อยที่เหลือ จากนั้นค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของแต่ละรอบจะถูกนำมาคำนวณเพื่อหาประสิทธิภาพเฉลี่ยของโมเดล นอกจากนี้ยังคำนวณค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเพื่อวัดความแปรผันของผลการทดสอบ ซึ่งช่วยให้เราเข้าใจถึงความเสถียรของโมเดล

6.3 ผลการทดลองและอภิปรายผล

สัญญาณเสียงพูดจำนวน 180 เสียง ได้จากอาสาสมัครชาย 10 คน และหญิง 10 คน จาก 3 ภูมิภาค การทดลองนี้ถูกออกแบบเพื่อเปรียบเทียบประเภทคุณลักษณะที่เหมาะสมสำหรับการรู้จำตัวเลขภาษาไทยในแต่ละสำเนียง เสียงพูดของผู้ชายและผู้หญิงได้ถูกวิเคราะห์แยกกัน ดังแสดงในตารางที่ 6.1 และ 6.2 คุณลักษณะที่ได้จากวิธี MFCC ให้ความถูกต้องในการจำแนกสูงกว่าคุณลักษณะที่ได้จากวิธี PSD, ESD และ SPT สำหรับเสียงพูดของทั้งผู้ชายและผู้หญิง การจำแนกสำเนียงภาคกลางและภาคอีสาน มีแนวโน้มที่ดีกว่าสำเนียงภาคใต้ทั้งในกลุ่มอาสาสมัครชายและหญิง เมื่อเปรียบเทียบตามเพศ เสียงพูดของผู้หญิงมักมีความถูกต้องสูงกว่าเสียงพูดของผู้ชาย ประมาณ 3-10%

ตารางที่ 6.1 เปรียบเทียบผลการจำแนกข้อมูลเสียงพูดของอาสาสมัครชายจากสามภูมิภาค

| คุณลักษณะ | % ความถูกต้อง \pm ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน | | |
|-----------|---|------------------------------------|------------------------------------|
| | ภาคกลาง | ภาคใต้ | ภาคอีสาน |
| ESD | 80.33 \pm 0.06 | 78.33 \pm 0.03 | 79.44 \pm 0.04 |
| PSD | 83.67 \pm 0.03 | 72.33 \pm 0.05 | 83.89 \pm 0.04 |
| MFCC | 95.67 \pm 0.03 | 94.00 \pm 0.06 | 95.00 \pm 0.04 |
| SPT | 80.33 \pm 0.04 | 67.33 \pm 0.04 | 66.11 \pm 0.07 |

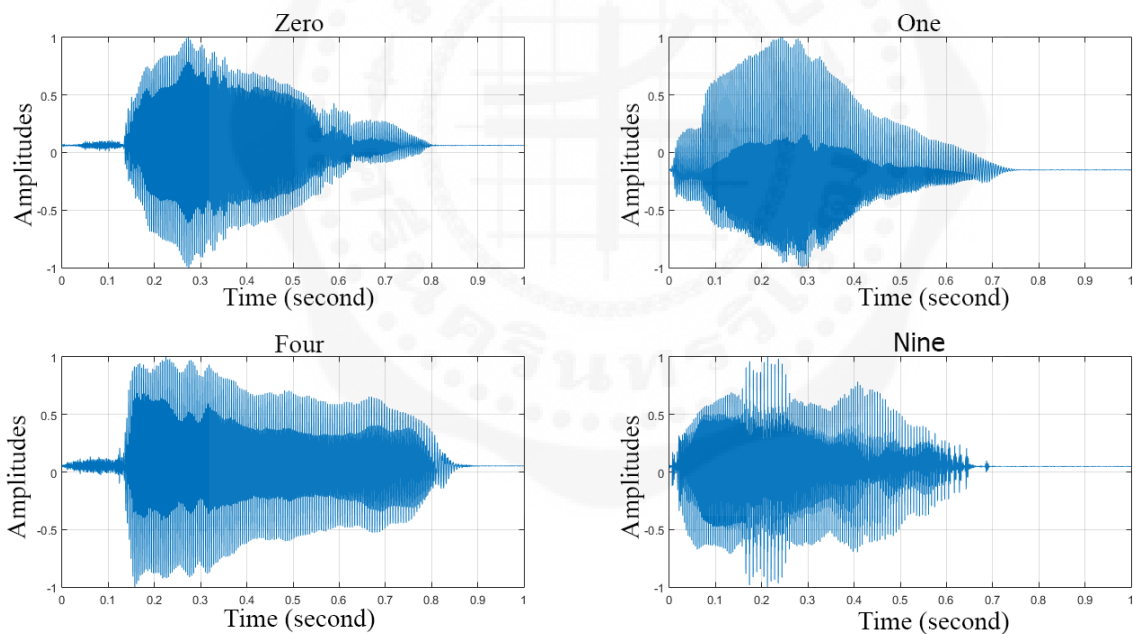
ตารางที่ 6.2 เปรียบเทียบผลการจำแนกข้อมูลเสียงพูดของอาสาสมัครหญิงจากสามภูมิภาค

| คุณลักษณะ | % ความถูกต้อง \pm ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน | | |
|-----------|---|------------------------------------|------------------------------------|
| | ภาคกลาง | ภาคใต้ | ภาคอีสาน |
| ESD | 83.33 \pm 0.07 | 74.33 \pm 0.03 | 80.67 \pm 0.03 |
| PSD | 87.33 \pm 0.05 | 75.00 \pm 0.06 | 88.67 \pm 0.03 |
| MFCC | 99.33 \pm 0.01 | 98.33 \pm 0.02 | 99.67 \pm 0.01 |
| SPT | 83.00 \pm 0.08 | 72.67 \pm 0.08 | 76.33 \pm 0.07 |

เมื่อรวมเสียงพูดจาก 3 ภูมิภาคเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของคุณลักษณะที่เสนอ ผลลัพธ์ที่ได้แสดงในตารางที่ 6.3 เราพบว่า MFCC ให้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับคุณลักษณะอื่น ๆ โดยให้ความแม่นยำที่ 89.34% และ 93.81% สำหรับเสียงพูดของผู้ชายและผู้หญิง นอกจากนี้เราพบว่าการจำแนกเสียงพูดของผู้หญิงมักมีความถูกต้องมากกว่าเสียงพูดของผู้ชาย ซึ่งอาจเป็นเพราะการออกเสียงของผู้หญิงมีช่วงความถี่ที่กว้างกว่าและออกเสียงได้ชัดเจนมากกว่าการออกเสียงพูดของผู้ชาย เสียงพูดที่แสดงคุณลักษณะที่แตกต่างมากที่สุดระหว่างสามสำเนียง คือ เสียงพูดคำว่า “ศูนย์” “หนึ่ง” “สี่” และ “เก้า” ซึ่งมีลักษณะของสัญญาณดังแสดงในรูปที่ 6.7

ตารางที่ 6.3 เปรียบเทียบผลการจำแนกข้อมูลเสียงพูดของอาสาสมัครชายและหญิง

| คุณลักษณะ | % ความถูกต้อง ± ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน | |
|-----------|---|---------------------|
| | ชาย | หญิง |
| ESD | 61.45 ± 0.06 | 69.23 ± 0.05 |
| PSD | 68.38 ± 0.05 | 77.11 ± 0.08 |
| MFCC | 89.34 ± 0.07 | 93.81 ± 0.05 |
| SPT | 58.81 ± 0.04 | 65.09 ± 0.08 |



รูปที่ 6.7 ตัวอย่างสัญญาณเสียงพูดคำว่า “ศูนย์” “หนึ่ง” “สี่” และ “เก้า” ที่แสดงผลการจำแนกที่แตกต่างกันมากที่สุดจากสามภูมิภาค

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2018, p. 324)

6.4 สรุปผลการทดลอง

บทความนี้ศึกษาคุณลักษณะที่เหมาะสมในการจำแนกสำเนียงเสียงพูดภาษาไทยจากภาคกลาง ภาคใต้ และภาคอีสาน โดยเปรียบเทียบคุณลักษณะสี่ประเภท คือ ความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง สเปกโตรแกรม และสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลเมล วิธีการจำแนกที่ใช้เป็นวิธีซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนแบบฟังก์ชันฐานรัศมี ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าการจำแนกเสียงพูดด้วยวิธีสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลเมล มีประสิทธิภาพที่ดีกว่าคุณลักษณะอื่น ๆ และทุกคุณลักษณะให้ผลการจำแนกเสียงภาคกลางที่มีความแม่นยำสูงกว่าภาคอีสาน และภาคใต้ รวมทั้งการจำแนกเสียงพูดของผู้หญิงให้ความถูกต้องที่สูงกว่าเสียงพูดของผู้ชายในทุกภาค และทุกคุณลักษณะ โดยความถูกต้องที่ดีที่สุดของการจำแนกเสียงทั้งสามภูมิภาคของผู้หญิงและผู้ชายมีค่าเฉลี่ยเป็นร้อยละ 93.81 ± 0.05 และ 89.34 ± 0.07 ตามลำดับ

คำถามท้ายบท

1. อธิบายหลักการและขั้นตอนของการจำแนกข้อมูลเสียงพูดในการทดลองที่กล่าวถึงในบทนี้
2. ยกตัวอย่างการประยุกต์ใช้การจำแนกข้อมูลเสียงพูดในทางการแพทย์ หรือนวัตกรรมทางการแพทย์
3. อภิปรายความท้าทายและข้อจำกัดที่อาจเกิดขึ้นในการจำแนกข้อมูลเสียงพูด
4. ศึกษาค้นคว้าเพิ่มเติมเพื่อ
 - 4.1 อธิบายหลักการของวิธี MFCC
 - 4.2 อธิบายข้อดีและข้อเสียของวิธี MFCC
 - 4.3 อธิบายการประยุกต์ใช้งานของวิธี MFCC มา 2 ตัวอย่าง อย่างละเอียด

เอกสารอ้างอิง

1. Tantisatirapong, S. Prasoproek, C. and Phothisonothai, M. (2018). Comparison of Feature Extraction for Accent Dependent Thai Speech Recognition System. 2018 IEEE Seventh International Conference on Communications and Electronics (ICCE), Hue, Vietnam, pp. 322-325.
2. Phokharatkul, P. Nantanitikorn, K. and Phaiboon, S. (2010). Thai Speech Recognition using Double Filter Banks for Basic Voice Commanding. 2010 International Conference on Computer Mechatronics Control and Electronic Engineering (CMCE), Changchun, China, pp. 33-36.
3. Srijiranon, K. and Eiamkanitchat, N. Thai Speech Recognition Using Neuro-Fuzzy System. (2015). The 12th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), Hua Hin, Thailand, pp. 1-6.
4. Najafian, M. Safavi, S. Hansen, J. H. and Russell, M. (2016). Improving Speech Recognition using Limited Accent Diverse British English Training Data with Deep Neural Networks. IEEE 26th

- International Workshop on Machine Learning for Signal Processing (MLSP). Vietri Sul Mare, Italy, pp. 1-6.
5. Yusnita, M. A. Paulraj, M. P. Yaacob, S. Shahrman, A. B. and Saidatul, A. (2011). Malaysian English Accents Identification using LPC and Formant Analysis. 2011 IEEE International Conference on Control System Computing and Engineering (ICCSCE), Penang, Malaysia, pp. 472-476.
 6. McLoughlin, I. Zhang, H. Xie, Z. Song, Y. and Xiao. W. (2015). Robust Sound Event Classification using Deep Neural Networks. IEEE/ACM Transactions on Audio Speech and Language Processing, vol. 23 no. 3 pp. 540-552.
 7. Deshpande, S. Chikkerur, S. and Govindaraju, V. (2005). Accent Classification in Speech. 4th IEEE Workshop on Automatic Identification Advanced Technologies.
 8. Theera-Umpon, N. Chansareewittaya, S. Auephanwiriyakul, S. (2011). Phoneme and Tonal Accent Recognition for Thai Speech. Expert Systems with Applications, vol. 38, pp.13254-13259.
 9. Potisuk, S. Harper, M.P. and Gandour, J. (1999). Classification of Thai Tone Sequences in Syllable-Segmented Speech using the Analysis-by-Synthesis Method. IEEE Trans. Speech and Audio Processing, vol.7, no.1, pp.95-102.
 10. Phothisonothai M. and Watanabe, K. (2012). Thai Speech Assessment Based on Fractal Theory. The 9th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), Phetchaburi, Thailand, pp.1-4.
 11. Eulenberg, J. Fundamental Frequency and the Glottal Pulse. Accessed 2018, April 9. Available URL: <https://msu.edu/course/asc/232/index.html>.
 12. Wojcicki, K. HTK MFCC MATLAB. Accessed 2018, April 9. Available URL: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/32849-htk-mfcc-matlab>
 13. Lyons J. Mel-Frequency Cepstral Coefficients (MFCC) tutorials. Accessed 2018, April 9. Available URL: <http://practicalcryptography.com>.
 14. Chih-Chung, Ch. and Chih-Jen L. (2011). LIBSVM : A Library for Support Vector Machines. ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology.
 15. ซาลิสสา ประสพฤกษ์. (2560). จำแนกสำเนียงภาษาไทยสำหรับคำสั่งเสียงขั้นพื้นฐาน. โครงการวิศวกรรม (หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต) สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ.

บทที่ 7

การสร้างภาพทางการแพทย์

Medical Imaging

7.1 บทนำ

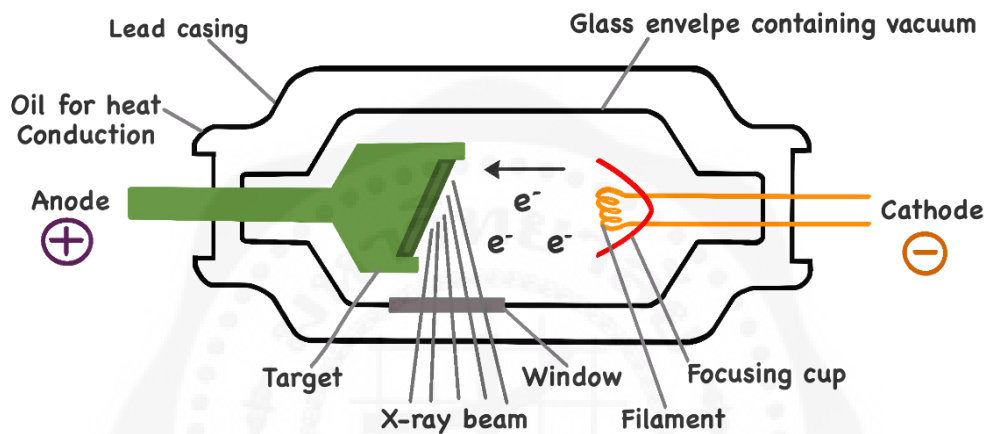
ปัจจุบันการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ได้พัฒนาไปอย่างรวดเร็ว โดยมีการใช้อุปกรณ์ถ่ายภาพทางการแพทย์ที่สามารถสร้างภาพภายในร่างกายโดยไม่ต้องทำการผ่าตัดหรือทำลายเนื้อเยื่อ ภาพเหล่านี้ช่วยให้แพทย์สามารถเห็นรายละเอียดของโครงสร้างและการทำงานของร่างกาย ทำให้สามารถตรวจจับความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้อย่างชัดเจนและแม่นยำ ตัวอย่างเช่น การถ่ายภาพเอกซเรย์เพื่อประเมินฟันคุดก่อนการถอน การใช้คลื่นเสียงความถี่สูงหรืออัลตราซาวด์เพื่อตรวจดูพัฒนาการของทารกในครรภ์ หรือการสแกนสมองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือเครื่องสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อประเมินชนิดของเนื้องอกและความผิดปกติอื่น ๆ การสร้างภาพทางการแพทย์เหล่านี้มีบทบาทสำคัญในการช่วยให้แพทย์สามารถวินิจฉัย วางแผนการรักษา และติดตามผลการรักษาได้อย่างมีประสิทธิภาพ

การสร้างภาพทางการแพทย์สามารถทำได้ด้วยวิธีการหลากหลาย แต่ละวิธีมีจุดเด่นและข้อจำกัดที่เหมาะสมสำหรับการตรวจสอบอวัยวะและภาวะทางสุขภาพที่แตกต่างกัน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของอวัยวะที่ต้องการตรวจชนิดของโรค สภาพร่างกาย และเงื่อนไขเฉพาะของผู้ป่วย ในบทนี้ เราจะศึกษาวิธีการสร้างภาพทางการแพทย์ที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน ได้แก่ เอกซเรย์ (X-rays) เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography: CT) อัลตราซาวด์ (ultrasound) และการสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging: MRI) แต่ละวิธีมีเทคโนโลยีและกระบวนการเฉพาะที่สามารถช่วยตรวจวินิจฉัยโรคได้อย่างแม่นยำและหลากหลาย

7.2 เอกซเรย์ (X-Rays)

ในปี ค.ศ. 1895 ศาสตราจารย์วิลเฮล์ม คอนราด เรินต์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) นักฟิสิกส์ชาวเยอรมัน ได้ค้นพบรังสีเอกซ์ ซึ่งเป็นการค้นพบที่เปลี่ยนแปลงวงการแพทย์อย่างมหาศาล รังสีเอกซ์ถูกนำมาใช้ในการวินิจฉัยทางการแพทย์ในเวลาต่อมา โดยจัดอยู่ในกลุ่มรังสีไอออไนซ์ (ionizing radiation) ซึ่งเป็นรูปแบบหนึ่งของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การสร้างเอกซเรย์เป็นกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับการปล่อยพลังงานในรูปแบบของรังสีเอกซ์ โดยเริ่มจากการใช้หลอดเอกซเรย์ (X-ray tube) ซึ่งมีขั้วไฟฟ้าบวก (anode) และขั้วไฟฟ้าลบ (cathode) ที่อยู่ภายในสุญญากาศ เมื่อมีการจ่ายไฟฟ้าให้กับขั้วไฟฟ้าลบ จะทำให้เกิดการปล่อยอิเล็กตรอนจากขั้วนี้ อิเล็กตรอนที่ถูกปล่อยออกมาจะถูกเร่งความเร็วด้วยแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้งสอง แล้วจะถูกเร่งไปยังขั้วไฟฟ้าบวก ทำให้อิเล็กตรอนที่มีพลังงานสูงเหล่านี้ไปกระทบกับวัสดุเป้าหมาย ที่มักทำจากวัสดุที่มีจำนวน

อะตอมสูง เช่น ทังสเตน (tungsten) จะเกิดการกระทบที่ทำให้เกิดการปล่อยเอกซเรย์ การที่อิเล็กตรอนมีพลังงานสูงจะแตกกับอิเล็กตรอนในอะตอมของวัสดุเป้าหมาย ทำให้เกิดการปล่อยเอกซเรย์ในสองลักษณะ คือ เอกซเรย์ที่เกิดจากการที่อิเล็กตรอนถูกเบี่ยงเบนจากเส้นทางโดยรอบอะตอม (Bremsstrahlung radiation) และเอกซเรย์ที่เกิดจากการที่อิเล็กตรอนจากวัสดุเป้าหมายถูกไล่ออกไปและถูกแทนที่ด้วยอิเล็กตรอนจากระดับพลังงานที่สูงกว่า (characteristic radiation) (ดูรูปที่ 7.1) เอกซเรย์ที่ถูกสร้างขึ้นจะถูกปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์ผ่านหน้าต่างของหลอดไปยังวัตถุที่ต้องการตรวจสอบ เช่น ร่างกายผู้ป่วย และเอกซเรย์จะถูกดูดซับไปยังเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน โดยเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นสูง เช่น กระดูก จะดูดซับเอกซเรย์ได้มากกว่า ทำให้เกิดภาพที่ชัดเจนเมื่อบันทึกลงบนฟิล์มหรือเซนเซอร์ดิจิทัล



รูปที่ 7.1 หลอดรังสีเอกซ์ สร้างรังสีเอกซ์โดยจ่ายกระแสไฟฟ้าผ่านฟิลาเมนต์ที่ขั้วแคโทด เมื่อพลังงานเพิ่มมากขึ้น ทำให้อิเล็กตรอนถูกปล่อยออกมาจากฟิลาเมนต์และถูกส่งไปที่ขั้วแอโนด

(ปรับจาก Radiology Café, 2024,

<https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/x-ray-imaging/production-of-x-rays/>)

การถ่ายภาพเอกซเรย์นำมาใช้ในการวินิจฉัยโรคได้หลากหลายประเภท เช่น การตรวจหากระดูกหัก กระดูกเปราะ ฟันผุ ข้ออักเสบ โรคปอดบวม มะเร็งเต้านม เส้นเลือดอุดตัน และปัญหาของระบบทางเดินอาหาร นอกจากนี้ยังมีการนำไปใช้ในการตรวจวินิจฉัยภาวะหัวใจโตและโรคโควิด-19 เครื่องเอกซเรย์ในปัจจุบันได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยโรคในแต่ละส่วนของร่างกาย ตัวอย่างเช่น รูปที่ 7.2 (ก) เครื่องเอกซเรย์เต้านม (X-ray mammography) มีฐานวางเต้านมและตัวกดเต้านมที่สามารถเลื่อนขึ้นลงได้ตามระดับความสูงของผู้ป่วย เพื่อกระจายเนื้อเยื่อเต้านมให้แบนและสม่ำเสมอ ทำให้ภาพที่ได้มีความคมชัดและลดการใช้ปริมาณรังสี รูปที่ 7.2 (ข) เครื่องเอกซเรย์ปอด มีฉากรับภาพที่เลื่อนขึ้นลงตามความสูงของผู้ป่วย รูปที่ 7.2 (ค) เครื่องเอกซเรย์ฟัน (dental X-ray machine) มักมีอุปกรณ์สำหรับกักหรืออุปกรณ์ช่วยจัดตำแหน่ง เพื่อช่วยให้ภาพฟันที่ถ่ายมีความคมชัดและตำแหน่งที่ถูกต้อง นอกจากนี้ยังมีเครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy) สามารถบันทึกภาพการเคลื่อนไหวของอวัยวะในเวลาจริง (real time) เช่น การวินิจฉัยกระเพาะอาหาร ลำไส้เล็ก รวมถึงการเคลื่อนไหวในกระบวนการหายใจและการกลืนผ่านหลอดอาหาร

การเอกซเรย์จะบันทึกภาพในท้องที่ป้องกันรังสี โดยมีฉากกั้นหรือการสวมใส่เสื้อตะกั่วเพื่อป้องกัน เครื่องเอกซเรย์จะยิงรังสีเอกซ์ผ่านอวัยวะที่ต้องการตรวจ และบันทึกภาพลงบนฟิล์มหรือคอมพิวเตอร์ ภาพจากการเอกซเรย์จะเป็นภาพโทนสีขาว เทา และดำขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของสสาร หรือคุณสมบัติเฉพาะของเนื้อเยื่อแต่ละชนิดที่สามารถดูดกลืนรังสีได้ในปริมาณที่ต่างกัน อวัยวะที่มีความหนาแน่นสูงหรือทึบแสงหรือมีแคลเซียมสูง (เช่น กระดูกหรือเหล็ก) จะปรากฏเป็นสีขาวในภาพเอกซเรย์ ส่วนของอวัยวะที่มีลมอยู่ภายในจะปรากฏเป็นสีดำ เช่น ปอด ในขณะที่กล้ามเนื้อ ไขมัน หรือของเหลว จะปรากฏเป็นโทนสีเทา ในบางกรณี อาจมีการใช้สารทึบรังสีซึ่งมีส่วนประกอบของไอโอดีนหรือแบเรียม โดยการฉีด กิน หรือสวนทางทวารหนัก เพื่อให้เห็นรายละเอียดของภาพเอกซเรย์ได้มากขึ้น

รูปที่ 7.3 แสดงภาพเอกซเรย์ปอดในสภาวะต่าง ๆ ได้อย่างชัดเจน ในภาพเอกซเรย์ปอดปกติจะมีลักษณะที่โปร่งใส มีโครงสร้างของปอดที่ชัดเจน โดยไม่มีจุดหรือเงาที่ไม่ปกติ ในภาพเอกซเรย์ปอดอักเสบจากไวรัส จะมีพื้นที่ที่มีเงาเข้มขึ้นในปอด ซึ่งแสดงถึงการอักเสบหรือการสะสมของของเหลวในถุงลม ส่วนภาพเอกซเรย์ปอดที่ติดเชื้อไวรัส COVID-19 จะพบการมีเงาเข้มขึ้นในหลายจุด แสดงถึงความรุนแรงของการติดเชื้อในปอด



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 7.2 เครื่องเอกซเรย์ (ก) เต้านม¹ (ข) ปอด² และ (ค) ฟัน³

¹ที่มา: <https://pixabay.com/photos/mammography-health-mammogram-machine-2416942/>

²ที่มา: <https://www.nlg.nhs.uk/services/radiology/xray/>

³ที่มา: <https://www.pexels.com/photo/close-up-shot-of-a-dental-x-ray-machine-6501866/>



(ก) ปกติ



(ข) Viral Pneumonia



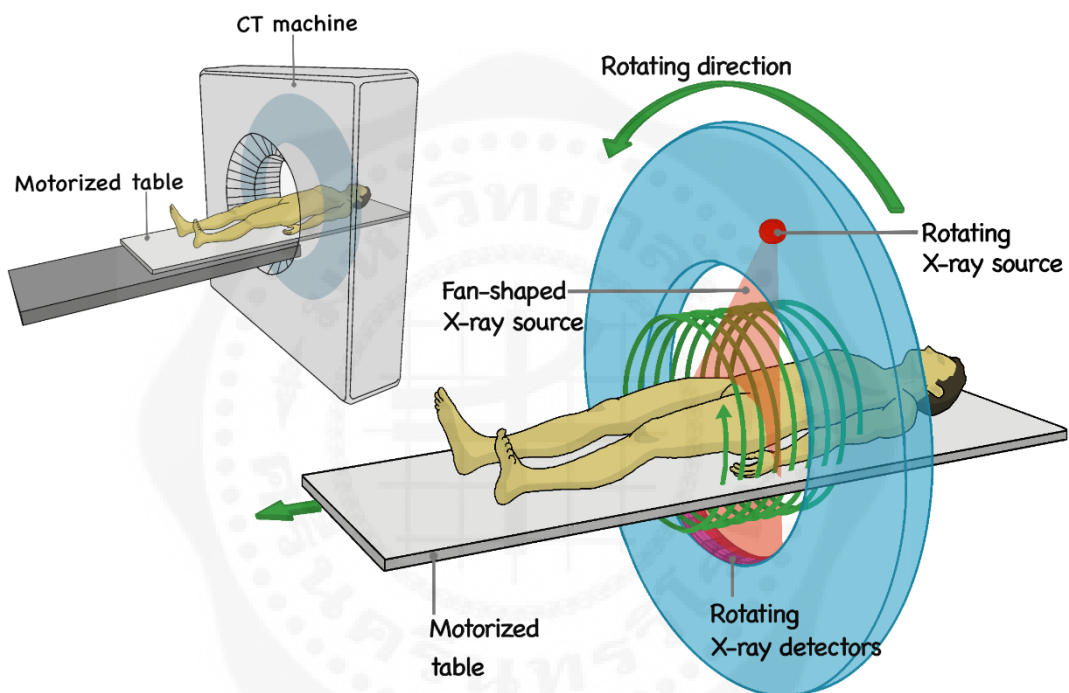
(ค) COVID-19 Pneumonia

รูปที่ 7.3 ภาพเอกซเรย์ปอด (chest X-Ray: CXR) (ก) ปกติ (normal) (ข) ปอดอักเสบจากไวรัส (viral pneumonia) (ค) ปอดอักเสบจากการติดเชื้อไวรัส COVID-19 (COVID-19 Pneumonia)

(ที่มา: Benmalek et al., 2021)

7.3 เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography)

เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography: CT) หรือ (Computed Axial Tomography: CAT) หรือนิยมเรียกโดยย่อว่า CT scan เป็นวิธีการสร้างภาพตัดขวาง (cross-sectional images หรือ slices) ของอวัยวะภายในร่างกายโดยใช้รังสีเอกซเรย์ผ่านร่างกายไปยังหัวตรวจรังสีที่อยู่ตรงกันข้าม ปริมาณรังสีที่ผ่านร่างกายจะถูกตรวจวัดด้วยตัวตรวจจับรังสีเอกซ์ (X-ray detector) ซึ่งจะถูกลบเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยระบบคอมพิวเตอร์ (ดูรูปที่ 7.4) ภาพที่ได้จะมีลักษณะเป็นปริมาตร ซึ่งประกอบด้วยขนาดกว้าง ยาว และสูง ความเข้มสีของภาพขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของเนื้อเยื่อที่รังสีสามารถผ่านได้ เราสามารถใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในการแสดงภาพอวัยวะในมุมมองต่าง ๆ ที่ให้ความละเอียดมากกว่าการเอกซเรย์ปกติ



รูปที่ 7.4 การทำงานพื้นฐานของเครื่อง CT scan

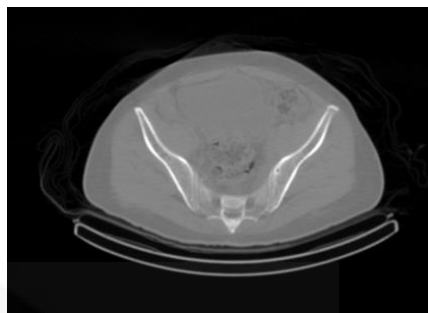
(ปรับจาก Brenner & Hall, 2007)

เทคโนโลยีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง ในช่วงแรกเครื่อง CT scan มีการหมุนของหลอดเอกซเรย์หนึ่งรอบเพื่อตรวจวัดและสร้างภาพตัดขวางของร่างกายได้เพียงหนึ่งภาพเท่านั้น ซึ่งทำให้กระบวนการตรวจใช้เวลาานานและภาพที่ได้มีความละเอียดไม่สูงมากนัก ปัจจุบันเครื่อง CT scan สามารถสร้างภาพตัดขวางได้หลายภาพต่อการหมุนหนึ่งรอบของหลอดเอกซเรย์ ทำให้การตรวจวินิจฉัยเป็นไปอย่างรวดเร็วและได้ภาพที่มีรายละเอียดสูงขึ้นมา นอกจากนี้ความเร็วในการหมุนของหลอดเอกซเรย์ยังสูงขึ้น ทำให้สามารถสร้างภาพในช่วงเวลาสั้น ๆ ได้ ส่งผลให้ลดระยะเวลาการสแกนและเพิ่มความสะดวกสบายให้กับผู้ป่วย แม้ว่าการพัฒนาเครื่อง CT scan จะเพิ่มคุณภาพและความเร็วในการตรวจวินิจฉัย แต่ก็มีข้อเสียเช่นกัน ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีที่มากกว่าการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไป เนื่องจากการสร้างภาพหลายภาพจากหลายชั้นของเนื้อเยื่อจำเป็นต้องใช้รังสีในปริมาณที่สูงกว่า อย่างไรก็ตามเทคโนโลยีสมัยใหม่ได้พยายามลดปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจ โดยใช้ซอฟต์แวร์ที่

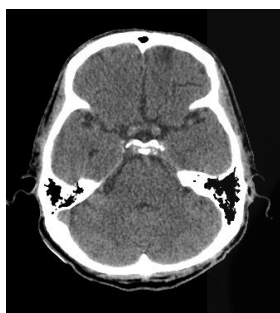
ช่วยลดการสัมผัสรังสีแต่ยังคงคุณภาพของภาพเอาไว้เพื่อความปลอดภัยของผู้ป่วย ในบางกรณีการตรวจอวัยวะภายในร่างกาย อาจมีการใช้สารทึบรังสี (เช่น สารประกอบไอโอดีน) เพื่อเพิ่มความชัดเจนของภาพ การใช้สารทึบรังสีนี้อาจทำได้หลายวิธี เช่น ฉีดเข้าหลอดเลือด การกลืน หรือการสวนเข้าทางทวารหนัก เพื่อดูการทำงานของอวัยวะ และลักษณะของหลอดเลือดบริเวณที่มีการสแกน โรคที่นิยมส่งตรวจด้วยเครื่อง CT scan เช่น สมอ ทรวงอก ปอด ตับ และช่องท้อง ดังรูปที่ 7.5 แสดงภาพ CT scan บริเวณช่องท้องและศีรษะ



(ก)



(ข)



(ค)



(ง)



(จ)

รูปที่ 7.5 ภาพซีทีสแกนของร่างกาย (ก) และ (ข) บริเวณกลางลำตัว ภาพซีทีสแกนสมองใน (ค) ระนาบบนล่าง (axial plane) (ง) ระนาบหน้าหลัง (coronal plane) และ (จ) ระนาบซ้ายขวา (sagittal plane)

การสร้างภาพตัดขวางของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เป็นกระบวนการสร้างภาพใหม่ (image reconstruction) จากข้อมูลการฉายภาพ (projection data) ซึ่งใช้หลักการคล้ายกับการเอกซเรย์ทั่วไป โดยเริ่มจากการที่เครื่อง CT scan ปล่อยรังสีเอกซ์เริ่มต้นที่มีความเข้ม I_0 ผ่านร่างกายของผู้ป่วย จากนั้นเครื่องจะบันทึกข้อมูลการฉายภาพในแต่ละมุมทีละครั้ง แล้วทำการหมุนหัวฉายรังสีเพื่อฉายภาพในมุมถัดไป ทำเช่นนี้จนครบ 360 องศา เมื่อรังสีเอกซ์ผ่านเนื้อเยื่อที่มีความหนาและคุณสมบัติต่างกัน ความเข้มของรังสีที่ผ่านออกจากตัวกลาง I จะลดลงในอัตราที่สัมพันธ์กับความหนาของตัวกลาง x และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน μ ของรังสีเอกซ์ในตัวกลางนั้น ๆ ซึ่งสามารถอธิบายการลดทอนของรังสีเอกซ์ได้ตามสมการที่ (7.1)

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (7.1)$$

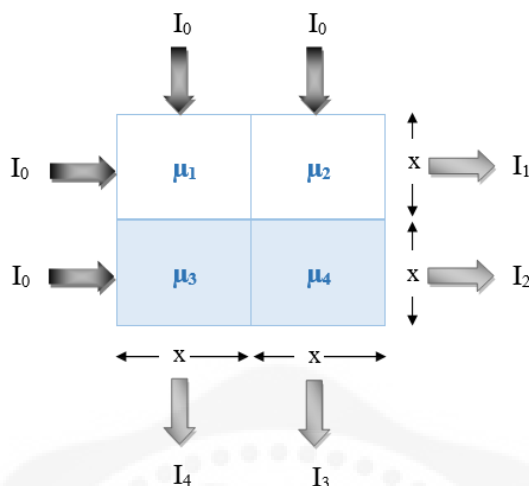
ในการสร้างภาพใหม่จากข้อมูล CT scan ของวัตถุที่มีขนาด 2×2 เมทริกซ์ โดยแต่ละเมทริกซ์มีขนาดความหนา x เท่ากัน แต่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนที่แตกต่างกัน μ_1, μ_2, μ_3 และ μ_4 เราสามารถคำนวณปริมาณรังสีที่ตรวจวัดได้จากแต่ละทิศทาง ดังแสดงในสมการที่ (7.2) – (7.5) โดยข้อมูลรังสีเอกซ์เริ่มต้นที่ออกมาจากหลอดเอกซเรย์มีค่าเป็น I_0 และค่าที่ตรวจวัดได้คือ I_1, I_2, I_3 และ I_4 ดังแสดงในรูปที่ 7.6

$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x} \quad (7.2)$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)x} \quad (7.3)$$

$$I_3 = I_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)x} \quad (7.4)$$

$$I_4 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)x} \quad (7.5)$$



รูปที่ 7.6 ความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ผ่านวัตถุขนาด 2x2 เมทริกซ์ โดยในแต่ละพิกเซลมีขนาด x หน่วย

7.4 คลื่นเหนือเสียง (Ultrasound)

คลื่นเหนือเสียง หรืออัลตราซาวด์ (ultrasound) เป็นคลื่นเสียงที่มีความถี่สูงเกินความสามารถที่มนุษย์จะได้ยิน ซึ่งมนุษย์สามารถได้ยินเสียงในช่วงความถี่ระหว่าง 20 ถึง 20,000 เฮิรตซ์ ส่วนคลื่นเสียงที่มีความถี่เกิน 20,000 เฮิรตซ์ เป็นอัลตราซาวด์ที่สัตว์บางชนิด เช่น ค้างคาว โลมา และวาฬ สามารถส่งและรับคลื่นความถี่สูงนี้ได้เพื่อสำรวจสิ่งกีดขวาง ถึงแม้มนุษย์ไม่มีอวัยวะในการรับรู้เสียงนี้ แต่สามารถสร้างคลื่นเสียงความถี่สูงเพื่อนำมาใช้ประโยชน์ได้หลายด้าน เช่น ด้านประมง ใช้สำรวจความลึกของพื้นผิวใต้น้ำ ค้นหาวัตถุใต้น้ำ ซึ่งเรียกการสำรวจนี้ว่า Sound Navigation And Ranging หรือ SONAR ด้านธรณีวิทยา ใช้สำรวจน้ำมันปิโตรเลียม หรือขุดดิน หิน ได้ทั่วโลก ด้านวิศวกรรมและอุตสาหกรรม ใช้ตรวจหารอยร้าวของเนื้อโลหะหรือแก้ว วัดความหนาของโลหะ รวมทั้งด้านการแพทย์ใช้ตรวจดูอวัยวะภายใน และใช้ในการรักษาโรคบางชนิดโดยการทำลายเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ

ความเป็นมาของการพัฒนาเครื่องอัลตราซาวด์ เริ่มต้นจากการค้นพบปรากฏการณ์ดอปเพลอร์และปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก ไปจนถึงการพัฒนาเครื่องอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ ในปี ค.ศ. 1842 คริสเตียน อันเดรส ดอปเพลอร์ (Christian Andresa Doppler) นักฟิสิกส์และนักคณิตศาสตร์ชาวออสเตรียได้ค้นพบปรากฏการณ์ดอปเพลอร์ (Doppler effect) ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงความถี่ของคลื่นเสียงเมื่อแหล่งกำเนิดเสียงหรือผู้สังเกตเคลื่อนที่สัมพันธ์กัน ถ้าแหล่งกำเนิดเสียงเคลื่อนที่เข้าหาผู้สังเกต เราจะสังเกตเห็นความถี่ของคลื่นเสียงสูงขึ้น (ความยาวคลื่นสั้นลง) แต่เมื่อแหล่งกำเนิดเสียงเคลื่อนที่ห่างออกไป เราจะสังเกตเห็นความถี่ของคลื่นเสียงต่ำลง (ความยาวคลื่นยาวขึ้น) การเปลี่ยนแปลงของความถี่นี้ทำให้เสียงที่เราได้ยินมีความถี่ต่างไปจากเสียงที่

แหล่งกำเนิดสร้างขึ้น ต่อมาในปี ค.ศ. 1880 สองพี่น้องนักวิทยาศาสตร์ชาวฝรั่งเศส ปีแอร์ คุรี (Pierre Curie) และฌาคส์ คุรี (Jacques Curie) ได้ค้นพบปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric effect) ซึ่งเป็นปรากฏการณ์ที่แสดงถึงการสร้างแรงดันไฟฟ้าเมื่อให้ความดันหรือแรงกดกับผลึกควอตซ์ (quartz crystal) หรือวัสดุเพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric material) โดยที่เมื่อส่งกระแสไฟฟ้าผ่านผลึกควอตซ์ จะทำให้ผลึกนั้นเกิดการสั่นและสามารถสร้างคลื่นเสียงที่มีความถี่ต่าง ๆ ได้ และเมื่อให้ความดันกับผลึกควอตซ์ จะทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้น

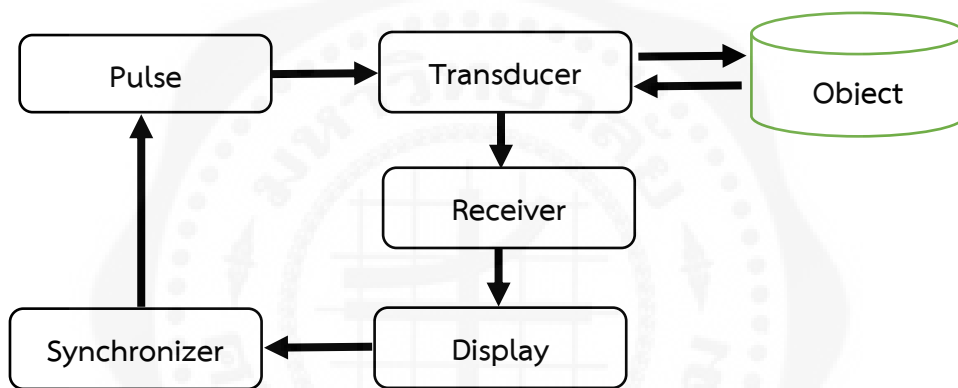
การนำอัลตราซาวด์มาใช้ทางการแพทย์เริ่มต้นตั้งแต่ปี ค.ศ. 1940 โดยนักเคมีชาวอเมริกัน ต่อมาในปี ค.ศ. 1949 นายแพทย์จอห์น เจ. ไวลด์ (John J. Wild) ชาวอังกฤษที่อาศัยอยู่ในสหรัฐอเมริกา ได้ใช้เทคนิคนี้เพื่อการวินิจฉัยโรคเป็นครั้งแรก โดยเริ่มจากการตรวจความหนาของลำไส้ ทำให้เขาได้รับการยกย่องว่าเป็นบิดาแห่งอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ ในปี ค.ศ. 1962 นายแพทย์โจเซฟ โฮล์มส์ (Joseph Holmes) วิลเลียม ไรต์ (William Wright) นักวิศวกร และราล์ฟ เมเยอร์เดิร์ก (Ralph Meyerdirk) นักดนตรี ได้ร่วมกันพัฒนาเครื่องตรวจอัลตราซาวด์สำหรับการค้าเป็นครั้งแรก และสามารถผลิตออกจำหน่ายได้ในปี ค.ศ. 1963 ปัจจุบันเครื่องอัลตราซาวด์สามารถให้ภาพที่มีความละเอียดสูง ตั้งแต่ภาพ 2 มิติ 3 มิติ จนถึง 4 มิติ ซึ่งเป็นภาพที่มีการเคลื่อนไหวตามความเป็นจริง ทำให้แพทย์สามารถตรวจสอบและรักษาผู้ป่วยได้อย่างแม่นยำและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

หลักการทำงานของอัลตราซาวด์ เริ่มจากส่งกระแสไฟฟ้าช่วงสั้นๆ อย่างต่อเนื่องกันไปยังผลึกที่มีคุณสมบัติเพียโซอิเล็กทริก จะทำให้โมเลกุลในผลึกเกิดการสั่นสะเทือนและปล่อยคลื่นเสียงความถี่สูงออกมาสู่ภายนอก ในทางกลับกัน เมื่อคลื่นเสียงกระทบกับผลึกเพียโซอิเล็กทริก จะทำให้โมเลกุลภายในเกิดการสั่นสะเทือนและแปลงพลังงานเป็นประจุไฟฟ้าได้ เมื่อผลึกสร้างอัลตราซาวด์ออกมาเป็นช่วง ๆ (ultrasonic pulses) คลื่นเสียงจะเข้าสู่ส่วนของร่างกายที่เรานำหัวตรวจ (probe) มาสัมผัส เมื่อคลื่นเสียงพบกับรอยต่อของตัวกลาง (interface) สองชนิด (หรือของเนื้อเยื่อ 2 ชนิด) จะเกิดปรากฏการณ์การสะท้อน (reflection) และการหักเห (refraction) ของคลื่นเสียงตลอดแนวทางที่เสียงเดินทางในตัวกลางต่างชนิดกัน การสะท้อนของคลื่นเสียงกลับไปยังหัวตรวจจะมีปริมาณและมุมที่แตกต่างกัน ขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของเนื้อเยื่อที่เสียงเดินทางผ่าน ยิ่งเนื้อเยื่อมีความหนาแน่นมาก คลื่นเสียงก็จะสะท้อนกลับมามากขึ้น ส่งผลให้สามารถมองเห็นความแตกต่างของเนื้อเยื่อภายในร่างกายได้ชัดเจนบนจอแสดงผล และช่วยให้ตรวจพบความผิดปกติหรือวินิจฉัยโรคบางชนิดได้ ส่วนประกอบของเครื่องตรวจอัลตราซาวด์ แสดงตามรูปที่ 7.7 ประกอบด้วยอุปกรณ์ที่สำคัญดังต่อไปนี้

1. ตัวกำเนิดพัลส์ (pulse generator) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้าที่มีลักษณะเป็นพัลส์ และส่งพลังงานนี้ไปยังทรานสดิวเซอร์เป็นระยะ ๆ โดยเป็นการสร้างพัลส์ในช่วงเวลาสั้น ๆ เพื่อให้ทรานสดิวเซอร์แปลงพลังงานไฟฟ้าเป็นคลื่นอัลตราซาวด์
2. ทรานสดิวเซอร์ (transducer) ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าจากตัวกำเนิดพัลส์ให้เป็นคลื่นอัลตราซาวด์ คลื่นนี้จะถูกส่งเข้าไปในเนื้อเยื่อของวัตถุหรือร่างกาย และเมื่อคลื่นสะท้อนกลับจากโครงสร้างภายในร่างกาย ทรานสดิวเซอร์จะเปลี่ยนคลื่นอัลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับมาให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า วัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่อยู่

ภายในทรานสดิวเซอร์จะขยายและหดตัวตามสัญญาณไฟฟ้า เพื่อสร้างและรับคลื่นอัลตราซาวด์จากวัตถุที่สัมผัส

3. อุปกรณ์รับสัญญาณ (receiver) ทำหน้าที่ขยายและแปลงสัญญาณไฟฟ้าที่สะท้อนกลับจากทรานสดิวเซอร์ให้เป็นรูปแบบที่สามารถประมวลผลได้ เช่น การกรองสัญญาณรบกวนและการปรับปรุงคุณภาพสัญญาณก่อนส่งไปยังส่วนแสดงผล
4. ส่วนแสดงผล (display) ทำหน้าที่แสดงผลภาพที่ได้จากการประมวลสัญญาณอัลตราซาวด์ โดยอุปกรณ์ที่ใช้ในการแสดงผลอาจเป็นจอภาพดิจิทัล โทรทัศน์ หรือออสซิลโลสโคป ที่สามารถแสดงผลภาพของเนื้อเยื่อหรือโครงสร้างภายในร่างกาย
5. ซิงโครไนเซอร์ (synchronizer) ทำหน้าที่ควบคุมและซิงโครไนซ์การทำงานระหว่างส่วนต่าง ๆ ของเครื่องอัลตราซาวด์ เพื่อให้เกิดความสัมพันธ์ที่สอดคล้องกันในการสร้างและรับสัญญาณอัลตราซาวด์



รูปที่ 7.7 แผนภูมิแสดงส่วนประกอบที่สำคัญของเครื่องอัลตราซาวด์

(ปรับจาก เกษร วัชรพงศ์, 2524)

เมื่อคลื่นเสียงผ่านเข้าสู่ร่างกาย จะเกิดการเปลี่ยนแปลงความเร็วและพฤติกรรมของคลื่นเสียงตามอวัยวะและเนื้อเยื่อต่าง ๆ ในร่างกายที่คลื่นเดินทางผ่าน โดยคลื่นเสียงจะเคลื่อนที่ได้เร็วขึ้นในอวัยวะที่มีความหนาแน่นสูง เช่น คลื่นเสียงสามารถเคลื่อนที่ในกระดูกซึ่งมีความหนาแน่นสูงได้เร็วกว่าในอากาศซึ่งมีความหนาแน่นต่ำมาก นอกจากความเร็วของคลื่นเสียงแล้ว ปรากฏการณ์การลดทอนของคลื่น (attenuation) ก็เป็นปัจจัยสำคัญที่ต้องพิจารณา การลดทอนนี้ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น

- ความหนาแน่นของอวัยวะ อวัยวะที่มีความหนาแน่นสูงมักทำให้คลื่นเสียงลดทอนมากกว่าอวัยวะที่มีความหนาแน่นต่ำ
- ความต้านทานของตัวกลาง อวัยวะที่มีค่าความต้านทานเสียงสูงจะทำให้เกิดการสะท้อนมากขึ้น ส่งผลให้เกิดการลดทอนที่มากกว่า

จากตารางที่ 7.1 จะพบว่าความเร็วและสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นเสียงในอวัยวะต่าง ๆ ในร่างกายจะสูงขึ้นในอวัยวะที่มีความหนาแน่นมากขึ้น

ตารางที่ 7.1 ความเร็วและสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นเสียงในอวัยวะต่าง ๆ ในร่างกาย

| ตัวกลาง | ความเร็ว (m/s) | สัมประสิทธิ์การลดทอน (dB/cm/MHz) |
|---------------------|----------------|----------------------------------|
| อากาศ (Air) | 331 | 0.002 |
| เลือด (Blood) | 1570 | 0.18 |
| ไขมัน (Fat) | 1430 | 0.63 |
| ตับ (Liver) | 1580 | 0.5-0.94 |
| กล้ามเนื้อ (Muscle) | 1575 | 1.3-3.3 |
| กระดูก (Bone) | 3000 to 5000 | 5 |

(ปรับจาก Fusic Sy, Ultrasound Physics. <https://fusic-sy.co.uk/education/ultrasound-physics/>)

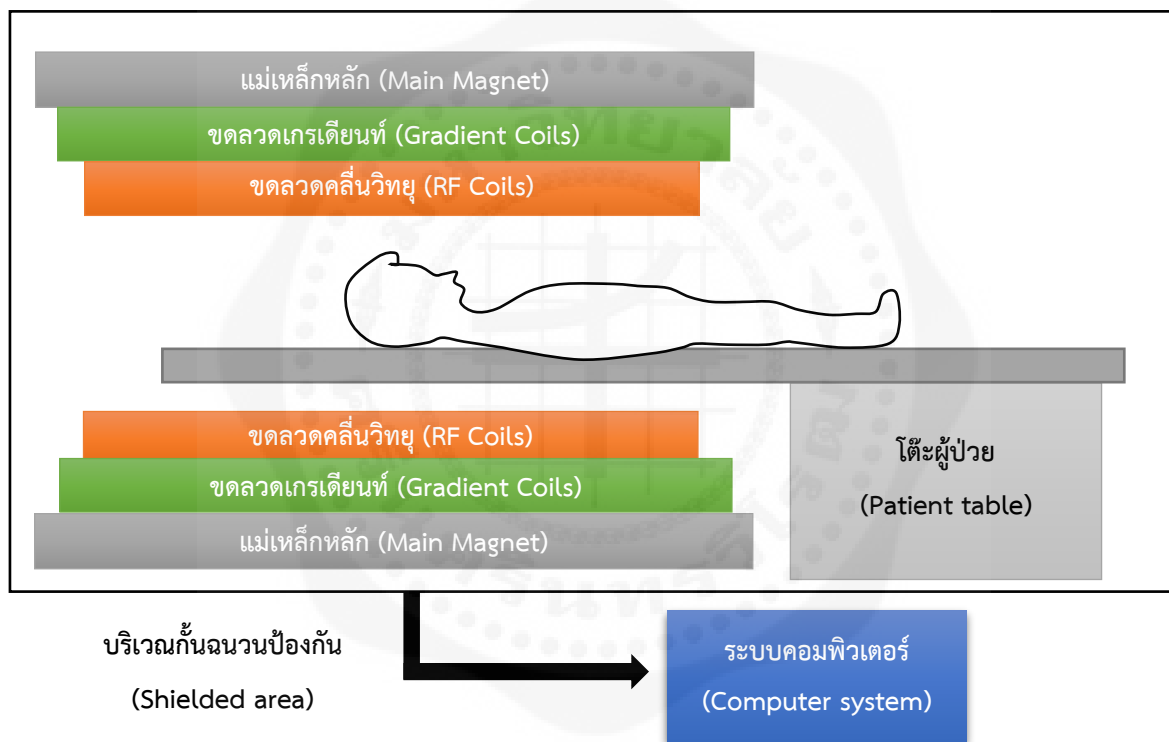
อัลตราซาวด์ได้ถูกนำมาใช้ในการแพทย์อย่างกว้างขวาง โดยสามารถแบ่งตามความถี่ได้เป็น 3 ช่วง:

- อัลตราซาวด์ความถี่สูง (diagnostic ultrasound) เป็นความถี่ช่วง 3-10 MHz ใช้ในการสร้างภาพทางการแพทย์ที่สามารถแสดงรูปร่าง ขนาด และอวัยวะที่กำลังทำงานอยู่ เช่น การตรวจดูความเจริญเติบโตของทารกในครรภ์ การไหลเวียนของเลือด รวมถึงการเต้นของหัวใจ
- อัลตราซาวด์ความถี่ปานกลาง (therapeutic ultrasound) เป็นความถี่ช่วง 0.7-3 MHz ใช้ในงานกายภาพบำบัด สามารถช่วยเร่งกระบวนการซ่อมสร้างเนื้อเยื่อที่บาดเจ็บ ลดปวด และลดสารอักเสบในกล้ามเนื้อ การรักษาด้วยความถี่ปานกลางสามารถรักษาอาการได้หลายประเภท เช่น ออฟฟิศซินโดรม อาการปวดเข่าจากโรคข้อเข่าเสื่อม ภาวะกล้ามเนื้อสะโพกหนีบเส้นประสาท ภาวะไหล่ติด และนิ้วล็อก
- อัลตราซาวด์ความถี่ต่ำ (power ultrasound) เป็นความถี่ช่วง 20-100 kHz ใช้ในการรักษาโรคบางชนิด เช่น การรักษามะเร็งโดยส่งพลังงานเพื่อทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง การชูดหินปูนด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่มีแรงสั่นสะเทือนที่สามารถทำลายคราบหินปูน และการดูดไขมันโดยไม่ต้องผ่าตัด

7.5 การสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging)

การสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging) หรือเรียกโดยย่อว่า เอ็มอาร์ไอ (MRI) เป็นการบันทึกภาพที่อาศัยปรากฏการณ์การสั่นพ้องของนิวเคลียสในสนามแม่เหล็ก (Nuclear Magnetic Resonance) หรือเอ็นเอ็มอาร์ (NMR) ร่วมกับการใช้สัญญาณคลื่นวิทยุ ซึ่งเป็นเทคนิคที่อะตอมมีการดูดและคายพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในช่วงคลื่นวิทยุ การศึกษาปรากฏการณ์ของการกำทอนนิวเคลียสในสนามแม่เหล็กมีกำเนิดขึ้นตั้งแต่ต้นคริสต์ศตวรรษที่ 20 และได้ถูกนำมาใช้ในการศึกษาเรื่องต่าง ๆ เช่น ศึกษาส่วนประกอบและโครงสร้างทางเคมีของวัสดุ และถ่ายภาพอวัยวะภายในของสิ่งมีชีวิตเพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรค การสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านี้ไม่ใช้รังสี (non-ionizing radiation) เหมือนการสร้างภาพด้วยเอกซเรย์และเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จึงลดความเสี่ยงของการดูดซึมรังสีเข้าร่างกาย และยังให้ภาพที่มีความคมชัดและรายละเอียดของอวัยวะภายในได้ดี

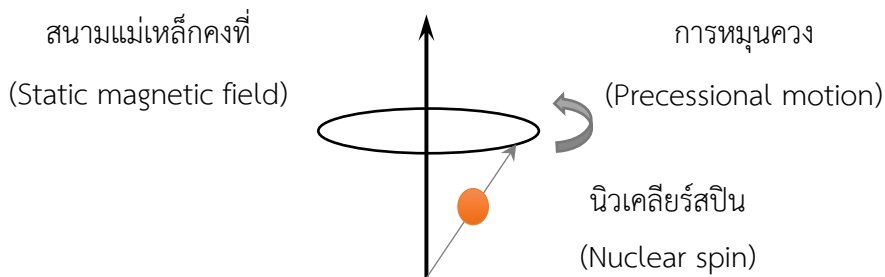
การสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าอาศัยอุปกรณ์ที่สำคัญสี่ส่วน ประกอบด้วยเครื่องสร้างสนามแม่เหล็กหลัก (main magnet) ขดลวดสัญญาณคลื่นวิทยุ (Radio Frequency Coils หรือ RF Coils) ขดลวดเกรเดียนท์ (gradient coils) และระบบคอมพิวเตอร์ (computer system) เพื่อเปลี่ยนสัญญาณคลื่นวิทยุไปเป็นภาพ MRI การสแกนด้วยเครื่อง MRI จะต้องอยู่ในห้องที่มีการปิดกั้นด้วยฉนวนป้องกันคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งเรียกว่าห้องปิดกั้นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (RF shielded room) หรือห้องฟาราเดย์ (Faraday cage) การใช้ฉนวนป้องกันนี้ เพื่อป้องกันไม่ให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายนอกเข้ามารบกวนการทำงานของเครื่อง MRI และป้องกันไม่ให้คลื่นวิทยุที่ใช้ใน MRI รั่วไหลออกไปภายนอก เพื่อความปลอดภัยและความถูกต้องของภาพที่ได้จากการสแกน โครงสร้างของระบบเครื่อง MRI แสดงดังรูปที่ 7.8 ในหัวข้อนี้เราจะเรียนรู้หลักการพื้นฐานของการสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า รวมทั้งเทคนิคการสร้างภาพถ่วงน้ำหนักทีวัน (T1-weighted image) และภาพถ่วงน้ำหนักทีทู (T2-weighted image)



รูปที่ 7.8 โครงสร้างของระบบเครื่องเอ็มอาร์ไอ

7.5.1 นิวเคลียสไอในสนามแม่เหล็ก (Nuclei in a Magnetic Field)

นิวเคลียสที่มีจำนวนโปรตอน (proton) หรือเลขอะตอม (atomic number) เป็นจำนวนคี่ เช่น ^1H , ^{13}C และ ^{31}P มีสปินหรือการหมุนที่ทำให้เกิดสนามแม่เหล็ก นิวเคลียสเหล่านี้เรียกว่า นิวเคลียสสปิน (nuclear spin) ซึ่งสามารถสร้างสนามแม่เหล็กของตัวเองได้ และเมื่ออยู่ในสนามแม่เหล็กคงที่ (static magnetic field) จะมีการควรรอบแกนหมุนของตัวเอง (precession) คล้ายกับการหมุนของลูกข่างดังแสดงในรูปที่ 7.9



รูปที่ 7.9 การหมุนควงของนิวเคลียร์สปินรอบแกนสนามแม่เหล็กคงที่

ในสนามแม่เหล็ก นิวเคลียร์สปินสามารถหมุนควงในทิศเดียว (parallel) หรือทิศตรงข้าม (anti-parallel) กับทิศของสนามแม่เหล็ก ดังรูปที่ 7.10 (ก) นิวเคลียร์สปินที่หมุนในแนวเดียวกับสนามแม่เหล็กอยู่ในระดับพลังงานที่ต่ำกว่านิวเคลียร์สปินที่หมุนในแนวตรงข้ามกับสนามแม่เหล็ก นิวเคลียร์สปินในแต่ละระดับพลังงานสามารถดูดและคายพลังงาน ทำให้เกิดการกลับตัว (flip) เมื่อนิวเคลียร์สปินที่อยู่ในระดับพลังงานสูงคายพลังงานจะย้ายมาอยู่ในระดับพลังงานต่ำ ส่วนนิวเคลียร์สปินที่อยู่ในระดับพลังงานต่ำดูดพลังงานจะย้ายไปอยู่ในระดับพลังงานที่สูงขึ้น อย่างไรก็ตาม นิวเคลียร์สปินโดยส่วนใหญ่จะอยู่ในระดับพลังงานต่ำ ดังรูปที่ 7.10 (ข) และมีค่าผลรวมของโมเมนต์สนามแม่เหล็ก (net magnetization) ขนานกับสนามแม่เหล็กภายนอก B_0 ค่าผลรวมของโมเมนต์สนามแม่เหล็กคำนวณได้จากการรวมค่าสภาพความเป็นแม่เหล็กของนิวเคลียสที่อยู่ในทุกระดับพลังงาน



รูปที่ 7.10 ระดับพลังงานและสภาพแม่เหล็กของนิวเคลียร์สปิน (ก) นิวเคลียร์สปินสามารถหมุนในทิศเดียวหรือในทิศตรงข้ามกับสนามแม่เหล็ก B_0 (ข) ผลรวมของสภาพแม่เหล็กมีค่าในทิศเดียวกับสนามแม่เหล็กหลัก เวกเตอร์ที่ยาวและหนากว่าแสดงถึงระดับพลังงานที่มากกว่า

(ปรับจาก Santarelli, 2005)

7.5.2 การกระตุ้นด้วยสัญญาณคลื่นวิทยุและลำดับพัลส์ (Radio Frequency Pulse Excitation and Pulse Sequence)

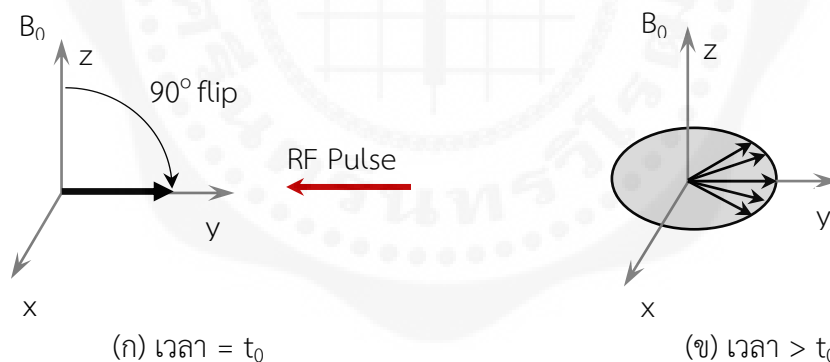
เมื่อส่งสัญญาณคลื่นวิทยุ (Radio Frequency: RF) เช่น สัญญาณคลื่นวิทยุชนิดพัลส์ 90° จะทำให้สปินกลับตัวเคลื่อนมาอยู่ในระนาบตัดขวาง (transverse plane) ดังรูปที่ 7.11 (ก) และทำให้สปินหมุนด้วยความถี่ลาร์มอร์ (Larmor frequency) หรือความถี่ธรรมชาติที่ต่างกัน ดังรูปที่ 7.11 (ข) ความถี่ลาร์มอร์ คือ ความถี่ที่เกิดจากการสั่นพ้องของโมเมนต์เชิงมุมของนิวเคลียสในสนามแม่เหล็ก เมื่อมีการใช้สนามแม่เหล็กเกรเดียนท์ผ่านร่างกาย

ความถี่ลาร์มอร์ของโปรตอนจะเปลี่ยนแปลงไปตามตำแหน่งในร่างกาย ทำให้สามารถเข้ารหัสตำแหน่ง (spatial encoding) ได้ ซึ่งจะอธิบายในหัวข้อที่ 7.5.3 สำหรับโปรตอนไฮโดรเจนมีความถี่ลาร์มอร์ที่ 42.58 MHz/Tesla ความถี่นี้สามารถหาได้จากสมการลาร์มอร์ (Larmor equation) ดังต่อไปนี้

$$\omega_0 = \gamma \hat{B}_0 \quad (7.6)$$

โดยที่ ω_0 คือ ความถี่ลาร์มอร์ γ คือ ไจโรแมกเนติกเรโซ (gyromagnetic ratio) และ \hat{B}_0 คือ ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

เมื่อหยุดส่งสัญญาณคลื่นวิทยุ การหมุนของสปินจะไม่พร้อมเพียงกัน ซึ่งเรียกว่า ดิเฟสซิง (dephasing) ในขณะที่ดิเฟสซิงนี้ สภาพสนามแม่เหล็กแตกออกเป็นสองส่วนคือ สภาพแม่เหล็กแนวยาว (longitudinal magnetization) และสภาพแม่เหล็กแนวขวาง (transverse magnetization) และสปินจะกลับไปสู่จุดสมดุลโดยการปล่อยพลังงานที่มากเกินออกสู่ภายนอก อัตราการกลับเข้าสู่ภาวะสมดุลนี้ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติทางเคมีของโมเลกุลในเนื้อเยื่อ กระบวนการกลับสู่ภาวะสมดุลเกิดขึ้นโดยที่สภาพแม่เหล็กแนวยาวมีค่าเพิ่มขึ้นเพื่อกลับสู่ค่าสมดุลของค่าเริ่มต้นของสนามแม่เหล็ก เราเรียกกระบวนการนี้ว่า การผ่อนคลายตามยาว (longitudinal relaxation) หรือการผ่อนคลายแบบสปินกับแลตทิซ (spin-lattice relaxation) ในขณะเดียวกัน สภาพแม่เหล็กตามขวางมีค่าลดลงเป็นศูนย์ เรียกกระบวนการนี้ว่า การผ่อนคลายตามขวาง (transverse relaxation) หรือการผ่อนคลายแบบสปินกับสปิน (spin-spin relaxation) สภาพสนามแม่เหล็กมีอัตราการลดลงเป็นแบบเอกซ์โพเนนเชียล หรือที่เรียกว่า free-induction decay (FID)



รูปที่ 7.11 การดิเฟสซิงของนิวเคลียร์สปินหลังจากส่งพัลส์ 90° สปินถูกเคลื่อนให้มาอยู่ในระนาบ x-y ที่ (ก) เวลา t_0 และเริ่มดิเฟสซิงใน (ข) เวลา $> t_0$

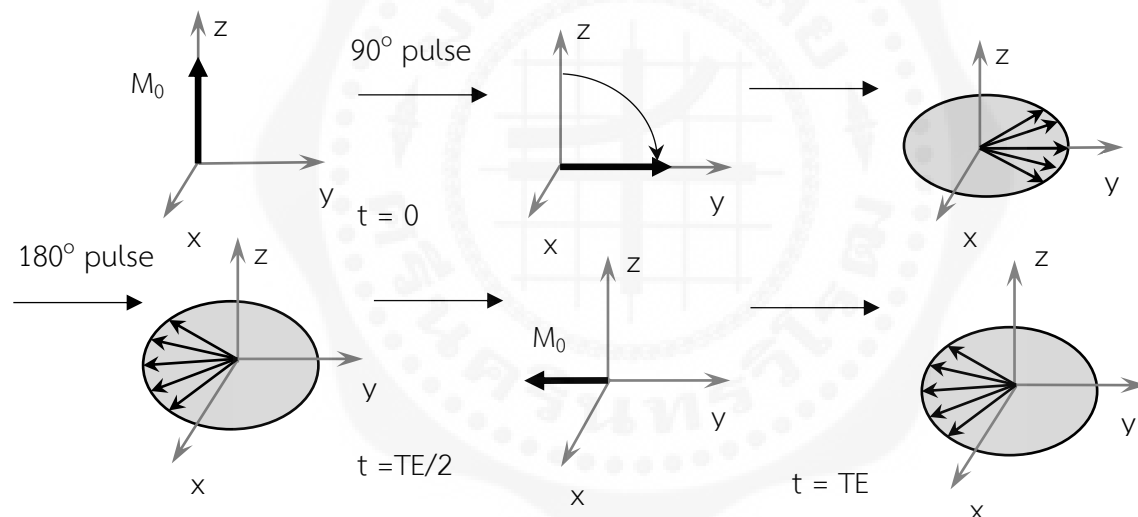
(ปรับจาก Santarelli, 2005)

หลังจากนิวคลีไอ (nuclei) ถูกกระตุ้นให้เกิดการจัดเรียงตามสนามแม่เหล็กจากสนามแม่เหล็กภายนอก (magnetization) สัญญาณคลื่นวิทยุจะถูกส่งเพื่อให้นิวเคลียร์สปินมีการเปลี่ยนแปลงพลังงาน ซึ่งกระบวนการนี้เป็นพื้นฐานในการสร้างภาพ MRI โดยใช้ลำดับพัลส์ (pulse sequences) ที่กำหนดไว้ในระบบเพื่อควบคุมการปล่อยและรับสัญญาณจากนิวเคลียสในร่างกาย ลำดับพัลส์ต่าง ๆ จะมีผลต่อคุณภาพและประเภทของภาพที่ได้จาก MRI ลำดับพัลส์ที่นิยมใช้เช่น ลำดับพัลส์แบบเกรเดียนท์เอคโค (gradient echo sequences) ลำดับพัลส์

แบบสปินเอคโค (spin echo sequences) และลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคัพเวอรี (inversion recovery sequences)

ลำดับพัลส์แบบเกรเดียนท์เอคโคเป็นสัญญาณคลื่นวิทยุที่สร้างขึ้นง่ายและใช้สร้างภาพได้เร็วกว่าลำดับพัลส์ชนิดอื่น ๆ ลำดับพัลส์แบบเกรเดียนท์เอคโคใช้การหมุนของสนามแม่เหล็กภายนอกเพื่อทำให้เกิดการลดทอนและฟื้นคืนของสัญญาณเกรเดียนท์ มุมที่ใช้ในการปล่อยพัลส์ (flip angle, α) อยู่ในช่วง 10° ถึง 80° โดยช่วงเวลาระหว่างพัลส์จะถูกควบคุมด้วยเวลาทำซ้ำ (Repetition Time: TR) ซึ่งเป็นช่วงเวลาที่พัลส์ RF ถูกส่งซ้ำ

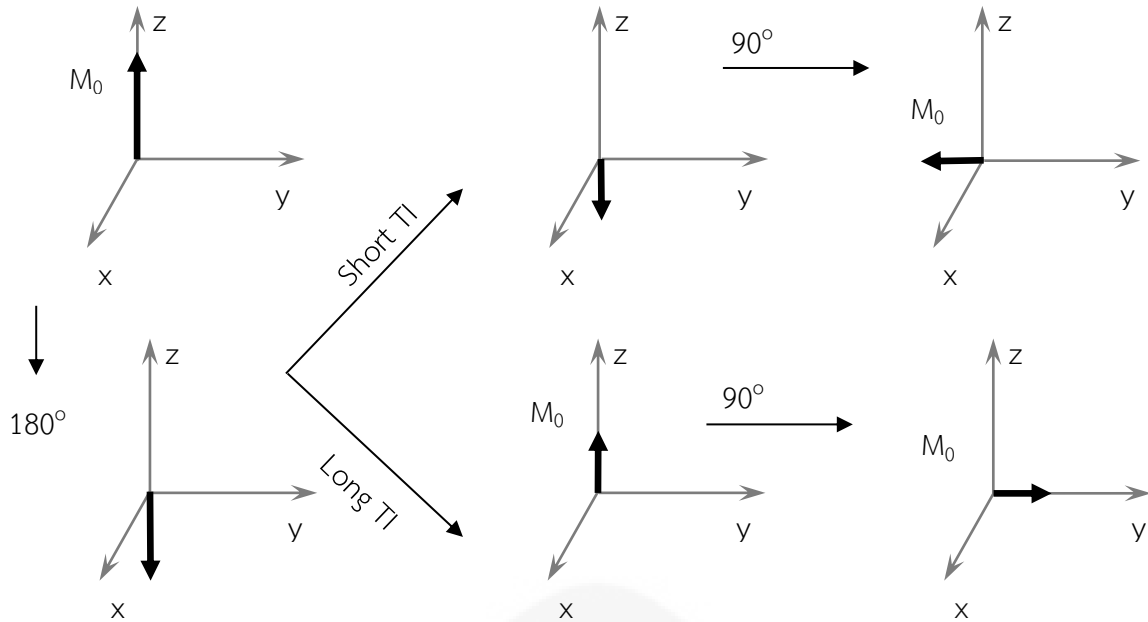
ลำดับพัลส์แบบสปินเอคโคเป็นลำดับพัลส์ที่นิยมใช้มากที่สุดหนึ่ง และนิยมใช้สร้างภาพถ่วงน้ำหนัก T1 (T1-weighted imaging) และ T2 (T2-weighted imaging) ลำดับพัลส์แบบสปินเอคโคประกอบด้วยพัลส์สองชนิด โดยเริ่มจากพัลส์ 90° ตามด้วยพัลส์ 180° ซึ่งจะถูกส่งเข้ามาหลังจากเวลาครึ่งหนึ่งของค่าเวลาการสะท้อนกลับ (TE/2, TE คือ echo time) ลำดับพัลส์แบบสปินเอคโคจะถูกส่งซ้ำกันที่เวลา TR หลังจากพัลส์ 180° การเปลี่ยนแปลงของสภาพแม่เหล็กของลำดับพัลส์แบบสปินเอคโคแสดงดังรูปที่ 7.12 เมื่อนิวเคลียสสปินถูกกลับให้มาอยู่ในระนาบตัดขวางด้วยพัลส์ 90° สปินจะเริ่มหมุนไม่พ้องกันจนกระทั่งเวลา TE/2 พัลส์ 180° ถูกส่งมาเพื่อทำให้นิวเคลียสสปินหมุนพ้องกันหรืออยู่ในเฟสเดียวกันอีกครั้ง (rephasing) ที่เวลา TE



รูปที่ 7.12 การเปลี่ยนแปลงของสภาพแม่เหล็กของลำดับพัลส์แบบสปินเอคโค

(ปรับจาก Santarelli, 2005)

ลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคัพเวอรี เริ่มต้นจากการใช้พัลส์ 180° เพื่อกลับสภาพแม่เหล็กแนวยาว (longitudinal magnetization) ให้อยู่ในทิศตรงกันข้ามกับสนามแม่เหล็กหลัก จากนั้นตามด้วยพัลส์ 90° เพื่อนำสภาพแม่เหล็กที่เหลืกลับมาพร้อมเพียงกันบนระนาบขวาง (transverse plane) เวลาที่ใช้ระหว่างพัลส์ 180° และพัลส์ 90° คือ เวลาในการผกผัน (Inversion Time: TI) ซึ่งถูกใช้ในการกำหนดการลดทอนของสัญญาณในเนื้อเยื่อต่าง ๆ โดยทั่วไปค่าของ TI อยู่ระหว่าง 2000 ถึง 2900 มิลลิวินาที ขึ้นอยู่กับค่า TR และคุณสมบัติของเนื้อเยื่อ ลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคัพเวอรี ใช้ในการสร้างภาพ fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) เพื่อเพิ่มความต่างของความเข้มสัญญาณระหว่างเนื้อเยื่อที่เกิดโรคและของเหลว การเปลี่ยนแปลงของสภาพแม่เหล็กของลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคัพเวอรี แสดงดังรูปที่ 7.13



รูปที่ 7.13 การเปลี่ยนแปลงของสภาพแม่เหล็กของลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคิฟเวอรี (ปรับจาก Santarelli, 2005)

7.5.3 การเข้ารหัสเกรเดียนต์และการระบุตำแหน่งของภาพ (Gradient Encoding and Spatial Localization)

หลังจากส่งสัญญาณคลื่นวิทยุ พัลส์จากสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ (magnetic field gradient pulses) ได้ถูกใช้เพื่อควบคุมความเข้มของสัญญาณและตำแหน่งของการสร้างภาพ สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ประกอบด้วยสนามแม่เหล็กสามชนิด คือ สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์แบบการเข้ารหัสความถี่ (frequency-encoding gradient หรือ readout encoding gradient: \hat{G}_x) สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์แบบการเข้ารหัสเฟส (phase-encoding gradient: \hat{G}_y) และ สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์แบบการคัดเลือกตัวอย่าง (slice-selective gradient: \hat{G}_z) ขนาดของสภาพแม่เหล็ก (\hat{B}) มีความแปรผันต่อตำแหน่งที่สัญญาณถูกส่งออกมา ดังแสดงในสมการที่ (7.7)

$$\hat{B} = \hat{B}_0 + x\hat{G}_x + y\hat{G}_y + z\hat{G}_z \quad (7.7)$$

เมื่อสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ถูกส่งออกมา สปินจะหมุนรอบด้วยความถี่ลาร์มอร์ในแต่ละตำแหน่งต่าง ๆ กัน สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์แบบการเข้ารหัสความถี่ ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงความถี่ในแนวแกน x และกำหนดค่าในส่วนจำนวนจริงของ k-space (เก็บค่าจำนวนเชิงซ้อนของสัญญาณคลื่นวิทยุที่บันทึกได้จากการเปลี่ยนแปลงของสภาพแม่เหล็ก) ดังแสดงในสมการที่ (7.8)

$$\omega(x) = \gamma(\hat{B}_0 + x\hat{G}_x) \quad (7.8)$$

เพื่อทำการใส่รหัสข้อมูลใน k-space สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์แบบการเข้ารหัสเฟส ถูกใช้ในการเข้ารหัสเพื่อประกอบเป็นจำนวนจินตภาพในข้อมูลของ k-space เมื่อสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์แบบการเข้ารหัสเฟสถูกเปิดและปิดในระยะเวลาสั้น ๆ เป็นเวลา t_y ทำให้สปินมีมุมเฟส ϕ ที่แตกต่างกันไปตามตำแหน่ง y ดังแสดงในสมการที่ (7.9)

$$\phi(y) = -\gamma y G_y t_y \quad (7.9)$$

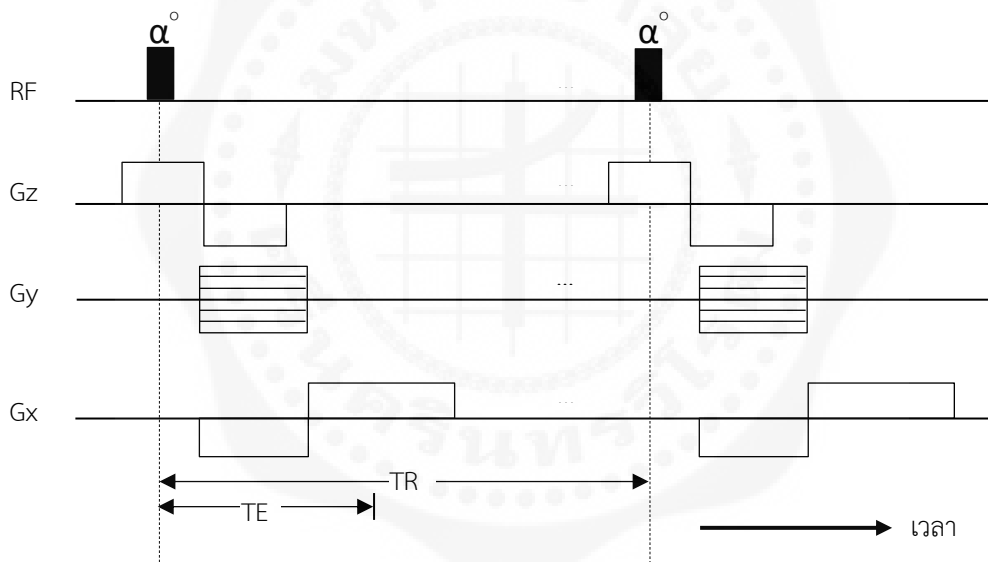
สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์แบบการคัดเลือกตัวอย่าง เปลี่ยนความถี่กำหนดตามแนวแกน Z (สมการที่ (7.10)) ซึ่งใช้ในการควบคุมความหนาและตำแหน่งของภาพ

$$\omega(z) = \gamma(B_0 + zG_z) \quad (7.10)$$

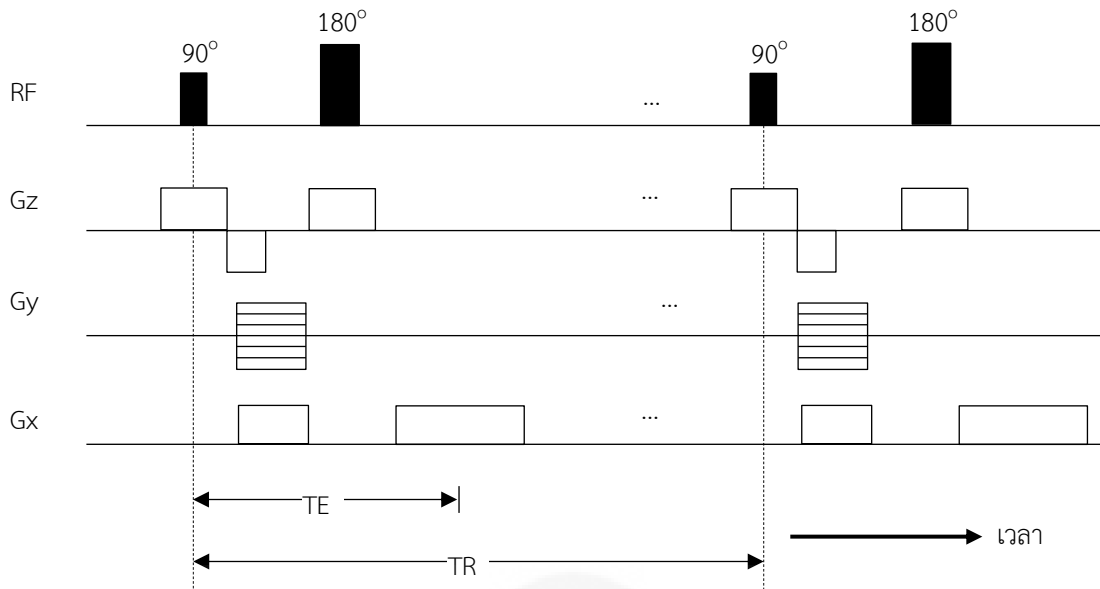
ความหนาและตำแหน่งของภาพสามารถปรับเปลี่ยนได้จาก ขนาดของแอมพลิจูด G_z และแบนด์วิดท์ของสัญญาณคลื่นวิทยุ นั่นคือ ยิ่ง G_z มีแอมพลิจูดสูงขึ้น หรือแบนด์วิดท์ของพัลส์ RF ($\Delta\omega$) มีค่าลดลง ภาพจะมีขนาดบางลง ความหนาของภาพนี้สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (7.11)

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma|G_z|} \quad (7.11)$$

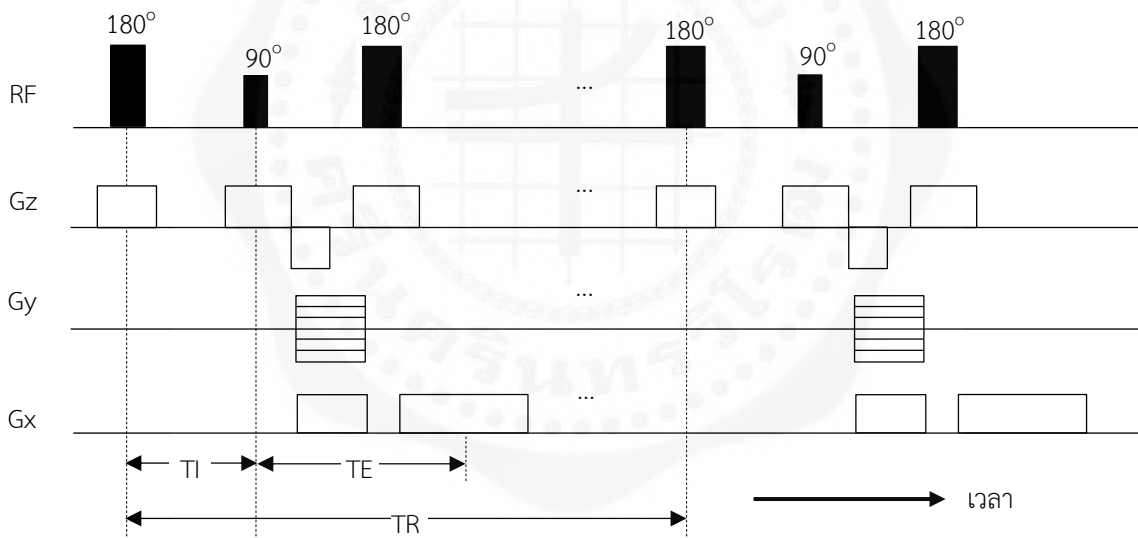
การสร้างภาพด้วยลำดับพัลส์แบบเกรเดียนต์เอคโค สปินเอคโค และอินเวอร์ชันรีคัพเวอรี ประกอบด้วยสัญญาณคลื่นวิทยุที่มีพัลส์ต่างชนิดกัน สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ทั้งสามชนิดที่ถูกส่งในเวลาที่แตกต่างกัน เพื่อสร้างภาพเอ็มอาร์ไอที่มีคุณลักษณะต่าง ๆ เช่น ภาพถ่วงน้ำหนัก T1, T2 และ FLAIR ดังแสดงในรูปที่ 7.14 ถึง 7.16



รูปที่ 7.14 การส่งสัญญาณคลื่นวิทยุและสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ของลำดับพัลส์แบบเกรเดียนต์เอคโค (ปรับจาก Liang & Lauterbur, 2000)



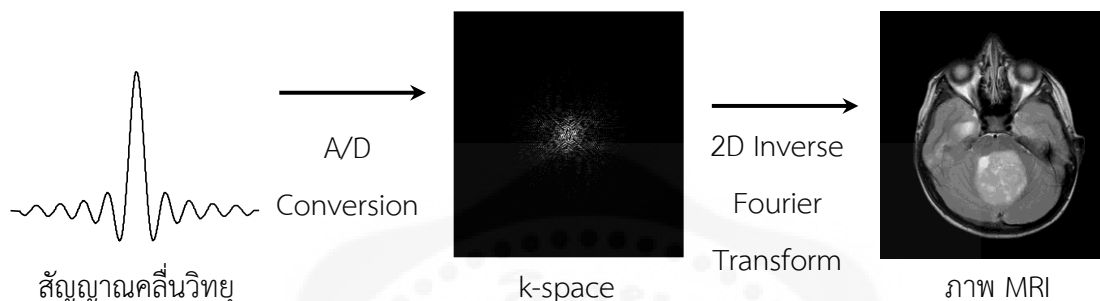
รูปที่ 7.15 การส่งสัญญาณคลื่นวิทยุและสนามแม่เหล็กเกรเดียนท์ของลำดับพัลส์แบบสปินเอคโค
(ปรับจาก Liang & Lauterbur, 2000)



รูปที่ 7.16 การส่งสัญญาณคลื่นวิทยุและสนามแม่เหล็กเกรเดียนท์ของลำดับพัลส์แบบอินเวอร์ชันรีคัฟเวอรี
(ปรับจาก Liang & Lauterbur, 2000)

7.5.4 การสร้างภาพคืน (Image Reconstruction)

ส่วนประกอบที่สี่ของการสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า คือ ระบบคอมพิวเตอร์ ซึ่งใช้ในการเปลี่ยนสัญญาณแอนะล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัล (A/D conversion) สัญญาณดิจิทัลที่ได้นี้จะถูกบันทึกลงในโดเมน k-space ซึ่งเป็นที่จัดเก็บข้อมูลเป็นจำนวนเชิงซ้อน ข้อมูลใน k-space เป็นตัวแทนของความถี่เชิงพื้นที่ (spatial frequency) ซึ่งเป็นการแทนภาพในโดเมนความถี่ ในกระบวนการสร้างภาพคืน (image reconstruction) ข้อมูลจาก k-space จะถูกแปลงกลับมาเป็นภาพในโดเมนพื้นที่ (spatial domain) ที่เราสามารถมองเห็นและวิเคราะห์ได้ โดยการใช้การแปลงฟูเรียร์ผกผันสองมิติ (2D inverse Fourier transform) ดังแสดงในรูปที่ 7.17



รูปที่ 7.17 การสร้างภาพคืนจากข้อมูล k-space

การสร้างภาพคืนใน MRI พารามิเตอร์ที่สำคัญซึ่งมีผลต่อการกำหนดคุณลักษณะของภาพ MRI คือ TR, TE และ TI ซึ่งเป็นค่าที่กำหนดขึ้นเพื่อควบคุมการถ่วงน้ำหนักของค่า T1, T2 และความต่างของความเข้มของสัญญาณในเนื้อเยื่อที่สนใจ การปรับค่าเหล่านี้ให้เหมาะสมจะส่งผลให้ได้ภาพที่เน้นลักษณะเฉพาะต่าง ๆ ของเนื้อเยื่อ เช่น ความแตกต่างของโครงสร้างและการเกิดพยาธิสภาพ ตารางที่ 7.2 แสดงถึงการตั้งค่าที่ใช้ในการสร้างภาพถ่วงน้ำหนักประเภทต่าง ๆ ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

ภาพถ่วงน้ำหนัก T1 (T1-weighted imaging) ถูกสร้างขึ้นเพื่อให้เห็นความแตกต่างของสัญญาณตามการผ่อนคลายของ T1 การถ่วงน้ำหนักของ T1 ทำให้เนื้อเยื่อที่มี T1 สั้น เช่น ไขมัน ปรากฏสว่าง ในขณะที่เนื้อเยื่อที่มี T1 ยาว เช่น ของเหลว ปรากฏมืดลง การสร้างภาพถ่วงน้ำหนัก T1 ต้องใช้ค่า TR สั้น เพื่อเน้นความแตกต่างของค่า T1 และ TE สั้น เพื่อลดการถ่วงน้ำหนักของ T2 นอกจากนี้ ภาพ T1 มักใช้สำหรับการแสดงภาพกายวิภาคพื้นฐานและในการตรวจสอบโครงสร้างทั่วไปของสมองและเนื้อเยื่ออื่น ๆ

ภาพถ่วงน้ำหนัก T2 (T2-weighted imaging) ถูกสร้างขึ้นเพื่อเน้นความแตกต่างของสัญญาณตามการผ่อนคลายของ T2 การถ่วงน้ำหนัก T2 ทำให้ของเหลว เช่น น้ำเลี้ยงสมองและไขสันหลัง (cerebrospinal fluid: CSF) ปรากฏสว่าง ส่วนเนื้อเยื่อที่มี T2 สั้น เช่น ไขมัน จะปรากฏมืด การตั้งค่าในการสร้างภาพ T2 คือการใช้ค่า TR ที่ยาวขึ้น เพื่อลดการถ่วงน้ำหนักของ T1 และใช้ TE ที่ยาวขึ้น เพื่อเน้นการถ่วงน้ำหนักของ T2 ภาพ T2 นี้มีประโยชน์ในการตรวจหาสภาวะพยาธิสภาพ เช่น อาการบวมหรือการสะสมของของเหลวในเนื้อเยื่อ

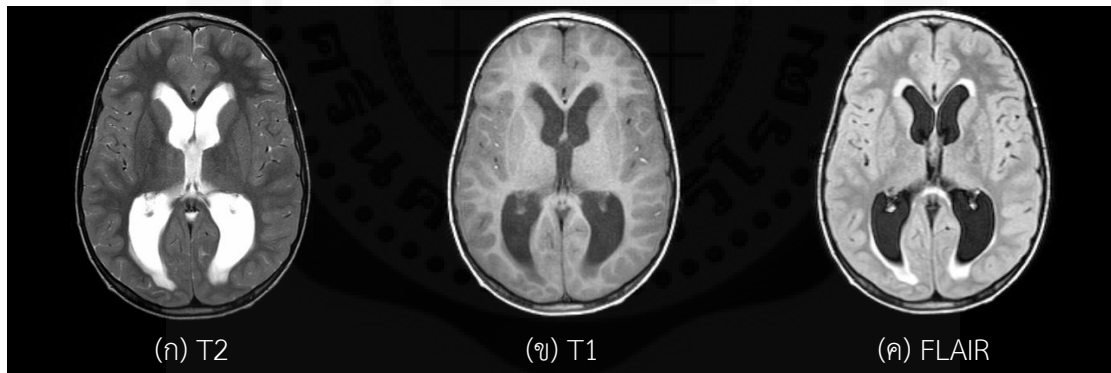
ภาพ FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) เป็นเทคนิคพิเศษที่ใช้ในการถ่วงน้ำหนัก T2 แต่มีการระงับสัญญาณจากของเหลว เช่น น้ำในสมองและไขสันหลัง (cerebrospinal fluid) เพื่อทำให้โครงสร้างอื่น ๆ

ปรากฏชัดเจนมากขึ้น การถ่ายภาพ FLAIR ใช้ค่า T1 ที่ยาวเพื่อระงับสัญญาณจากของเหลว นอกจากนี้ยังใช้ ค่า TR ที่ยาว เพื่อลดการถ่วงน้ำหนักของ T1 ทำให้สามารถมองเห็นความผิดปกติในสมอง เช่น การเกิดรอยโรค (lesions) ที่อยู่ใกล้กับของเหลวได้อย่างชัดเจน

ตารางที่ 7.2 เปรียบเทียบเวลาผ่อนคลายของภาพถ่วงน้ำหนัก T1, T2 และ FLAIR

| ภาพ | TE | TR | T1 |
|-------|------|------|-----|
| T1 | สั้น | สั้น | - |
| T2 | ยาว | ยาว | - |
| FLAIR | | ยาว | ยาว |

T1 และ T2 เป็นเวลาผ่อนคลาย (relaxation time) ที่มีระยะเวลาที่ต่างกันเนื้อเยื่อต่างชนิดกันโดยเรียงจากมากไปน้อย คือ 1) ของเหลว 2) เนื้อเยื่อประกอบด้วยน้ำ และ 3) เนื้อเยื่อประกอบด้วยไขมัน อย่างไรก็ตามเวลาผ่อนคลาย T2 โดยปกติจะมีค่าน้อยกว่า T1 และให้ค่าความต่างของเนื้อที่กลับกัน คือการเพิ่มเวลา T1 จะลดความเข้มของสัญญาณ แต่การเพิ่มเวลา T2 จะเพิ่มความเข้มของสัญญาณ ดังนั้นระดับความเข้มของเนื้อเยื่อ เช่น ในน้ำเลี้ยงสมองและไขสันหลังจะดูสว่างบนภาพ T2 (รูปที่ 7.18 (ก)) แต่มืดบนภาพ T1 (รูปที่ 7.18 (ข)) ภาพ FLAIR คือ ภาพที่ได้จากการถ่วงน้ำหนัก T2 เพื่อลดสัญญาณที่ได้จากของเหลว ความเข้มของสัญญาณของของเหลวจึงมืดกว่าเนื้อเยื่อชนิดอื่น ๆ (รูปที่ 7.18 (ค))



รูปที่ 7.18 ความต่างของความเข้มสีของเนื้อเยื่อสมองที่ได้จากภาพถ่วงน้ำหนัก T2, T1 และ FLAIR

คำถามท้ายบท

1. อธิบายประโยชน์ในการสร้างภาพทางการแพทย์
2. การตรวจดูพัฒนาการของทารกในครรภ์ควรใช้อุปกรณ์ชนิดใด เพราะอะไร
3. การวินิจฉัยพยาธิสภาพของสมอง นิยมใช้การสแกนภาพแบบใด เพราะอะไร
4. อธิบายหลักการสร้างภาพด้วยวิธีเอกซเรย์
5. อธิบายหลักการสร้างภาพด้วยวิธีซีทีสแกน
6. อธิบายหลักการสร้างภาพด้วยวิธีอัลตราซาวด์

7. อธิบายหลักการสร้างภาพด้วยเอ็มอาร์ไอ
8. การสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์ ซีทีสแกน อัลตราซาวด์ และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า มีข้อดีและข้อเสียอย่างไร

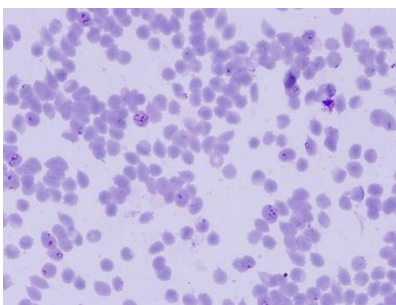
เอกสารอ้างอิง

1. National Electrical Manufacturers Association. (2004). Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM). Rosslyn, VA: Author. Retrieved from https://dicom.nema.org/dicom/2004/04_01pu.pdf
2. Üstüner, K. F., & Holley, G. L. (2003). Ultrasound Imaging System Performance Assessment. Siemens Medical Solution USA, Inc., Ultrasound Division, Mountain View, CA. Retrieved from <https://www.aapm.org/meetings/03am/pdf/9905-9858.pdf>
3. อัครวิชัยนัต, ภูม.อ.ดร.พนิดา. (2549). โซโนโพรเซส: ระบบช่วยนำส่งยาผ่านผิวหนังโดยใช้คลื่นเหนือเสียง. วารสารไทยเภสัชชนิพนธ์, 3(10), 1-11.
4. Tantisatirapong, S. (2014). Texture Analysis of Multimodal Magnetic Resonance Images in Support of Diagnostic Classification of Childhood Brain Tumours, University of Birmingham, United Kingdom.
5. Santarelli, M. F. (2005). Basic Physics of MR Signal and Image Generation. In L. Landini, V. Positano, & M. F. Santarelli (Eds.), Advanced Image Processing in Magnetic Resonance Imaging (pp. 1-20). CRC Press.
6. Liang, Z.-P., & Lauterbur, P. C. (2000). Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective. Wiley-IEEE Press.
7. จิตรกร ผลโยธ. (2564). การจำลองการสร้างภาพการสั่นพองแม่เหล็กของโปรตอนใน 2 มิติ. วารสารวิทยาศาสตร์และวิทยาศาสตร์ศึกษา ปีที่ 4 เล่มที่ 2 หน้า 178-189
8. ชาญไชย ไทยเจียม และคณะ. (2560). หลักการพื้นฐานของการสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า. ใน วิศวกรรมชีวการแพทย์ เล่ม 2 หน้า 29-46.
9. เมดไทย. (2563). การตรวจอัลตราซาวด์ (Ultrasound, Ultrasonogram หรือ Sonography). สืบค้นเมื่อ 15 กันยายน 2564, จาก <https://medthai.com/การตรวจอัลตราซาวด์>
10. Benmalek, E., Elmhamdi, J., & Jilbab, A. (2021). Comparing CT Scan and Chest X-ray Imaging for COVID-19 Diagnosis. Biomedical Engineering Advances. 2021;1:100003.
11. Brenner, D. J., & Hall, E. J. (2007). Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure. New England Journal of Medicine, 357(22):2277-84.
12. เกษร วัชรพงศ์. อัลตราซาวด์เพื่อการวินิจฉัย. จุฬาลงกรณ์เวชสาร ปีที่ 25 ฉบับที่ 6 พฤศจิกายน 2524

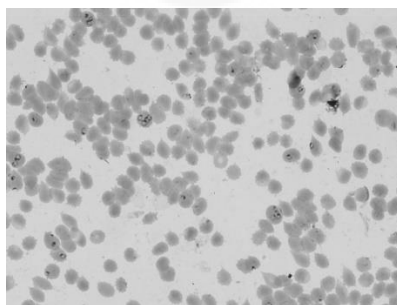
พื้นฐานการประมวลผลภาพโดยใช้ MATLAB Image Processing Toolbox

8.1 บทนำ

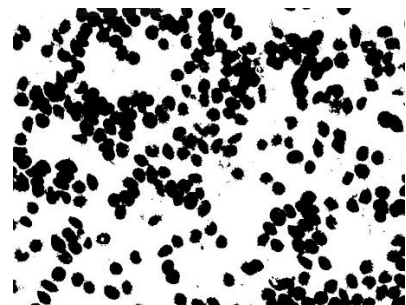
ภาพโดยทั่วไปที่เราคุ้นเคย มี 3 ประเภท คือ ภาพสี (color image) ภาพระดับเทา (grayscale image) และ ภาพสองระดับหรือภาพขาวดำ (binary image) ดังแสดงในรูปที่ 8.1 ภาพสีให้ระดับสีที่เหมือนจริงที่ตามนุษย์สามารถมองเห็น มีความหลากหลายของสีและสามารถผสมสีพื้นฐานเพื่อสร้างสีใหม่ ภาพระดับเทาจะให้ความเข้มสีของเฉดสีเทาตั้งแต่สีขาว สีเทาไปจนถึงสีดำ การแทนค่าความเข้มของสี (intensity level) จะแทนด้วยเลขฐานสอง หรือ 2^n โดยที่ n คือ จำนวนบิตซึ่งเป็นจำนวนเต็มบวกใด ๆ บอกถึงความละเอียดของความเข้มของสีเท่าว่ามีความละเอียดในการแบ่งระดับสีมากน้อยเพียงใด ยิ่ง n มีค่ามาก ภาพก็จะยิ่งมีความละเอียดมากขึ้น จากรูปที่ 8.2 (ก) แสดงภาพสองระดับที่ให้ค่าสีเฉพาะสีขาวและสีดำเท่านั้น ใช้น้ำหนักเพียง 1 บิตต่อพิกเซล ($n = 1$) ส่วนรูปที่ 8.2 (ข) และ 8.2 (ค) แสดงภาพระดับเทาที่มีค่าความละเอียดต่างกัน ซึ่งมีจำนวนบิตที่แตกต่างกัน ภาพระดับเทามีโทนความเข้มของสีละเอียดขึ้นเมื่อใช้จำนวนบิตในการแสดงสีที่มากขึ้น เช่น ภาพระดับเทาขนาด 4 บิตต่อพิกเซล สามารถบันทึกค่าระดับเทาได้ 16 (2^4) เฉดสี มีค่าระหว่าง 0 – 15 ระดับ และภาพระดับเทาขนาด 8 บิตต่อพิกเซล มีระดับเทา 256 (2^8) เฉดสี มีค่าระหว่าง 0 – 255 ระดับ นอกจากระดับสีของภาพแล้ว ยังมีค่าความละเอียดของภาพ (image resolution) ซึ่งหมายถึงจำนวนพิกเซลที่ปรากฏในหนึ่งหน่วยพื้นที่ของภาพ มีหน่วยวัดเป็นจุดต่อนิ้ว (dots per inch: DPI) โดยค่า DPI ที่สูงระบุถึงความละเอียดของภาพที่สูงขึ้น ในกรณีของภาพที่มีขนาดใหญ่ควรมีความละเอียดของภาพที่สูงเพื่อรักษารายละเอียดของภาพ



(ก) ภาพสี

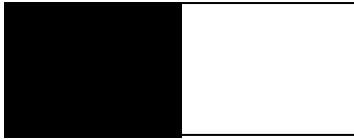


(ข) ภาพระดับเทา



(ค) ภาพสองระดับ

รูปที่ 8.1 ภาพสี ภาพระดับเทา และภาพสองระดับ (ขาว-ดำ)



(ก) 1 บิต



(ข) 4 บิต



(ค) 8 บิต

รูปที่ 8.2 การแสดงผลความละเอียดของ (ก) ภาพสองระดับ (1 บิต) (ข) ภาพระดับเทาขนาด 4 บิต และ (ค) ภาพระดับเทาขนาด 8 บิต

8.2 ระบบสีของภาพ

ระบบสีของภาพดิจิทัลมีหลายระบบ ซึ่งมีการจัดการและแสดงผลสีที่แตกต่างกัน ระบบสีแต่ละประเภทมีความเหมาะสมตามการใช้งานและความต้องการที่แตกต่างกัน เช่น การใช้ในสื่อสิ่งพิมพ์ หรือจอพิกเซลงานวิจัยเกี่ยวกับการประมวลผลภาพทั่วไป หรือภาพสิ่งมีชีวิต เป็นต้น ระบบสีที่ใช้อยู่ เช่น ระบบสี RGB (Red, Green, Blue), CMYK (Cyan, Magenta, Yellow, Black), HSB (Hue Saturation Brightness), LAB (CIELAB) และระบบสีดัชนี (indexed color)

8.2.1 ระบบสี RGB

ระบบสี RGB เป็นระบบสีที่เหมือนจริงที่เห็นโดยทั่วไปในสมาร์ทโฟน ทีวี และคอมพิวเตอร์ ภาพสีประกอบด้วยข้อมูลภาพ 3 เลเยอร์ (layer) คือ สีแดง (red) สีเขียว (green) และสีน้ำเงิน (blue) ทั้งสามสีถูกนำมารวมกันเพื่อแสดงสีต่าง ๆ แต่ละพิกเซลประกอบด้วยอาร์เรย์ 3 มิติ ขนาด $m \times n \times 3$ โดยที่ m คือความยาว และ n คือความกว้างของภาพในหน่วยพิกเซล ส่วนมิติสุดท้ายเก็บค่าสีแดง สีเขียว หรือสีน้ำเงิน

8.2.2 ระบบสี CMYK

ระบบสี CMYK เป็นระบบสีที่ใช้ในงานพิมพ์ ประกอบด้วยสีสี่พื้นฐาน คือ สีฟ้า (cyan) สีม่วงแดง (magenta) สีเหลือง (yellow) และสีดำ (black) การผสมสีทั้งสี่ทำให้เกิดสีต่าง ๆ ในงานพิมพ์ เช่น สีแดงเกิดจากการผสมสีเหลืองกับสีม่วงแดง สีเขียวเกิดจากการผสมสีฟ้ากับสีเหลือง และสีน้ำเงินเกิดจากการผสมสีฟ้ากับสีม่วงแดง

8.2.3 ระบบสี HSB

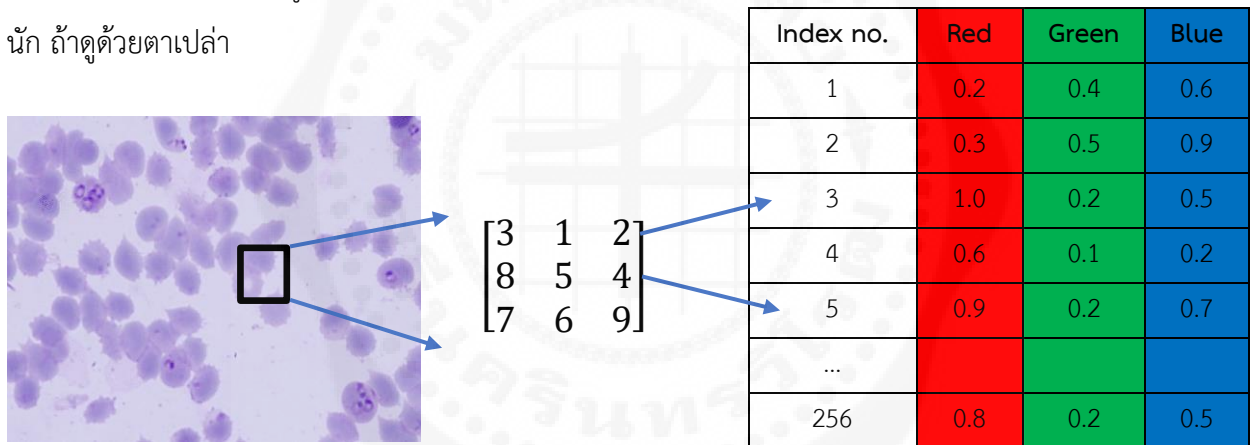
ระบบสี HSB (Hue, Saturation, Brightness) หรือ HSV (Hue, Saturation, Value) เป็นระบบสีที่มนุษย์สามารถรับรู้ได้ เช่น สีแดง สีเขียว หรือสีฟ้า และถูกนิยมนำมาใช้ในงานวิจัย โดย Hue คือสีของภาพ ซึ่งมีค่าเป็นองศาประกอบของสีทั้งหมด Saturation คือปริมาณความอิ่มตัวของสี ยิ่งมีความอิ่มตัวมากภาพจะมีสีสดมาก ถ้าความอิ่มตัวน้อยสีจะมีความสดลดลง จนกระทั่งกลายเป็นภาพสีเทา ส่วน Value หรือ Brightness เป็นค่าที่แสดงถึงความสว่างของภาพ ถ้ามีค่ามากภาพจะมีความสว่างมากขึ้น ถ้ามีค่าน้อยภาพจะมีความมืดมากขึ้น การใช้ระบบสี HSB ช่วยให้เราสามารถควบคุมคุณสมบัติต่าง ๆ ของสีในภาพได้ง่ายขึ้น เช่น เปลี่ยนแปลงโทนสี ปรับความอิ่มตัวของสี หรือปรับความสว่างของภาพได้ตามต้องการ

8.2.4 ระบบสี LAB

LAB หรือ CIELAB เป็นระบบสีที่ครอบคลุมช่วงสีได้กว้างกว่าระบบสี RGB และ CMYK โดยเป็นที่นิยมใช้ในงานจัดการสีสำหรับอุปกรณ์หลายชนิด เช่น จอคอมพิวเตอร์ เครื่องพิมพ์ และสแกนเนอร์ เป็นต้น ระบบนี้แบ่งออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ “L” แสดงถึงระดับความสว่างของสี (Luminance) โดยมีค่าตั้งแต่ 0 (สีดำ) ถึง 100 (สีขาว) “A” เป็นค่าสีที่ไล่จากสีเขียวไปสีแดง (green-red axis) และ “B” เป็นค่าสีที่ไล่จากสีน้ำเงินไปสีเหลือง (blue-yellow axis)

8.2.5 ระบบสีดัชนี (Indexed Color)

ระบบสีดัชนี (indexed color) เป็นระบบสีของภาพที่กำหนดความสัมพันธ์ระหว่างดัชนีและตารางสีที่กำหนดไว้ล่วงหน้า โดยแต่ละสีในตารางสีจะมีหมายเลขดัชนีที่ไม่ซ้ำกัน โดยทั่วไประบบสีดัชนีมีขนาด 8 บิตที่สามารถแสดงสีได้มากถึง 256 เฉดสี ดังแสดงในรูปที่ 8.3 ในแต่ละพิกเซลของภาพบันทึกค่าดัชนี ที่แสดงค่าสีแดง สีเขียว และสีน้ำเงินที่แตกต่างกัน ถ้าต้องการทราบค่าสี ก็ต้องดูตารางดัชนีว่ามีค่าสีเท่าไร เนื่องจากจำนวนเฉดสีที่จำกัด ระบบสีชนิดนี้จึงแสดงรายละเอียดได้น้อยกว่าระบบสี RGB หรือ CMYK แต่อย่างไรก็ตาม รายละเอียดของภาพหรือความเข้มสี อาจดูไม่แตกต่างจากภาพสีระบบอื่น ๆ มากนัก ถ้าดูด้วยตาเปล่า



รูปที่ 8.3 ภาพดัชนีและตารางดัชนี

8.3 ไฟล์ภาพทางการแพทย์

ชุดข้อมูลภาพทางการแพทย์ประกอบด้วยภาพตั้งแต่หนึ่งภาพขึ้นไปแสดงถึงการฉายภาพปริมาตรทางกายวิภาค ซึ่งจะได้ภาพตัดขวางสองมิติในระนาบบนล่าง (axial plane) ระนาบหน้าหลัง (coronal plane) หรือระนาบซ้ายขวา (sagittal plane) เมื่อฉายภาพปริมาตรต่อเนื่องกัน จะได้ภาพตัดขวางสองมิติ (slice) หลายภาพที่สามารถนำมาสร้างภาพสามมิติได้ ภาพทางการแพทย์เหล่านี้ จะถูกบันทึกในรูปแบบไฟล์ที่มีการจัดระเบียบข้อมูลภาพที่แตกต่างกันตามชนิดของไฟล์ภาพ รูปแบบไฟล์ภาพทางการแพทย์ที่นิยมใช้ เช่น Analyze, Neuroimaging Informatics Technology Initiative (NifTI), Medical Imaging NetCDF (MINC) และ Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) ซึ่งมีการจัดเก็บข้อมูลที่แตกต่างกันตามตารางที่ 8.1

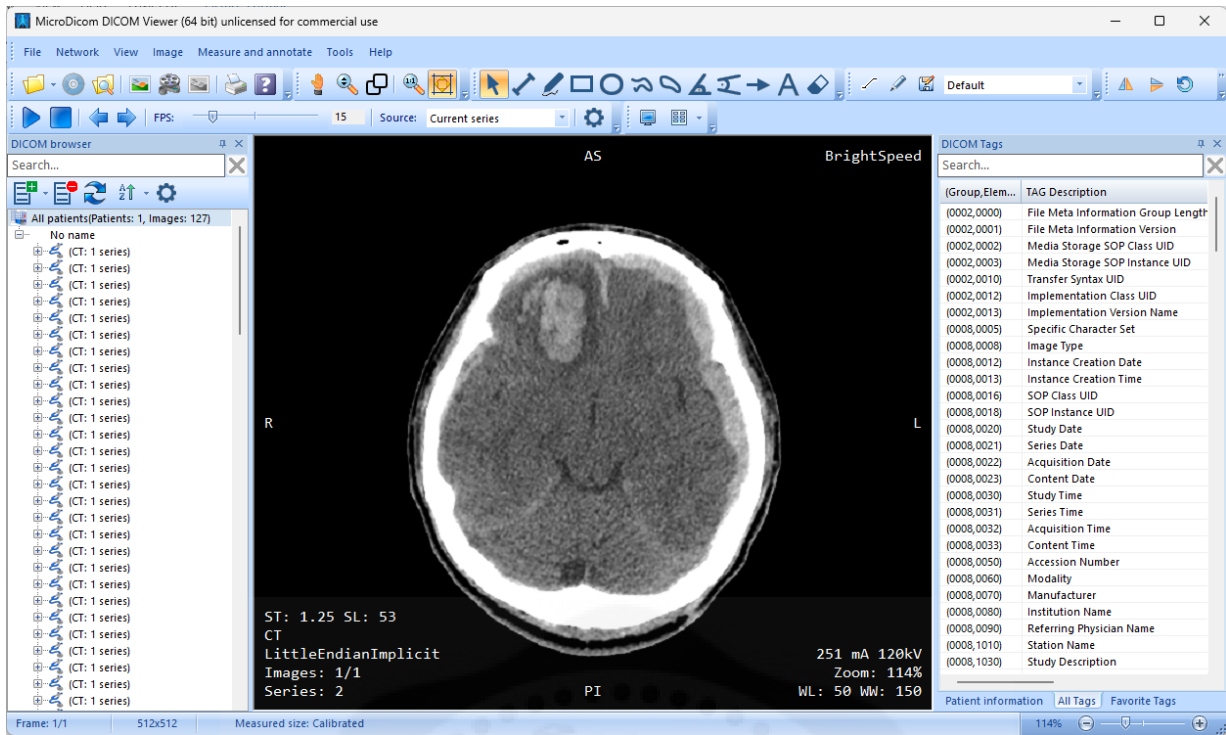
สมาคมผู้ผลิตไฟฟ้าแห่งชาติ (National Electrical Manufacturers Association: NEMA) ได้กำหนดให้รูปแบบ DICOM เป็นรูปแบบที่นิยมที่สุด และจัดเป็นมาตรฐานที่ใช้ในการจัดเก็บและส่งข้อมูลทางการแพทย์ในรูปแบบภาพ เช่น ภาพ X-ray, MRI, CT และอื่น ๆ มาตรฐาน DICOM ช่วยให้สามารถแลกเปลี่ยนข้อมูลภาพระหว่างเครื่องมือและระบบจากบริษัทต่าง ๆ ได้อย่างราบรื่น รวมทั้งช่วยให้แพทย์และผู้เชี่ยวชาญสามารถดูและวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ไฟล์ DICOM ถูกจัดเก็บในรูปแบบของแท็ก (tags) ที่ระบุชนิดของข้อมูลและค่าของข้อมูลนั้น ๆ เช่น

- ข้อมูลภาพ ระบุชนิดภาพทางการแพทย์ เช่น X-ray, ultrasound, MRI และ CT
- ข้อมูลผู้ป่วย เก็บข้อมูลเกี่ยวกับผู้ป่วย เช่น ชื่อผู้ป่วย หมายเลขประจำตัวผู้ป่วย วันเดือนปีเกิด และเพศ
- ข้อมูลอุปกรณ์ ระบุข้อมูลเกี่ยวกับเครื่องมือที่ใช้ในการถ่ายภาพ เช่น รุ่นของเครื่อง ผู้ผลิต ค่าพารามิเตอร์การถ่ายภาพ
- ข้อมูลโปรโตคอล ระบุข้อมูลเกี่ยวกับวิธีการถ่ายภาพ
- ข้อมูลอื่น ๆ สามารถเก็บข้อมูลเพิ่มเติมได้ตามที่จำเป็น เช่น ข้อมูลการวินิจฉัย คำสั่งของแพทย์ และข้อมูลการประมวลผลภาพ

ไฟล์ DICOM สามารถถูกอ่านและประมวลผลโดยซอฟต์แวร์ที่รองรับมาตรฐาน DICOM มีทั้งที่เป็นฟรีแวร์และโปรแกรมที่มีลิขสิทธิ์ เช่น RadiAnt DICOM Viewer, Sante DICOM Viewer Lite, OsiriX DICOM Viewer และ MicroDicom รูปที่ 8.4 แสดงโปรแกรม MicroDicom ในการแสดงภาพซีทีสแกนสมองจากภาพ DICOM ที่ผ่านกระบวนการปกปิดข้อมูลส่วนบุคคล (anonymized)

ตารางที่ 8.1 รูปแบบไฟล์ภาพทางการแพทย์

| รูปแบบของไฟล์ (format) | ส่วนหัวของไฟล์ (header) | นามสกุลของไฟล์ (extension) | ชนิดของข้อมูล (data types) |
|------------------------|--|----------------------------|--|
| Analyze | รูปแบบไบนารีความยาวคงที่ 348 ไบต์ | .img และ .hdr | จำนวนเต็มไม่มีเครื่องหมาย 8 บิต, จำนวนเต็มมีเครื่องหมาย 16, 32 บิต, จำนวนทศนิยม 32, 64 บิต, จำนวนเชิงซ้อน 64 บิต |
| NIFTI | รูปแบบไบนารีความยาวคงที่ 352 ไบต์ ในกรณีของข้อมูลที่เก็บเป็น .img และ .hdr จะมีขนาด 348 ไบต์ | .nii | จำนวนเต็มมีและไม่มีเครื่องหมาย 32 ถึง 128 บิต, จำนวนเชิงซ้อน 64 ถึง 256 บิต |
| Minc | รูปแบบไบนารีที่สามารถขยายขนาดได้ | .mnc | จำนวนเต็มมีและไม่มีเครื่องหมาย 8 ถึง 32 บิต, จำนวนทศนิยม 32 และ 64 บิต, จำนวนเชิงซ้อน 32 และ 64 บิต |
| DICOM | รูปแบบไบนารีความยาวที่ไม่คงที่ | .dcm | จำนวนเต็มมีและไม่มีเครื่องหมาย 8 ถึง 16 บิต, 32 บิต ใช้สำหรับปริมาณรังสีรักษาโรคมะเร็ง, ไม่รับรองจำนวนทศนิยม |



รูปที่ 8.4 โปรแกรม MicroDicom แสดงภาพซีทีสแกนสมองที่บันทึกไฟล์ในรูปแบบไฟล์ DICOM

8.4 ไฟล์ภาพกราฟิก

ในการประมวลผลภาพทางการแพทย์ เราอาจจะแปลงไฟล์ภาพทางการแพทย์ไปเป็นไฟล์ภาพกราฟิก เพื่อสะดวกในการประมวลผลภาพ ไฟล์ภาพกราฟิกมีหลายประเภท แต่ละประเภทมีความแตกต่างกันตามความละเอียด ความคมชัด และขนาดไฟล์ภาพ เป็นต้น ประเภทของไฟล์ภาพกราฟิกที่นิยมใช้โดยทั่วไป ได้แก่ JPEG หรือ JPG (join photographic export group), GIF (graphic interchange format), PNG (portable network graphics), BMP (bitmap) และ TIF (tagged image file) การบันทึกไฟล์ด้วยภาพกราฟิกเหล่านี้ ช่วยประหยัดพื้นที่ในการจัดเก็บ และประหยัดเวลาในการประมวลผลในภายหลัง เราสามารถแบ่งประเภทไฟล์ออกเป็น 2 ประเภทตามการบีบอัด (compression) คือการบีบอัดแบบไม่สูญเสียข้อมูล (lossless compression) เป็นการบีบอัดที่ทำให้ไฟล์มีขนาดเล็กลง แต่ยังสามารถรักษารายละเอียดข้อมูลภาพได้ และการบีบอัดภาพแบบสูญเสียข้อมูล (lossy compression) สามารถบีบอัดไฟล์ภาพให้มีขนาดเล็กลงมาก แต่อาจเสียความละเอียดและความคมชัดของภาพ ดังนั้นการเลือกใช้ชนิดไฟล์การบีบอัดภาพ ขึ้นอยู่กับความต้องการความละเอียดของภาพและพื้นที่ในการจัดเก็บว่ามีมากน้อยเท่าไร

8.5 ระบบการจัดเก็บและรับส่งข้อมูลภาพทางการแพทย์

ระบบการจัดเก็บและรับส่งข้อมูลภาพทางการแพทย์ (Picture Archiving and Communication System: PACS) คือระบบที่ใช้ในการจัดเก็บข้อมูลภาพทางการแพทย์ เช่น ภาพซีที ภาพอัลตราซาวด์ ภาพเอ็มอาร์ไอ และภาพการวินิจฉัยทางพยาธิวิทยา (pathological images) รวมทั้งมีการรับส่งข้อมูลภาพในรูปแบบดิจิทัล ผ่านทางระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ รูปแบบไฟล์ภาพทางการแพทย์ DICOM ใช้เป็นมาตรฐานในการรับส่งข้อมูลภาพดังที่

ได้กล่าวมาแล้ว ส่วนประกอบหลักของ PACS จึงประกอบด้วย คอมพิวเตอร์ที่มีเครื่องมือแสดงภาพ อุปกรณ์จัดเก็บข้อมูล อุปกรณ์สื่อสารเครือข่ายอินเทอร์เน็ต รวมทั้งโปรแกรมในการจัดการข้อมูลภาพทางการแพทย์และระบบฐานข้อมูล การใช้งานระบบ PACS นี้มีประโยชน์หลายด้านทั้งในด้านการรักษาพยาบาล ความปลอดภัยของผู้ป่วยและสิ่งแวดล้อม รวมทั้งความประหยัดในการใช้ทรัพยากรต่าง ๆ เช่น

- เพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจรักษา โดยแพทย์สามารถเรียกดูข้อมูลในระบบได้ตลอด ลดเวลาในการค้นหาข้อมูล ทำให้แพทย์สามารถวินิจฉัยการเปลี่ยนแปลงของโรค และวางแผนในการรักษาได้ต่อเนื่อง
- ลดความเสี่ยงจากการได้รับรังสีของผู้ป่วยและบุคลากรทางการแพทย์ จากการฉายรังสีซ้ำ ซึ่งเกิดจากการตั้งค่าเทคนิคที่ไม่เหมาะสมกับสถานะของผู้ป่วย
- ประหยัดทรัพยากรและรักษาสิ่งแวดล้อม จากการถ่ายฟิล์มเอกซเรย์ซ้ำ เพราะสามารถปรับค่าความสว่าง ความคมชัดของภาพเพื่อลดการล้างฟิล์ม รวมทั้งลดการใช้กระดาษในการรายงานผลทางการแพทย์
- ลดพื้นที่ในการจัดเก็บฟิล์มเอกซเรย์ และลดการสูญหายของฟิล์มเอกซเรย์ในระบบเก่าที่เกิดขึ้นได้

8.6 พื้นฐานการประมวลผลภาพเบื้องต้น

การประมวลผลภาพ (image processing) มีบทบาทในชีวิตประจำวันมากมายทั้งในงานด้านการแพทย์ งานวิจัย และอุตสาหกรรม เช่น การประมวลผลภาพถ่ายร่างกายเพื่อระบุตำแหน่ง ขนาดและชนิดของโรค การประมวลผลภาพถ่ายเพื่อพยากรณ์สภาพอากาศ การประมวลผลภาพถ่ายเพื่อสำรวจทรัพยากรของประเทศ เป็นต้น ดังนั้นจะพบว่าการพัฒนาเทคโนโลยีทางการประมวลผลภาพมีบทบาทสำคัญในการใช้เป็นเครื่องมือในการวินิจฉัยโรค วางแผนในการรักษา สร้างนวัตกรรมเพื่อช่วยลดต้นทุนการผลิต และเพิ่มผลผลิตในอุตสาหกรรม รวมทั้งนวัตกรรมเพื่ออำนวยความสะดวกในชีวิตประจำวัน ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีการประมวลผลภาพเบื้องต้น เพื่อเป็นแนวทางให้ผู้เข้าเข้าใจถึงองค์ประกอบของข้อมูลภาพ และการประมวลผลภาพเบื้องต้น

ภาพทางการแพทย์ที่นำมาประมวลผลภาพคือภาพดิจิทัล ที่มีทั้งแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ เราสามารถเก็บข้อมูลภาพดิจิทัลในรูปแบบของอาร์เรย์ เราใช้อาร์เรย์สองมิติสำหรับภาพดิจิทัลที่มีขนาด 2 มิติ และอาร์เรย์สามมิติสำหรับภาพที่มีขนาด 3 มิติ ในกรณีของภาพสี สามารถแบ่งอาร์เรย์เป็นชั้นสี ซึ่งแต่ละชั้นแสดงสีแต่ละสีได้ ภาพดิจิทัล 2 มิติบันทึกค่าความเข้มสีในแต่ละพิกเซล (picture element: pixel) ส่วนภาพดิจิทัล 3 มิติ บันทึกค่าความเข้มสีในโวเซล (volumetric pixel: voxel) ซึ่งเป็นสมาชิกที่เล็กที่สุดในภาพ การประมวลผลที่เกี่ยวข้องกับภาพดิจิทัลในโดเมนเชิงพื้นที่ (spatial domain) เป็นการดำเนินการทางคณิตศาสตร์ที่เราทำกับค่าข้อมูลในพื้นที่ภาพโดยตรง ซึ่งอาจประกอบด้วยการปรับเปลี่ยนค่าข้อมูลในพิกเซลหรือโวเซลต่าง ๆ ในภาพ การประมวลผลในโดเมนเชิงพื้นที่ช่วยให้เราสามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพ เช่น การเพิ่มความคมชัด การลดทอนสิ่งรบกวน หรือการปรับแต่งสี ใน MATLAB ข้อมูลภาพถูกเก็บในเมทริกซ์ขนาด m แถว (row) n หลัก (column) โดยดัชนีพิกัดเริ่มต้นจาก (1,1) ดังแสดงในรูปที่ 8.5 สมาชิกในภาพที่อยู่ในเมทริกซ์แทนระดับความเข้มสีของแต่ละพิกเซลของภาพ ซึ่งมีค่าความเข้มสีขึ้นอยู่กับชนิดข้อมูล (data type) ของภาพที่กำหนด เช่น unit8 เป็นชนิดข้อมูลที่นิยมใช้

สำหรับภาพสี 8 บิต โดยค่าความเข้มสีอยู่ในช่วง 0 (สีดำ) ถึง 255 (สีขาว) และ double เป็นชนิดข้อมูลที่เก็บค่าความเข้มสีในรูปแบบจำนวนทศนิยมได้

| | | | | |
|----------|----------|----------|----------|----------|
| $f(1,1)$ | $f(1,2)$ | $f(1,3)$ | ... | $f(1,n)$ |
| $f(2,1)$ | $f(2,2)$ | $f(2,3)$ | ... | $f(2,n)$ |
| $f(3,1)$ | $f(3,2)$ | $f(3,3)$ | ... | $f(3,n)$ |
| \vdots | \vdots | \vdots | \ddots | \vdots |
| $f(m,1)$ | $f(m,2)$ | $f(m,3)$ | ... | $f(m,n)$ |

รูปที่ 8.5 ดัชนีในระบบเชิงพื้นที่ของภาพดิจิทัลที่อยู่ในรูปเมทริกซ์บนโปรแกรม MATLAB

8.6.1 พื้นฐานการประมวลผลภาพโดยใช้ MATLAB Image Processing Toolbox

โปรแกรม MATLAB มีกล่องเครื่องมือเพื่อประมวลผลภาพที่เรียกว่า “Image Processing Toolbox” ซึ่งมีฟังก์ชันตั้งแต่ระดับพื้นฐานจนถึงระดับสูง ที่ช่วยให้การประมวลผลภาพมีความถูกต้อง และมีความสะดวกในการใช้งาน ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการประมวลผลภาพด้วยคำสั่งของโปรแกรม MATLAB ซึ่งเราสามารถประยุกต์ใช้คำสั่งเพื่อออกแบบหรือพัฒนากระบวนการการแก้ไขโจทย์ต่าง ๆ ได้ทั้งการปรับพารามิเตอร์ของอินพุตของฟังก์ชันจนถึงการสร้างฟังก์ชันที่ซับซ้อน การประมวลผลภาพด้วยโปรแกรม MATLAB สามารถรองรับไฟล์ภาพได้หลายชนิด เช่น BMP, JPG, TIF, GIF รวมทั้งสามารถอ่านไฟล์ภาพ DICOM ได้ เนื้อหาต่อไปนี้เป็นชุดคำสั่งเพื่อประมวลผลภาพเบื้องต้น เรามาเริ่มจากการเรียนรู้ฟังก์ชันพื้นฐานในการประมวลผลภาพ ดังแสดงในตารางที่ 8.2

ตารางที่ 8.2 ฟังก์ชันพื้นฐานสำหรับการใช้ในการประมวลผลภาพ

| คำสั่ง | ตัวอย่างการใช้ | ความหมาย |
|----------|-----------------------------|--|
| imread | im = imread('cell.jpg'); | คำสั่งโหลดไฟล์ภาพสู่ตัวแปรที่ต้องการ |
| imwrite | imwrite(im, 'newCell.jpg'); | คำสั่งเขียนภาพลงในไฟล์กราฟิก |
| double | im2 = 255 - double(im); | คำสั่งเปลี่ยนค่าตัวแปรเพื่อใช้คำนวณ |
| size | [a, b] = size(im); | คำสั่งสำหรับบอกขนาดของภาพ |
| uint8 | imshow(uint8(im)); | คำสั่งเปลี่ยนค่าตัวแปรเพื่อแสดงผล |
| imhist | imhists(im); | คำสั่งแสดงกราฟฮิสโทแกรมของภาพ |
| imadjust | imadjust(im); | ปรับความเข้มสีของภาพ |
| imfinfo | imfinfo(im) | แสดงข้อมูลไฟล์กราฟิก |
| imshow | imshow(im); | คำสั่งแสดงภาพที่ต้องการ |
| imagesc | imagesc(im); | แสดงภาพที่ต้องการ โดยระดับความเข้มสีที่น้อยที่สุดคือขาวและมากที่สุดคือดำ |
| rgb2gray | gray = rgb2gray(im); | เปลี่ยนภาพสีให้เป็นภาพระดับเทา |
| im2bw | BW = im2bw(im, Level); | เปลี่ยนภาพสีให้เป็นภาพขาวดำ |

| คำสั่ง | ตัวอย่างการใช้ | ความหมาย |
|--------------|--------------------------------|--|
| imabsdiff | $z = \text{imabsdiff}(x, y);$ | ลบภาพ y ออกจากภาพ x |
| imcomplement | $z = \text{imcomplement}(x)$ | ค่าคอมพลีเมนต์ (complement) ของภาพ x |
| imadd | $z = \text{imadd}(x, y);$ | บวกค่าของภาพหรือค่าคงที่ y เข้าภาพ x |
| imsubtract | $z = \text{imsubtract}(x, y);$ | ลบค่าของภาพหรือค่าคงที่ y จากภาพ x |
| imdivide | $z = \text{imdivide}(x, y)$ | หารค่าของภาพ x ด้วยภาพหรือค่าคงที่ y |
| immultiply | $z = \text{immultiply}(x, y)$ | คูณค่าของภาพ x ด้วยภาพหรือค่าคงที่ y |

8.6.2 การเปลี่ยนภาพสีเป็นภาพสองระดับ (Color to Binary Image Conversion)

กระบวนการแปลงภาพสีให้เป็นภาพสองระดับประกอบด้วยสองขั้นตอนหลัก ขั้นตอนแรกคือการแปลงภาพสีให้เป็นภาพระดับเทา จากนั้นจึงแปลงภาพระดับเทาให้เป็นภาพสองระดับ โดยการใช้เทคนิคการกำหนดค่าขีดแบ่งเพื่อแบ่งระดับของพิกเซลตามค่าเกณฑ์ที่กำหนด ขั้นตอนนี้สามารถเขียนในรูปของสมการที่ (8.1)

$$f_b(x, y) = \begin{cases} 2^n & \text{if } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{if } f(x, y) < T \end{cases} \quad (8.1)$$

โดยที่ T คือค่าขีดแบ่ง ถ้าสมาชิกในเมทริกซ์ $f(x, y)$ มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับค่าขีดแบ่ง ค่าสมาชิกจะถูกปรับค่าให้เป็นค่าสูงสุด (สีขาว) และถ้าสมาชิกในเมทริกซ์ $f(x, y)$ มีค่าต่ำกว่าค่าขีดแบ่ง ค่าสมาชิกนั้นก็จะถูกปรับให้เป็นศูนย์ (สีดำ) ตัวอย่างที่ 8.1.1 (การใช้ลูป) และตัวอย่างที่ 8.1.2 (ปรับปรุงโค้ด) แสดงโปรแกรมเพื่อแปลงภาพสีให้เป็นภาพสองระดับด้วยค่าตัดสินใจเท่ากับ 190 โดยผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 8.6

ตัวอย่างที่ 8.1.1 การเขียนโปรแกรมเพื่อแปลงภาพสีเป็นภาพสองระดับโดยใช้ลูป

```

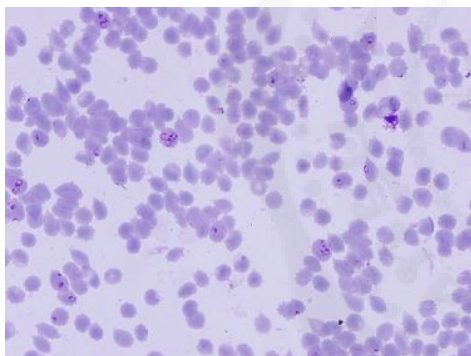
1 rawimg = imread('cell.jpg'); % Load raw image
2 img = double(rawimg); % Convert class uint8 to double
3 grayimg = rgb2gray(rawimg);
4 [M, N] = size(grayimg); % Find dimension of image
5 bimg = zeros(M,N); % Binary image initialized by zero matrix
6 thr = 190; % Threshold value
7 for i = 1:M
8     for j = 1:N
9         if img(i,j) >= thr % Thresholding
10            bimg(i,j) = 255; % Define white color as 255
11        end
12    end
13 end
14 subplot(2,2,1); imshow(uint8(rawimg)); title('Original image');
15 subplot(2,2,2); imshow(uint8(grayimg)); title('Gray image');
16 subplot(2,2,3); imshow(uint8(bimg)); title('Binary image');
17
18 % Use imbinarize function to convert grayscale to binary image
19 BW = imbinarize(grayimg);
20 subplot(2,2,4); imshow(BW);
21 title('Binary image using imbinarize function');

```

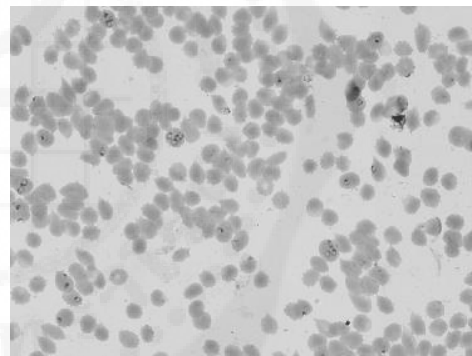

ตัวอย่างที่ 8.1.2 การเขียนโปรแกรมเพื่อแปลงภาพสีเป็นภาพสองระดับ (ปรับปรุงโค้ด)

```
1 % Clear memory, screen, and close all figures
2 clear; clc; close all;
3 rawimg = imread('cell.jpg'); % Load raw image
4 grayimg = rgb2gray(rawimg); % Convert to grayscale
5
6 % Use built-in function for thresholding
7 thr = 190 / 255; % Normalize threshold for imbinarize
8 bimg = grayimg >= thr * 255; % Binary image
9
10 % Display color, grayscale and binary images
11 figure,
12 subplot(2,2,1); imshow(rawimg);
13 title('Original image');
14 subplot(2,2,2); imshow(grayimg);
15 title('Gray image');
16 subplot(2,2,3); imshow(bimg);
17 title('Binary image (Manual)');
18 subplot(2,2,4); imshow(imbinarize(grayimg, thr));
19 title('Binary image using imbinarize function');
```

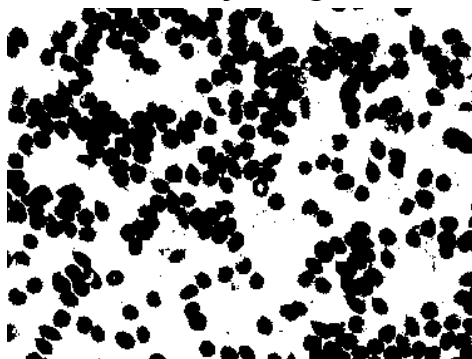
Original image



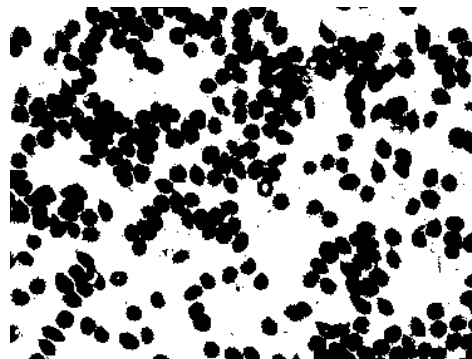
Gray image



Binary image



Binary image using imbinarize function



รูปที่ 8.6 การเปลี่ยนภาพสีเป็นภาพสองระดับของภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง

8.6.3 การทำระดับความเข้มตรงข้าม (Invert Intensity)

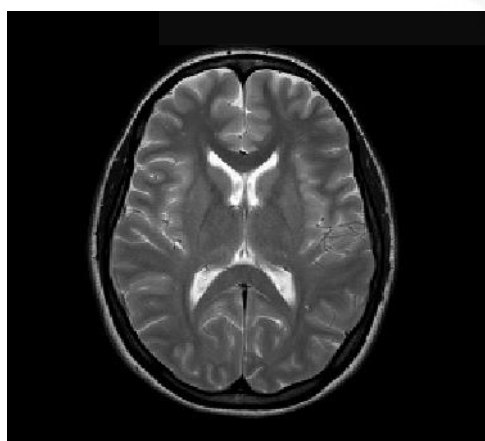
การปรับค่าความเข้มตรงข้าม (invert intensity) คือ การปรับเปลี่ยนค่าความเข้มสีเป็นค่าตรงข้าม เช่น การปรับค่าความเข้มสีตรงข้ามของสีขาวเป็นสีดำ โดยทั่วไป การปรับค่าความเข้มตรงข้ามนี้ทำโดยการลบค่าความเข้มของพิกเซลออกจากค่าสูงสุดที่เป็นไปได้สำหรับชนิดข้อมูลของภาพ เราสามารถนิยามการปรับค่าความเข้มตรงข้ามได้ด้วยสมการที่ (8.2) ตัวอย่างที่ 8.2 แสดงโปรแกรมเพื่อทำระดับความเข้มตรงข้ามจากภาพต้นฉบับ และผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 8.7

$$f_n(x, y) = (L - 1) - f(x, y) \quad (8.2)$$

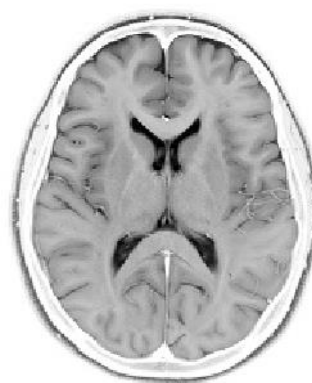
โดยที่ $L - 1$ คือค่าความเข้มสูงสุด $f(x, y)$ คือค่าความเข้มสีต้นฉบับ และ $f_n(x, y)$ คือค่าความเข้มสีตรงข้าม

ตัวอย่างที่ 8.2 การเขียนโปรแกรมเพื่อทำระดับความเข้มตรงข้าม

```
1 % Clear memory, screen, and close all figures
2 clear; clc; close all;
3 rawimg = imread('brain.jpg'); % Load raw image
4 img = double(rawimg); % Convert class uint8 to double array
5 img = rawimg(:,:,1);
6 L = 256; % Maximum value of 8-bit image or 2^8
7 [M,N] = size(img);
8 for i = 1:M
9     for j = 1:N
10        negimg(i,j) = L - 1 - img(i,j); % Image negatives
11    end
12 end
13
14 % Display original and negative images
15 subplot(1,2,1); imshow(rawimg);
16 xlabel('Original Image');
17 subplot(1,2,2); imshow(uint8(negimg));
18 xlabel('Negative Image');
```



Original Image



Negative Image

รูปที่ 8.7 การทำระดับความเข้มตรงข้ามของภาพสแกนสมองจากเครื่อง MRI

8.6.4 การบิดเบือนของภาพ (Image Distortion)

การบิดเบือนของภาพ (image distortion) โดยปกติจะเกิดจากสัญญาณรบกวนขณะรับภาพผ่านอุปกรณ์หรือเกิดจากสภาพแวดล้อมของวัตถุที่รับภาพเอง โดยสามารถนิยามได้ด้วยสมการที่ (8.3)

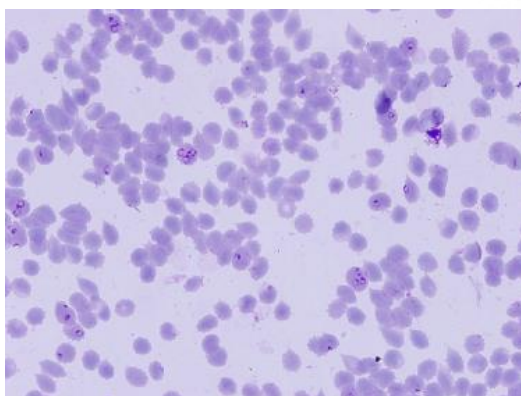
$$f_d(x, y) = f(x, y) + \alpha n(x, y) \quad (8.3)$$

โดยที่ $n(x, y)$ คือ ฟังก์ชันผลิตสัญญาณรบกวน และ α คือค่าระดับของสัญญาณรบกวน

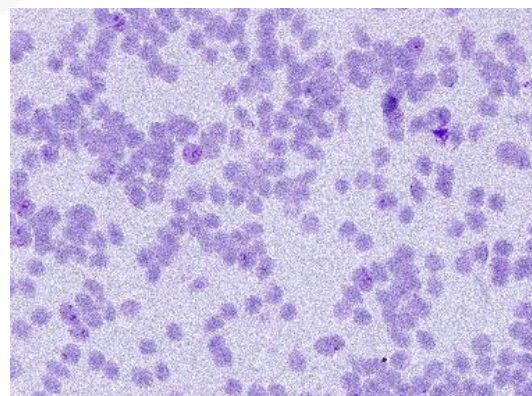
ตัวอย่างที่ 8.3 แสดงโปรแกรมเพื่อบิดเบือนภาพด้วยสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนที่ระดับของสัญญาณเท่ากับ 20 หน่วย โดยผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 8.8

ตัวอย่างที่ 8.3 การเขียนโปรแกรมเพื่อบิดเบือนภาพ

```
1 clear; % clear memory
2 clc; % clear screen
3 close all % close all figures
4 rawimg = imread('cell.jpg'); % load raw image
5 img = double(rawimg); % convert class uint8 array to double
6 [M,N,L] = size(img);
7
8 % Additive noise
9 ns = randn(M,N); % GWN generator
10 a = 20; % variable factor
11 nsimg = img + a*ns; % noisy image
12
13 % Show output results
14 figure,
15 subplot(1,2,1);
16 imshow(rawimg);
17 xlabel('Original image');
18 subplot(1,2,2);
19 imshow(uint8(nsimg));
20 xlabel('Noisy image');
```



Original image



Noisy image

รูปที่ 8.8 การบิดเบือนของภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง

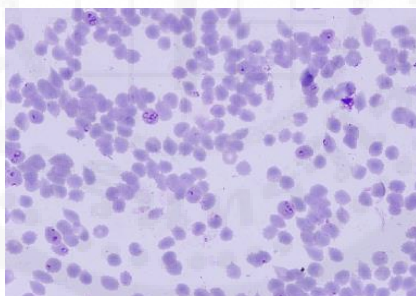
8.6.5 ฮิสโทแกรมของภาพ (Histogram of Image)

ฮิสโทแกรมของภาพ (histogram of image) เป็นวิธีการหาความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับค่าความเข้มสีของภาพ ฮิสโทแกรมจะแสดงจำนวนค่าพิกเซลในภาพเปรียบเทียบกับความถี่ที่เกิดขึ้น กราฟฮิสโทแกรมในตัวอย่างที่ 8.4 แสดงกราฟฮิสโทแกรมที่มีความเข้มของภาพขนาด 8 บิต มีค่าสีที่เป็นไปได้ทั้งหมด 256 ค่า ตั้งแต่ค่า 0 จนถึง 255 ค่าความถี่ในแต่ละความเข้มสีไม่สามารถใช้ระบุตำแหน่งของพิกเซลในภาพหรือโดเมนเชิงพื้นที่ได้ แต่ค่าความถี่ในกราฟฮิสโทแกรมจะบอกถึงการกระจายระดับความเข้มสีของภาพนั้น ๆ

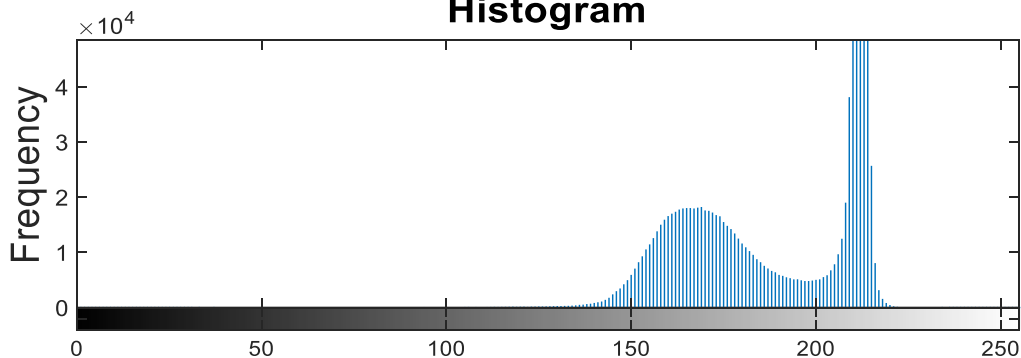
ตัวอย่างที่ 8.4 การเขียนโปรแกรมเพื่อแสดงกราฟฮิสโทแกรมของภาพ

```
1 clear; % Clear memory
2 clc; % Clear screen
3 close all % Close all figures
4 rawimg = imread('cell.jpg'); % Load raw image and
5 img = rgb2gray(rawimg); % Convert color to grayscale image
6
7 % Display images
8 subplot(2,1,1); imshow(rawimg) % original image
9 title('Original image')
10 subplot(2,1,2); imhist(img) % histogram
11 title('Histogram')
12 ylabel('Frequency')
```

Original image



Histogram



รูปที่ 8.9 ฮิสโทแกรมของภาพของภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง

8.6.6 การปรับค่าความเข้มสี (Shading Correction)

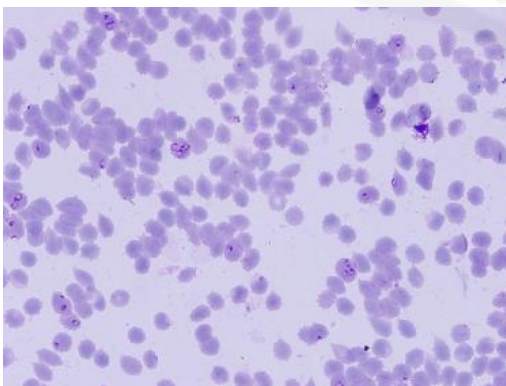
การปรับค่าความเข้ม (shading correction) เป็นวิธีการหนึ่งเพื่อปรับค่าบรรทัดฐานของภาพ (image normalization) ให้อยู่ในช่วงของความเข้มที่กำหนด ก่อนนำภาพไปประมวลผลในขั้นต่อไป วิธีการนี้สามารถช่วยลดทอนข้อมูลหรือเน้นข้อมูลบางชนิดให้เด่นชัดขึ้น เราสามารถคำนวณการปรับค่าความเข้มสีจากค่าสูงสุดและต่ำสุดของภาพ ให้อยู่ในช่วงระดับความเข้มสี n ที่ต้องการได้ตามสมการที่ (8.4)

$$f_s(x, y) = \frac{(2^n - 1)(f(x, y) - \min \{f(x, y)\})}{\max \{f_m(x, y)\}} \quad (8.4)$$

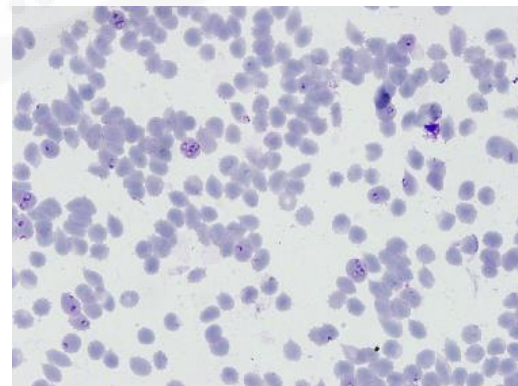
โดยที่ $\min \{f(x, y)\}$ คือ ค่าความเข้มต่ำสุดของภาพ f_m คือ ภาพที่ผ่านการปรับค่าความเข้มโดยให้ค่าต่ำสุดเป็นศูนย์ $\max \{f_m(x, y)\}$ คือ ค่าความเข้มสูงสุดของภาพ f_m และ $f_s(x, y)$ คือ ฟังก์ชันที่ปรับค่าความเข้มสีแล้ว

ตัวอย่างที่ 8.5 การปรับความค่าความเข้มสี

```
1 % Clear memory, screen, and close all figures
2 clear; clc; close all;
3 rawimg = imread('cell.jpg'); % Load raw image
4 img = double(rawimg); % Convert class uint8 to double array
5
6 % Shading correction
7 fm = img - min(min(img));
8 K = 255; % 8-bit image
9 fs = K*(fm./max(max(fm)));
10
11 % Display original and shading correction image
12 subplot(1,2,1); imshow(rawimg);
13 xlabel('Original image');
14 subplot(1,2,2); imshow(uint8(fs));
15 xlabel('Shading correction');
```



Original image



Shading correction

รูปที่ 8.10 การปรับค่าความเข้มสีเซลล์เม็ดเลือดแดง

คำถามท้ายบท

1. อธิบายความแตกต่างระหว่างภาพแอนะล็อกและภาพดิจิทัล
2. ระบบสีของภาพว่ามีกี่ประเภท อะไรบ้าง อธิบายพร้อมแสดงภาพประกอบ
3. อธิบายความแตกต่างของภาพสีเทาขนาด 8 บิต และ 16 บิต
4. นำไฟล์ภาพสีที่สนใจจำนวน 1 ภาพมาประมวลผลด้วยคำสั่ง M-File เพื่อแปลงภาพสีให้เป็น ภาพระดับเทา และแปลงให้เป็นภาพสองระดับ ให้แสดงผลลัพธ์ที่ได้พร้อมอภิปรายผล
5. ยกตัวอย่างประโยชน์การใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ ในทางการแพทย์มา 1 ตัวอย่าง

เอกสารอ้างอิง

1. Bankman, I. N. (2008). Handbook of Medical Image Processing and Analysis (2nd ed.), Elsevier.
2. Semmlow, J. L. (2004). Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB-Based Applications. Marcel Dekker.
3. Larobina, M., & Murino, L. (2014). Medical Image File Formats. Journal of Digital Imaging, 27(2), 200-206.
4. ศูนย์รังสีวินิจฉัย คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล ศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพรัตน. ระบบ PACS. สืบค้นเมื่อ 15 กันยายน 2564, จาก <https://med.mahidol.ac.th/sdmc/th/technology/PAC-th>

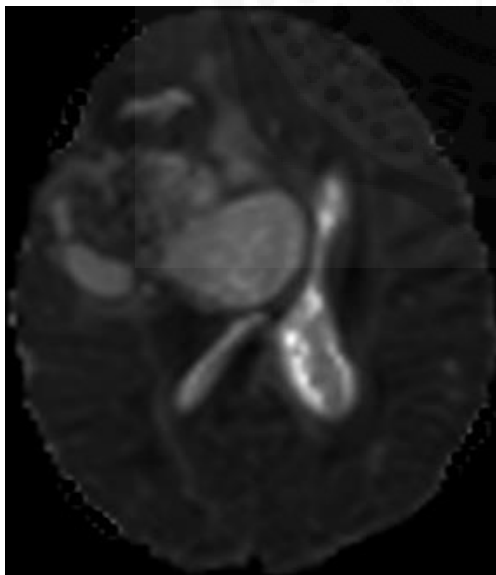
บทที่ 9

การปรับปรุงภาพ

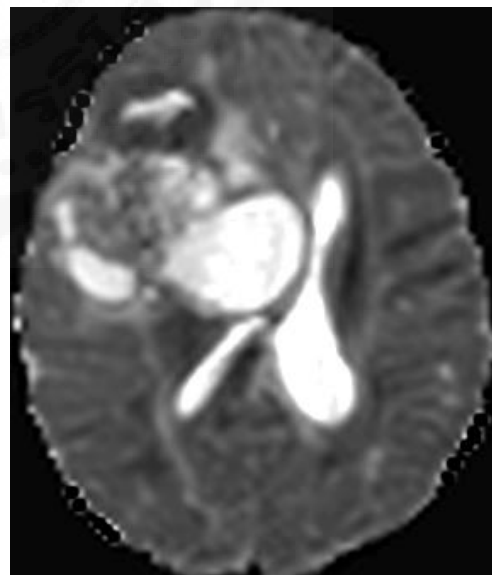
Image Enhancement

9.1 บทนำ

การบันทึกภาพทางการแพทย์อาจให้ภาพที่แสดงอวัยวะในบริเวณที่สนใจไม่ชัดเจน ซึ่งอาจเกิดจากความเข้มสีระหว่างอวัยวะมีความคล้ายคลึงกัน ทำให้ขอบภาพไม่คมชัด หรือผู้ป่วยมีการขยับขณะบันทึกภาพ หรือการตั้งค่าพารามิเตอร์ของอุปกรณ์ที่ไม่เหมาะสมในขณะที่สร้างภาพ การปรับปรุงภาพ (image enhancement) เป็นวิธีการประมวลผลภาพเพื่อทำให้ภาพแสดงวัตถุที่สนใจได้ชัดเจนมากขึ้น เช่น รูปที่ 9.1 แสดงการปรับความต่างของความเข้มสีระหว่างเนื้ออกสมองและเนื้อสมองปกติโดยรอบ เพื่อให้เห็นขนาดและรอยโรคได้ชัดเจนมากขึ้น การปรับปรุงภาพเป็นการแปลง (transform) หรือ mapping จากภาพหนึ่งไปยังอีกภาพหนึ่ง เพื่อเน้นข้อมูลบางอย่างที่ต้องการในภาพให้เด่นชัดขึ้น โดยสามารถปรับพิสัยของโทนสี ปรับความต่างความเข้มสี และลดทอนข้อมูลที่ไม่ต้องการลง เทคนิคในการปรับปรุงภาพมีหลากหลายวิธี สามารถเลือกใช้ให้เหมาะสมกับภาพที่ต้องการปรับปรุง ในบทนี้เราจะมาศึกษา 2 วิธีหลักที่ใช้ในการปรับปรุงภาพ คือ การปรับปรุงเชิงพื้นที่ (spatial domain method) และการปรับปรุงเชิงความถี่ (frequency domain method)



ภาพต้นฉบับ



ภาพที่ได้ปรับปรุงความต่างของความเข้มสี

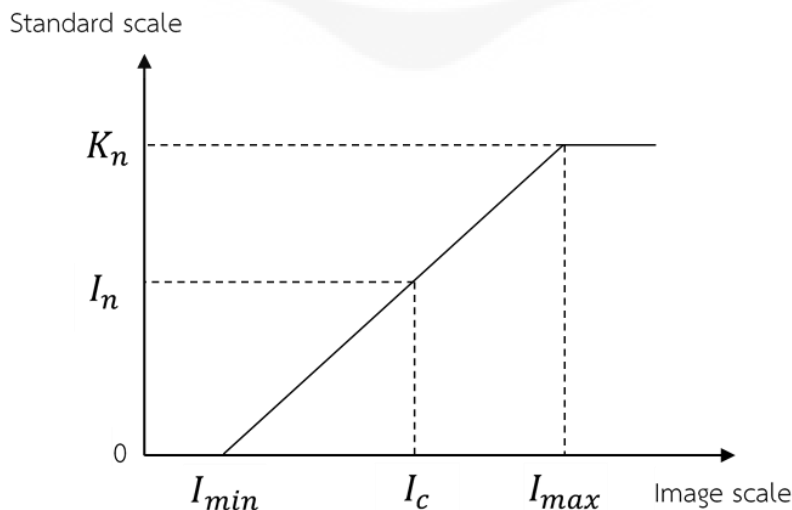
รูปที่ 9.1 การปรับปรุงภาพทางการแพทย์ช่วยให้มองเห็นพยาธิสภาพของสมองได้ชัดเจนขึ้น

9.2 การปรับเชิงพื้นที่ (Spatial Domain Methods)

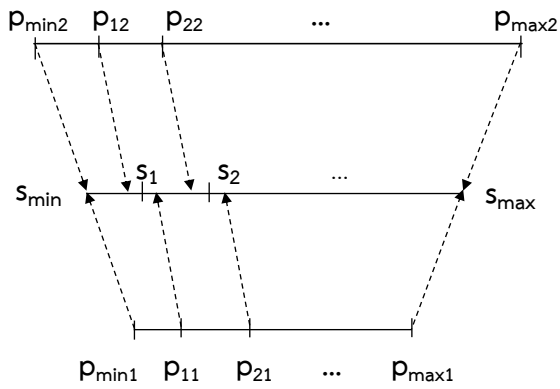
โดเมนเชิงพื้นที่ (spatial domain) หมายถึงตำแหน่งหรือขนาดของพิกเซลในภาพ พิกเซลที่ตั้งในแนวแกนตั้ง (y) และแกนนอน (x) ระบุตำแหน่งของพิกเซลในภาพ และค่าความสว่างหรือค่าพิกเซลของภาพที่ตำแหน่ง (x,y) แทนด้วยฟังก์ชัน $f(x,y)$ การปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่ เป็นกระบวนการปรับปรุงภาพระดับพิกเซล โดยพิจารณา ค่าของพิกเซลเพียงจุดเดียวหรือรวมถึงค่าของพิกเซลรอบข้าง วิธีนี้เป็นวิธีที่นิยมใช้วิธีหนึ่ง เพราะให้ผลลัพธ์ที่ดี และใช้เวลาในการประมวลผลไม่มากเมื่อเทียบกับการปรับเชิงความถี่ ในหัวข้อการปรับเชิงพื้นที่นี้จะอธิบายถึงการปรับปรุงภาพเชิงเส้นตรง และการปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้น

9.2.1 การปรับปรุงภาพเชิงเส้น (Linear Enhancement)

การปรับปรุงภาพเชิงเส้น (linear enhancement) เป็นเทคนิคพื้นฐานที่ใช้ในการปรับข้อมูลภาพเฉพาะส่วนที่เลือกโดยการใช้สมการเส้นตรงเพื่อปรับค่าพิสัย (range) ของข้อมูลให้ขยายหรือลดลงตามช่วงที่กำหนด เทคนิคการปรับปรุงภาพเชิงเส้นที่ใช้กันบ่อย เช่น การขยายความคมชัดเชิงเส้น (linear contrast stretching) (รูปที่ 9.2) และการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน (piecewise linear transform) (รูปที่ 9.3) การขยายความคมชัดเชิงเส้นเป็นเทคนิคที่ใช้ในการปรับปรุงความคมชัดของภาพโดยการขยายช่วงความเข้มของค่าพิกเซลในภาพให้กระจายตั้งแต่ค่าความเข้มสีขั้นต่ำสุดถึงค่าความเข้มสีขั้นสูงสุดที่เป็นไปได้ โดยมีการแปลงแบบเชิงเส้น ดังสมการที่ (9.1) ซึ่งทำให้ภาพมีความคมชัดมากขึ้นโดยทั่วไป ภาพที่มีความสว่างหรือความเข้มของภาพน้อยเกินไป หรือภาพที่มีการกระจายค่าความเข้มสีไม่ดี การขยายความคมชัดเชิงเส้นจะช่วยให้ภาพดูชัดเจนและมีความคมชัดมากขึ้นได้ โดยไม่เปลี่ยนแปลงโครงสร้างหรือรายละเอียดของภาพเอง ส่วนการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วนเป็นการปรับระดับความเข้มสีของข้อมูลภาพเป็นช่วง ๆ แต่ละช่วงมีขนาดพิสัยที่แตกต่างกัน โดยใช้การแปลงที่มีลักษณะเป็นเส้นตรงมากกว่าหนึ่ง ตลอดช่วงค่าความเข้มของภาพ เทคนิคนี้เหมาะสำหรับภาพที่มีความสว่างหรือความเข้มต่างกันอย่างชัดเจน เช่น การเพิ่มความคมชัดในบริเวณที่มีมืดมาก การแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วนเขียนได้ในรูปสมการที่ (9.2)

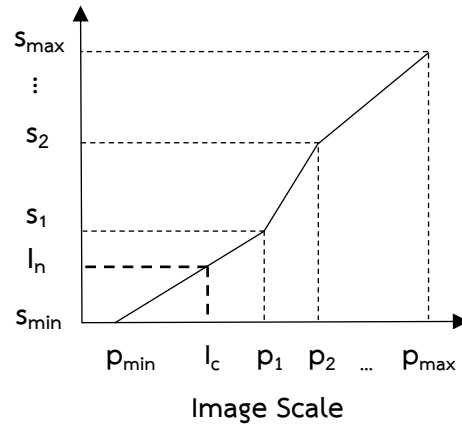


รูปที่ 9.2 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการขยายความคมชัดเชิงเส้น



(ก) training stage

Standard Scale



(ข) transformation stage

รูปที่ 9.3 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน

$$I_n = \begin{cases} \frac{K_n(I_c - I_{\min})}{I_{\max} - I_{\min}} & \text{when } I_{\min} < I_c < I_{\max} \\ K_n & \text{when } I_c > I_{\max} \\ 0 & \text{when } I_c < I_{\min} \end{cases} \quad (9.1)$$

$$I_n = s_n + \frac{s_{n+1} - s_n}{p_{n+1} - p_n} (I_c - p_n) \quad (9.2)$$

โดยที่ K_n คือค่าความเข้มสีที่มากที่สุด I_n คือความเข้มสีหลังจากปรับค่าแล้ว I_{\min} คือค่าความเข้มสีที่น้อยที่สุดที่กำหนด I_{\max} คือค่าความเข้มสีที่มากที่สุดที่กำหนด I_c คือค่าความเข้มสีที่กำลังพิจารณา p_n และ p_{n+1} คือค่าความเข้มสีที่เปอร์เซ็นต์ไทม์ระดับที่ n และ $n + 1$ ของภาพต้นฉบับ ถูกปรับให้มีค่าความเข้มสีใหม่ที่ระดับ s_n และ s_{n+1}

ตัวอย่างโปรแกรมเพื่อปรับปรุงภาพด้วยวิธีการขยายความคมชัดเชิงเส้น และการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน แสดงในตัวอย่างที่ 9.1 และ 9.2 ภาพผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 9.4 เราสามารถประยุกต์ใช้วิธีการปรับปรุงภาพเชิงเส้นด้วยวิธีการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วนเป็น 10 ส่วน (decile-based piecewise linear transform) ซึ่งปรับภาพเชิงเส้นเป็น 10 ระดับ ดังแสดงในรูปที่ 9.5 ซึ่งแสดงภาพเพื่อเปรียบเทียบภาพต้นฉบับ ภาพที่ผ่านการขยายความคมชัดเชิงเส้นแสดง และภาพที่ผ่านการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน

ตัวอย่างที่ 9.1 โปรแกรมเพื่อปรับปรุงภาพด้วยวิธีการขยายความคมชัดเชิงเส้น

```

1 % Read an image and convert to grayscale image
2 img = imread('brain.jpg');
3 img = im2gray(img);
4
5 % Calculate the 2nd and 98th percentiles
6 Imax = prctile(double(img), 98);
7 Imin = prctile(double(img), 2);
8
9 % Initialize the output image
10 imgN = uint8(255 * (double(img) - Imin) / (Imax - Imin));
11 imgN(img < Imin) = 0;

```



```

12 imgN(img > Imax) = 255;
13 % Display the original and processed images
14 subplot(1, 2, 1), imshow(img)
15 title('Original Image');
16 subplot(1, 2, 2), imshow(imgN)
17 title('Linear Contrast Stretching Image');

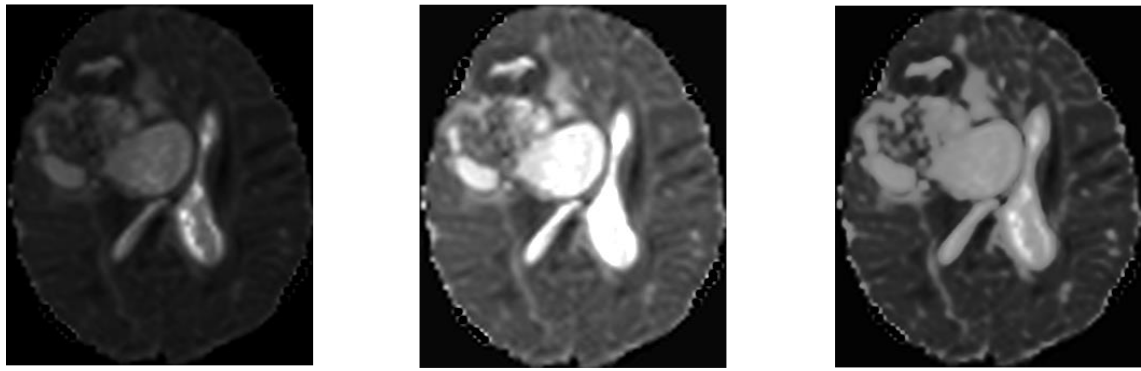
```

ตัวอย่างที่ 9.2 โปรแกรมเพื่อปรับปรุงภาพด้วยวิธีการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน

```

1 % Read an image and convert to grayscale image
2 img = imread('brain.jpg');
3 img = im2gray(img);
4
5 % Calculate the intensity levels at 2nd, 25th, 75th, and 98th
6 % percentiles of original image
7 p1 = prctile(double(img), 2);
8 p2 = prctile(double(img), 25);
9 p3 = prctile(double(img), 75);
10 p4 = prctile(double(img), 98);
11
12 % Set standard scales
13 s1 = 0; s2 = 64; s3 = 170; s4 = 255;
14
15 % Initialize the output image
16 imgN = zeros(size(img), 'uint8');
17
18 % Apply piecewise linear transform
19 % Pixels with intensity less than I1 are set to 0
20 imgN(img < p1) = s1;
21
22 % Pixels with intensity between I2 and I3 are scaled to the range
23 % [64, 128]
24 imgN(img >= p1 & img < p2) = s1 + (s2-s1) * (double(img(img >= p1 &
25 img < p2)) - p1) / (p2 - p1);
26
27 % Pixels with intensity between I3 and I4 are scaled to the range
28 % [170, 234]
29 imgN(img >= p2 & img < p3) = s2 + (s3-s2) * (double(img(img >= p2 &
30 img < p3)) - p2) / (p3 - p2);
31
32 imgN(img >= p3 & img < p4) = s3 + (s4-s3) * (double(img(img >= p3 &
33 img < p4)) - p3) / (p4 - p3);
34
35 % Pixels with intensity greater than or equal to I4 are set to 255
36 imgN(img >= p4) = s4;
37
38 % Display the original and processed images and their histograms
39 subplot(2, 2, 1), imshow(img);
40 title('Original Image');
41 subplot(2, 2, 2), imhist(img);
42 title('Histogram of the Original Image');
43 subplot(2, 2, 3), imshow(imgN);
44 title('After Applied Piecewise Linear Transform');
45 subplot(2, 2, 4), imhist(imgN);
46 title('Histogram of Image After Applied Piecewise Linear Transform');

```

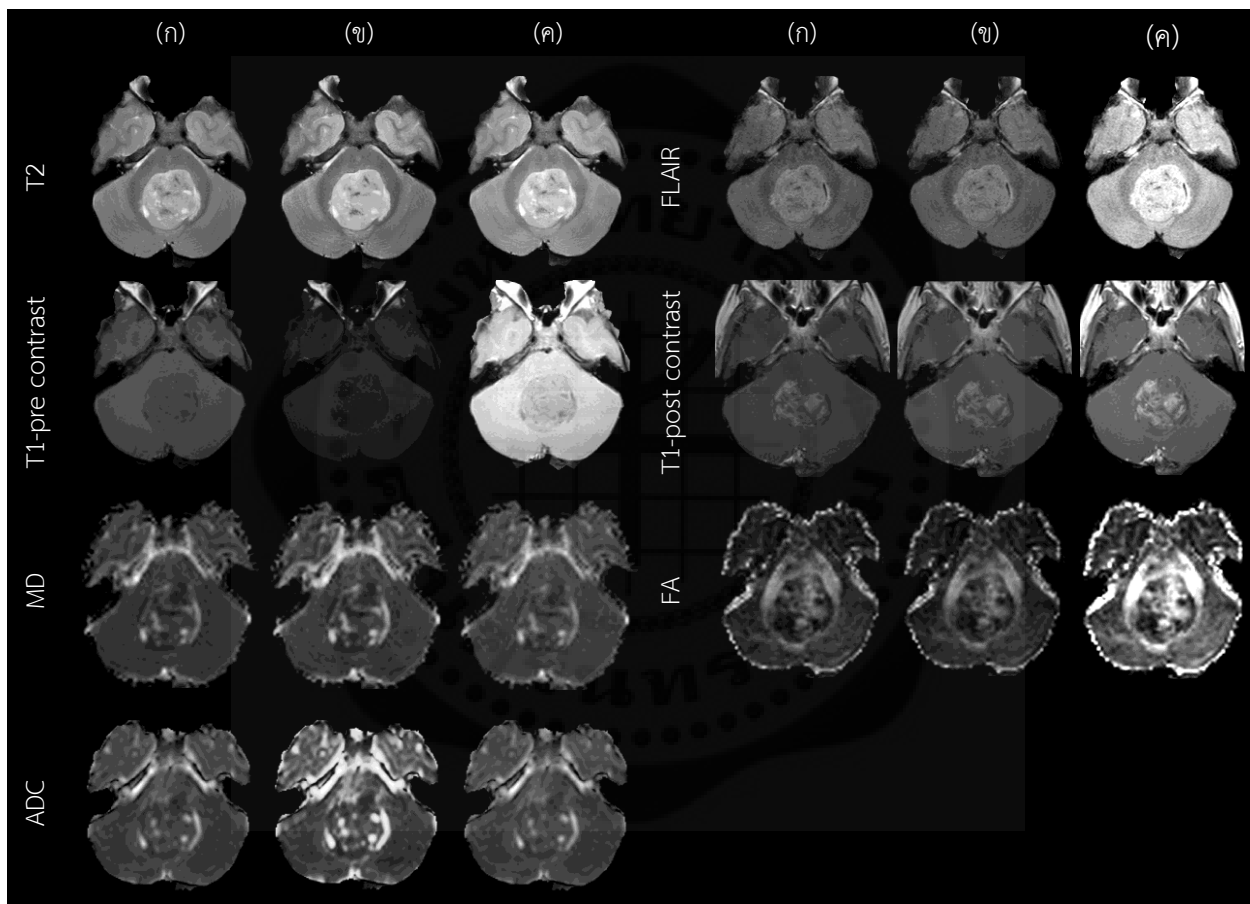



ภาพต้นฉบับ

การขยายความคมชัดเชิงเส้น

การแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน

รูปที่ 9.4 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการขยายความคมชัดเชิงเส้น และการแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน



รูปที่ 9.5 การปรับปรุงภาพ (ก) ภาพสแกนสมองต้นฉบับด้วยวิธี (ข) การขยายความคมชัดเชิงเส้น (ค) การแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วนเป็น 10 ส่วน

(ที่มา: Tantisatirapong, 2014, p. 159)

9.2.2 การปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้น (Nonlinear Contrast Transforms)

การปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้น (nonlinear contrast transforms) คือ กระบวนการที่ใช้การแปลงที่ไม่เป็นเส้นตรงเพื่อปรับความคมชัดและความเข้มของภาพโดยไม่เปลี่ยนแปลงรูปแบบของเส้นหรือรายละเอียดในภาพ วิธีการนี้มักจะใช้ในการปรับปรุงคุณภาพของภาพที่มีความสำคัญแตกต่างกันในระดับความเข้มของพิกเซล

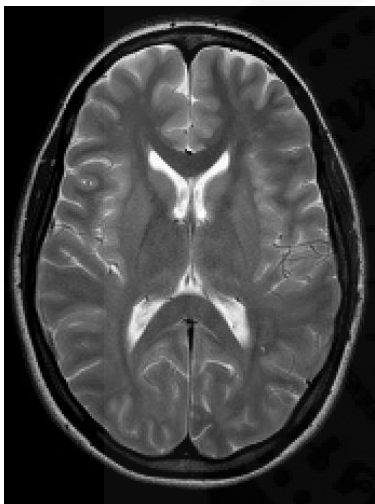
การปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้นสามารถใช้เทคนิคที่หลากหลาย เช่น ฮิสโทแกรมอีควอลไลเซชัน (histogram equalization) เพื่อเพิ่มความคมชัด การใช้ฟังก์ชันที่ไม่เชิงเส้นเพื่อปรับค่าความสว่างในภาพ เช่น การแปลงฟังก์ชันกำลัง (power-law transformation) การใช้ฟังก์ชันลอการิทึม (logarithmic transformation) เพื่อปรับปรุงความสมดุลของความเข้มของภาพ

ตัวอย่างที่ 9.3 ตัวอย่างโปรแกรมการปรับปรุงภาพด้วยวิธี Nonlinear Contrast Transforms

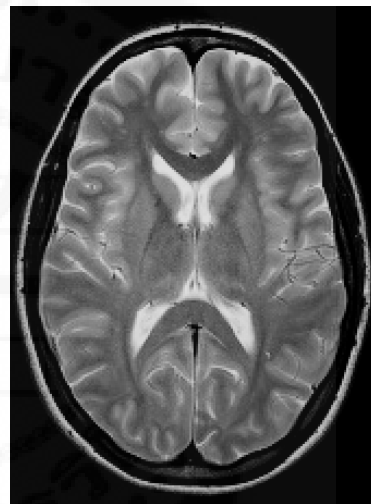
```

1 % Nonlinear Contrast Transforms
2 I = imread('organ.jpg'); % Read an image
3 I2 = im2double(I); % Convert data type
4 contrast = 1./(1+(0.4./(I2+eps)).^2); % Adjust contrast
5
6 % Plot original and adjusted contrast image
7 figure, imshow(I);
8 figure, imshow(contrast);

```



ภาพต้นฉบับ



การปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้น

รูปที่ 9.6 การปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้น

9.2.2.1 ฮิสโทแกรมอีควอลไลเซชัน (Histogram Equalization)

การปรับปรุงภาพด้วยฮิสโทแกรมอีควอลไลเซชัน (histogram equalization) เป็นการกระจายค่าความเข้มสีของภาพให้มีความสม่ำเสมอ สามารถปรับความต่างของความเข้มสีให้ดูชัดเจนขึ้น โดยทำให้การกระจายของข้อมูลที่ไม่ปกติให้เป็นแบบปกติ และปรับจำนวนจุดภาพในแต่ละค่าความเข้มให้มีจำนวนใกล้เคียงกัน ซึ่งเป็นวิธีการขยายความคมชัดแบบไม่เชิงเส้น (non-linear contrast stretching) หลังจากผ่านการทำฮิสโทแกรมอีควอลไลเซชัน การกระจายค่าสีของภาพจะทำให้ฮิสโทแกรมของภาพมีความแบนราบกว่าเดิม ดังแสดงในรูปที่ 9.7 จะเห็นได้ว่า บริเวณภาพที่มีค่าหรือมีจุดภาพที่มีค่าใกล้เคียงกัน จะถูกขยายออกให้มีความแตกต่างของค่าเพิ่มขึ้น (บริเวณกราฟที่มีความถี่สูงจะถูกขยายออก) ในขณะที่ส่วนน้อยของภาพที่มีค่าแตกต่างกัน (ส่วนหางของกราฟ) จะมีความต่างกันของค่าลดลง ใน MATLAB เราสามารถใช้คำสั่ง imhist เพื่อปรับภาพด้วยวิธีฮิสโทแกรมอีควอลไลเซชัน ดังแสดงในตัวอย่างที่ 9.4

การปรับภาพด้วยวิธีฮิสโทแกรมอิกวอไลเซชัน สามารถคำนวณได้ตามขั้นตอนต่อไปนี้

กำหนดให้ r_k คือ ระดับความเข้มสี โดยที่ $k = 0, 1, 2, \dots, L - 1$

$p(r_k) = n_k/n$ คือ ความน่าจะเป็นของการเกิดค่าระดับเทา r_k

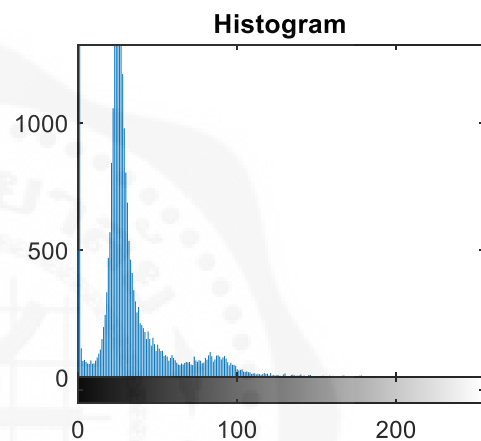
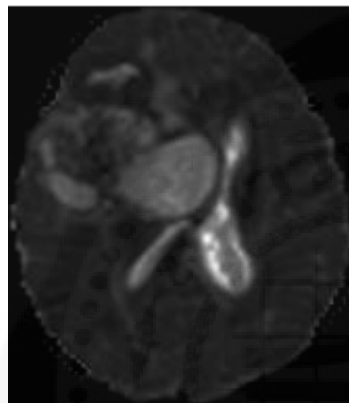
$s(r_k) = T(r_k) = (L - 1) \sum_{j=0}^k p(r_j)$ คือ ระดับความเข้มสีใหม่

$\sum_{j=0}^k p(r_j)$ คือ ค่าผลรวมความน่าจะเป็นของจำนวนพิกเซล (cumulative distribution function: cdf) ตั้งแต่ระดับความเข้ม 0 จนถึงระดับ k

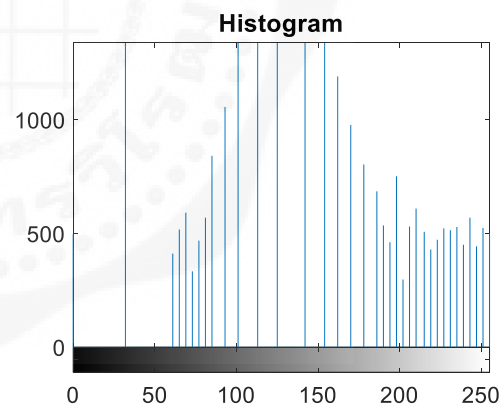
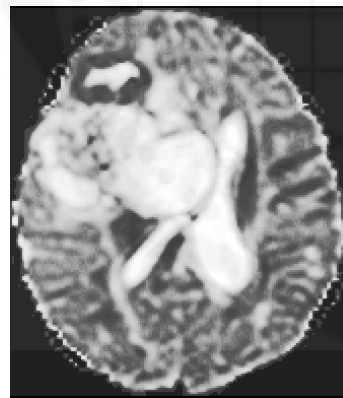
ฮิสโทแกรมอิกวอไลเซชันต้องมี 2 คุณสมบัติดังนี้ คือ

1. เป็นฟังก์ชันที่มีการเพิ่มค่าตลอด (monotonically increasing function)
2. $0 \leq T(r) \leq 1$ สำหรับ $0 \leq r \leq 1, r$ คือค่าระดับเทาที่ถูกปรับฐาน โดยที่ 0 คือสีดำ และ 1 คือสีขาว

ภาพต้นฉบับ



ภาพหลังจากทำ
ฮิสโทแกรม
อิกวอไลเซชัน



รูปที่ 9.7 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีฮิสโทแกรมอิกวอไลเซชัน มีการกระจายตัวของความเข้มสีและแสดงความแตกต่างของความเข้มสีที่มากกว่าของภาพต้นฉบับ

ตัวอย่างที่ 9.4 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีฮิสโทแกรมอิกวอไลเซชัน

```

1 I = imread("brain.jpg"); % Read an image
2 J = histeq(I); % Perform histogram equalization
3
4 % Display images and their histogram
5 figure, subplot(1,2,1), imshow(I)
6 subplot(1,2,2), imhist(I)
7 figure, subplot(1,2,1), imshow(J)
8 subplot(1,2,2), imhist(J)
    
```

ตัวอย่างการคำนวณการปรับภาพด้วยวิธีฮิสโทแกรมอีควอไลเซชัน กำหนดให้ภาพมีจำนวนระดับเทา L เป็น 8 ภาพมีขนาด $64 \times 64 = 4096$ พิกเซล มีจำนวนพิกเซล (n_k) ในแต่ละระดับ (r_k) สามารถคำนวณค่าความน่าจะเป็นของการเกิดระดับเทาในแต่ละระดับ ($p(r_k)$) และปรับการกระจายของความเข้มสีให้มีความสม่ำเสมอ ($T(r_k)$) ได้ระดับความเข้มสีใหม่ (s_k) ดังแสดงในตารางที่ 9.1

ตารางที่ 9.1 การคำนวณค่าฮิสโทแกรมอีควอไลเซชัน

| r_k | n_k | $p(r_k)$ | $cdf = \sum_{j=0}^k p(r_j)$ | $T(r_k) = (L - 1) * cdf$ | s_k |
|-------|-------|----------|-----------------------------|--------------------------|-------|
| 0 | 42 | 0.10 | 0.1 | $7 * 0.1 = 0.7$ | 1 |
| 1 | 580 | 0.14 | 0.24 | $7 * 0.24 = 1.68$ | 2 |
| 2 | 820 | 0.20 | 0.44 | $7 * 0.44 = 3.08$ | 3 |
| 3 | 1025 | 0.25 | 0.69 | $7 * 0.69 = 4.83$ | 5 |
| 4 | 240 | 0.06 | 0.75 | $7 * 0.75 = 5.25$ | 5 |
| 5 | 390 | 0.10 | 0.85 | $7 * 0.85 = 5.95$ | 6 |
| 6 | 250 | 0.06 | 0.91 | $7 * 0.91 = 6.37$ | 6 |
| 7 | 371 | 0.09 | 1 | $7 * 1 = 7$ | 7 |

จากตารางที่ 9.1 ฮิสโทแกรมอีควอไลเซชันทำการเทียบระดับสีเริ่มต้น r_k ของภาพต้นฉบับไปยังภาพผลลัพธ์ได้ระดับสี s_k โดยที่ระดับสี $s_k = 4$ ไม่ถูกแสดงผล และ r_k หลายระดับสามารถถูกแปลงไปอยู่ในระดับ s_k เดียวกัน

- r_3 และ r_4 ถูกแปลงไปอยู่ในระดับเดียวกันที่ s_5
- r_5 และ r_6 ถูกแปลงไปอยู่ในระดับเดียวกันที่ s_6

9.2.2.2 การลบพื้นหลัง (Image Subtraction)

การลบพื้นหลัง (image subtraction) คือ กระบวนการประมวลผลภาพที่ใช้ในการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงระหว่างสองภาพ โดยที่ภาพทั้งสองภาพอาจถูกบันทึกในเวลาที่แตกต่างกัน อาจทำให้องค์ประกอบของภาพต่างกันหรือคล้ายกัน วิธีการลบพื้นหลังนิยมใช้ในการตรวจจับวัตถุที่กำลังเคลื่อนไหวในวิดีโอ หรือตรวจสอบวัตถุที่เปลี่ยนแปลงไป ซึ่งเป็นเทคนิคที่ง่ายและให้ผลลัพธ์ที่ดี หลักการของวิธีการลบพื้นหลังเป็นเทคนิคที่ใช้ในการหาความต่างของเฟรมฉากหน้า (foreground) กับเฟรมฉากหลัง (background) และใช้ค่าขีดแบ่ง (threshold) ในการจำแนกวัตถุอีกขั้นตอนหนึ่ง สำหรับภาพทางการแพทย์ วิธีการลบพื้นหลังสามารถช่วยสกัดบริเวณที่สนใจให้เห็นโครงสร้างของอวัยวะหรือพยาธิสภาพได้ดีขึ้น เช่น การสกัดโครงสร้างของหลอดเลือด (Guthaner et al.1983) และโครงสร้างที่ไม่ใช่หลอดเลือด (Eid et al. 2014) หลักการของการลบพื้นหลังอธิบายได้ด้วยสมการที่ (9.3) และ (9.4) ต่อไปนี้

กำหนดให้ภาพ $f_1(m, n)$ และ $f_2(m, n)$ เป็นค่าระดับเทาของภาพ f_1 และ f_2 ตามลำดับ ผลลัพธ์ที่ได้จากการลบภาพ คือ $g(m, n)$ ซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ (9.3) และ (9.4)

$$g(m, n) = f_{\max} \left(\frac{b(m, n) - \min\{b(m, n)\}}{\max\{b(m, n)\} - \min\{b(m, n)\}} \right) \quad (9.3)$$

$$b(m, n) = f_1(m, n) - f_2(m, n) \quad (9.4)$$

โดยที่ f_{max} เป็นค่าระดับเทาที่มากที่สุด $\min\{b(m,n)\}$ และ $\max\{b(m,n)\}$ เป็นค่าน้อยที่สุด และมากที่สุดของ $b(m,n)$ ตามลำดับ

ใน MATLAB เราสามารถใช้ฟังก์ชัน `imsubtract` เพื่อลบพื้นหลังของเมทริกซ์ได้ ตัวอย่างที่ 9.5 แสดงการใช้งานฟังก์ชันนี้ เพื่อลบแต่ละองค์ประกอบในเมทริกซ์ Y ออกจากองค์ประกอบที่ตรงกันในเมทริกซ์ X และคืนค่าผลต่างในแต่ละตำแหน่งกลับมาในเมทริกซ์ผลลัพธ์ นอกจากนี้เรายังสามารถใช้ฟังก์ชันนี้ เพื่อลบพื้นหลังของภาพได้ ตัวอย่างที่ 9.6 แสดงการลบพื้นหลังระหว่างภาพต้นฉบับและภาพที่ถูกกรองด้วยตัวกรองเกาส์เซียน ซึ่งให้ผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 9.8

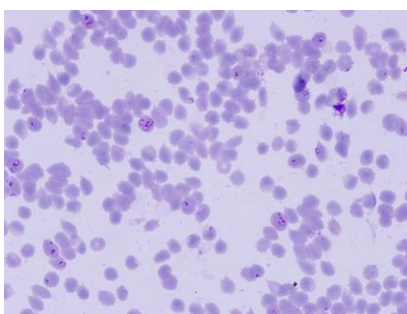
ตัวอย่างที่ 9.5 การลบข้อมูลของ array 2 ตัว ถ้าค่าเป็นลบจะถูกปรับให้เป็นศูนย์

```
1 X = uint8([ 155 0 65; 35 255 50]);
2 Y = uint8([ 55 50 55; 55 55 50]);
3 Z = imsubtract(X,Y)
```

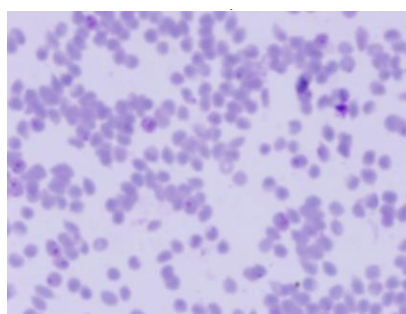
```
Z =
2x3 uint8 matrix
100    0   10
   0  200    0
```

ตัวอย่างที่ 9.6 การลบภาพต้นฉบับและภาพที่ถูกกรองด้วยตัวกรองเกาส์เซียน

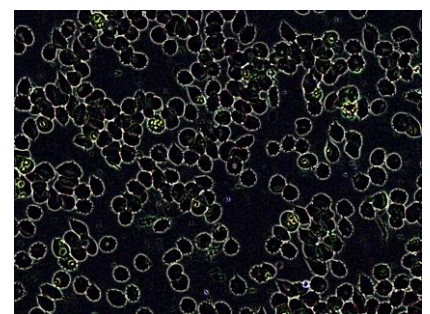
```
1 % Read an image
2 X = imread('cell.jpg');
3 figure; imshow(X, [])
4 title('Original Color Image');
5
6 % Gaussian Filtering
7 sigma = 5; % Standard deviation of the kernel
8 Y = imgaussfilt(X, sigma);
9 figure; imshow(Y, [])
10 title('Gaussian Filtered Image');
11 Z = imsubtract(X, Y);
12 N = imadjust(Z, stretchlim(Z));
13 figure; imshow(N, [])
14 title('Histogram Stretched Subtracted Image');
```



(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ภาพที่ถูกกรองด้วยตัวกรองเกาส์เซียน



(ค) ผลลัพธ์หลังจากการลบพื้นหลังของภาพต้นฉบับด้วยภาพ (ข)

รูปที่ 9.8 การลบพื้นหลังด้วยภาพที่ถูกกรองด้วยตัวกรองเกาส์เซียน

9.2.2.3 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (Mean Filtering)

การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (mean filtering หรือ image averaging) เป็นการปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้นที่เหมาะสมกับการกำจัดสิ่งรบกวนอย่างสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน (Gaussian noise) ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่มีการแจกแจงแบบปกติ การกรองข้อมูลภาพด้วยวิธีนี้ เริ่มจากกำหนดขนาดหน้าต่าง และแทนค่ากึ่งกลางภาพด้วยค่าเฉลี่ยของค่าพิกเซลในหน้าต่าง แล้วเลื่อนหน้าต่างไปยังพิกเซลต่อไปจนครบ การกำหนดขนาดหน้าต่างสามารถใช้ฟังก์ชันหลากหลายชนิด แต่โดยทั่วไปจะใช้หน้าต่างสี่เหลี่ยม เช่น 3x3, 5x5 หรือขนาดอื่น ๆ ถ้าหากเพิ่มขนาดหน้าต่าง จำนวนสมาชิกรอบข้าง (neighbor) ก็มากขึ้น มีผลทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ได้ขาดรายละเอียดหรือเบลอมากขึ้น ตัวอย่างการปรับปรุงภาพด้วยวิธีนี้แสดงในรูปที่ 9.9 ใช้หน้าต่างขนาด 3x3 กรองพิกเซล 190 ซึ่งมีสมาชิกรอบข้างคือ 126, 131, 132, 145, 190, 140, 141, 149, 150 และมีค่าเฉลี่ยเป็น **144.9** ให้แทนที่ค่าเฉลี่ยในตำแหน่งกลางของหน้าต่าง ส่วนพิกเซลรอบ ๆ พิกเซล 190 คิดได้แบบเดียวกัน ตัวอย่างที่ 9.7 แสดงโปรแกรมการกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ด้วยฟังก์ชัน `imboxfilt` และผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 9.10

| | | | | |
|-----|-----|-----|-----|-----|
| 100 | 124 | 130 | 145 | 156 |
| 109 | 126 | 131 | 132 | 134 |
| 110 | 145 | 190 | 140 | 135 |
| 119 | 141 | 149 | 150 | 132 |
| 120 | 135 | 124 | 134 | 123 |

(ก) ภาพต้นฉบับ

| | | | | |
|-----|-----|-----|-----|-----|
| 110 | 119 | 132 | 140 | 146 |
| 115 | 129 | 140 | 144 | 141 |
| 121 | 136 | 145 | 144 | 136 |
| 124 | 137 | 145 | 142 | 134 |
| 125 | 130 | 136 | 133 | 130 |

(ข) พิกเซลกึ่งกลางที่ถูกกรองด้วย mean filter ขนาด 3x3

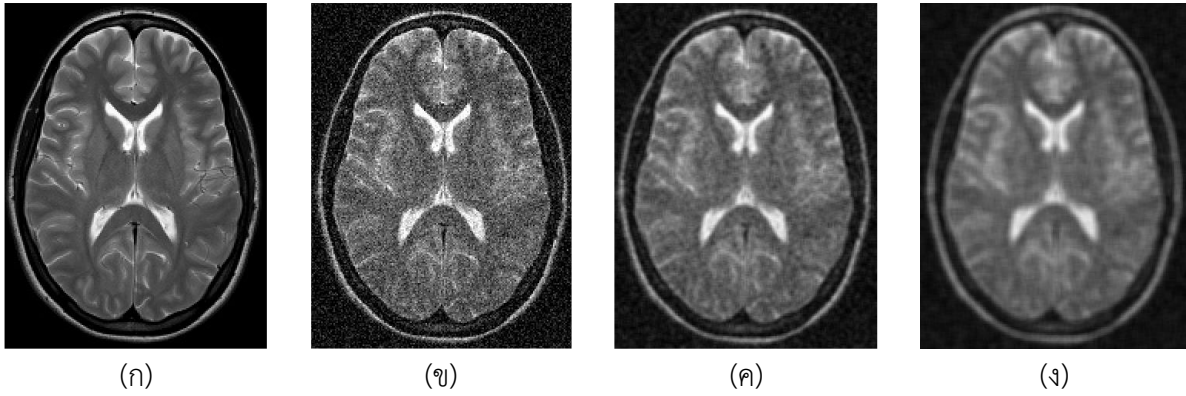
รูปที่ 9.9 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์

ตัวอย่างที่ 9.7 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์

```

1 % Read color image and convert to grayscale
2 rgbImage = imread('brain.jpg');
3 grayImage = rgb2gray(rgbImage);
4
5 % Add Gaussian noise
6 noisyImage = imnoise(grayImage,'gaussian',0.05);
7
8 % Perform the mean filtering using an 3x3 and 5x5 filter.
9 localMean3 = imboxfilt(noisyImage,3);
10 localMean9 = imboxfilt(noisyImage,5);
11
12 % Display original, noisy and filtered images
13 montage({grayImage, noisyImage, localMean3, localMean9});

```

รูปที่ 9.10 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (ก) ภาพ MRI ต้นฉบับ (ข) ภาพ MRI เพิ่มสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนที่ 0.05 (ค) ภาพที่ถูกรองด้วย 3x3 mean filter (สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้บางส่วน) (ง) ภาพที่ถูกรองด้วย 9x9 mean filter (ตัวกรองนี้สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้เกือบทั้งหมด)

9.2.2.4 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน (Median Filtering)

การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน (median filtering) เป็นการปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้นที่เหมาะสมกับกำจัดสิ่งรบกวนบางชนิด เช่น สัญญาณรบกวนแบบเกลือและพริกไทย (salt-and-pepper noise) ซึ่งมีลักษณะเป็นจุดขาวและดำเล็ก ๆ เกิดขึ้นแบบสุ่มทั่วทั้งภาพ โดยทั่วไปจะเกิดจากข้อผิดพลาดในการส่งข้อมูลหรือปัญหาในเซนเซอร์ของกล้องถ่ายภาพ การกรองข้อมูลภาพด้วยวิธีนี้สามารถรักษารายละเอียดและขอบของภาพได้ดีกว่าวิธีค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ แต่วิธีนี้ก็อาจทำให้ภาพไม่คมชัด การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐานมีขั้นตอนคล้ายกับการกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ ซึ่งเริ่มจากกำหนดขนาดหน้าต่าง และแทนค่ากึ่งกลางภาพด้วยค่ามัธยฐานของค่าพิกเซลในหน้าต่าง แล้วเลื่อนหน้าต่างไปยังพิกเซลต่อไปจนครบ การกำหนดขนาดหน้าต่างสามารถใช้ฟังก์ชันหลากหลายชนิด แต่โดยทั่วไปจะใช้หน้าต่างสี่เหลี่ยมขนาด 3x3, 5x5 หรือขนาดอื่น ๆ รูปที่ 9.11 แสดงการกรองพิกเซล 190 ด้วยหน้าต่างขนาด 3x3 มีสมาชิกรอบข้างคือ 126, 131, 132, 145, 190, 140, 141, 149, 150 และมีค่ามัธยฐานเป็น 141 ให้แทนที่ค่ามัธยฐานในตำแหน่งกลางของหน้าต่าง ส่วนพิกเซลรอบ ๆ พิกเซล 190 คิดได้แบบเดียวกัน ตัวอย่างที่ 9.8 แสดงโปรแกรมการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐานด้วยฟังก์ชัน `medfilt2` และผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 9.12

| | | | | |
|-----|-----|-----|-----|-----|
| 100 | 124 | 130 | 145 | 156 |
| 109 | 126 | 131 | 132 | 134 |
| 110 | 145 | 190 | 140 | 135 |
| 119 | 141 | 149 | 150 | 132 |
| 120 | 135 | 124 | 134 | 123 |

(ก) ภาพต้นฉบับ

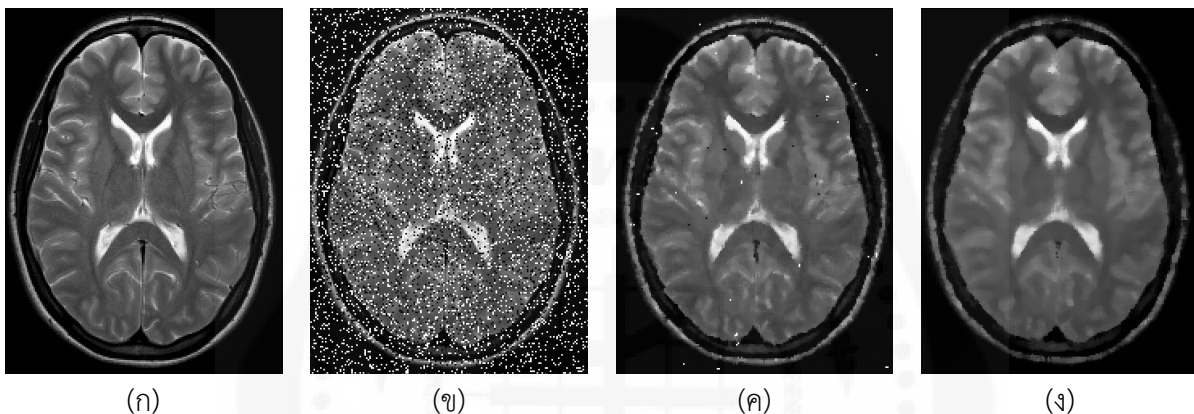
| | | | | |
|-----|-----|-----|-----|-----|
| 0 | 109 | 126 | 131 | 0 |
| 109 | 126 | 132 | 135 | 134 |
| 110 | 131 | 141 | 135 | 132 |
| 119 | 135 | 141 | 135 | 132 |
| 0 | 120 | 134 | 124 | 0 |

(ข) พิกเซลกึ่งกลางที่ถูกรองด้วย median filter ขนาด 3x3

รูปที่ 9.11 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน

ตัวอย่างที่ 9.8 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน

```
1 % Read color image and convert to grayscale
2 rgbImage = imread('brain.jpg');
3 grayImage = rgb2gray(rgbImage);
4
5 % Add salt and pepper noise
6 noisyImage = imnoise(grayImage,'salt & pepper',0.2);
7
8 % Perform median filter using an 3x3 and 5x5 filter.
9 filtImage3 = medfilt2(noisyImage,[3 3]);
10 filtImage5 = medfilt2(noisyImage,[5 5]);
11
12 % Display original, noisy and filtered images
13 montage({grayImage, noisyImage, filtImage3, filtImage5})
```



รูปที่ 9.12 การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน (ก) ภาพ MRI ต้นฉบับ (ข) ภาพที่เพิ่มสิ่งรบกวนแบบเกลือและพริกไทย (ค) ภาพที่ปรับปรุงด้วย 3x3 median filter (median filter ไม่สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้ดีเท่า mean filter แต่ขอบภาพไม่ถูกบิดเบือนรุนแรง (ง) ภาพที่ปรับปรุงด้วย 5x5 median filter สามารถลดทอนสิ่งรบกวนได้เกือบทั้งหมด

9.3 การปรับเชิงความถี่ (Frequency Domain Methods)

การปรับเชิงความถี่ เป็นการกรองข้อมูลภาพโดยการนำภาพไปผ่านตัวกรองสัญญาณเพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณสมบัติตามที่กำหนด เช่น การเน้นหรือลดทอนคุณสมบัติบางประการของภาพ วิธีการปรับเชิงความถี่สามารถใช้ตัวกรองความถี่ต่ำผ่านและตัวกรองความถี่สูงผ่าน เพื่อเน้นรายละเอียดหรือเน้นขอบของวัตถุ ซึ่งอธิบายในหัวข้อต่อไป

9.3.1 ตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter)

การกรองความถี่ต่ำผ่าน (low-pass filtering) เป็นวิธีการกรองข้อมูลภาพที่มีความถี่เชิงพื้นที่ต่ำสามารถผ่านไปได้ ส่วนข้อมูลภาพที่มีความถี่สูงกว่าที่กำหนดจะถูกลดทอนลง โดยใช้หน้าต่างเคลื่อนที่ในการกรองข้อมูลภาพให้มีความถี่เชิงพื้นที่ลดลง ซึ่งจะทำให้ภาพที่มีความถี่เชิงพื้นที่สูงมีความนุ่มนวลขึ้น การกรองความถี่ต่ำผ่านมีความคล้ายกับการกรองด้วยค่าเฉลี่ย ค่ามัธยฐาน หรือค่าฐานนิยม ซึ่งเป็นการปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่ โดยใช้

หน้าต่างเคลื่อนที่ขนาด 3×3 หรือ 5×5 คำนวณค่าพิกเซลใหม่จากภาพต้นฉบับ แล้วแทนที่จุดกลางของหน้าต่างเคลื่อนที่ด้วยค่าดังกล่าว การกรองด้วยค่าเฉลี่ย นิยมใช้กับข้อมูลแบบต่อเนื่อง เช่น ข้อมูลภาพทางการแพทย์หรือภาพที่ต้องการปรับเพื่อให้ดูนุ่มนวลขึ้น ในขณะที่การกรองด้วยค่ามัธยฐานใช้กับข้อมูลที่มีลำดับหรือตัวเลขมีความหมาย และการกรองด้วยค่าฐานนิยม นิยมใช้กับภาพที่มีการจำแนกแล้ว เพื่อลบจุดภาพเล็ก ๆ ที่เกิดจากการจำแนกผิดโดยเฉพาะ โดยไม่ทำลายโครงสร้างหลักของภาพ ขนาดของหน้าต่างเคลื่อนที่ มีความสำคัญต่อภาพผลลัพธ์ ถ้าหน้าต่างเคลื่อนที่มีขนาดใหญ่ขึ้น ภาพจะยิ่งเบลอมากขึ้น เพราะค่าจุดกลางของหน้าต่างเคลื่อนที่ที่ได้จากค่าผลลัพธ์ของพิกเซลโดยรอบที่มีจำนวนมากขึ้น จะทำให้ข้อมูลถูกบิดเบือนได้มากขึ้น

การใช้ตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน เราคำนวณหาผลลัพธ์ของคอนโวลูชันระหว่างภาพต้นฉบับและหน้าต่างเคลื่อนที่ (เทมเพลต) เช่น เทมเพลตขนาด 3×3 ในรูปที่ 9.13 (ก) ซึ่งสามารถใช้ลดการเปลี่ยนแปลงของค่าความเข้มสีในภาพ ลดทอนสัญญาณรบกวนความถี่สูง ภาพที่ได้จะมีความคมชัดลดลง

| | | |
|---|---|---|
| 1 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 1 |

| | | |
|---|----|---|
| 1 | 3 | 1 |
| 3 | 16 | 3 |
| 1 | 3 | 1 |

(ก) เทมเพลตตัวกรองความถี่ต่ำผ่านขนาด 3×3 (ข) เทมเพลตตัวกรองความถี่ต่ำผ่านเน้นความสำคัญของจุดที่อยู่ตรงกลางเทมเพลตขนาด 3×3

รูปที่ 9.13 เทมเพลตตัวกรองความถี่ต่ำผ่านขนาด 3×3

เทมเพลตตัวกรองความถี่ต่ำผ่านที่นิยมใช้อีกแบบหนึ่งคือ เทมเพลตที่เน้นความสำคัญของจุดกลางเทมเพลต ดังแสดงในรูปที่ 9.13 (ข) โดยให้จุดกลางมีน้ำหนัก 50% ของทั้งหมด ให้น้ำหนักของจุดทั้ง 4 ด้านที่อยู่ด้านบน ด้านล่าง ด้านซ้าย และด้านขวาของจุดกลางรวมกันเป็น 40% ส่วนจุดมุมทั้ง 4 มีน้ำหนักรวมเป็น 10% ซึ่งจุดที่อยู่ใกล้จุดศูนย์กลางจะมีน้ำหนักมากกว่าจุดที่อยู่ห่างออกไป เราสามารถเขียนโปรแกรม MATLAB เพื่อกรองความถี่ต่ำผ่านแบบอุดมคติตามตัวอย่างที่ 9.9 และใช้ฟังก์ชัน `imfilter` ที่กำหนดเทมเพลตได้ตามตัวอย่างที่ 9.10 ภาพผลลัพธ์จากการกรองด้วยตัวกรองความถี่ต่ำผ่านแบบอุดมคติ และฟังก์ชัน `imfilter` แสดงในรูปที่ 9.14 และ 9.15

ตัวอย่างที่ 9.9 โปรแกรมกรองความถี่ต่ำผ่านแบบอุดมคติ

```

1 % Readan input image and convert to gray scale
2 img = imread('brain.jpg');
3 input_img = rgb2gray(img);
4 [M, N] = size(input_img); % size of the input image in pixels
5
6 % Calculate Fourier Transform of the input image
7 FT_img = fft2(double(input_img));
8
9 % Assign Cut-off Frequency, which can be changed
10 D0 = 30;
11
12 % Designing filter
13 u = 0:(M-1);

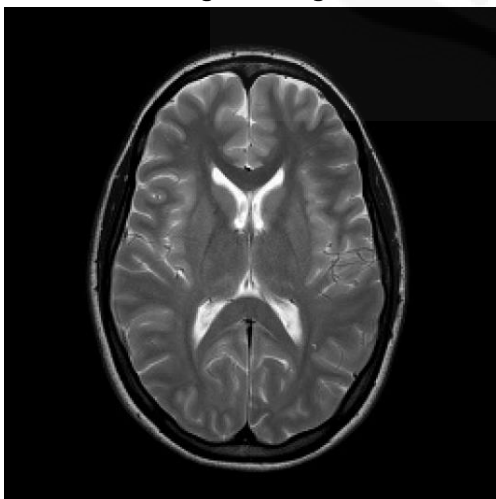
```

```

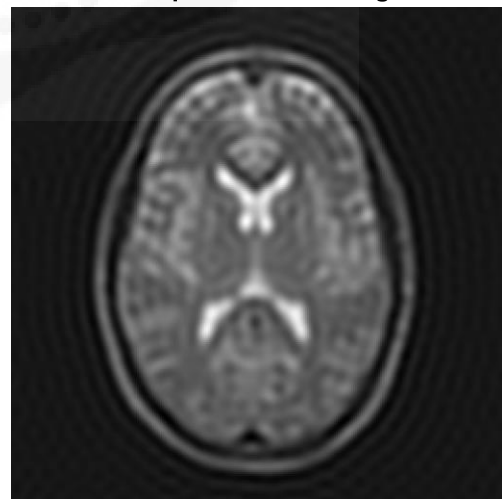
14 idx = find(u>M/2);
15 u(idx) = u(idx)-M;
16 v = 0:(N-1);
17 idy = find(v>N/2);
18 v(idy) = v(idy)-N;
19
20 % meshgrid(v, u) returns 2D grid which contains the coordinates
21 % of vectors v and u. Matrix V with each row is a copy of v, and
22 % matrix U with each column is a copy of u
23 [V, U] = meshgrid(v, u);
24
25 % Calculate Euclidean Distance
26 D = sqrt(U.^2+V.^2);
27
28 % Comparing with the cut-off frequency and determine the
29 % filtering mask
30 H = double(D <= D0);
31
32 % Convolution between the Fourier transformed image and the
33 % mask
34 G = H.*FT_img;
35
36 % Get the low-pass filtered image by Inverse Fourier Transform %
37 % of the convoluted image
38 output_img = real(ifft2(double(G)));
39
40 % Display input image and output image
41 subplot(1,2,1), imshow(input_img)
42 title('Original image')
43 subplot(1,2,2), imshow(output_img, [ ])
44 title('Low-pass filtered image')

```

Original image



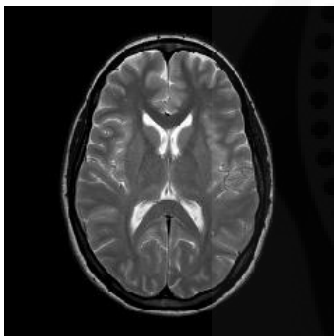
Low-pass filtered image



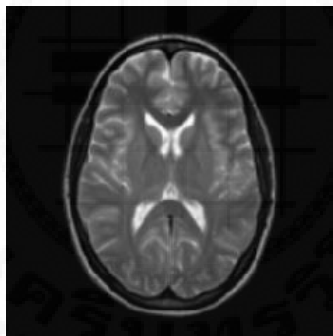
รูปที่ 9.14 การกรองภาพด้วยตัวกรองความถี่ต่ำผ่านแบบอุดมคติ

ตัวอย่างที่ 9.10 โปรแกรมกรองความถี่ต่ำผ่านด้วยฟังก์ชัน imfilter

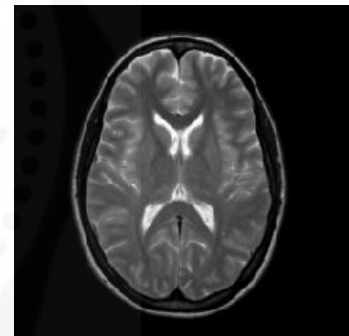
```
1 % Read an input image, convert to grayscale and change to image
2 % type to double
3 input_image = imread('brain.jpg');
4 input_image = rgb2gray(input_image);
5 input_image = im2double(input_image);
6
7 % Define filtering masks
8 H1 = ones(3,3);
9 H2 = [1 3 1;3 16 3;1 3 1];
10
11 % Convolution the image with filtering mask
12 filtered_image1 = imfilter(input_image,H1,'conv');
13 filtered_image2 = imfilter(input_image,H2,'conv');
14
15 % Display Input Image and Output Image
16 subplot(1,3,1); imshow(input_image);
17 title('original');
18 subplot(1,3,2); imshow(filtered_image1,[]);
19 title('filtered image with mean filter');
20 subplot(1,3,3); imshow(filtered_image2,[]);
21 title('filtered image with weighted low-pass filter');
```



(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) หลังจากกรองด้วยตัวกรอง
ความถี่ต่ำผ่านที่มีน้ำหนักเท่ากัน



(ค) หลังจากกรองด้วยตัวกรอง
ความถี่ต่ำผ่านที่มีการถ่วงน้ำหนัก

รูปที่ 9.15 การกรองภาพด้วยตัวกรองความถี่ต่ำผ่านด้วยฟังก์ชัน imfilter

9.3.2 ตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter)

การกรองความถี่สูงผ่าน (high-pass filtering) เป็นวิธีการคัดเลือกสัญญาณที่มีความแปรปรวนเชิงพื้นที่สูงให้ผ่านไปได้และลดทอนสัญญาณที่มีความถี่ต่ำ บริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มสีอย่างรวดเร็ว เช่น บริเวณขอบภาพ ซึ่งมีความถี่สูงเมื่อเทียบกับบริเวณที่ความเข้มสีคงที่ การกรองความถี่สูงสามารถใช้เทมเพลตตามรูปที่ 9.16 เพื่อทำการคอนโวลูชันกับภาพต้นฉบับ เทมเพลตนี้มีผลรวมของค่าน้ำหนักเท่ากับศูนย์ ซึ่งเมื่อคอนโวลูชันกับภาพที่มีค่าความเข้มสีคงที่ จะได้ผลลัพธ์เป็นศูนย์ แต่เมื่อคอนโวลูชันกับภาพที่มีความเข้มสีแตกต่างกัน ผลลัพธ์ที่ได้จะแสดงค่าความแตกต่างยิ่งขึ้น รูปที่ 9.17 แสดงตัวอย่างการกรองภาพด้วยเทมเพลตตัวกรองความถี่ต่ำผ่านและความถี่สูงผ่าน

| | | |
|----|----|----|
| 0 | -1 | 0 |
| -1 | 4 | -1 |
| 0 | -1 | 0 |

รูปที่ 9.16 เหมเพลตตัวกรองความถี่สูงผ่านขนาด 3×3

| ภาพ | หลังจากการกรองความถี่ต่ำผ่าน | หลังจากการกรองความถี่สูงผ่าน |
|------------------|------------------------------|------------------------------|
| 0 0 0 0 0 | 5 10 15 10 5 | 0 -5 -5 -5 0 |
| 0 5 5 5 0 | 10 16 26 16 10 | -5 10 9 10 -5 |
| 0 5 1 5 0 | 15 22 37 22 15 | -5 9 -12 9 -5 |
| 0 5 1 5 0 | 15 22 37 22 15 | -5 9 -12 9 -5 |
| 0 5 5 5 0 | 10 16 26 16 10 | -5 10 9 10 -5 |
| 0 0 0 0 0 | 5 10 15 10 5 | 0 -5 -5 -5 0 |

รูปที่ 9.17 การกรองภาพด้วยเหมเพลตตัวกรองความถี่สูงผ่าน และความถี่ต่ำผ่าน

จากรูปที่ 9.17 จะเห็นว่าหลังจากการกรองความถี่ต่ำผ่าน การเปลี่ยนแปลงบริเวณขอบภาพจะไม่เด่นชัดเท่ากับหลังการกรองความถี่สูงผ่าน เช่น การเปลี่ยนแปลงของพิกเซลในแถว $[0 \ 5 \ 1 \ 5 \ 0]$ จะเห็นว่าภาพผลลัพธ์จากตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน แสดงค่าความต่างบริเวณขอบภาพน้อยกว่า $[15 \ 22 \ 37 \ 22 \ 15]$ ภาพผลลัพธ์จากตัวกรองความถี่สูงผ่าน $[-5 \ 9 \ -12 \ 9 \ -5]$ รวมทั้งภาพผลลัพธ์ที่ได้จากตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน จะแสดงความราบเรียบของข้อมูล ต่างจากภาพผลลัพธ์ที่ได้จากตัวกรองความถี่สูงผ่านที่เน้นบริเวณขอบภาพให้เด่นชัด เราสามารถเขียนโปรแกรม MATLAB เพื่อกรองความถี่สูงผ่านแบบอุดมคติได้ในตัวอย่างที่ 9.11 ภาพผลลัพธ์จากการกรองด้วยตัวกรองความถี่สูงผ่าน แสดงดังรูปที่ 9.18 ซึ่งเน้นบริเวณขอบภาพให้เด่นชัดขึ้น

ตัวอย่างที่ 9.11 โปรแกรมกรองความถี่สูงผ่านแบบอุดมคติ

```

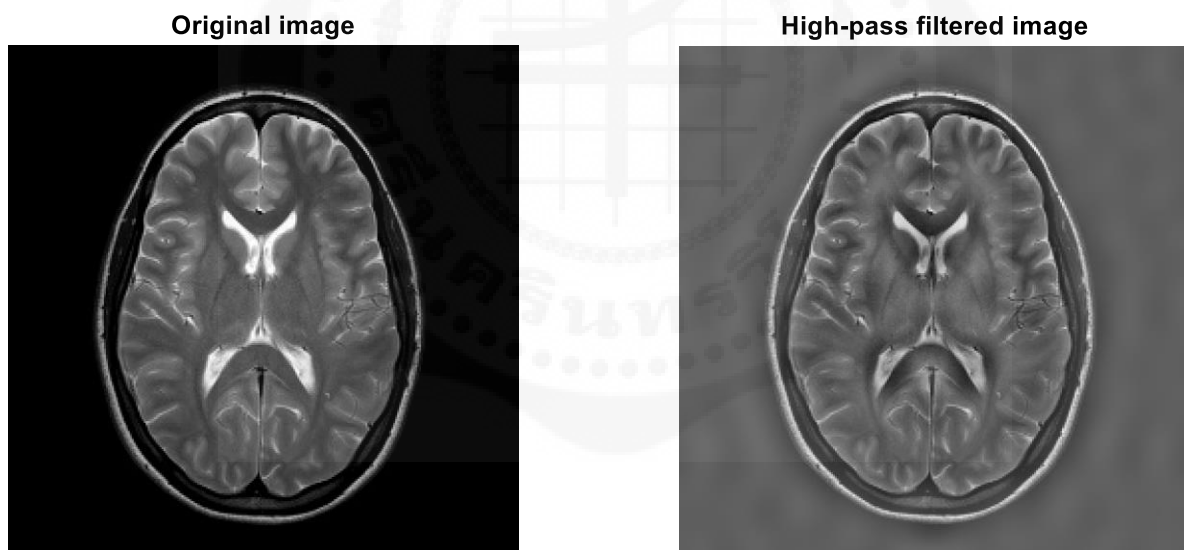
1 % Read an input image
2 image = imread('brain.jpg');
3 % Convert to gray scale image
4 input_image = rgb2gray(image);
5 % size of the input image in pixels
6 [M, N] = size(input_image);
7
8 % Fourier transform of the input_image
9 FT_img = fft2(double(input_image));
10 D0 = 10; % Assign Cut-off Frequency
11
12 % Design filter
13 u = 0:(M-1);
14 idx = find(u>M/2);
15 u(idx) = u(idx)-M;
16 v = 0:(N-1);
17 idy = find(v>N/2);
18 v(idy) = v(idy)-N;

```

```

19 % meshgrid(v,u) returns 2D grid which contains the coordinates %
20 of vectors v and u. Matrix V with each row is a copy of v,
21 % and matrix U with each column is a copy of u
22 [V, U] = meshgrid(v, u);
23
24 % Calculate Euclidean Distance
25 D = sqrt(U.^2+V.^2);
26
27 % Get filtering mask based on the cut-off frequency
28 H = double(D > D0);
29
30 % Convolve the mask and the Fourier transformed image
31 G = H.*FT_img;
32
33 % Get the high-pass filtered image by inverse Fourier transform %
34 of the convoluted image
35 output_image = real(ifft2(double(G)));
36
37 % Display input image and output image
38 subplot(1,2,1), imshow(input_image)
39 title('Original image')
40 subplot(1,2,2), imshow(output_image, [ ])
41 title('High-pass filtered image')

```



รูปที่ 9.18 การกรองภาพด้วยตัวกรองความถี่สูงผ่านแบบอุดมคติ

คำถามท้ายบท

1. การปรับปรุงภาพทางการแพทย์มีประโยชน์อย่างไร
2. นำเสนอวิธีการปรับปรุงภาพที่ใช้กับภาพทางการแพทย์ด้วยวิธีการปรับเชิงพื้นที่ และการปรับเชิงความถี่ พร้อมอธิบายข้อดีข้อเสียในแต่ละวิธี
3. อธิบายหลักการและเขียนโปรแกรมเพื่อปรับปรุงภาพด้วยวิธี
 - 3.1 การแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน

- 3.2 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์
- 3.3 การกรองความถี่สูงผ่าน
- 3.4 การกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารอ้างอิง

1. Gonzalez, R. C., Woods, R. E., & Eddins, S. L. (2009). Digital Image Processing using MATLAB (2nd ed.). Gatesmark, LLC.
2. Tantisatirapong, S. (2014). Texture Analysis of Multimodal Magnetic Resonance Images in Support of Diagnostic Classification of Childhood Brain Tumours, University of Birmingham, United Kingdom.
3. Bankman, I. N. (2008). Handbook of Medical Image Processing and Analysis (2nd ed.), Elsevier.
4. Jan, J. (2006). Medical Image Processing Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods. CRC Press, Taylor & Francis Group.
5. Guthaner, D.F., Wexler, L., Enzmann, D.R., Riederer, S.J., Keyes, G.S., Collins, W.F. and Brody, W.R. (1983). Evaluation of Peripheral Vascular Disease using Digital Subtraction Angiography. Radiology, 147(2), pp.393-398.
6. Eid, M., & Abougabal, A. (2014). Subtraction Images: A Really Helpful Tool in Non-Vascular MRI. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine, 45(3), 909-919.
7. GeeksforGeeks. (2020) MATLAB - Ideal Highpass Filter in Image Processing. Retrieved January 15, 2016, from <https://www.geeksforgeeks.org/matlab-ideal-highpass-filter-in-image-processing/>
8. GeeksforGeeks. (2020) MATLAB - Ideal Lowpass Filter in Image Processing. Retrieved January 15, 2016, from <https://www.geeksforgeeks.org/matlab-ideal-lowpass-filter-in-image-processing/>

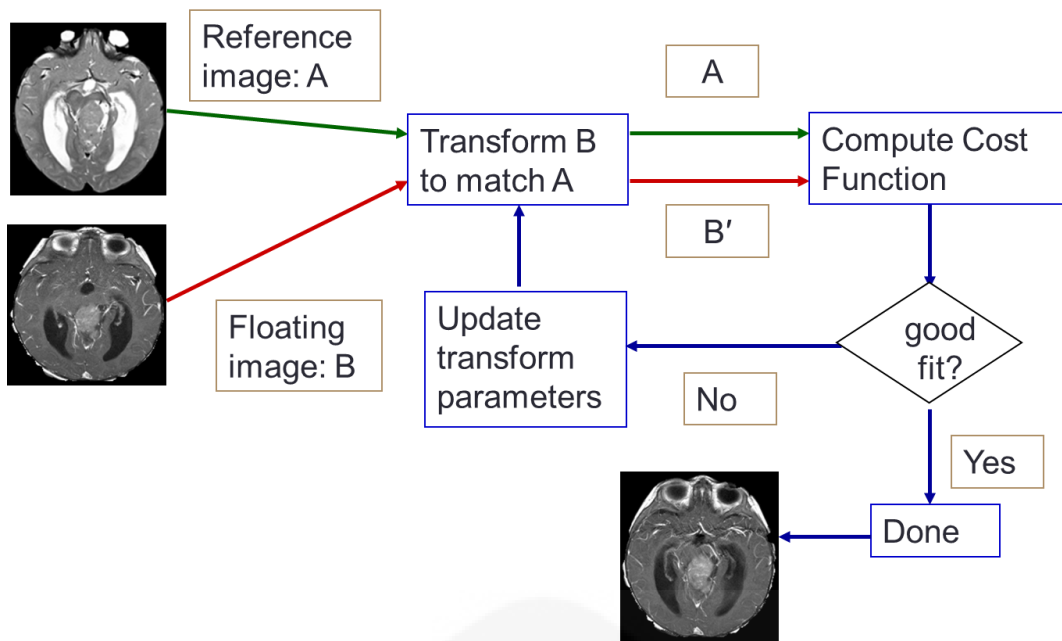
บทที่ 10

การซ้อนทับภาพ

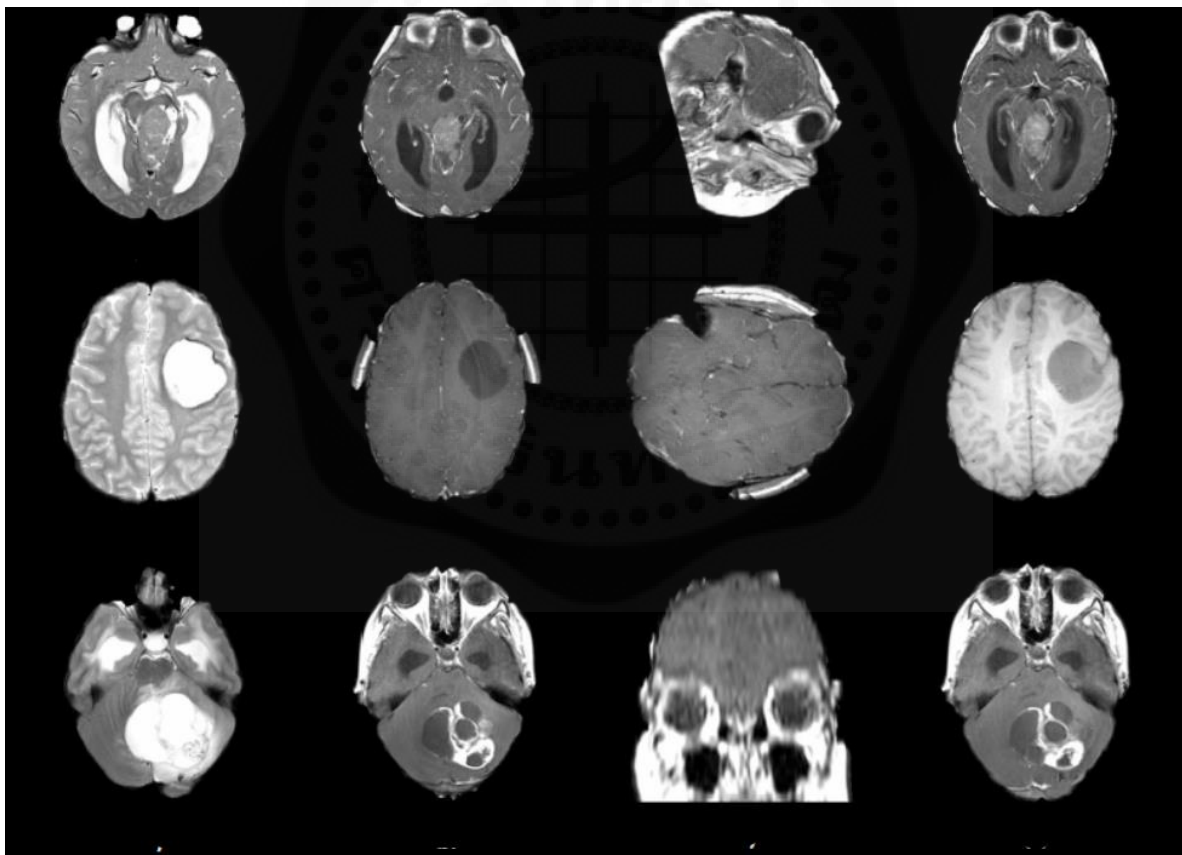
Image Registration

10.1 บทนำ

การซ้อนทับภาพ (image registration) เป็นวิธีการหาจุดเด่นที่สัมพันธ์กันระหว่างพิกัดบนภาพสองภาพหรือมากกว่า โดยทั่วไปจะมีการปรับเปลี่ยนลักษณะทางกายภาพของภาพที่ต้องการซ้อนทับ เพื่อให้สอดคล้องกับภาพต้นฉบับในมุมมองหรือสัดส่วนที่สัมพันธ์กัน การซ้อนทับนี้อาจเกิดขึ้นระหว่างภาพที่ถ่ายในช่วงเวลาต่างกัน มุมกล้องที่ต่างกัน หรือจากอุปกรณ์ต่างชนิดกัน การซ้อนทับภาพสามารถทำได้ทั้งภาพสองมิติและสามมิติ โดยใช้กระบวนการทางคณิตศาสตร์เพื่อค้นหาพื้นที่หรือบริเวณของภาพสองภาพที่เหมือนกัน เช่น รูปร่าง พื้นผิว ความเข้ม หรือจุดเด่นเฉพาะอื่น ๆ ที่น่าสนใจในการจับคู่ภาพให้ตรงกัน ในทางการแพทย์ การซ้อนทับภาพมีบทบาทสำคัญในการรวมข้อมูล เพิ่มคุณภาพภาพด้วยการผสมภาพ (image fusion) และการเปรียบเทียบภาพ การซ้อนทับยังช่วยลดสิ่งรบกวนจากการเคลื่อนไหว (motion artifacts) ตัวอย่างเช่น การนำภาพที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีมาซ้อนทับกับภาพถ่ายรังสีขณะที่ฉีดสารทึบรังสี และลบภาพบางส่วนออก จะทำให้ภาพมีความคมชัดและความเปรียบต่างมากขึ้น หรือการนำภาพที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพต่างชนิดกันของคนไข้คนเดียวกันมารวมกัน จะได้ข้อมูลทางโครงสร้างและพยาธิสภาพเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัย เช่น การนำภาพที่ได้จากเครื่องโพซิตรอนอีมิสชันโทโมกราฟี (Positron Emission Tomography: PET) (เรียกย่อ ๆ ว่า เพทสแกน) หรือเครื่องเอกซเรย์ถ่ายภาพรังสีแกมมา (Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT) (เรียกย่อ ๆ ว่า เครื่องสเป็กต์) ซึ่งเป็นการสร้างภาพในเวชศาสตร์นิวเคลียร์ มารวมกับภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ซึ่งเป็นการสร้างภาพทางกายภาพ เป็นต้น กระบวนการซ้อนทับมีขั้นตอนหลักดังแสดงในรูปที่ 10.1 โดยเริ่มต้นจากการนำภาพที่ต้องการซ้อนทับ (floating image) มาทำการแปลงทางคณิตศาสตร์ (transformation) เพื่อให้ภาพที่ต้องการซ้อนทับอยู่ในพิกัดที่สัมพันธ์กันกับภาพต้นฉบับ (reference image) มากที่สุด โดยพิจารณาจากคุณลักษณะหรือตำแหน่งที่เหมาะสมที่สุด ถ้าหากการแปลงยังไม่เหมาะสมก็จะมีการปรับพารามิเตอร์เพื่อให้ค่าความคล้ายคลึง (similarity) หรือฟังก์ชันต้นทุน (cost function) มีค่าที่เหมาะสมที่สุด ในบางกรณีถ้าเราเลือกการซ้อนทับภาพที่ใช้ฟังก์ชันการแปลงทางคณิตศาสตร์ที่ไม่ถูกต้อง อาจทำให้ผลลัพธ์การซ้อนทับที่ผิดพลาดได้ เช่น ในรูปที่ 10.2 แสดงการซ้อนทับระหว่างภาพถ่วงน้ำหนัก T1 (ภาพที่ต้องการซ้อนทับ) บนภาพถ่วงน้ำหนัก T2 (ภาพต้นฉบับ) ดังนั้นการเลือกฟังก์ชัน หรือการปรับพารามิเตอร์ในการซ้อนทับภาพจึงมีความสำคัญต่อความถูกต้องของภาพผลลัพธ์ที่ได้



รูปที่ 10.1 ขั้นตอนการซ้อนทับภาพ



ภาพต้นฉบับ

ภาพที่ซ้อนทับ

ภาพผลลัพธ์ที่ผิดพลาด

ภาพผลลัพธ์ที่เหมาะสม

รูปที่ 10.2 การซ้อนทับภาพที่เหมาะสมและผิดพลาด

10.2 ประเภทของการซ้อนทับภาพ

การซ้อนทับภาพ สามารถแบ่งตามประเภทของวัตถุและวิธีการถ่ายภาพได้เป็น 3 ประเภท คือ การซ้อนทับภาพระหว่างภาพของวัตถุเดียวกันและถ่ายภาพด้วยวิธีเดียวกัน (intra-object intra-modality registration) การซ้อนทับภาพระหว่างภาพของวัตถุเดียวกันและถ่ายภาพต่างวิธีกัน (intra-object inter-modality registration) และการซ้อนทับภาพระหว่างภาพของวัตถุต่างชนิดกัน (inter-object registration)

10.2.1 การซ้อนทับภาพระหว่างภาพของวัตถุเดียวกันและถ่ายภาพด้วยวิธีเดียวกัน (Intra-object Intra-modality Registration)

การซ้อนทับภาพระหว่างภาพของวัตถุเดียวกันและถ่ายภาพด้วยวิธีเดียวกัน เป็นการถ่ายวัตถุเดิมด้วยเครื่องถ่ายภาพชนิดเดียวกัน แต่ต่างเวลากัน เช่น การถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อนและหลังการรักษา เพื่อติดตามการเจริญเติบโตของเนื้องอกในผู้ป่วย การติดตามการรักษาด้วยยา หรือการวางแผนการผ่าตัด การซ้อนทับภาพก่อนและหลังการรักษา ทำให้แพทย์สามารถเห็นภาพการเปลี่ยนแปลงได้ชัดเจนและทำให้การวินิจฉัยและการรักษามีประสิทธิภาพมากขึ้น การถ่ายภาพสามมิติของใบหน้าที่ต้องการภาพทุกมุมมองรอบศีรษะก็จัดอยู่ในประเภทนี้ เนื่องจากต้องถ่ายภาพจากทิศทางที่ต่างกันจากหลายมุมมองโดยรอบ 360 องศา จากนั้นจึงนำภาพมาเรียงต่อกันโดยต้องมีการซ้อนทับกันของภาพบางส่วน แล้วนำภาพมาซ้อนทับและจัดเรียงให้ตรงกันต่อไป

10.2.2 การซ้อนทับภาพระหว่างภาพของวัตถุเดียวกันและถ่ายภาพต่างวิธีกัน (Intra-object Inter-modality Registration)

การซ้อนทับภาพระหว่างภาพของวัตถุเดียวกันและถ่ายภาพต่างวิธีกัน พบมากในการประยุกต์ใช้งานภาพทางการแพทย์ที่ต้องการนำเอาลักษณะเด่นของวิธีการถ่ายภาพต่างชนิดมารวมกัน เช่น การถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะให้ภาพที่ให้รายละเอียดทางกายภาพของอวัยวะภายในร่างกายได้ดี แต่ไม่สามารถบ่งบอกถึงการทำงานของอวัยวะนั้น ๆ ได้ว่ายังปกติดีอยู่หรือไม่ คงบอกได้เพียงแต่การเปลี่ยนแปลงของความสามารถในการดูดกลืนรังสีที่เปลี่ยนไปแล้วเท่านั้น ซึ่งจะเกิดขึ้นเมื่อการดำเนินของโรคเกิดขึ้นมากแล้ว ในขณะที่การถ่ายภาพในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ มักเป็นการถ่ายภาพด้วยการใช้สารเภสัชรังสี ฉีดเข้าสู่ร่างกายแล้วถ่ายภาพด้วยเครื่องเพทสแกน หรือเครื่องสเปกต์ ซึ่งคือเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมา ที่บ่งบอกถึงการทำงานของอวัยวะได้ดี แต่จะให้ภาพที่มีรายละเอียดทางกายภาพต่ำ แต่เมื่อนำภาพจากเครื่องมือทั้งสองประเภทมาซ้อนทับกัน (PET/CT หรือ SPECT/CT) จะช่วยเพิ่มข้อมูลทางกายภาพของพยาธิสภาพได้มากขึ้น ทำให้แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคได้อย่างมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

10.2.3 การซ้อนทับภาพระหว่างภาพวัตถุต่างชนิดกัน (Inter-object Registration)

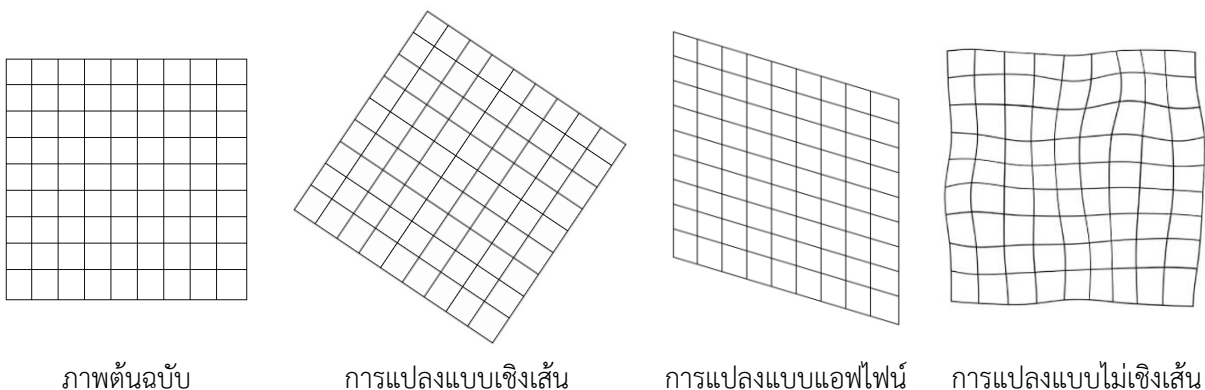
การซ้อนทับภาพระหว่างภาพวัตถุต่างชนิดกัน พบในการประยุกต์ใช้งานเพื่อการรู้จำ (recognition) และการจัดแยก (classification) การนำมาใช้กับการรู้จำใบหน้า (face recognition) ก็จัดอยู่ในประเภทนี้ คือต้องมีฐานข้อมูลภาพ เมื่อต้องการตรวจสอบดูว่าบุคคลที่สนใจ มีอยู่ในฐานข้อมูลหรือไม่ ก็จะนำภาพในฐานข้อมูลมาเปรียบเทียบกับภาพบุคคลนั้น ซึ่งจำเป็นต้องมีการซ้อนทับภาพแล้วพิจารณาความแตกต่าง

10.3 การแปลงภาพทางเรขาคณิตพื้นฐาน (Basic Geometric Transformations)

การแปลงภาพ (image transformation) คือ การกำหนดฟังก์ชัน หรือรูปแบบการแปลง (transformation model) เพื่อปรับตำแหน่งของภาพที่ต้องการซ้อนทับ (floating image) ให้สอดคล้องกับภาพตั้งต้น (reference image) ในเชิงกายภาพ รูปแบบการแปลงมีหน้าที่หลักในการควบคุมการหาความสัมพันธ์เชิงพื้นที่ รวมถึงการแทรกค่าหรือการเติมเต็ม (interpolation) สำหรับลักษณะที่สูญหายไประหว่างภาพทั้งสอง

การแปลงภาพเชิงเส้นประกอบด้วย การแปลง 3 รูปแบบหลัก ได้แก่ การเลื่อนภาพ (translation) การหมุนภาพ (rotation) และการปรับขนาดภาพ (scaling) ส่วนการแปลงข้อมูลภาพแบบไม่เชิงเส้น จะรวมการแปลงทั้งสามแบบดังกล่าวรวมกับการบิดภาพ (shearing) เพื่อเพิ่มความยืดหยุ่นในการปรับตำแหน่ง ประเภทของการซ้อนทับสามารถแบ่งออกเป็นสามประเภทตามรูปแบบการแปลง ซึ่งแสดงในรูปที่ 10.3 โดยขึ้นอยู่กับระดับความเป็นอิสระ หรือที่เรียกว่า degrees of freedom (df) ดังนี้คือ

1. การแปลงแบบเชิงเส้น (linear transformation หรือ rigid transformation) เป็นการแปลงที่รักษารูปร่างของวัตถุ โดยระยะห่างระหว่างจุดต่าง ๆ และมุมระหว่างเส้นในภาพจะไม่เปลี่ยนแปลง การแปลงนี้ประกอบด้วย การย้ายตำแหน่งและการหมุน โดยภาพสองมิติมี 3 df และภาพสามมิติมี 6 df
2. การแปลงแบบแอฟไฟน์ (affine transformation) เป็นการแปลงแบบที่ไม่รักษารูปร่างเดิมของวัตถุแต่จะรักษาคุณสมบัติทางเรขาคณิตบางประการ เช่น เส้นตรงจะยังคงเป็นเส้นตรงและสัดส่วนระหว่างระยะห่างของจุดบนเส้นตรงจะคงอยู่ การแปลงนี้ประกอบด้วย การย้ายตำแหน่ง การหมุน การย่อหรือขยาย และการบิด โดยภาพสองมิติมี 6 df และภาพสามมิติมี 12 df
3. การแปลงแบบไม่เชิงเส้น (non-linear transformation หรือ non-rigid transformation) เป็นการแปลงแบบที่ไม่รักษารูปร่างเดิมของวัตถุ อาจมีการบิดเบือน (deformation) ของวัตถุในลักษณะที่ยืดหยุ่นมาก ระยะห่างระหว่างจุดต่าง ๆ รวมถึงมุมภายในของวัตถุอาจเปลี่ยนแปลงไปโดยสิ้นเชิง ซึ่งต่างจากการแปลงแบบเชิงเส้นหรือแอฟไฟน์ที่รักษาความเป็นเส้นตรงของเส้นหรือสัดส่วนบางอย่างของวัตถุ การแปลงนี้ประกอบด้วย การย้ายตำแหน่ง การหมุน การย่อหรือขยาย และการบิด โดยภาพสองมิติและภาพสามมิติมี df มากกว่าการแปลงแบบแอฟไฟน์ ขึ้นอยู่กับรูปแบบการแปลง

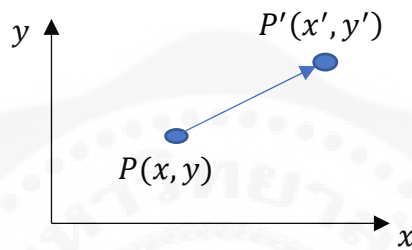


รูปที่ 10.3 ประเภทของการแปลงภาพแบบเชิงเส้น แบบแอฟไฟน์ และแบบไม่เชิงเส้น

10.3.1 การย้ายตำแหน่งภาพ (Image Translation)

การย้ายตำแหน่งภาพ หรือการเลื่อนขนาน (image translation) คือ การเลื่อนตำแหน่งของวัตถุจากพิกัดหนึ่งไปยังอีกพิกัดหนึ่งในแนวเส้นตรง โดยสามารถย้ายตำแหน่งของจุดในระบบพิกัดสองมิติได้โดยการบวกระยะการเลื่อน (translation distances) t_x และ t_y เข้ากับพิกัดเดิมของจุด $P(x, y)$ ทำให้ได้พิกัดใหม่ $P'(x', y')$ ดังแสดงในรูปที่ 10.4 โดยที่ $x' = x + t_x$ และ $y' = y + t_y$ คู่อันดับ t_x และ t_y เรียกว่าเวกเตอร์การย้าย (translation vector) หรือเวกเตอร์การเลื่อน (shift vector)

การย้ายตำแหน่งนี้จัดเป็นการแปลงแบบที่ไม่ทำให้เสียรูปร่าง (rigid-body transformation) ซึ่งหมายความว่า เป็นเพียงการเลื่อนตำแหน่งวัตถุไปยังจุดใหม่ในระบบพิกัด และทุกจุดบนวัตถุจะถูกเลื่อนด้วยระยะทางเดียวกัน โดยไม่เกิดการเปลี่ยนรูปร่าง ขนาด หรือมุมมองของส่วนประกอบต่าง ๆ ของวัตถุ



รูปที่ 10.4 การย้ายตำแหน่งของจุดในภาพ

ถ้าเราแทนพิกัดตำแหน่ง P และ P' ด้วยเวกเตอร์แนวตั้ง และแทนเวกเตอร์การย้ายด้วย T สามารถเขียนในรูปเวกเตอร์ได้ดังนี้

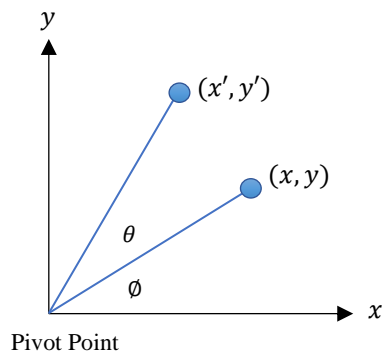
$$P' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} \quad P = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad \text{และ} \quad T = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix}$$

จากเวกเตอร์พิกัดตำแหน่งและเวกเตอร์การย้าย เราสามารถเขียนสมการการย้ายตำแหน่งได้เป็น $P' = P + T$ หรือเขียนในรูปแบบเมทริกซ์ได้ตามสมการที่ (10.1)

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x + t_x \\ y + t_y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10.1)$$

10.3.2 การหมุนภาพ (Image Rotation)

การหมุนภาพ (image rotation) ในระบบพิกัด 2 มิติ ทำได้โดยการเปลี่ยนตำแหน่งของวัตถุไปตามเส้นทางวงกลมบนระนาบ xy จะมีการกำหนดมุมการหมุน (rotation angle) เป็น θ และกำหนดตำแหน่งจุดหมุน (rotation point หรือ pivot point) เป็น x_r, y_r โดยจะทำการหมุนวัตถุไปรอบ ๆ จุดนี้ โดยค่ามุมการหมุน อาจเป็นค่าบวกสำหรับการหมุนแบบทวนเข็มนาฬิกาหรือจุดหมุน และค่าลบสำหรับการหมุนแบบตามเข็มนาฬิกาหรือจุดหมุน การเปลี่ยนแปลงรูปโดยการหมุนนี้ สามารถนิยามได้โดยการหมุนรอบแกนหมุนแกนหนึ่งที่ตั้งฉากกับระนาบ xy และผ่านจุดหมุน ดังแสดงตามรูปที่ 10.5



รูปที่ 10.5 การหมุนรอบแกนหมุนแกนหนึ่งของจุดในภาพผ่านจุดหมุน

จากรูปที่ 10.5 สามารถเขียนสมการการหมุนภาพ 2 มิติ ได้ดังนี้

$$x = r \cos(\phi) \text{ และ } y = r \sin(\phi)$$

$$x' = r \cos(\phi + \theta) = r(\cos(\phi) \cos(\theta) - \sin(\phi) \sin(\theta))$$

$$y' = r \sin(\phi + \theta) = r(\sin(\phi) \cos(\theta) + \cos(\phi) \sin(\theta))$$

จากสมการข้างบน จะได้สมการของการหมุนรอบจุดหมุน ดังนี้คือ

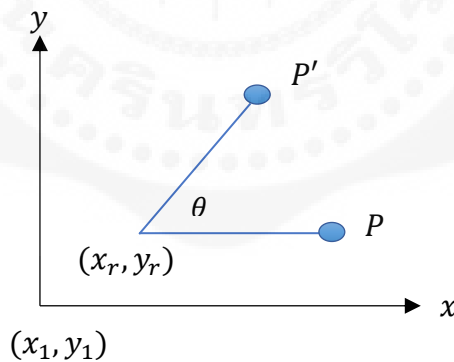
$$x' = x \cos(\theta) - y \sin(\theta)$$

$$y' = x \sin(\theta) + y \cos(\theta)$$

ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบของเมทริกซ์ได้เป็น $P' = R \cdot P$ เมื่อ

$$P' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} \quad P = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad \text{และ} \quad R = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}$$

การหมุนภาพเมื่อจุดหมุนไม่ได้อยู่ที่จุดกำเนิด (origin) โดยย้ายไปอยู่ที่ตำแหน่ง (x_r, y_r) ดังแสดงในรูปที่ 10.6



รูปที่ 10.6 การหมุนของจุดในภาพเมื่อจุดหมุนไม่ได้อยู่ที่จุด (0,0)

วิธีการในการหมุนภาพเมื่อจุดหมุนไม่ได้อยู่ที่จุด (0,0) สามารถทำได้ดังนี้คือ

1. ทำการเปลี่ยนจุดหมุนไปยังจุด (0,0) $x_1 = x - x_r$ และ $y_1 = y - y_r$
2. ทำการหมุนรอบจุด (0,0) $x' = (x - x_r) \cos(\theta) - (y - y_r) \sin(\theta)$ และ $y' = (x - x_r) \sin(\theta) + (y - y_r) \cos(\theta)$
3. ย้ายกลับไปยังจุดเดิม โดยการบวกด้วย x_r และ y_r

$$x' = (x - x_r) \cos(\theta) - (y - y_r) \sin(\theta) + x_r$$

$$y' = (x - x_r) \sin(\theta) + (y - y_r) \cos(\theta) + y_r$$

จากขั้นตอนการหมุนภาพเมื่อจุดหมุนไม่ได้อยู่ที่จุด $(0,0)$ สามารถเขียนในรูปแบบเมทริกซ์ได้ตามสมการที่ (10.2)

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10.2)$$

10.3.3 การปรับขนาดภาพ (Image Scaling)

การปรับขนาดภาพ (image scaling) คือ การเปลี่ยนแปลงขนาดของวัตถุ โดยใช้การคูณค่าพิกัด $P(x, y)$ ของแต่ละจุดยอด (vertex) ด้วยตัวประกอบการย่อหรือขยาย (scaling factors) s_x และ s_y เพื่อให้ได้พิกัดใหม่ $P'(x', y')$ โดยที่ $x' = x \cdot s_x$ และ $y' = y \cdot s_y$

เราสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบของเมทริกซ์ได้ดังนี้คือ $P' = S \cdot P$ เมื่อ

$$P' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} \quad P = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad \text{และ} \quad S = \begin{bmatrix} s_x & 0 \\ 0 & s_y \end{bmatrix}$$

หรือสามารถเขียนสมการของการปรับขนาดภาพในรูปแบบเมทริกซ์ได้ตามสมการที่ (10.3)

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10.3)$$

ตัวประกอบการย่อ/ขยาย s_x และ s_y มีค่าเป็นบวกและมีความหมายดังนี้

- $s_x, s_y < 1$ คือการย่อขนาดรูปทรงของวัตถุ
- $s_x, s_y > 1$ คือการขยายขนาดรูปทรงของวัตถุ
- $s_x = s_y$ คือการย่อหรือขยายเป็นไปตามสัดส่วนหรือแบบเอกรูป (uniform scaling)
- $s_x \neq s_y$ คือการย่อหรือขยายแบบไม่เป็นอัตราส่วนหรือแบบผลต่าง (differential scaling)

เราสามารถควบคุมตำแหน่งของวัตถุที่ถูกย่อ/ขยายขนาดได้โดยกำหนดจุดคงที่ (fixed point) (x_f, y_f) โดยจุดตำแหน่งนี้จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงหลังจากการแปลงรูปแบบย่อ/ขยาย รูปหลายเหลี่ยม (polygon) จะถูกย่อ/ขยายขนาดโดยสัมพันธ์ (relative) กับจุดคงที่นี้ โดยจะย่อ/ขยายระยะห่างของแต่ละจุดยอด (vertex) ของรูปไปยังจุดคงที่นี้แทน วิธีการในการย่อและขยายภาพเมื่อจุดคงที่ของการย่อและขยายไม่ได้อยู่ที่จุดกำเนิด $(0,0)$ มีขั้นตอนการทำงานได้ดังนี้คือ

1. ให้ย้ายตำแหน่งไปยังจุด origin ใหม่ คือ $x - x_f$ และ $y - y_f$
2. ย่อและขยายภาพในแนวแกน x และ y รอบจุด origin ใหม่ $(x - x_f) \cdot s_x$ และ $(y - y_f) \cdot s_y$
3. ย้ายไปยัง fixed Point เหมือนเดิม $x_f + (x - x_f) \cdot s_x$ และ $y_f + (y - y_f) \cdot s_y$

จากขั้นตอนทั้ง 3 ที่กล่าวมาแล้วสามารถเขียนสมการย่อและขยายภาพได้ตามสมการดังนี้

$$\begin{aligned} x' &= x_f + (x - x_f) \cdot s_x = x \cdot s_x + x_f(1 - s_x) \\ y' &= y_f + (y - y_f) \cdot s_y = y \cdot s_y + y_f(1 - s_y) \end{aligned}$$

จากสมการข้างบน เราสามารถเขียนสมการการย่อและขยายภาพโดยใช้เมทริกซ์ดังนี้คือ

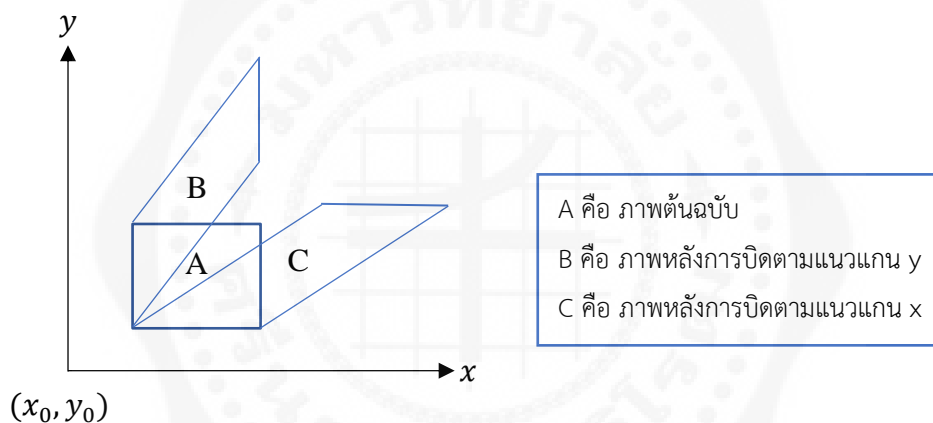
$$P' = \begin{bmatrix} s_x & 0 \\ 0 & s_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_f(1 - s_x) \\ y_f(1 - s_y) \end{bmatrix}$$

10.3.4 การบิดภาพ (Image Shearing)

การบิดภาพ (image shearing) เป็นการแปลงรูปร่างของภาพโดยการเอียงหรือการเคลื่อนพิกเซลในแนวเอียงไปในทิศทางต่าง ๆ ทั้งในแนวแกน x และ y โดยที่ตำแหน่งของพิกเซลภายในภาพจะถูกเปลี่ยนแปลงตามอัตราการบิด (shear factor) ในแนวแกน x ที่ shX หรือในแนวแกน y ที่ shY เรานำพิกัดเดิม (x, y) คูณด้วยอัตราการบิด จะได้พิกัดใหม่บนภาพเป็น (x', y') ดังนี้:

- การบิดภาพตามแนวแกน x จะได้พิกัดใหม่เป็น $y' = y, \quad x' = x + y.shX$
- การบิดภาพตามแนวแกน y จะได้พิกัดใหม่เป็น $x' = x, \quad y' = y + x.shY$

การบิดภาพสามารถทำได้ในทุกทิศทาง เช่น การบิดภาพไปทางด้านขวาหรือซ้าย การบิดภาพไปทางบนหรือล่าง หรือการบิดภาพในทั้งสองทิศทางพร้อมกัน รูปที่ 10.7 แสดงการบิดภาพของภาพต้นฉบับ A การบิดภาพในแนวแกน y ได้ภาพ B และการบิดภาพในแนวแกน x ได้ภาพ C จะเห็นได้ว่าการบิดภาพทำให้รูปร่างของวัตถุในภาพเกิดการเปลี่ยนแปลงไปเป็นรูปร่างสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูน เราสามารถเขียนสมการของการบิดภาพในแนวแกน x และแนวแกน y ได้ตามสมการที่ (10.4)



รูปที่ 10.7 การบิดภาพตามแนวแกน x และ y

จากขั้นตอนการบิดภาพ เราสามารถเขียนในรูปแบบเมทริกซ์ได้ตามสมการที่ (10.4)

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} shX & 0 & 0 \\ 0 & shY & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10.4)$$

10.4 การเขียนโปรแกรมเพื่อแปลงภาพทางเรขาคณิตพื้นฐานและการซ้อนทับภาพ

การแปลงภาพทางเรขาคณิตเป็นพื้นฐานสำคัญของการซ้อนทับภาพ ดังที่กล่าวมาแล้ว ใน MATLAB เราสามารถเขียนโปรแกรมเพื่อแปลงภาพทางเรขาคณิต เช่น การเลื่อน (translation) การปรับขนาด (scaling) การหมุน (rotation) และการบิด (shearing) ได้ตามตัวอย่างที่ 10.1 ซึ่งแสดงการเขียนโปรแกรมเพื่อแปลงภาพพื้นฐานด้วยการเลื่อน การย่อ/ขยาย การหมุน และการบิด โดยใช้ฟังก์ชันที่สำคัญคือ `imtranslate`, `imresize`, `imrotate`, `maketform` และ `imtransform` ภาพผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 10.8

ในการซ้อนทับภาพ เราสามารถใช้ฟังก์ชัน `imregister` เพื่อซ้อนทับภาพในรูปแบบต่างๆ เช่น การแปลงแบบเชิงเส้นและการแปลงแบบแอฟไฟน์ รวมทั้งใช้ฟังก์ชัน `imregconfig` ในการคำนวณพารามิเตอร์ที่เหมาะสมตามชนิดของภาพ ดังแสดงในตัวอย่างที่ 10.2 และภาพผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 10.9

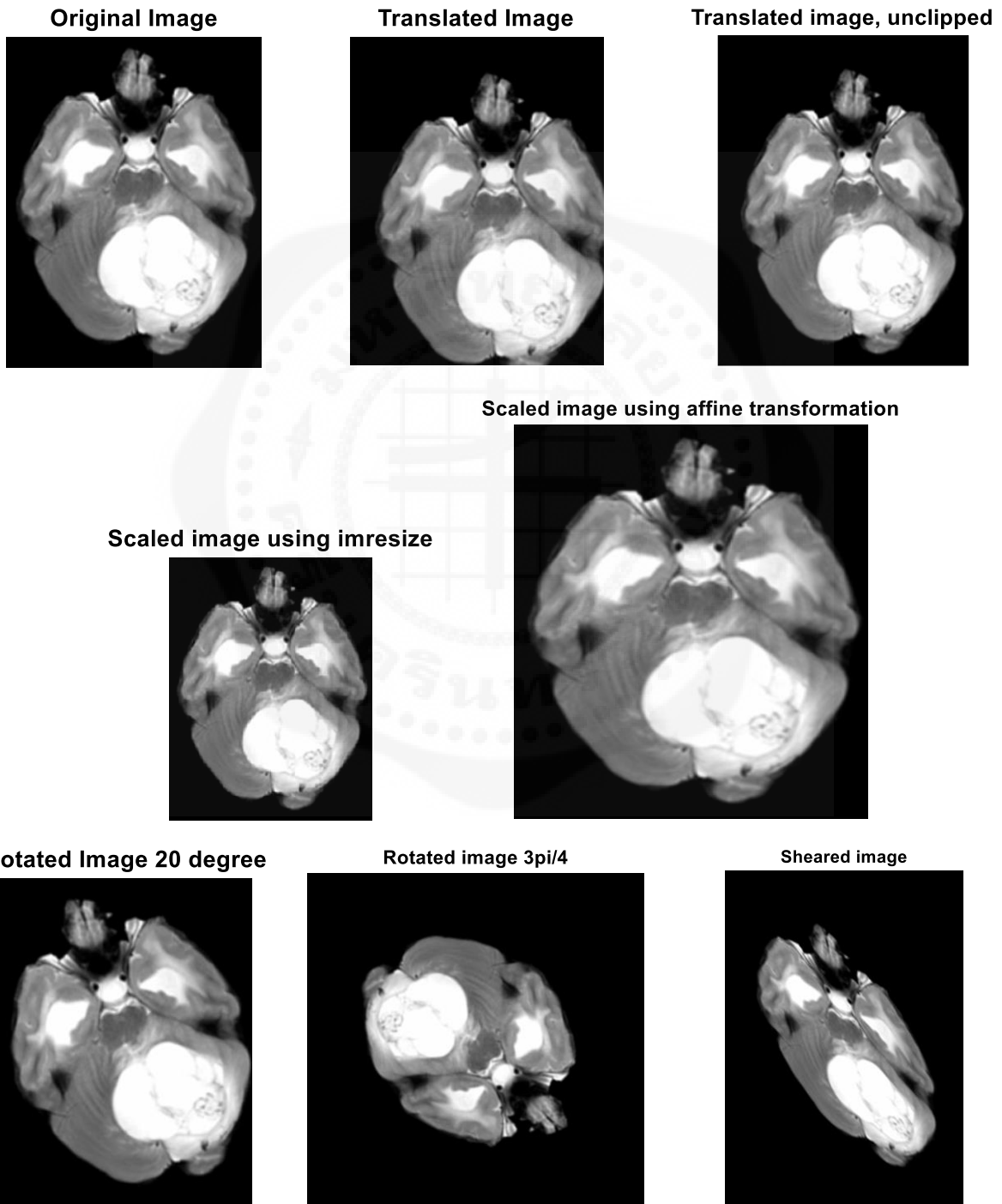
ตัวอย่างที่ 10.1 โปรแกรมการแปลงภาพพื้นฐานเพื่อเลื่อน ย่อ/ขยาย หมุน และบิด

```
1 % Read image
2 I = imread("T2_EP.png");
3 figure(1), imshow(I)
4 title("Original Image")
5
6 % Translation: Translates the image by shifting it 15 pixels in
7 % the x-direction and 25 pixels in the y-direction
8 I1 = imtranslate(I,[15, 25]);
9 figure(2), imshow(I1)
10 title("Translated Image")
11
12 % Translation with unclipped output
13 I2 = imtranslate(I,[15, 25],"OutputView","full");
14 figure(3), imshow(I2)
15 title("Translated Image, Unclipped")
16
17 % Scaling: Resizes the image to 40% of its original size using
18 % nearest neighbor interpolation
19 I4 = imresize(I,0.8,'nearest');
20 figure(4), imshow(I4)
21 title('Resized Image Using Nearest Neighbor Interpolation')
22
23 % Scaling using affine transformation: Scales the image by a
24 % factor of 2 in the x-direction and 3 in the y-direction using
25 % an affine transform
26 s=[1.4,1.2];
27 tform1 = maketform('affine',[s(1) 0 0; 0 s(2) 0; 0 0 1]);
28 I5 = imtransform(I,tform1);
29 figure(5), imshow(I5)
30 title('Scaled Image')
31
32 % Rotation: Rotates the image 20 degrees using bilinear
33 % interpolation and crops the result to fit the original image
34 % size
35 I6 = imrotate(I,20,'bilinear','crop');
36 figure(6), imshow(I6)
37 title('Rotated Image 20 degree')
38
39 % Rotation using an affine transform: Rotates the image by 3π/4
40 % radians (135 degrees) using an affine transformation
41 theta=3*pi/4;
42 A=[cos(theta) sin(theta) 0; -sin(theta) cos(theta) 0; 0 0 1];
43 tform3 = maketform('affine',A);
44 I7 = imtransform(I,tform3);
45 figure(7), imshow(I7)
```

```

46 title('Rotated Image 3pi/4')
47
48 % Shearing: shear the image with shear factors of 0.5 in the x-
49 % direction and 0.2 in the y-direction
50 sh=[0.5 0.2];
51 tform2 = maketform('affine',[1 sh(1) 0; sh(2) 1 0; 0 0 1]);
52 I8 = imtransform(I,tform2);
53 figure(8), imshow(I8)
54 title('Sheared Image')

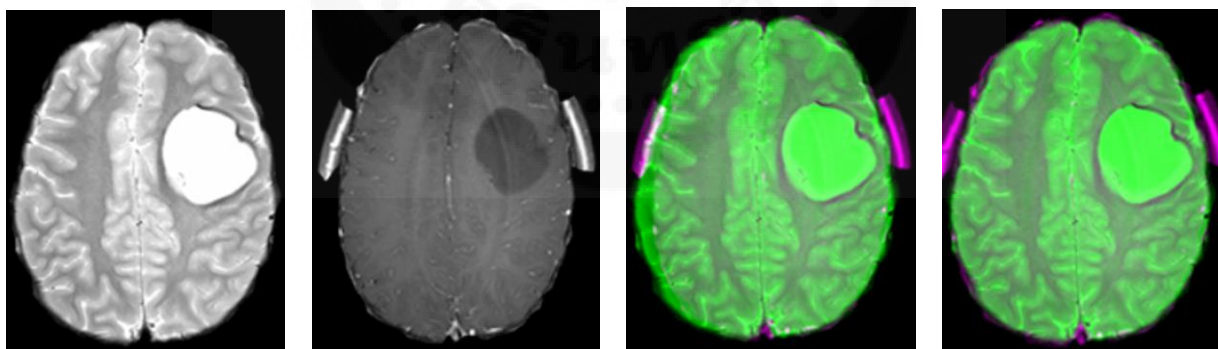
```



รูปที่ 10.8 การแปลงภาพพื้นฐานด้วยการเลื่อน การปรับขนาด การหมุน และการบิด

ตัวอย่างที่ 10.2 โปรแกรมเพื่อซ้อนทับภาพด้วยวิธีการแปลงแอฟเฟนด้วยฟังก์ชัน imregister

```
1 % Read reference and floating images
2 fixedOrg = imread('T2_PA.png');
3 movingOrg = imread('T1_PA.png');
4
5 % Convert from rgb to gray scale
6 fixed = rgb2gray(fixedOrg);
7 moving = rgb2gray(movingOrg);
8
9 % View the misaligned images
10 imshowpair(fixed, moving, 'Scaling', 'joint')
11
12 % Create the optimizer and metric, setting the modality to
13 % 'multimodal' since the images come from different sensors.
14 [optimizer, metric] = imregconfig('multimodal');
15
16 % Tune the properties of the optimizer to get the problem to
17 % converge on a global maximum and to allow for more iterations.
18 optimizer.InitialRadius = 0.009;
19 optimizer.Epsilon = 1.5e-4;
20 optimizer.GrowthFactor = 1.01;
21 optimizer.MaximumIterations = 300;
22
23 % Perform the registration.
24 movingRegistered = imregister(moving, fixed, 'affine', optimizer,
25 metric);
26
27 % View the registered images.
28 figure, imshowpair(fixed, movingRegistered, 'Scaling', 'joint')
```



ภาพต้นฉบับ

ภาพที่ต้องการซ้อนทับ

ภาพที่ยังไม่ได้ซ้อนทับ

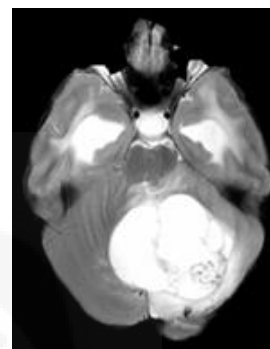
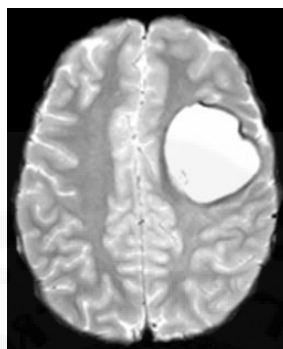
ภาพที่ผ่านการซ้อนทับ

รูปที่ 10.9 การซ้อนทับภาพด้วยวิธีการแปลงแอฟเฟนโดยใช้ฟังก์ชัน imregister

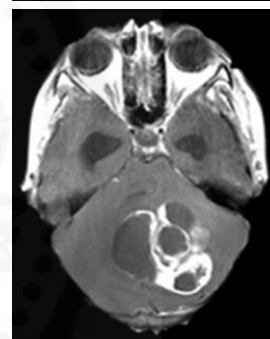
คำถามท้ายบท

1. การซ้อนทับภาพมีประโยชน์ในการประมวลผลทางการแพทย์อย่างไร
2. อธิบายหลักการการซ้อนทับภาพพื้นฐานแบบ 1. การเลื่อนภาพ 2. การหมุนภาพ 3. การปรับขนาด และ 4. การบิดภาพ
3. อธิบายหลักการการซ้อนทับภาพพื้นฐานแบบ 1. การแปลงแบบเชิงเส้น 2. การแปลงแบบแอฟไฟน์ 3. การแปลงแบบไม่เชิงเส้น
4. เขียนโปรแกรมเพื่อทำการซ้อนทับภาพที่ต้องการซ้อนทับบนภาพต้นฉบับต่อไปนี้

ภาพต้นฉบับ
(MRI-T2)



ภาพที่ต้องการซ้อนทับ
(MRI-T1 post contrast)



เอกสารอ้างอิง

1. Bankman, I. N. (2008). Handbook of Medical Image Processing and Analysis (2nd ed.), Elsevier.
2. Tantisatirapong, S. (2014). Texture Analysis of Multimodal Magnetic Resonance Images in Support of Diagnostic Classification of Childhood Brain Tumours, University of Birmingham, United Kingdom.
3. Zitová, B., & Flusser, J. (2003). Image Registration Methods: A Survey. Image and Vision Computing, 21(11), 977-1000.
4. Crum, W. R., Hartkens, T., & Hill, D. L. (2004). Non-Rigid Image Registration: Theory and Practice. The British Journal of Radiology, 77(Spec No 2), S140-S153.
5. Jenkinson, M., Bannister, P., Brady, M., & Smith, S. (2002). Improved Optimization for the Robust and Accurate Linear Registration and Motion Correction of Brain Images. NeuroImage, 17(2), 825-841.

บทที่ 11

การแบ่งส่วนภาพ

Image Segmentation

11.1 บทนำ

การแบ่งส่วนภาพ (image segmentation) คือการแบ่งภาพดิจิทัลออกเป็นกลุ่มย่อยที่มีความคล้ายคลึงหรือมีความสัมพันธ์กัน เพื่อแยกแยะระหว่างพื้นหลัง (background) และพื้นที่ที่สนใจ (region of interest: ROI) ออกจากกัน การแบ่งส่วนภาพจึงมีประโยชน์ในการช่วยลดจำนวนข้อมูลที่ไม่จำเป็นออกจากภาพ ทำให้การวิเคราะห์ข้อมูลภาพมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น นำไปใช้งานเพื่อวิเคราะห์รูปลักษณะของวัตถุ คำนวณขนาดของวัตถุ นับจำนวนวัตถุภายในภาพ หรือเพื่อจำแนกข้อมูลภาพเชิงวัตถุ เป็นต้น ในการประมวลผลภาพทางการแพทย์ การแบ่งส่วนภาพมีบทบาทสำคัญในหลายด้าน เช่น การระบุขนาดและชนิดของพยาธิสภาพของรอยโรค ดังแสดงในรูปที่ 11.1 การแบ่งส่วนภาพเนื้องอกสมอง (brain tumor) เพื่อคำนวณขนาดของเนื้องอก รวมทั้งวิเคราะห์ชนิดของเนื้องอกด้วยกระบวนการเรียนรู้ของเครื่องจักร เพื่อนำไปสู่การวางแผนในการรักษาโดยการผ่าตัดหรือคำนวณปริมาณยาที่ต้องใช้ในการรักษาได้อย่างมีประสิทธิภาพ



ภาพต้นฉบับ

เนื้องอกสมองที่ถูกสกัดด้วยเส้นขอบสีแดง

รูปที่ 11.1 ภาพ MRI-T2 ก่อนและหลังการสกัดเนื้องอกสมอง

(ที่มา: Tantisatirapong, 2014, p. 172)

วิธีการแบ่งส่วนภาพสามารถแยกออกตามระดับปฏิสัมพันธ์กับผู้ใช้ (level of user interaction) หรือวิธีการประมวลผลภาพ ในด้านระดับปฏิสัมพันธ์กับผู้ใช้ เราสามารถแบ่งออกเป็น 3 ระดับ คือการแบ่งส่วนภาพด้วยมือ (manual segmentation) การแบ่งส่วนภาพแบบกึ่งอัตโนมัติ (semi-automatic segmentation) และการแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติ (fully-automatic segmentation) ซึ่งมีคุณลักษณะที่แตกต่างกันดังนี้

การแบ่งส่วนภาพด้วยมือ

- ขึ้นอยู่กับความรู้ความเชี่ยวชาญของผู้ใช้ในการระบุตำแหน่งและแยกแยะส่วนต่าง ๆ ของภาพ
- ใช้เป็นมาตรฐานอ้างอิง (ground truth หรือ gold standard) เนื่องจากความแม่นยำสูงที่ได้จากการทำด้วยมือของผู้เชี่ยวชาญ การแบ่งส่วนภาพด้วยมือนี้ใช้ในการประเมินและทดสอบความถูกต้องของโมเดลหรือวิธีการต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบกับมาตรฐานนี้
- ใช้แรงงานมาก (labor intensive) และใช้เวลานาน
- ไม่สามารถทำซ้ำใหม่ได้ (irreproducible) เนื่องจากมีปัจจัยที่เปลี่ยนแปลงได้ในแต่ละครั้งที่สักรูปภาพ
- มีความแปรผันระหว่างการพิจารณาจากผู้สังเกตการณ์แบบภายในคนเดียว (intra-observer variability) และระหว่างบุคคล (inter-observer variability) ซึ่งเป็นผลมาจากความแตกต่างในความเชี่ยวชาญและประสบการณ์ในการประเมินและวินิจฉัย

การแบ่งส่วนภาพแบบกึ่งอัตโนมัติ

- ลดการปฏิสัมพันธ์ผู้ใช้ ผู้ใช้ไม่จำเป็นต้องทำการแบ่งส่วนภาพทั้งหมดด้วยตนเอง เพียงแต่กำหนดข้อมูลบางส่วนเพื่อให้โปรแกรมทำการแบ่งส่วนภาพต่อได้ เช่น การระบุจุดเริ่มต้นหรือการกำหนดขอบเขตเบื้องต้นของพื้นที่ที่สนใจ
- เป็นการประสานงานระหว่างผู้ใช้และคอมพิวเตอร์เพื่อกำหนดพื้นที่ที่สนใจได้อย่างเหมาะสม สามารถลดเวลาและความพยายามของผู้ใช้ได้ ในขณะที่เดียวกันยังสามารถรักษาความแม่นยำและความน่าเชื่อถือในการแบ่งส่วนภาพตามมาตรฐานที่ต้องการ

การแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติ

- ไม่ต้องใช้ปฏิสัมพันธ์กับผู้ใช้ ภาพถูกนำเข้าไปในระบบแล้ว กระบวนการทั้งหมดจะถูกดำเนินการโดยอัลกอริทึมที่ออกแบบไว้ วิธีการนี้เหมาะสำหรับการประมวลผลภาพจำนวนมากที่ต้องการความรวดเร็วและอัตโนมัติ เช่น ในการประมวลผลภาพถ่ายดาวเทียม ภาพจากกล้องวงจรปิด หรือภาพในงานอุตสาหกรรม
- สามารถใช้เวลาประมวลผลที่รวดเร็ว เนื่องจากกระบวนการทั้งหมดถูกจัดการโดยคอมพิวเตอร์ การแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติสามารถทำงานได้อย่างรวดเร็วและมีประสิทธิภาพเมื่อเทียบกับการแบ่งส่วนภาพด้วยมือหรือแบบกึ่งอัตโนมัติ ความรวดเร็วนี้มีความสำคัญในงานที่ต้องการผลลัพธ์ทันทีหรือในงานที่มีปริมาณข้อมูลจำนวนมาก เช่น การตรวจสอบคุณภาพในสายการผลิตหรือการประมวลผลภาพทางการแพทย์ในเวลาจริง (real-time)
- อาจไม่เหมาะสมกับภาพทางการแพทย์ที่มีระดับความเข้มสีของเนื้อเยื่อที่ไม่สม่ำเสมอ และมีความซับซ้อนสูง เนื่องจากเนื้อเยื่อต่าง ๆ มีความแตกต่างในระดับความเข้มสี พื้นผิวที่ไม่สม่ำเสมอ ความเข้มสีแตกต่างกันน้อยระหว่างเนื้อเยื่อ หรือมีสิ่งรบกวนในภาพ ทำให้อัลกอริทึมการแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติไม่

สามารถระบุขอบเขตของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะได้อย่างถูกต้อง จึงอาจไม่เหมาะสมในสถานการณ์ที่ต้องการความแม่นยำสูง เช่น การวินิจฉัยโรคหรือการวางแผนการผ่าตัด

วิธีการแบ่งส่วนภาพ ยังสามารถแบ่งตามหลักการแบ่งส่วนภาพได้เป็น 4 ประเภทใหญ่ ๆ คือ การกำหนดค่าขีดแบ่ง หรือเธรชโฮลดิ้ง (thresholding) การจับขอบภาพ (edge detection) การแบ่งส่วนภาพโดยอิงพื้นที่ (region-based segmentation) และการแบ่งส่วนภาพโดยการจำแนกประเภทข้อมูล (classification-based segmentation) การเลือกวิธีการแบ่งส่วนภาพนี้ ขึ้นอยู่กับลักษณะของปัญหาที่ต้องการแก้ไขและคุณสมบัติของภาพที่ต้องการประมวลผล แต่ละวิธีมีข้อดีและข้อจำกัดเฉพาะตัว ซึ่งสามารถเลือกใช้หรือปรับปรุงตามความต้องการ ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการแบ่งส่วนภาพทั้ง 4 ประเภทต่อไปนี้

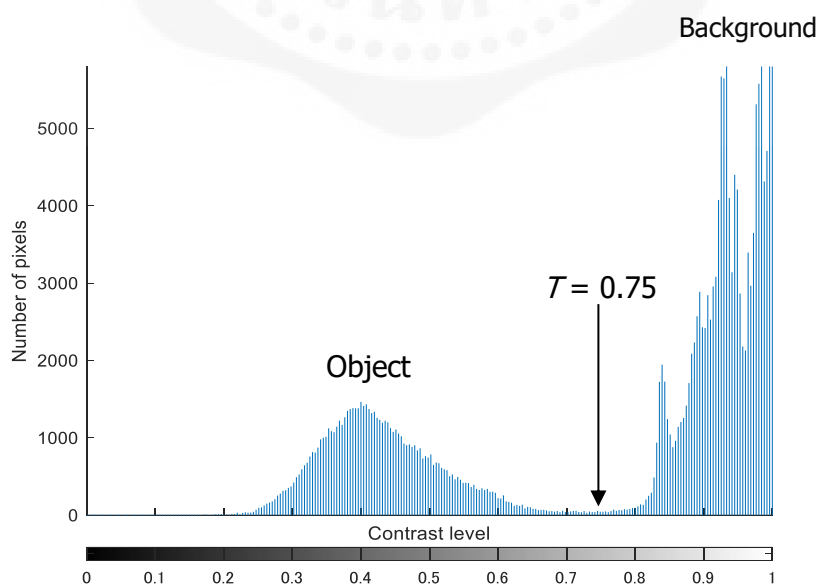
11.2 การกำหนดค่าขีดแบ่ง (Thresholding)

การกำหนดค่าขีดแบ่ง (thresholding) เป็นวิธีการแบ่งส่วนภาพที่ง่ายที่สุด โดยแบ่งพิกเซลออกเป็นคลาสต่าง ๆ ตามระดับความเข้มสีและจำนวนค่าขีดแบ่งที่กำหนด การแบ่งส่วนไบนารีด้วยค่าขีดแบ่ง (binary thresholding) เป็นการแบ่งภาพออกเป็นขาวและดำ หรือวัตถุและพื้นหลัง ซึ่งสามารถอธิบายได้ด้วยสมการคณิตศาสตร์ดังนี้

กำหนดให้ ภาพ f ประกอบด้วยพิกเซล $f(x, y)$ แบ่งภาพออกเป็นสองกลุ่มด้วยค่าขีดแบ่ง T จะได้ภาพใหม่เป็น $g(x, y)$ โดยนิยามของค่าพิกเซล $g(x, y)$ สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (11.1)

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{if } f(x, y) < T \end{cases} \quad (11.1)$$

รูปที่ 11.2 แสดงฮิสโทแกรมของความเข้มสีระหว่างพื้นหลังและวัตถุที่สนใจ โดยวัตถุที่สนใจมีค่าความเข้มสีที่สว่างน้อยกว่าพื้นหลัง และสามารถแยกออกจากกันได้อย่างเหมาะสมที่ค่าขีดแบ่งเท่ากับ 0.75



รูปที่ 11.2 ฮิสโทแกรมของภาพโทนสีเทา และเส้นขีดแบ่งระหว่างวัตถุและพื้นหลัง

การกำหนดค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมสามารถคำนวณหาได้จากความเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneity) ของแต่ละกลุ่มข้อมูล โดยวัดจากค่าความแปรปรวนภายในกลุ่ม (within group variance) ค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมทำให้ความแปรปรวนภายในกลุ่มมีค่าต่ำที่สุด เราสามารถคำนวณค่าขีดแบ่ง T ได้จากค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวนภายในกลุ่มของวัตถุและพื้นหลังได้จากสมการที่ (11.2) ถึง (11.6) ดังนี้

กำหนดให้ o แทนกลุ่มพิกเซลของวัตถุที่สนใจที่มีค่าความเข้มสี $\leq T$ และ b แทนกลุ่มพิกเซลของพื้นหลังที่มีค่าความเข้มสี $> T$

$$\mu_o(T) = \sum_{i=0}^T \frac{iP(i)}{p_o(T)} \quad (11.2)$$

$$\mu_b(T) = \sum_{i=T+1}^{255} \frac{iP(i)}{p_b(T)} \quad (11.3)$$

$$\sigma_o^2(T) = \sum_{i=1}^T \frac{[i - \mu_o(T)]^2 P(i)}{p_o(T)} \quad (11.4)$$

$$\sigma_b^2(T) = \sum_{i=T+1}^{255} \frac{[i - \mu_b(T)]^2 P(i)}{p_b(T)} \quad (11.5)$$

$$\sigma_w^2(T) = \sigma_o^2(T)p_o(T) + \sigma_b^2(T)p_b(T) \quad (11.6)$$

โดยที่ $P(i)$ ความน่าจะเป็นของการเกิดพิกเซล i

$p_o(T)$ และ $p_b(T)$ คือ ความน่าจะเป็นเบื้องต้น หรือทราบมาก่อน (prior probability) ของพิกเซลในกลุ่ม o และกลุ่ม b ที่ค่าขีดแบ่ง T

$\mu_o(T)$ และ $\mu_b(T)$ คือ ค่าเฉลี่ยของค่าความเข้มสีของพิกเซลในกลุ่ม o และในกลุ่ม b ที่ค่าขีดแบ่ง T

$\sigma_o^2(T)$ และ $\sigma_b^2(T)$ คือ ค่าความแปรปรวนของพิกเซลในกลุ่ม o และในกลุ่ม b ที่ค่าขีดแบ่ง T

$\sigma_w^2(T)$ คือ ความแปรปรวนภายในกลุ่ม (within group variance)

ใน MATALB เราสามารถเขียนโปรแกรมเพื่อสกัดภาพด้วยฟังก์ชัน **graythresh** สำหรับการกำหนดค่าขีดแบ่งค่าเดียว และฟังก์ชัน **multithresh** สำหรับการกำหนดค่าขีดแบ่งหลายค่า ตามตัวอย่างที่ 11.1 และผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 11.3 โดยภาพที่ผ่านการแบ่งส่วนด้วยค่าขีดแบ่งระดับเดียว แสดงการแยกเนื้อสมองออกจากพื้นหลัง ส่วนภาพที่ผ่านการแบ่งส่วนด้วยค่าขีดแบ่ง 2 ระดับ แสดงการแยกเนื้อออกนอกจากสมองปกติ แต่ยังไม่สามารถแยกออกจากเนื้อสมองสีเทา (gray matter) ได้

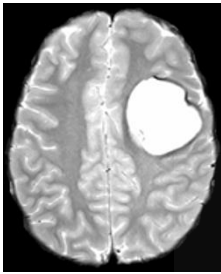
ตัวอย่างที่ 11.1 การเขียนโปรแกรมด้วยวิธีการกำหนดค่าขีดแบ่งเพื่อสกัดสมองและเนื้อออกสมอง

| | |
|---|--|
| 1 | <code>T2 = imread('T2.png');</code> % Read color image |
| 2 | <code>T2g = rgb2gray(T2);</code> % Convert to gray scale |
| 3 | <code>imshow(T2g)</code> |
| 4 | <code>figure, imhist(T2g)</code> % Plot histogram |

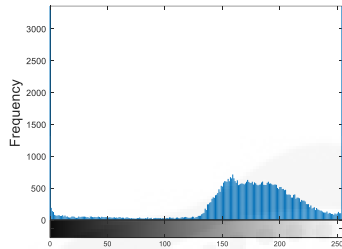
```

5 % Compute binary thresholding
6 level = graythresh(T2g)
7 BW = im2bw(T2g,level);
8 figure, imshow(BW)
9
10 % Compute multilevel thresholding
11 thresh = multithresh(T2g,2);
12 seg_I = imquantize(T2g,thresh);
13 RGB = label2rgb(seg_I);
14 figure, imshow(RGB)

```



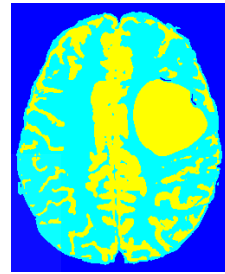
ภาพต้นฉบับ



ฮิสโทแกรมของภาพต้นฉบับ



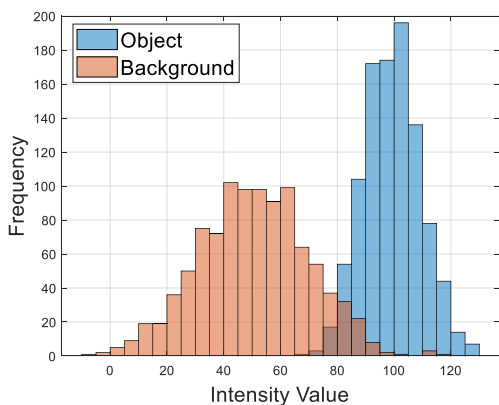
ค่าขีดแบ่งระดับเดียว



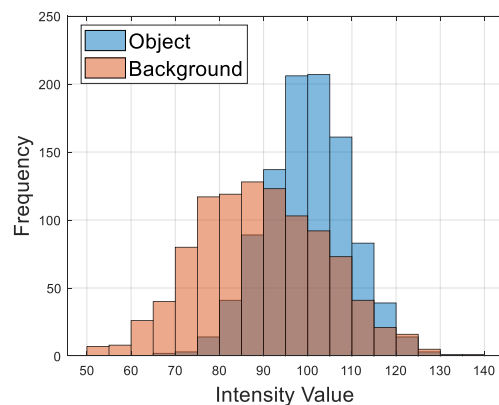
ค่าขีดแบ่ง 2 ระดับ

รูปที่ 11.3 การแบ่งส่วนภาพเนื้องอกสมองด้วยวิธีการกำหนดค่าขีดแบ่ง

การกำหนดค่าขีดแบ่งเป็นวิธีที่ใช้ข้อมูลของคุณสมบัติของพิกเซลเพียงอย่างเดียว โดยไม่พิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซล ทำให้การคำนวณใช้เวลารวดเร็ว ด้วยเหตุนี้ พิกเซลที่ไม่มีความเกี่ยวข้องสัมพันธ์กัน อาจถูกรวมเข้ามาอยู่ในส่วนของพื้นที่ที่ต้องการ ทำให้การแยกพิกเซลบางส่วนผิดพลาด เพราะพิกเซลอาจไม่ได้แทนค่าความเข้มสีที่แท้จริง โดยเฉพาะบริเวณใกล้ขอบของวัตถุ ดังที่เห็นในรูปที่ 11.4 ซึ่งแสดงการซ้อนทับกันของค่าความเข้มสีระหว่างวัตถุที่สนใจและพื้นหลัง ส่งผลให้พิกเซลของพื้นหลังถูกนำมารวมกลุ่มกับพื้นที่ที่สนใจจำนวนมาก ยิ่งความเปรียบต่างของความเข้มสีระหว่างวัตถุและพื้นหลังมีค่าใกล้เคียงกัน ก็ยิ่งทำให้ยากต่อการแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง นอกจากนี้วิธีนี้ยังขาดความเสถียรในการแบ่งส่วนภาพที่มีสัญญาณรบกวน ภาพที่มีความสว่างไม่คงที่หรือภาพที่มีขอบภาพไม่ชัดเจน ซึ่งอาจทำให้ได้ภาพวัตถุที่ไม่สมบูรณ์ หรือมีความไม่ต่อเนื่อง



(ก)



(ข)

รูปที่ 11.4 ฮิสโทแกรมของวัตถุที่สนใจและพื้นหลัง (ก) ที่ซ้อนทับกันบางส่วน และ (ข) ที่ซ้อนทับกันมากขึ้น

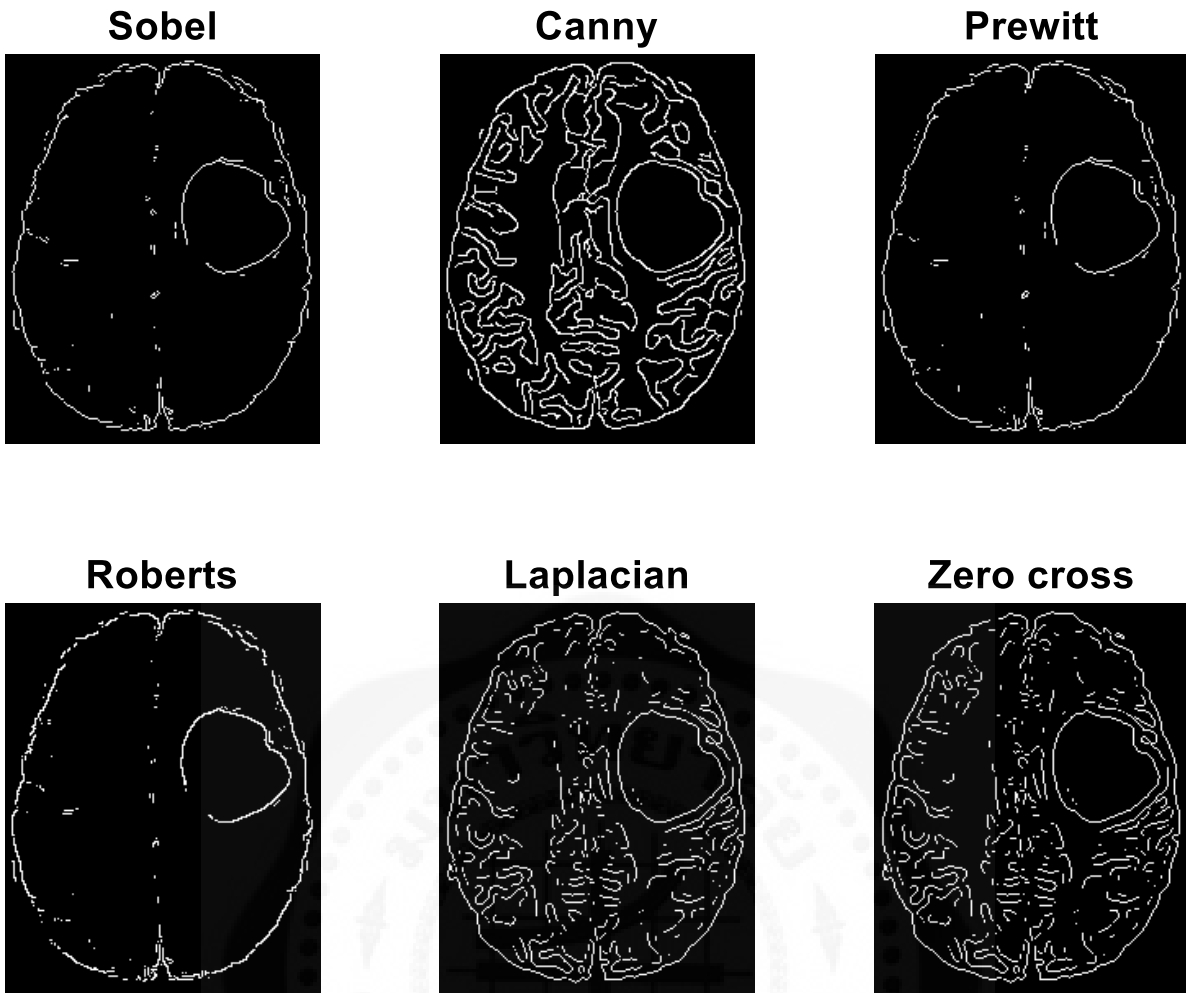
11.3 การหาขอบภาพ (Edge Detection)

การหาขอบภาพ (edge detection) เป็นกระบวนการหาขอบของวัตถุในภาพ โดยพิจารณาจากความแตกต่างของความเข้มสีจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่ง สามารถใช้หาเส้นรอบวัตถุที่อยู่ในภาพ เพื่อนำไปประมวลผลต่าง ๆ เช่น คำนวณพื้นที่หรือปริมาตรของวัตถุ หรือใช้จำแนกชนิดของวัตถุต่าง ๆ คุณภาพของภาพมีความสำคัญต่อการหาขอบภาพที่ถูกต้อง ถ้าภาพมีความละเอียดน้อย มีความเปรียบต่างของความเข้มสีระหว่างวัตถุไม่ชัดเจน มีสัญญาณรบกวนในภาพค่อนข้างมาก หรือมีความสว่างไม่สม่ำเสมอ ก็อาจทำให้ได้ขอบภาพที่ไม่สมบูรณ์ แต่ถ้าภาพมีความละเอียดสูง มีความเปรียบต่างระหว่างวัตถุชัดเจน มีสัญญาณรบกวนน้อย หรือมีความสว่างสม่ำเสมอ ทั่วภาพ การหาขอบภาพก็จะมีประสิทธิภาพมาก ในบทนี้จะกล่าวถึงเทคนิคเบื้องต้นในการหาขอบภาพดังต่อไปนี้

ใน MATLAB เราสามารถเขียนโปรแกรมเพื่อหาขอบภาพโดยใช้ฟังก์ชัน edge เช่น `sobel`, `canny`, `prewitt`, `roberts`, `log` และ `zerocross` ดังตัวอย่างที่ 11.2 ผลลัพธ์ในรูปที่ 11.5 แสดงความแตกต่างของการหาขอบภาพแต่ละชนิด จากการสังเกตพบว่า วิธี `canny` สามารถตรวจจับขอบภาพที่สมบูรณ์ของเนื้อสมองสีขาว เนื้อสมองสีเทา และขอบของเนื้องอกได้อย่างชัดเจนมากกว่าวิธีอื่น

ตัวอย่างที่ 11.2 การเขียนโปรแกรมเพื่อหาขอบภาพ

```
1 % Read color image and convert it to gray scale
2 T2 = imread('T2.png');
3 T2g = rgb2gray(T2);
4 imshow(T2)
5 figure, imshow(T2g)
6
7 % Compute edge detection using different methods
8 BWsobel = edge(T2g,'sobel');
9 BWcanny = edge(T2g,'canny');
10 BWprewitt = edge(T2g,'prewitt');
11 BWroberts = edge(T2g,'roberts');
12 BWlog = edge(T2g,'log');
13 BWzero = edge(T2g,'zerocross');
14
15 % Display the result of the edge detection methods
16 subplot(2,3,1), imshow(BWsobel)
17 subplot(2,3,2), imshow(BWcanny)
18 subplot(2,3,3), imshow(BWprewitt)
19 subplot(2,3,4), imshow(BWroberts)
20 subplot(2,3,5), imshow(BWlog)
21 subplot(2,3,6), imshow(BWzero)
```

รูปที่ 11.5 การหาขอบภาพของภาพสแกนสมอง

11.3.1 การหาขอบภาพโดยวิธีโซเบล (Sobel Edge Detection)

การหาขอบภาพโดยวิธีโซเบล (Sobel edge detection) เป็นการหาขอบภาพโดยใช้เทมเพลตหรือเคอร์เนล (kernel) ขนาด 3x3 ของโซเบลโอเปอเรเตอร์ (Sobel operator) ซึ่งประกอบด้วยเคอร์เนลในแนวนอน (G_x) และเคอร์เนลในแนวตั้ง (G_y) จากนั้นทำการคอนโวลูชัน (convolution) กับภาพดิจิทัล โดยเคอร์เนลแรกจะใช้ในการหาค่าความแตกต่างในแนวนอน และเคอร์เนลที่สองใช้ในการหาค่าความแตกต่างในแนวตั้ง

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad \text{และ} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (11.7)$$

การทำคอนโวลูชัน 2 มิติสามารถดำเนินการได้โดยเริ่มจากการพลิกเคอร์เนลทั้งในแนวนอนและแนวตั้ง (เรียกว่าการทำฟลิปเคอร์เนล) จากนั้นคูณค่าพิกเซลในภาพต้นฉบับกับค่าในเคอร์เนลที่ตรงกัน แล้วรวมผลคูณทั้งหมดเพื่อให้ได้ค่าคอนโวลูชัน ณ ตำแหน่งกึ่งกลางของเคอร์เนล หลังจากนั้นให้เลื่อนเคอร์เนลไปยังพิกเซลถัดไป ในภาพต้นฉบับทีละตำแหน่งจนครบทุกพิกเซลในภาพ รูปที่ 11.6 แสดงตัวอย่างการคำนวณค่าคอนโวลูชันในแนวนอนที่ตำแหน่ง b22 และในแนวตั้งที่ตำแหน่ง c22 โดยทำได้ดังนี้

| | | | | |
|-----|-----|-----|-----|--|
| a11 | a12 | a13 | ... | |
| a21 | a22 | a23 | ... | |
| a31 | a32 | a33 | ... | |
| ... | ... | ... | ... | |
| | | | | |

ภาพต้นฉบับ

A

| | | |
|---|---|----|
| 1 | 0 | -1 |
| 2 | 0 | -2 |
| 1 | 0 | -1 |

G_x

| | | |
|----|----|----|
| 1 | 2 | 1 |
| 0 | 0 | 0 |
| -1 | -2 | -1 |

G_y

| | | | | |
|-----|------------|-----|-----|--|
| b11 | b12 | b13 | ... | |
| b21 | b22 | b23 | ... | |
| b31 | b32 | b33 | ... | |
| ... | ... | ... | ... | |
| | | | | |

$G_x * A$

| | | | | |
|-----|------------|-----|-----|--|
| c11 | c12 | c13 | ... | |
| c21 | c22 | c23 | ... | |
| c31 | c32 | c33 | ... | |
| ... | ... | ... | ... | |
| | | | | |

$G_y * A$

รูปที่ 11.6 การหาขอบภาพโดยวิธีไซเบล

ค่าพิกเซล **b22** = - a11 + a13 - 2a21 + 2a23 - a31 + a33

ค่าพิกเซล **c22** = - a11 - 2a12 - a13 + a31 + 2a32 + a33

ในแต่ละพิกเซลในภาพ การประมาณค่าขนาดของเกรเดียนต์ G และทิศของเกรเดียนต์ θ คำนวณได้ดังนี้

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad \text{และ} \quad \theta = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (11.8)$$

รูปที่ 11.7 แสดงการหาขอบภาพโดยวิธีไซเบล เริ่มต้นจากภาพต้นฉบับ A ทำการคอนโวลูชันกับเคอร์เนลในแนวนอน (G_x) และเคอร์เนลในแนวตั้ง (G_y) จากนั้นคำนวณขนาดของเกรเดียนต์จากผลลัพธ์การคอนโวลูชันในแนวแกนอนและแนวแกนตั้ง และใช้การกำหนดค่าขีดแบ่งเพื่อหาขอบภาพ

| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--|---|-----------|--|---|---|---|---|----|----|---|--|----|----|----|----|----|----|-----|-----|---|---------------------------------|---|----|----|---|-----|----|---|-----|---|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| | G_x | $G_x * A$ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <table border="1" style="display: inline-table;"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>3</td></tr> <tr><td>4</td><td>5</td><td>6</td></tr> <tr><td>7</td><td>8</td><td>9</td></tr> </table> | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | <table border="1" style="display: inline-table;"> <tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr> <tr><td>2</td><td>0</td><td>-2</td></tr> <tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr> </table> | 1 | 0 | -1 | 2 | 0 | -2 | 1 | 0 | -1 | <table border="1" style="display: inline-table;"> <tr><td>9</td><td>6</td><td>-9</td></tr> <tr><td>20</td><td>8</td><td>-20</td></tr> <tr><td>21</td><td>6</td><td>-21</td></tr> </table> | 9 | 6 | -9 | 20 | 8 | -20 | 21 | 6 | -21 | <table border="1" style="display: inline-table;"> <tr><td>16</td><td>21</td><td>19</td></tr> <tr><td>27</td><td>25</td><td>27</td></tr> <tr><td>25</td><td>21</td><td>27</td></tr> </table> | 16 | 21 | 19 | 27 | 25 | 27 | 25 | 21 | 27 |
| 1 | 2 | 3 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 4 | 5 | 6 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 7 | 8 | 9 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 0 | -1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 2 | 0 | -2 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 0 | -1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 9 | 6 | -9 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 20 | 8 | -20 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21 | 6 | -21 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 16 | 21 | 19 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 27 | 25 | 27 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 25 | 21 | 27 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| ภาพต้นฉบับ | | | ขนาดของเกรเดียนต์ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| A | G_y | $G_y * A$ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | <table border="1" style="display: inline-table;"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>1</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>-1</td><td>-2</td><td>-1</td></tr> </table> | 1 | 2 | 1 | 0 | 0 | 0 | -1 | -2 | -1 | <table border="1" style="display: inline-table;"> <tr><td>13</td><td>20</td><td>17</td></tr> <tr><td>18</td><td>24</td><td>18</td></tr> <tr><td>-13</td><td>-20</td><td>-17</td></tr> </table> | 13 | 20 | 17 | 18 | 24 | 18 | -13 | -20 | -17 | ผลลัพธ์หลัง ค่าขีดแบ่งที่ 21 | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 2 | 1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 0 | 0 | 0 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| -1 | -2 | -1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 13 | 20 | 17 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 18 | 24 | 18 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| -13 | -20 | -17 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | <table border="1" style="display: inline-table;"> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>1</td><td>1</td><td>1</td></tr> <tr><td>1</td><td>0</td><td>1</td></tr> </table> | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 0 | 0 | 0 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 1 | 1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 0 | 1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

รูปที่ 11.7 ตัวอย่างการคำนวณหาขอบภาพโดยวิธีไซเบล

11.3.2 การหาขอบภาพโดยวิธีพรีวิต (Prewitt Edge Detection)

การหาขอบภาพโดยวิธีพรีวิต (Prewitt edge detection) เป็นการหาขอบภาพโดยใช้เทมเพลตขนาด 3x3 ของพรีวิตโอเปอเรเตอร์ (Prewitt operator) ซึ่งประกอบด้วยเคอร์เนลในแนวนอน (G_x) และเคอร์เนลในแนวตั้ง (G_y) จากนั้นทำการคอนโวลูชันกับภาพดิจิทัล โดยเคอร์เนลแรกจะใช้ในการหาค่าความแตกต่างในแนวนอน และเคอร์เนลที่สองใช้ในการหาค่าความแตกต่างในแนวตั้ง

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{และ} \quad G_y = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (11.9)$$

11.3.3 การหาขอบภาพโดยวิธีโรเบิร์ต (Roberts Edge Detection)

การหาขอบภาพโดยวิธีโรเบิร์ต (Roberts edge detection) เป็นการหาขอบภาพโดยใช้เทมเพลตขนาด 2x2 ของโรเบิร์ตโอเปอเรเตอร์ (Roberts operator) ซึ่งประกอบด้วยเคอร์เนลในแนวนอน (G_x) และเคอร์เนลในแนวตั้ง (G_y) จากนั้นทำการคอนโวลูชันกับภาพดิจิทัล โดยเคอร์เนลแรกจะใช้ในการหาค่าความแตกต่างในแนวนอน และเคอร์เนลที่สองใช้ในการหาค่าความแตกต่างในแนวตั้ง

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad \text{และ} \quad G_y = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (10.10)$$

11.3.4 การหาขอบภาพโดยวิธีแคนนี่ (Canny edge detection)

John F. Canny ได้เสนอวิธีการหาขอบภาพด้วยวิธีแคนนี่ ในปี ค.ศ. 1986 เป็นวิธีที่รวมขั้นตอนต่าง ๆ เพื่อลดทอนสิ่งรบกวน และตรวจจับขอบภาพให้มีความคมชัดมากขึ้น โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. การปรับภาพให้เรียบ (smoothing) ด้วยการกรองภาพด้วยตัวกรองเกาส์เซียน (Gaussian filter)
2. การหาขอบ (gradient) โดยคำนวณการเปลี่ยนแปลงของความเข้มสีของภาพที่กรองแล้ว และหาขนาด (magnitude) และทิศทาง (orientation) ของเกรเดียนต์โดยใช้การหาอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (first derivative)
3. การลดค่าที่ไม่เป็นค่าสูงสุด (Non-Max Suppression: NMS) เพื่อตัดค่าที่ไม่ใช่ค่าสูงสุดของเส้นขอบที่ตรวจจับได้ในข้อ 2 เพื่อให้ได้ขอบที่ชัดเจนและบางลง
4. การตรวจจับขอบภาพ (hysteresis) โดยกำหนดค่าขีดแบ่ง เพื่อใช้ในการตัดแบ่งค่าความเข้มสีในการสร้างขอบของวัตถุในภาพ

11.3.5 การหาขอบภาพโดยวิธีลาปลาซ (Laplacian)

การหาขอบภาพด้วยอนุพันธ์อันดับสอง (Laplacian-based edge detection) ใช้หาขอบภาพเพื่อลดความหนาของขอบภาพที่ได้จากการหาขอบภาพด้วยอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (First order derivatives) การคำนวณอนุพันธ์อันดับสอง (Second order derivatives) และการตรวจหาตำแหน่งของจุดตัดศูนย์ (zero crossing) สามารถหาขอบภาพที่มีคุณภาพคมชัดได้ อย่างไรก็ตาม ถ้าภาพมีสัญญาณรบกวนมาก การหาขอบภาพด้วยวิธีนี้อาจมีข้อผิดพลาดสูง จึงนิยมใช้การปรับภาพด้วยตัวกรองเกาส์เซียนก่อนเพื่อช่วยลดสัญญาณรบกวน นิยามของสมการลาปลาซ $L(x, y)$ ของภาพที่พิกเซล $I(x, y)$ สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ (11.7)

$$L(x, y) = \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I}{\partial y^2} \quad (11.11)$$

ในทางปฏิบัติ การคำนวณสมการนี้กับภาพดิจิทัล ทำได้โดยการคอนโวลูชันภาพด้วยเคอร์เนลลาปลาซ เคอร์เนลเหล่านี้ถูกออกแบบมาเพื่อประมาณอนุพันธ์อันดับสองในเชิงพื้นที่ ซึ่งทำให้สามารถตรวจจับขอบภาพได้ เคอร์เนลของลาปลาซที่นิยมใช้มีหลายชนิด เช่นเคอร์เนลขนาด 3x3 ของเคอร์เนลมาตรฐาน และเคอร์เนลแบบเน้นค่ากลางและขอบแนวทแยง ซึ่งมีลักษณะตามรูปที่ 11.8

| | | |
|----|----|----|
| 0 | -1 | 0 |
| -1 | 4 | -1 |
| 0 | -1 | 0 |

| | | |
|----|----|----|
| -1 | -1 | -1 |
| -1 | 8 | -1 |
| -1 | -1 | -1 |

(ก) เคอร์เนลมาตรฐาน

(ข) เคอร์เนลแบบเน้นค่ากลางและขอบแนวทแยง

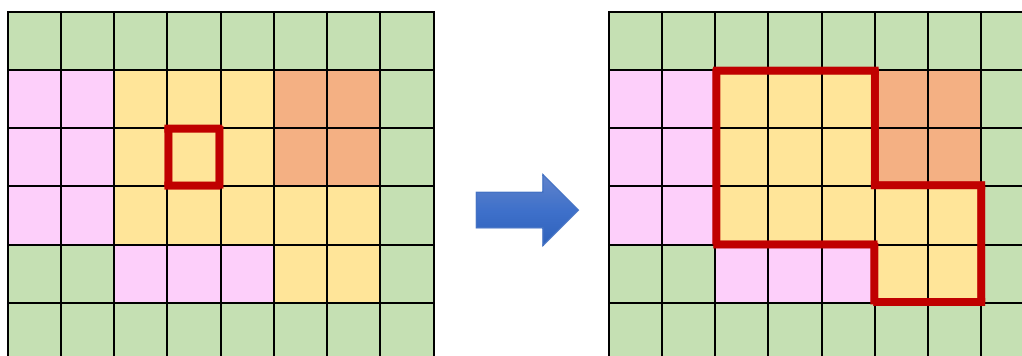
รูปที่ 11.8 เคอร์เนลของการหาขอบภาพด้วยอนุพันธ์อันดับสอง

11.4 การแบ่งส่วนภาพโดยอิงพื้นที่ (Region-Based Segmentation)

การแบ่งส่วนภาพโดยอิงพื้นที่ (region-based segmentation) เป็นวิธีการแบ่งภาพออกเป็นกลุ่ม โดยพิจารณาจากตำแหน่งของพิกเซลและความเหมือนกันของคุณสมบัติของพิกเซลภายในพื้นที่ ถ้าพิกเซลที่อยู่ติดกัน และมีคุณสมบัติคล้ายกันหรือเหมือนกันจะถูกจัดให้อยู่ในกลุ่มเดียวกัน การแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีนี้ประกอบด้วย 2 วิธีหลักคือ region growing และ region splitting and merging

11.4.1 Region Growing

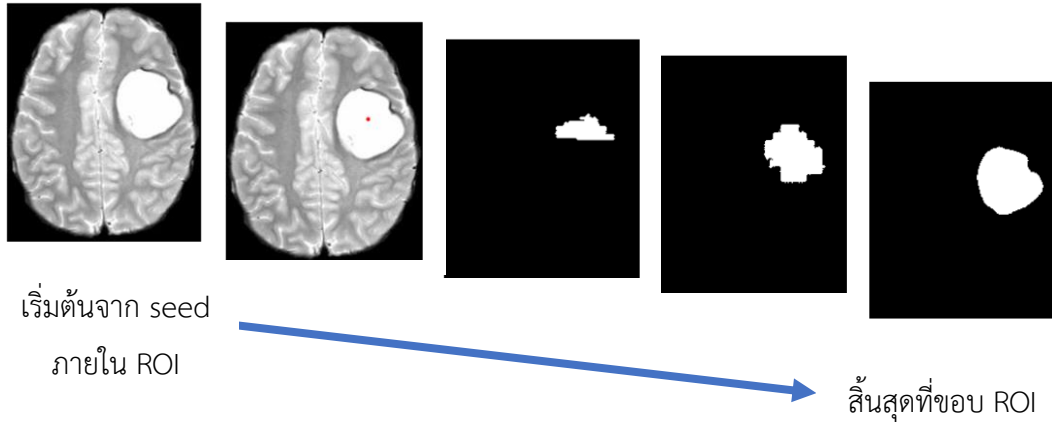
Region growing คือเทคนิคการขยายพื้นที่จากพิกเซลตั้งต้นหรือจุดเมล็ด (seed pixels หรือ seed points) มีกระบวนการเริ่มแรกโดยการเลือกพิกเซลตั้งต้น เพื่อทำการรวมกลุ่มพิกเซลข้างเคียงที่มีคุณสมบัติคล้ายกันหรือเหมือนกันเข้าด้วยกัน แล้วขยายพื้นที่ให้ใหญ่ขึ้นเรื่อย ๆ จนไม่สามารถขยายพื้นที่ได้อีก เพราะไม่มีพิกเซลใหม่ที่ติดกับพื้นที่ที่กำลังพิจารณา หรือการขยายพื้นที่ไปชนขอบภาพหรือวัตถุอื่น ซึ่งสามารถอธิบายได้ตามรูปที่ 11.9 และมีการนำมาใช้ในการหาพื้นที่ของเงื่องอกสมองตามรูปที่ 11.10



เลือกพิกเซลตั้งต้น

ขยายพื้นที่ไปจนชนขอบภาพ

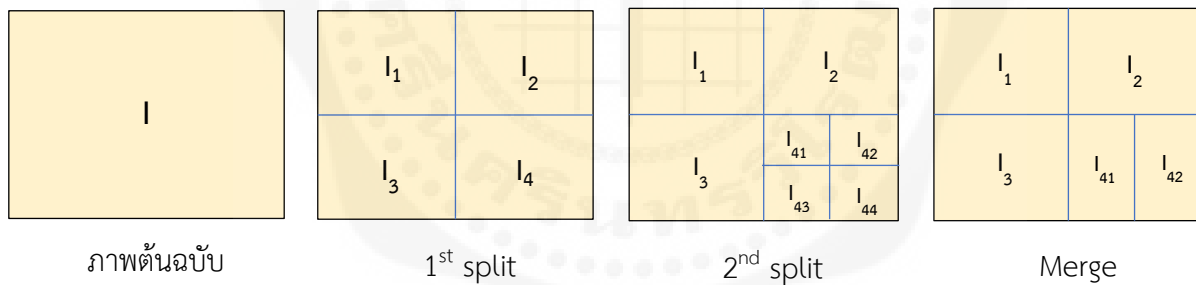
รูปที่ 11.9 กระบวนการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธี region-growing



รูปที่ 11.10 การแบ่งส่วนภาพเนื้องอกสมองด้วยวิธี region growing

11.4.2 Region Splitting and Merging

Region splitting and merging เป็นเทคนิคการแบ่งพื้นที่และรวมพื้นที่ โดยมีกระบวนการ 2 ขั้นตอน คือ 1. Region splitting คือการแบ่งภาพตั้งต้นออกเป็นส่วนย่อย ๆ โดยแต่ละส่วนย่อย ประกอบด้วยพิกเซลที่มีคุณสมบัติคล้ายกันหรือเหมือนกัน แต่ถ้าในแต่ละส่วนย่อย มีพิกเซลภายในที่ยังไม่มีคุณสมบัติเดียวกัน ก็ให้แบ่งส่วนต่อไปเรื่อย ๆ 2. Merging คือการรวมกลุ่มของส่วนย่อยที่แบ่งได้ โดยส่วนย่อยที่มีพิกเซลภายในมีคุณสมบัติคล้ายกันหรือเหมือนกันนำมารวมกัน ตัวอย่างรูปที่ 11.11 แสดงการแบ่งภาพต้นฉบับออกเป็น 8 ส่วน แล้วจึงรวมกลุ่มย่อยที่คล้ายกันได้เป็น 5 ส่วน



รูปที่ 11.11 หลักการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธี region splitting and merging

11.5 การแบ่งส่วนภาพโดยการจำแนกข้อมูล (Classification-Based Segmentation)

การจำแนกข้อมูล (classification) แยกออกเป็นสองวิธีใหญ่ คือการจำแนกข้อมูลแบบกำกับดูแล (supervised classification) และการจำแนกข้อมูลแบบไม่กำกับดูแล (unsupervised classification) วิธีการจำแนกข้อมูลแบบกำกับดูแล มีการกำหนดค่าน้ำหนักให้พิกเซลสำหรับภาพที่ใช้ในการสร้างโมเดลจากข้อมูลการฝึก (training data) เพื่อใช้ในการแยกวัตถุของภาพที่นำมาทดสอบ (test data) ส่วนวิธีการจำแนกข้อมูลแบบไม่กำกับดูแล ไม่จำเป็นต้องใช้ข้อมูลการฝึก แต่ใช้คุณลักษณะของภาพเพื่อกำหนดกลุ่มพื้นที่ย่อย ในบทนี้จะนำเสนอวิธี K-mean clustering ซึ่งเป็นวิธีการจำแนกข้อมูลแบบไม่กำกับดูแล

11.5.1 K-means Clustering

K-means clustering เป็นขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มโดยวิธีแบ่งกัน ระเบียบข้อมูลถูกแบ่งกันเป็นกลุ่มที่ไม่มีสมาชิกร่วมกันเลย โดยใช้การกั้นระหว่างกลุ่มด้วยระยะทาง วิธีการแบ่งกันนั้น กำหนดให้ข้อมูล n ระเบียบแบ่งเป็น K กลุ่มที่ไม่มีสมาชิกร่วมกัน ซึ่งมีขั้นตอนการคำนวณดังนี้คือ

1. กำหนดจำนวนกลุ่มข้อมูลเป็น K กลุ่มที่มีสมาชิกทุกกลุ่มหรือไม่ใช่เซตว่าง
2. กำหนดจุดศูนย์กลาง (centroid) ของกลุ่มโดยใช้ค่าเฉลี่ย จำนวนจุดศูนย์กลางต้องเท่ากับจำนวน K กลุ่ม
3. จัดสมาชิกให้อยู่ใกล้จุดกึ่งกลางที่มีระยะห่างที่ใกล้ที่สุด โดยคำนวณจากระยะทาง เช่น Euclidean distance
4. คำนวณจุดศูนย์กลางใหม่ หลังจากการจัดสมาชิกให้อยู่ในกลุ่มใหม่
5. ตรวจสอบการสิ้นสุดเงื่อนไข ถ้าจุดศูนย์กลางใหม่ที่คำนวณได้มีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากพอถึงระดับที่กำหนดไว้ หรือมีการวนซ้ำถึงจำนวนรอบสูงสุดที่กำหนดไว้ หรือจุดศูนย์กลางใหม่มีค่าคงที่ จึงถือว่าสิ้นสุดกระบวนการ

ตัวอย่างการคำนวณ K-means clustering ต้องการแบ่งกลุ่มข้อมูลตัวอย่างเป็น 2 กลุ่ม ดังนั้น ค่า $K = 2$ จากข้อมูลตัวอย่างในตารางที่ 11.1 สมมติให้จุด 1 และจุด 5 เป็นจุดศูนย์กลาง โดยจุด 1 เป็นกลุ่มที่ 1 และจุด 5 เป็นกลุ่มที่ 2 คำนวณระยะทางจากจุดข้อมูลกับจุดศูนย์กลาง จะสามารถจัดกลุ่มของข้อมูลตัวอย่างได้ดังนี้

ตารางที่ 11.1 คำนวณระยะทางจากจุดข้อมูลกับจุดศูนย์กลางเริ่มต้น

| จุดที่ | (x,y) | ระยะทาง Centroid 1 - (x,y) | ระยะทาง Centroid 5 - (x,y) | กลุ่มที่ |
|--------|----------|----------------------------|----------------------------|----------|
| 1 | (24, 36) | 19.70 | 82.93 | 1 |
| 2 | (20, 33) | 24.19 | 87.66 | 1 |
| 3 | (15,30) | 29.41 | 93.01 | 1 |
| 4 | (95,89) | 72.07 | 29.68 | 2 |
| 5 | (90,100) | 74.03 | 20.62 | 2 |

การคำนวณครั้งที่ 1

หาค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มหรือจุดศูนย์กลางใหม่

$$\text{Cluster 1} = ((24+20+15)/3, (36+33+30)/3) = (19.67, 33)$$

$$\text{Cluster 2} = ((95+90)/2, (89+100)/2) = (92.5, 94.5)$$

ตารางที่ 11.2 คำนวณระยะทางจากจุดข้อมูลกับจุดศูนย์กลางใหม่

| จุดที่ | (x,y) | ระยะทาง Centroid 1 – (x,y) | ระยะทาง Centroid 5 – (x,y) | กลุ่มที่ |
|--------|----------|----------------------------|----------------------------|----------|
| 1 | (24, 36) | 5.27 | 90.08 | 1 |
| 2 | (20, 33) | 0.33 | 95.07 | 1 |
| 3 | (15,30) | 5.55 | 100.83 | 1 |
| 4 | (95,89) | 93.86 | 6.04 | 2 |
| 5 | (90,100) | 97.14 | 6.04 | 2 |

การคำนวณครั้งที่ 2

หาค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มหรือจุดศูนย์กลางใหม่

$$\text{Cluster 1} = ((24+20+15)/3, (36+33+30)/3) = (19.67, 33)$$

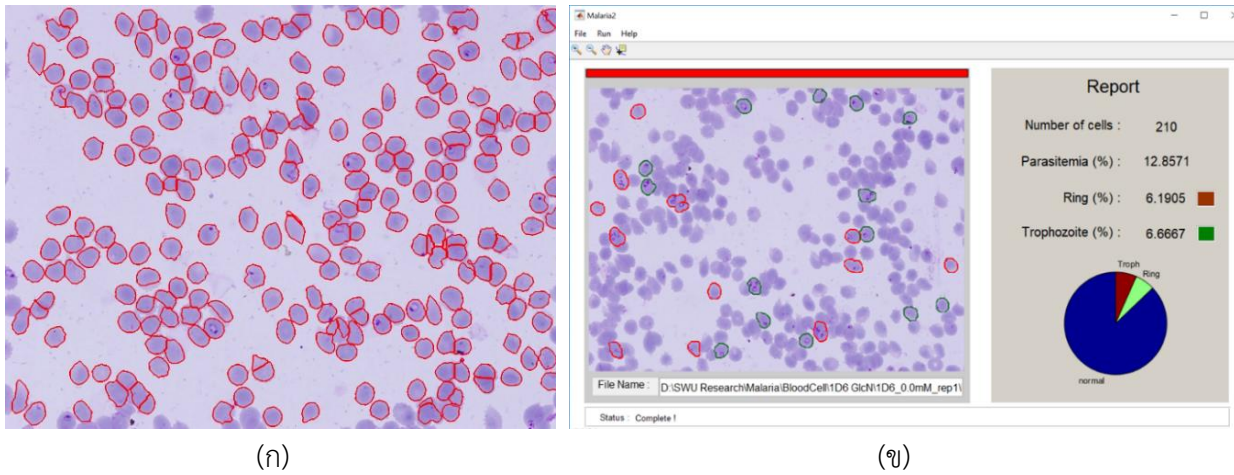
$$\text{Cluster 2} = ((95+90)/2, (89+100)/2) = (92.5, 94.5)$$

เมื่อคำนวณค่าเฉลี่ยหรือจุดศูนย์กลางใหม่ในครั้งที่ 2 ค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มไม่เปลี่ยนแปลงแล้ว จึงสามารถจบการแบ่งกลุ่มข้อมูลด้วยวิธี K-means clustering ได้

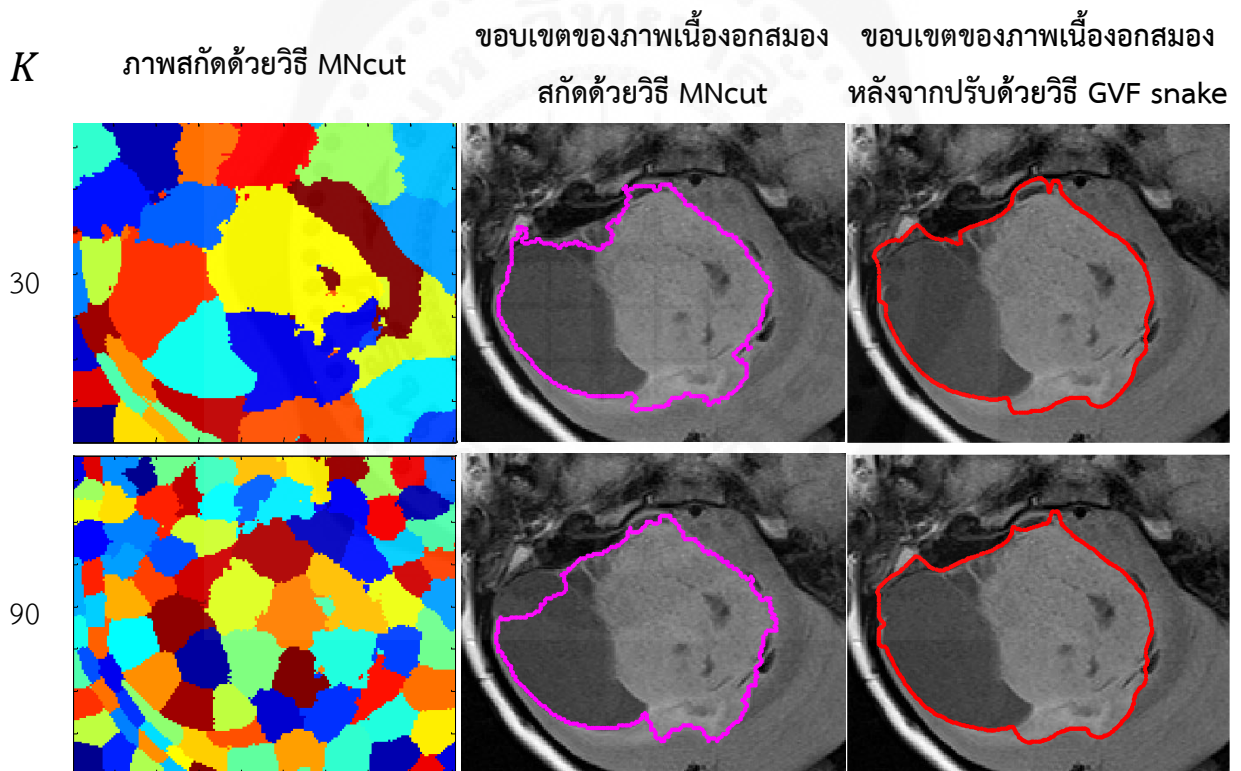
11.6 การประยุกต์ใช้การแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์

การแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ สามารถนำมาใช้เพื่อสกัดภาพที่มีพยาธิสภาพชนิดต่าง ๆ เพื่อนำมาคำนวณขนาด จำแนกชนิด หรือระบุความรุนแรงของโรคนั้น ๆ และเพื่อนำไปวางแผนในการรักษา หรือติดตามผลการรักษา ตัวอย่างการใช้การแบ่งส่วนภาพในห้องวิจัย เช่น การนับจำนวนเม็ดเลือดแดงปกติ และเม็ดเลือดที่ติดเชื้อมาลาเรียในระยะต่าง ๆ เพื่อศึกษาผลของยาต่อการยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อมาลาเรีย วิธีดั้งเดิมนักวิจัยทำการนับเซลล์เหล่านี้ด้วยตาเปล่าโดยการประมาณค่า ซึ่งมีความคลาดเคลื่อน และต้องใช้แรงงานในการทำงานมาก รวมทั้งไม่สามารถให้ผลการนับเหมือนเดิมได้ในการนับแต่ละครั้งหรือจากผู้วิจัยแต่ละคน ดังนั้นการใช้กระบวนการแบ่งส่วนภาพ จึงมีประโยชน์ในการนับจำนวนดังกล่าว ตัวอย่างการแบ่งส่วนภาพเซลล์เม็ดเลือดแดงและโปรแกรมการนับเซลล์ปกติ และเซลล์ที่ติดเชื้อมาลาเรียในระยะต่าง ๆ แสดงดังรูปที่ 11.12

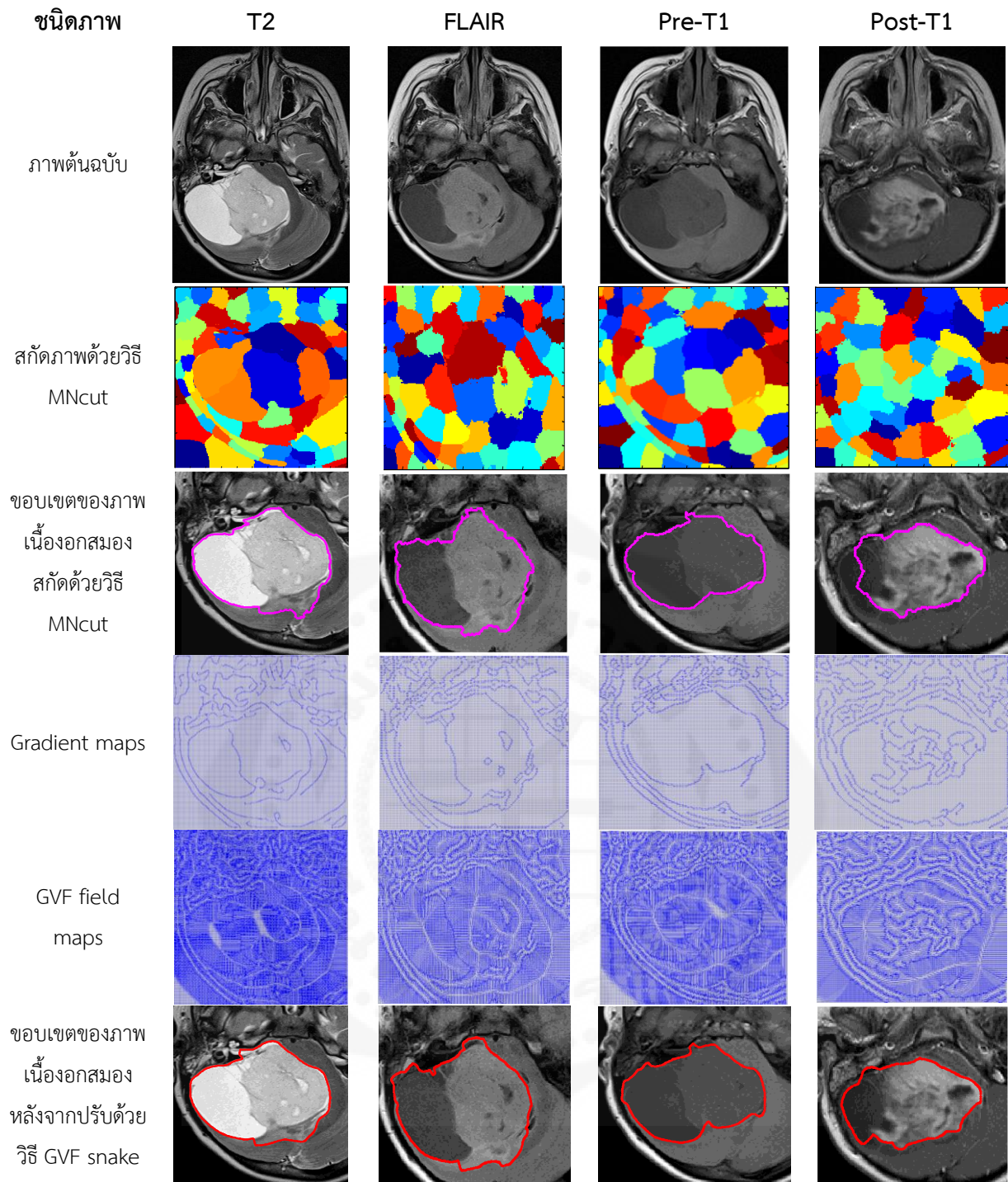
ในการวินิจฉัยชนิดและระยะของเนื้องอกสมองจากภาพสแกนสมอง งานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาการจำแนกชนิดและระยะของเนื้องอกด้วยการประมวลผลภาพ เทคนิคการแบ่งส่วนภาพถูกนำมาใช้ในการสกัดเนื้องอก เพื่อคำนวณคุณลักษณะสำหรับการวิเคราะห์ชนิดและระยะ ซึ่งสามารถช่วยให้แพทย์วินิจฉัยได้อย่างแม่นยำมากขึ้น โดยในกระบวนการแบ่งส่วนภาพ งานวิจัยเลือกใช้วิธีแบบผสม (hybrid methods) ซึ่งผสานสองวิธีการเข้าด้วยกัน เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ งานวิจัยของ Tantisatirapong (2014) แสดงให้เห็นการสกัดภาพเนื้องอกสมองจากภาพ MRI ชนิด T2, FLAIR, pre-contrast T1, post-contrast T1 และภาพ diffusion MRI/Diffusion Weighted Imaging (DWI) ชนิด MD, FA และ ADC โดยใช้วิธี multiscale normalized cut (MNcut) (Cour et al., 2005) ซึ่งมีการเลือกพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการแบ่งส่วนภาพ และปรับปรุงขอบภาพเนื้องอกด้วย Gradient Vector Flow (GVF) snakes (Chenyang & Prince, 1998) ผลลัพธ์การสกัดภาพเนื้องอกสมองแสดงในรูปที่ 11.13, 11.14 และ 11.15



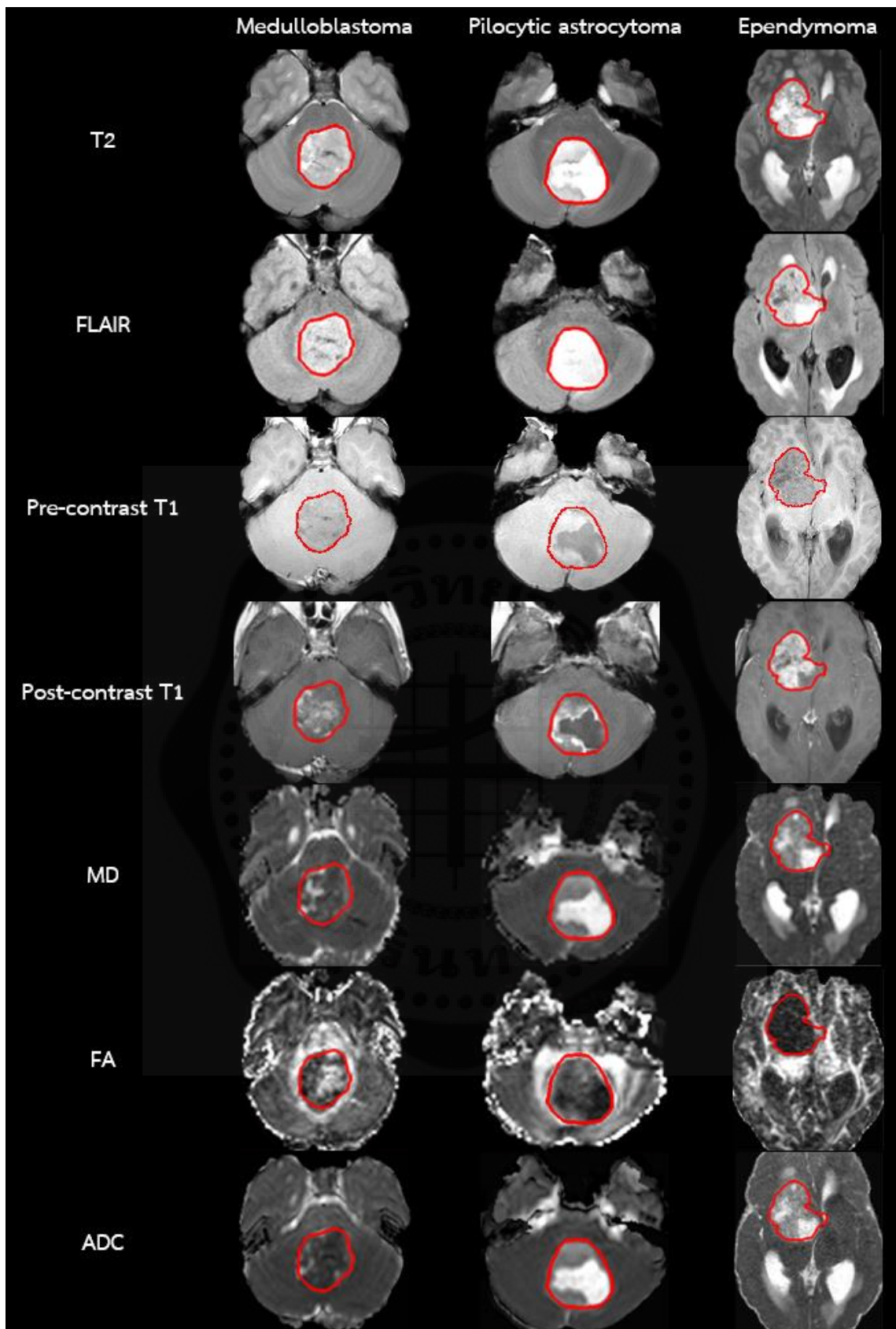
รูปที่ 11.12 การใช้วิธีการแบ่งส่วนภาพเพื่อสกัด (ก) ภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง และเป็นกระบวนการสร้าง (ข) โปรแกรมนับจำนวนเซลล์ปกติและเซลล์ที่ติดเชื้อมาลาเรียในระยะต่าง ๆ (ที่มา: Tantisatirapong & Preedanana, 2020, p 9-16)



รูปที่ 11.13 การสกัดเนื้องอกสมองชนิด pilocytic astrocytoma จากภาพ MRI-T1 โดยกำหนดค่าเริ่มต้นของวิธี MNcut เป็น 30 และ 90 แล้วปรับปรุงขอบภาพของเนื้องอกด้วยวิธี GVF snake (ที่มา: Tantisatirapong, 2014, p. 166)



รูปที่ 11.14 การสกัดเนื้องอกสมองชนิด pilocytic astrocytoma จากภาพ MRI 4 แบบ (T2, FLAIR, pre-contrast T1 และ post-contrast T1) ด้วยวิธี MNcut และ GVF snake (ที่มา: Tantisatirapong, 2014, p. 165)



รูปที่ 11.15 การแบ่งส่วนภาพเนื้องอกสมองชนิด medulloblastoma (MB), pilocytic astrocytoma (PA) และ ependymoma (EP) บนภาพ MRI ชนิด T2, FLAIR, pre-contrast T1, post-contrast T1 รวมทั้งภาพ MD, FA และ ADC จากการประมวลผลภาพ DWI

(ที่มา: Tantisatirapong, 2014, p. 181)

คำถามท้ายบท

1. อธิบายความหมายของการแบ่งส่วนภาพ
2. อธิบายประโยชน์ของวิธีการแบ่งส่วนภาพในทางการแพทย์
3. ยกตัวอย่างวิธีการแบ่งส่วนภาพโดยอิงพื้นที่ และการแบ่งส่วนภาพโดยการจำแนกข้อมูล พร้อมทั้งอธิบายขั้นตอนการทำงานอย่างละเอียด
4. อธิบายข้อจำกัดของการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธี region growing, region splitting and merging และ K-means clustering
5. เขียนโปรแกรม MATLAB เพื่อสกัดภาพเนื้องอกสมอง โดยใช้ข้อมูลที่อยู่ใน Google Classroom

เอกสารอ้างอิง

1. Jianbo, S., & Malik, J. (2000). Normalized Cuts and Image Segmentation. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 22(8), 888-905.
2. Cour, T., F. Benezit and J. Shi (2005). Spectral Segmentation with Multiscale Graph Decomposition. 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05).
3. Chenyang, X., & Prince, J. L. (1998). Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow. IEEE Transactions on Image Processing, 7(3), 359-369.
4. Tantisatirapong, S., & Preedanant, W. (2020). Texture Based Classification of Malaria Parasites from Giemsa-Stained Thin Blood Films. ECTI Transactions on Electrical Engineering, Electronics, and Communications, 18(1), 9-16.
5. Tantisatirapong, S. (2014). Texture Analysis of Multimodal Magnetic Resonance Images in Support of Diagnostic Classification of Childhood Brain Tumours, University of Birmingham, United Kingdom.

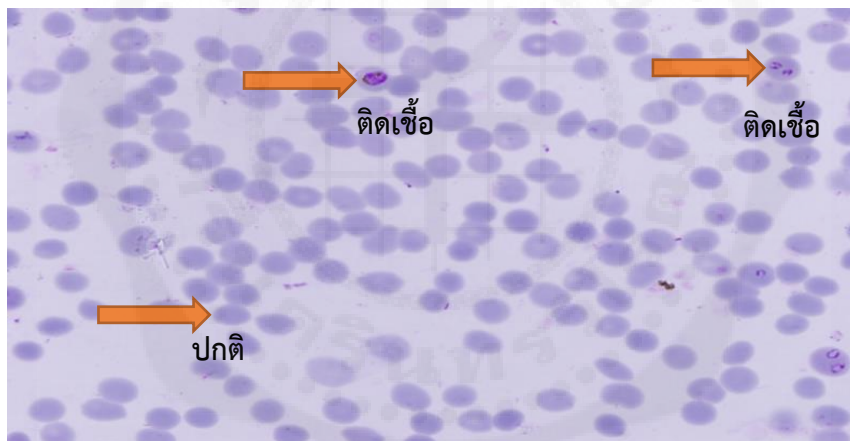
บทที่ 12

การคำนวณคุณสมบัติของภาพเชิงปริมาณ

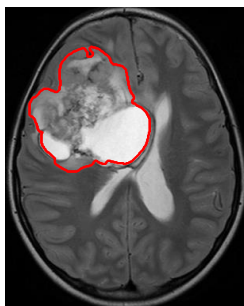
Image Quantification

12.1 บทนำ

การคำนวณคุณสมบัติของภาพเชิงปริมาณ (image quantification) มีจุดประสงค์เพื่อวัดหรือประเมินคุณสมบัติต่าง ๆ ของภาพในเชิงตัวเลขหรือเชิงปริมาณ เพื่อบ่งชี้และอธิบายลักษณะเฉพาะของภาพ เช่น ขนาดของวัตถุในภาพ ความเรียบหรือความขรุขระของพื้นผิวภาพ และความสม่ำเสมอของพื้นผิววัตถุ กระบวนการนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการจำแนกประเภทของวัตถุต่าง ๆ ได้ ตัวอย่างเช่น การจำแนกเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติและเซลล์ที่ติดเชื้อมาเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของยาต้านการเจริญเติบโตของเชื้อ (รูปที่ 12.1) หรือการจำแนกชนิดของเนื้องอกสมอง เพื่อช่วยในกระบวนการวินิจฉัยและการวางแผนในการรักษา (รูปที่ 12.2)



รูปที่ 12.1 ภาพฟิล์มเลือดบางย้อมสีจิมซ่า (Giemsa) แสดงเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติและเซลล์ที่ติดเชื้อมาเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของยาต้านการเจริญเติบโตของเชื้อ (รูปที่ 12.1) หรือการจำแนกชนิดของเนื้องอกสมอง เพื่อช่วยในกระบวนการวินิจฉัยและการวางแผนในการรักษา (รูปที่ 12.2)



Anaplastic ependymoma



Pilocytic astrocytoma



Medulloblastoma

รูปที่ 12.2 ภาพเนื้องอกสมองล้อมรอบด้วยขอบสีแดง

(ที่มา: Tantisatirapong, 2014, p. 168)

วิธีการคำนวณคุณสมบัติของภาพเชิงปริมาณที่ได้รับความนิยมใช้กันอย่างแพร่หลายวิธีหนึ่งคือ การวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis: TA) ซึ่งเป็นกระบวนการวิเคราะห์คุณสมบัติของพื้นผิวภาพด้วยเทคนิคต่าง ๆ เช่น การวัดความหยาบ ความละเอียด หรือการแจกแจงของความเข้มสีบนพื้นผิว วิธีการเหล่านี้สามารถให้ข้อมูลเชิงลึกเกี่ยวกับคุณสมบัติของวัตถุที่อยู่ในภาพ ทำให้สามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยทางการแพทย์ การวิจัย และการประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรมต่าง ๆ

12.2 การวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis)

เทกเจอร์ (texture) ในการประมวลผลภาพ หมายถึงลักษณะของพื้นผิววัตถุที่สามารถบ่งบอกถึงโครงสร้างที่มองเห็นได้ ในการประมวลผลภาพทางการแพทย์ การวิเคราะห์พื้นผิวมีบทบาทสำคัญในการช่วยตรวจสอบและวิเคราะห์โครงสร้างและการทำงานของเนื้อเยื่อ ตัวอย่างเช่น การใช้เทกเจอร์เพื่ออธิบายคุณสมบัติ เช่น ความเป็นเม็ด (granulation) ความสม่ำเสมอ (regularity) ความเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneity) และความไม่เนื้อเดียวกัน (heterogeneity) คุณสมบัติเหล่านี้สามารถตรวจจับได้จากการเปลี่ยนแปลงของความเข้มสีในพื้นที่ที่เราสนใจ โดยเทกเจอร์ช่วยให้เราสามารถเข้าใจรายละเอียดเชิงลึกของภาพที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า เช่น การวินิจฉัยโรคจากภาพถ่ายทางการแพทย์ การวิเคราะห์พื้นผิววัตถุถูกพัฒนาขึ้นเป็นครั้งแรกโดย Haralick et al. (1973) วิธีนี้ถูกประยุกต์ใช้ในหลายงานตั้งแต่การวิเคราะห์ภาพขนาดใหญ่อย่างภาพถ่ายดาวเทียม ภาพของโครงสร้างวัสดุ และภาพขนาดเล็กอย่างภาพเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต วิธีการวิเคราะห์พื้นผิวแบ่งออกเป็นสี่ประเภทใหญ่ ๆ คือ การวิเคราะห์เชิงโครงสร้าง (structural-based method) การวิเคราะห์เชิงโมเดล (model-based method) การวิเคราะห์เชิงสถิติ (statistical-based method) และการวิเคราะห์เชิงทรานสฟอร์ม (transform-based method)

การหาคุณลักษณะของพื้นผิวเชิงโครงสร้าง (structural-based TA) ใช้หลักการทางคณิตศาสตร์ที่เรียกว่า สันฐานวิทยาคณิตศาสตร์ (mathematical morphology) เพื่อศึกษารูปร่างและโครงสร้างของวัตถุ ซึ่งครอบคลุมทั้งการวิเคราะห์พื้นผิวในระดับจุลภาค (microtexture) และระดับมหภาค (macrotexture) โดยการวางรูปแบบพื้นฐาน (primitive) ลงในพื้นที่ที่กำหนด (spatial arrangement) เพื่อจัดเรียงรายละเอียดพื้นผิวที่สามารถวิเคราะห์ได้ในระดับต่าง ๆ วิธีนี้ช่วยให้สามารถสร้างและวิเคราะห์ลักษณะของวัตถุอย่างละเอียดและแม่นยำ ด้วยการใช้การดำเนินการทางคณิตศาสตร์ เช่น การบวกและการลบ

การหาคุณลักษณะของพื้นผิวเชิงโมเดล (model-based TA) ใช้การจำลองรูปแบบของวัตถุด้วยสมการทางคณิตศาสตร์เพื่ออธิบายลักษณะของพื้นผิวที่ซับซ้อนและไม่สม่ำเสมอ เช่น วิธีมิติของเรขาคณิตเศษส่วน หรือ เรขาคณิตสาทิสรูบ (fractal dimension) เป็นการวิเคราะห์ความซับซ้อนและความไม่สม่ำเสมอของรูปร่าง ที่มีคุณสมบัติคล้ายตัวเองที่หลายระดับความละเอียด (self-similarity) ของวัตถุหรือพื้นผิว เช่น เส้นโค้งหรือขอบเขตที่มีลักษณะหยัก ๆ หรือลวดลายที่มีการซ้ำกันในขนาดต่าง ๆ การใช้เรขาคณิตเศษส่วนในการวิเคราะห์พื้นผิวช่วยให้สามารถประเมินความหยักหรือความขรุขระของพื้นผิวได้อย่างละเอียด ค่ามิติของเรขาคณิตเศษส่วนในสองมิติมีค่าระหว่าง 1 ถึง 2 ในสามมิติ มีค่าระหว่าง 2 ถึง 3 ค่ามิติที่เพิ่มมากขึ้นแสดงถึงความไร้ระเบียบ ความหยัก หรือ

ความขรุขระของพื้นผิวที่เพิ่มขึ้น อีกวิธีหนึ่งคือ การวิเคราะห์สโตแคสติก (stochastic analysis) ใช้วิเคราะห์ความไม่แน่นอน ไม่มีแบบแผน หรือความแปรปรวนของพื้นผิว วิธีนี้สามารถใช้ในการประเมินพื้นผิวที่ไม่มีรูปแบบเฉพาะเจาะจงหรือมีการเปลี่ยนแปลงแบบสุ่ม วิธีนี้จึงเหมาะสมในการวิเคราะห์พื้นผิวที่มีความแปรปรวนสูงและยากต่อการคาดการณ์ลักษณะของข้อมูล

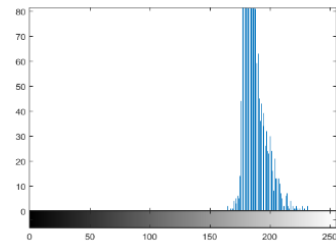
การหาคุณลักษณะของพื้นผิวเชิงทรานสฟอร์ม (transform-based TA) เป็นการแปลงข้อมูลจากโดเมนหนึ่งไปยังอีกโดเมนหนึ่ง โดยทั่วไปจะเป็นการแปลงข้อมูลเชิงเวลาและความถี่ (time-frequency analysis) วิธีที่ได้รับค่านิยมในกลุ่มนี้ประกอบด้วย การแปลงฟูเรียร์ การแปลงการบอร์ และการแปลงเวฟเล็ต การแปลงฟูเรียร์ใช้หลักการแยกสัญญาณหรือข้อมูลภาพออกเป็นส่วนประกอบของความถี่ต่าง ๆ ใช้ในการวิเคราะห์ภาพที่มีลวดลายหรือโครงสร้างที่ซ้ำกัน เช่น การตรวจสอบความถี่ของลวดลายที่ซ้ำในภาพ โดยค่าที่ได้จากการแปลงฟูเรียร์สามารถนำมาใช้ในการประเมินคุณลักษณะของพื้นผิว เช่น ค่าพลังงานของสัญญาณที่ความถี่ต่าง ๆ ซึ่งบอกถึงความเข้มข้นของลวดลายในภาพ การแปลงการบอร์ ใช้ในการวิเคราะห์ภาพที่มีทั้งความถี่และเวลา สามารถใช้ในการตรวจจับและแยกแยะโครงสร้างพื้นผิวในภาพ เช่น การระบุทิศทางของเส้นหรือขอบในภาพ หรือการตรวจสอบลวดลายที่ซับซ้อน การแปลงเวฟเล็ต ใช้ในการวิเคราะห์พื้นผิวในหลายระดับความละเอียด วิธีนี้เหมาะสำหรับการตรวจสอบคุณลักษณะพื้นผิวที่มีการเปลี่ยนแปลงในระดับท้องถิ่น (local features) เช่น การตรวจจับขอบหรือการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวเฉพาะจุด การแปลงเวฟเล็ตสามารถแบ่งภาพออกเป็นส่วนที่มีความละเอียดต่างกัน ทำให้สามารถวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวในระดับต่าง ๆ ได้อย่างละเอียด

การหาคุณลักษณะของพื้นผิวเชิงสถิติ (statistical-based TA) คือ การวิเคราะห์การกระจายตัวของระดับเทา สามารถจำแนกการวิเคราะห์เป็นสถิติลำดับที่หนึ่ง (first-order statistics) สถิติลำดับที่สอง (second-order statistics) และสถิติลำดับที่สูงขึ้นไป (higher-order statistics) ในบทเรียนนี้เราจะเรียนรู้การคำนวณคุณสมบัติพื้นผิวด้วยวิธีการวิเคราะห์ทางสถิติลำดับที่หนึ่ง สอง และสูงกว่า ในหัวข้อต่อไป

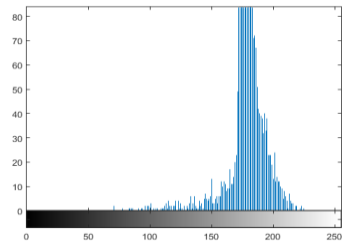
12.2.1 สถิติลำดับที่หนึ่ง (First-Order Statistics)

การวิเคราะห์พื้นผิวด้วยสถิติลำดับที่หนึ่ง (first-order statistics based TA) ประกอบด้วย การคำนวณค่าเฉลี่ยของความสว่างและการกระจายตัวของความเข้มสีในพื้นที่ที่สนใจ คุณลักษณะที่ได้จากสถิติลำดับที่หนึ่ง เช่น ค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน ค่าความเบ้ และค่าความโด่ง ซึ่งเขียนในรูปสมการที่ (12.1) - (12.4) ตามลำดับ เราสามารถวิเคราะห์สถิติลำดับที่หนึ่ง ได้จากค่าพิกเซลหรือฮิสโทแกรมของภาพ ดังแสดงในรูปที่ 12.3 แสดงการกระจายตัวของความเข้มสีต่างกันของเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติ และเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดเชื้อพลาสมาเดียมฟิลชิปาร์มิในระยะวงแหวนและระยะโทรโพซอยต์ รูปที่ 12.4 แสดงการกระจายตัวของความเข้มสีต่างกันของเนื้องอกสมองชนิด medulloblastoma, pilocytic astrocytoma และ anaplastic ependymoma

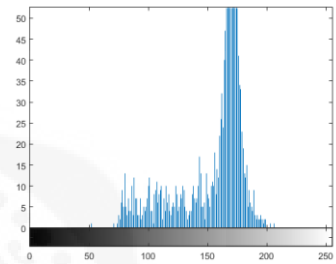
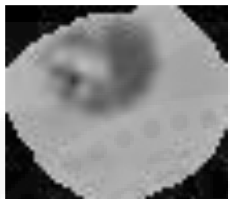
เม็ดเลือดแดงปกติ



เม็ดเลือดแดงติดเชื้อ
พลาสโมเดียมฟัลซิพารัม
ระยะวงแหวน



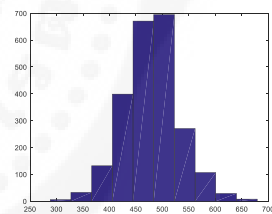
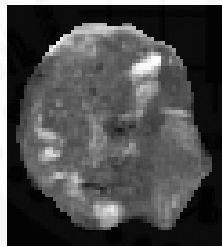
เม็ดเลือดแดงติดเชื้อ
พลาสโมเดียมฟัลซิพารัม
ระยะโทรโฟซอยต์



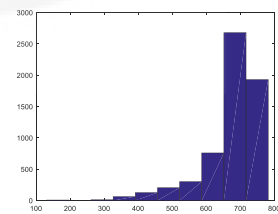
รูปที่ 12.3 ภาพเม็ดเลือดแดงปกติและติดเชื้อ พร้อมฮิสโทแกรมเปรียบเทียบระหว่างเม็ดเลือดแดงปกติ เม็ดเลือดแดงติดเชื้อระยะวงแหวนและระยะโทรโฟซอยต์

(ที่มา: วงศกร ปริदानันต์, 2558)

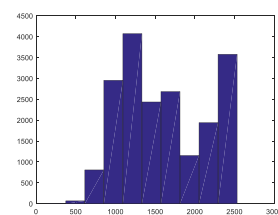
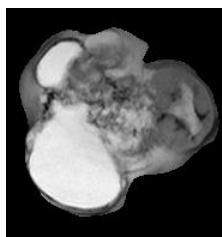
Medulloblastoma



Pilocytic astrocytoma



Anaplastic ependymoma



รูปที่ 12.4 ภาพเนื้อเยื่อสมองและฮิสโทแกรมของค่าระดับเทาของเนื้อเยื่อสมองชนิด medulloblastoma, pilocytic astrocytoma และ anaplastic ependymoma

(ที่มา: Tantisatirapong, 2014)

กำหนดให้ x_i เป็นค่าความเข้มระดับเทา และ n_p เป็นจำนวนพิกเซลในพื้นที่ที่สนใจ

ค่าเฉลี่ย (mean)

$$m = \frac{1}{n_p} \cdot \sum_{i=1}^{n_p} x_i \quad (12.1)$$

ค่าเฉลี่ย วัดค่าเฉลี่ยของความเข้มระดับเทาภายในพื้นที่ที่สนใจ

ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานยกกำลังสอง หรือค่าความแปรปรวน (variance)

$$var = \frac{1}{n_p} \cdot \sum_{i=1}^{n_p} (x_i - m)^2 \quad (12.2)$$

ค่าความแปรปรวน อธิบายการเบี่ยงเบนจากค่าเฉลี่ยของความเข้มระดับเทา

ค่าความเบ้ (skewness)

$$sk = \frac{\frac{1}{n_p} \sum_{i=1}^{n_p} (x_i - m)^3}{\left(\frac{1}{n_p} \sum_{i=1}^{n_p} (x_i - m)^2\right)^{\frac{3}{2}}} \quad (12.3)$$

ค่าความเบ้ แสดงระดับความไม่สมมาตรบริเวณค่าเฉลี่ย

- ค่าความเบ้เป็นศูนย์ แสดงถึงความสมมาตรของการกระจายตัวของข้อมูลบริเวณค่าเฉลี่ย
- ค่าความเบ้เป็นบวก แสดงถึงค่าความไม่สมมาตรของการกระจายตัวของข้อมูลเบ้ไปทางซ้าย
- ค่าความเบ้เป็นลบ แสดงถึงค่าความไม่สมมาตรของการกระจายตัวของข้อมูลเบ้ไปทางขวา

ค่าความโด่ง (kurtosis)

$$k = \frac{\frac{1}{n_p} \sum_{i=1}^{n_p} (x_i - m)^4}{\left(\frac{1}{n_p} \sum_{i=1}^{n_p} (x_i - m)^2\right)^2} - 3 \quad (12.4)$$

ค่าความโด่ง วัดค่าความโด่งของการกระจายตัวของข้อมูลเปรียบเทียบกับ การกระจายตัวแบบเกาส์เซียน

- ค่าความโด่งเป็นศูนย์ ถ้าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน
- ค่าความโด่งเป็นลบ ถ้าการกระจายตัวของข้อมูลมีลักษณะเรียบเมื่อเทียบกับการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน
- ค่าความโด่งเป็นบวก ถ้าการกระจายตัวของข้อมูลมีลักษณะเป็นพีกสูงเมื่อเทียบกับการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน

12.2.2 ค่าสัมบูรณ์ความลาดชัน (Absolute Gradient)

ค่าสัมบูรณ์ความลาดชัน (absolute gradient) วัดการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มสีระหว่างพิกเซล การพิจารณาพิกเซลบริเวณขอบภาพ สามารถที่จะคำนวณได้หลายแบบ เช่น คำนวณหาค่าสัมบูรณ์ความลาดชันของพิกเซล M ในรูปที่ 12.5 โดยพิจารณาพิกเซลรอบข้าง (neighboring pixels) แบบ 3x3 และ 5x5 ตามสมการที่ (12.5) และ (12.6)

สำหรับ 3x3

$$M_{new} = \sqrt{(H - R)^2 + (N - L)^2} \quad (12.5)$$

สำหรับ 5x5

$$M_{new} = \sqrt{(C - W)^2 + (K - O)^2} \quad (12.6)$$

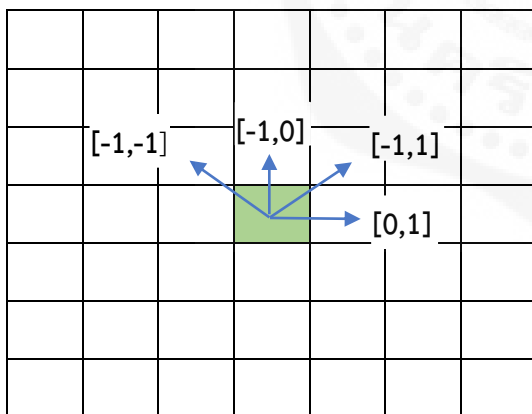
| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| A | B | C | D | E |
| F | G | H | I | J |
| K | L | M | N | O |
| P | Q | R | S | T |
| U | V | W | X | Y |

รูปที่ 12.5 การคำนวณเมทริกซ์ค่าสัมบูรณ์ความลาดชัน

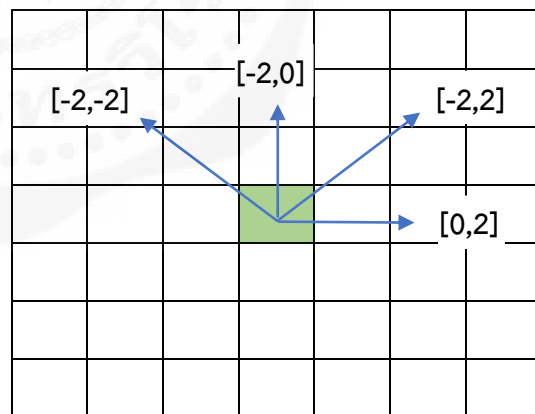
12.2.3 Grey-Level Co-occurrence Matrix

Haralick et al. (1973) ได้เสนอวิธีการวิเคราะห์สถิติลำดับที่สองที่เรียกว่า Grey-Level Co-occurrence Matrix (GLCM) ซึ่งพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซลที่ความเข้มระดับเทาต่างๆ โดยสร้างตารางแสดงความถี่ของความสัมพันธ์กับความเข้มระดับเทา จำนวนแถวและหลักของเมทริกซ์มีขนาดเท่ากัน และเท่ากับจำนวนความเข้มระดับเทา การพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซลขึ้นอยู่กับระยะที่กำหนด d ในสี่ทิศทาง θ คือ ทิศแนวนอน (horizontal, 0°) แนวทแยง (diagonal, 45°) แนวตั้ง (vertical, 90°) และแนวตรงข้ามทแยง (anti-diagonal, 135°) ดังแสดงในรูปที่ 12.6

รูปที่ 12.7 แสดงการคำนวณ GLCM จากภาพดิจิทัลมีระดับเทา 5 ระดับ คือ 0, 1, 2, 3 และ 4 โดยกำหนดระยะห่าง d เป็น 1 และทำการสแกนในสี่ทิศทาง ส่งผลให้ได้ผลลัพธ์ GLCM ที่แตกต่างกันในแต่ละทิศทาง เช่น พิกเซลคู่ (2,4) นับจากทิศแนวนอน (0°) แนวทแยง (45°) แนวตั้ง (90°) และแนวตรงข้ามทแยง (135°) ได้เป็น 4, 1, 1 and 0 ครั้งตามลำดับ



(ก) GLCM $d = 1$ และ $\theta = 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$



(ข) GLCM $d = 2$ และ $\theta = 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$

รูปที่ 12.6 การสร้าง GLCM ของภาพดิจิทัล (ก) $d = 1$ พิกเซลใน 4 ทิศ $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ และ 135° (ข) $d = 2$ พิกเซลใน 4 ทิศ $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ และ 135°

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 1 | 2 | 4 | 4 |
| 3 | 1 | 3 | 2 | 4 |
| 3 | 1 | 2 | 4 | 3 |
| 4 | 2 | 4 | 3 | 3 |

ภาพดิจิทัล

| Grey-level | | | | | |
|------------|---|---|---|---|---|
| 0° | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 0 | 4 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 0 | 0 | 2 | 1 | 0 |
| 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 4 |
| 3 | 0 | 2 | 1 | 1 | 0 |
| 4 | 0 | 1 | 1 | 2 | 1 |

(ก) GLCM $d = 1$ และ $\theta = 0^\circ$

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 1 | 2 | 4 | 4 |
| 3 | 1 | 3 | 2 | 4 |
| 3 | 1 | 2 | 4 | 3 |
| 4 | 2 | 4 | 3 | 3 |

ภาพดิจิทัล

| Grey-level | | | | | |
|------------|---|---|---|---|---|
| 45° | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 0 |
| 2 | 1 | 0 | 2 | 0 | 1 |
| 3 | 0 | 2 | 0 | 1 | 1 |
| 4 | 2 | 1 | 0 | 0 | 2 |

(ข) GLCM $d = 1$ และ $\theta = 45^\circ$

| Grey-level | | | | | |
|------------|---|---|---|---|---|
| 90° | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 1 | 2 | 0 | 0 | 0 |
| 2 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| 3 | 0 | 0 | 1 | 2 | 3 |
| 4 | 3 | 0 | 2 | 1 | 1 |

(ค) GLCM $d = 1$ และ $\theta = 90^\circ$

| Grey-level | | | | | |
|------------|---|---|---|---|---|
| 135° | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 1 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 3 | 0 | 1 | 2 | 0 | 1 |
| 4 | 2 | 1 | 0 | 1 | 1 |

(ง) GLCM $d = 1$ และ $\theta = 135^\circ$

รูปที่ 12.7 การสร้างเมทริกซ์ GLCM โดยใช้ระยะ $d = 1$ พิกเซลใน 4 ทิศ (ก) 0° (ข) 45° (ค) 90° และ (ง) 135°

เมื่อได้เมทริกซ์ GLCM แล้วจึงคำนวณค่าคุณลักษณะพื้นผิวในแต่ละทิศ ซึ่งคิดมา 17 คุณลักษณะสำคัญดังนี้

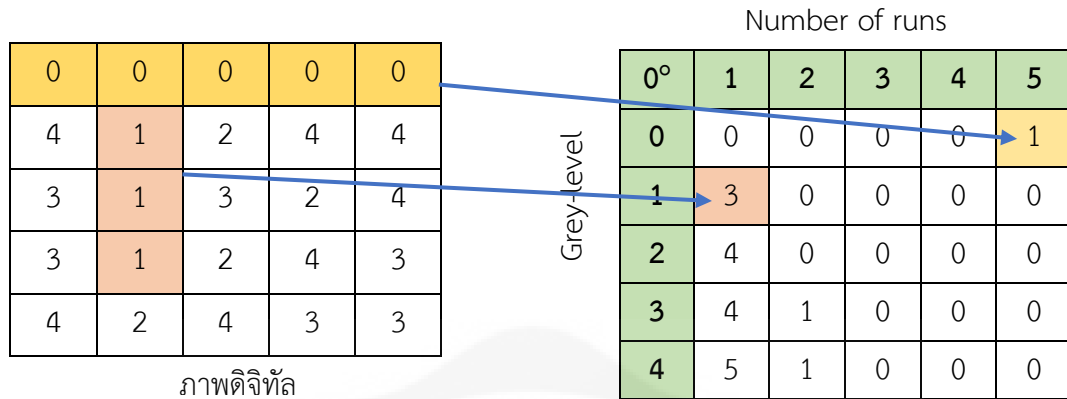
1. สหสัมพันธ์อัตโนมัติ (autocorrelation) อธิบายถึงความเป็นระเบียบของการกระจายตัวของข้อมูล สหสัมพันธ์อัตโนมัติจะมีค่าสูงเมื่อมีการกระจายตัวของค่าความเข้มสีที่สม่ำเสมอและมีรูปแบบในภาพ แต่ สหสัมพันธ์อัตโนมัติจะมีค่าต่ำถ้าความเข้มสีของพิกเซลในภาพมีการเปลี่ยนแปลงแบบสุ่มและไม่มีรูปแบบที่ชัดเจน
2. สหสัมพันธ์ (correlation) วัดความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซล 2 พิกเซลที่อยู่ติดกันหรือที่อยู่ใกล้กันในบริเวณที่สนใจ โดยมีค่าอยู่ระหว่าง -1 ถึง 1 (คู่พิกเซลที่มีความสัมพันธ์เชิงลบหรือเชิงบวกอย่างสมบูรณ์) ส่วนค่า NaN (not a number) แสดงถึงภาพที่มีค่าสีคงที่ (constant image) ไม่สามารถวัดค่าสหสัมพันธ์ในกรณีนี้ได้ เพราะไม่มีการแปลงทางคณิตศาสตร์ที่เป็นไปได้
3. ความเปรียบต่าง (contrast) อธิบายการเปลี่ยนแปลงของค่าความเข้มสีระหว่างพิกเซลหนึ่งกับพิกเซลที่อยู่รอบ ๆ ค่าความเปรียบต่างที่สูงแสดงถึงความแตกต่างระหว่างพิกเซลมาก ค่าจะเป็น 0 เมื่อภาพมีค่าสีคงที่
4. ความโดดเด่นของกลุ่ม (cluster prominence) วัดการกระจายตัวของข้อมูลใน GLCM คล้ายกับการวัดค่าความโด่ง (kurtosis) ของ GLCM ค่าความโดดเด่นของกลุ่มจะมีค่าสูงขึ้น เมื่อความเข้มสีในภาพมีการกระจุกตัวมากกว่าการกระจายตัวที่แบนราบ
5. ความเข้มของกลุ่ม (cluster shade) วัดค่าความสมมาตรของการกระจายของข้อมูลหรือการวัดค่าความเบ้ (skewness) ของ GLCM ถ้าความเบ้ของข้อมูลยิ่งมาก ค่าความเข้มของกลุ่มก็ยิ่งสูงขึ้น
6. ความแตกต่าง (dissimilarity) วัดความแตกต่างระหว่างค่าความเข้มสีของพิกเซล ค่าความแตกต่างมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อภาพมีค่าความเข้มสีของพิกเซลคงที่
7. พลังงาน (energy หรือ angular second moment) อธิบายความเป็นเอกรูปหรือความเป็นระเบียบของเทกเจอร์ มีค่าอยู่ระหว่าง 0 และ 1 โดยที่ค่า 1 หมายถึงข้อมูลมีความเป็นเอกรูปอย่างสมบูรณ์ หรือมีรูปแบบที่มีความเป็นระบบและมีการกระจายตัวของข้อมูลคงที่ ดังนั้นข้อมูลที่มีรูปแบบที่เป็นระบบหรือกระจายตัวน้อย ค่าพลังงานจะมีค่าสูง ส่วนข้อมูลที่มีความซับซ้อนหรือมีการกระจายตัวของข้อมูลมาก ค่าพลังงานจะมีค่าต่ำ
8. เอนโทรปี (entropy) วัดระดับความไม่แน่นอนหรือความไม่เป็นระเบียบในการกระจายตัวของคู่พิกเซลที่มีความเข้มสีเทาต่าง ๆ ในภาพ ค่าเอนโทรปีสูงบอถึงความไม่แน่นอน ความซับซ้อนในโครงสร้างของพื้นผิวในภาพ หรือการกระจายตัวของคู่ค่าความเข้มสีเทาที่มีความหลากหลายมากขึ้น ค่าเอนโทรปีต่ำแสดงถึงความเป็นระเบียบและมีการเกิดซ้ำของค่าความเข้มสีที่เด่นชัดในพื้นที่ต่าง ๆ ของภาพ ซึ่งหมายความว่าภาพอาจมีลักษณะที่เป็นเนื้อเดียวกันมากขึ้น
9. ความเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneity) วัดความเป็นเนื้อเดียวกันของค่าพิกเซลในภาพ โดยคำนึงถึงความคล้ายคลึงกันของค่าความเข้มสีเทาในคู่พิกเซลที่อยู่ใกล้กัน ค่าที่สูงหมายถึงการกระจายตัวของค่าความเข้มสีเทาในภาพมีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือมีความสม่ำเสมอสูง
10. ความน่าจะเป็นสูงสุด (maximum probability) วัดความน่าจะเป็นที่สูงสุดที่ค่าพิกเซลจะเกิดร่วมกันใน GLCM ค่าที่สูงหมายถึงการมีช่วงรัศมีที่มีความน่าจะเป็นสูงในภาพ ซึ่งบ่งบอกถึงความสม่ำเสมอในพื้นที่ของภาพ

11. ผลรวมของกำลังสอง (sum of squares) วัดการกระจายของค่าพิกเซลใน GLCM โดยคำนวณจากผลรวมของกำลังสองของความแตกต่างระหว่างค่าพิกเซลและค่าความเข้มสีเฉลี่ย ค่าที่สูงบ่งถึงความแตกต่างหรือการกระจายตัวของค่าพิกเซลในภาพที่มีความซับซ้อนมากขึ้น
 12. ผลรวมของค่าเฉลี่ย (sum average) วัดค่าเฉลี่ยของการกระจายตัวของช่วงรันใน GLCM ค่าที่สูงหมายถึงภาพมีการกระจายของช่วงรันที่สูง
 13. ผลรวมของความแปรปรวน (sum of variance) วัดความแปรปรวนใน GLCM โดยคำนวณจากผลรวมของความแปรปรวนของค่าพิกเซลที่มีการเกิดร่วมกัน ค่าที่สูงบ่งถึงความแปรปรวนที่มากในระดับเทาของภาพ
 14. ผลรวมของเอนโทรปี (sum entropy) วัดระดับความไม่แน่นอนหรือความไม่เป็นระเบียบใน GLCM ของผลรวมของค่าพิกเซล ค่าที่สูงหมายถึงภาพมีความซับซ้อนและความหลากหลายของระดับเทา
 15. ความแปรปรวนของความแตกต่าง (difference variance) วัดความแปรปรวนของความแตกต่างระหว่างค่าพิกเซลใน GLCM ค่าที่สูงแสดงถึงความแปรปรวนของความแตกต่างระหว่างค่าพิกเซลที่มีการเกิดร่วมกัน
 16. เอนโทรปีของความแตกต่าง (difference entropy) วัดระดับความไม่แน่นอนหรือความซับซ้อนใน GLCM ของความแตกต่างระหว่างค่าพิกเซล ค่าที่สูงหมายถึงความซับซ้อนและความไม่เป็นระเบียบในความแตกต่างระหว่างค่าพิกเซล
 17. มาตรการวัดข้อมูลของความสัมพันธ์ (information measure of correlation: imc) วัดความสัมพันธ์หรือการพึ่งพาซึ่งกันและกันระหว่างค่าพิกเซลในภาพ โดยใช้ข้อมูลจากการแจกแจงของความเข้มสีเทาในเมทริกซ์ GLCM ซึ่งตัวชี้วัดนี้มีสองประเภทคือ imc1 และ imc2 และมีการคำนวณที่แตกต่างกันเล็กน้อย ค่า imc ที่สูงบ่งถึงความสัมพันธ์ที่แข็งแกร่งและความเป็นระเบียบของโครงสร้างในภาพ ขณะที่ค่า imc ที่ต่ำบ่งถึงการกระจายตัวของข้อมูลที่มีความเป็นอิสระและไม่สัมพันธ์กัน
- แม้ว่าการคำนวณหา GLCM จะแสดงถึงความสัมพันธ์บนระนาบของระดับเทาและไม่แปรผันภายใต้การแปลงโทนสีเทา แต่การคำนวณหา GLCM ยังมีข้อจำกัดหลายประการ เช่น 1. GLCM ไม่สามารถบอกลักษณะรูปร่างของวัตถุภาพ 2. การคำนวณ GLCM ต้องใช้เวลานาน เพราะต้องสร้างเมทริกซ์ขนาดใหญ่กับระยะ และองศาที่ต่างกันเพื่อหาคุณลักษณะของภาพ 3. GLCM อาจมีขนาดเมทริกซ์ที่ใหญ่กว่าภาพ เพราะต้องคำนวณหาการเกิดคู่ของค่าความเข้มระดับเทา (gray-level co-occurrence) ที่เกิดขึ้นทั้งหมด

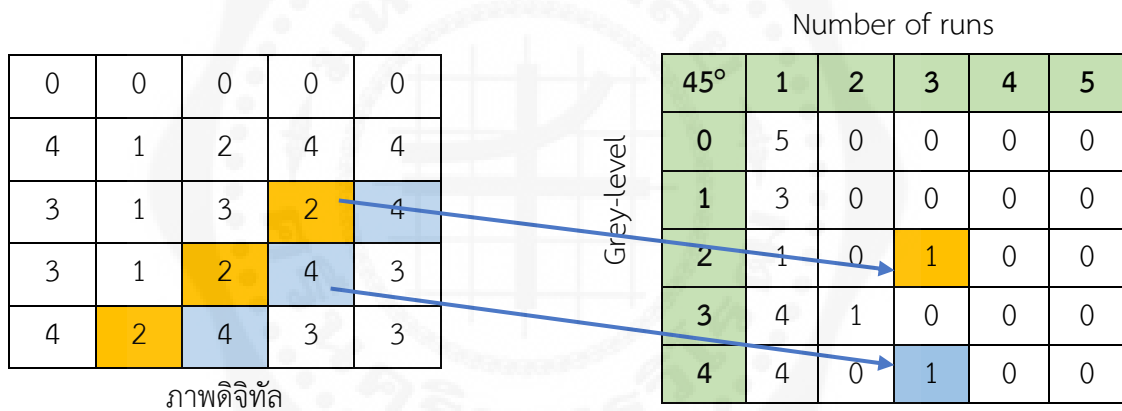
12.2.4 Grey-Level Run-Length Matrix

Grey-Level Run-Length Matrix (GLRLM) เป็นการคำนวณทางสถิติลำดับที่สูงขึ้น (higher-order statistical analysis) มุ่งเน้นการพิจารณาลักษณะของช่วงรัน (run-length) หรือกลุ่มพิกเซลที่มีค่าความเข้มสีเทาเดียวกันที่เกิดขึ้นติดกันในทิศทางที่กำหนด เช่น แนวนอน แนวตั้ง หรือแนวทแยง การสร้างเมทริกซ์ GLRLM ให้แถวของเมทริกซ์แทนระดับเทา และคอลัมน์แทนความยาวของช่วงรัน ดังแสดงในรูปที่ 12.8 ซึ่งแสดงภาพดิจิทัลที่มีระดับเทา 5 ระดับ (0, 1, 2, 3 และ 4) คำนวณ GLRLM ได้สี่ทิศทาง คือ แนวนอน (0°) แนวทแยง (45°) แนวตั้ง (90°) และแนวตรงข้ามทแยง (135°) การบันทึกค่าลงในตาราง เช่น

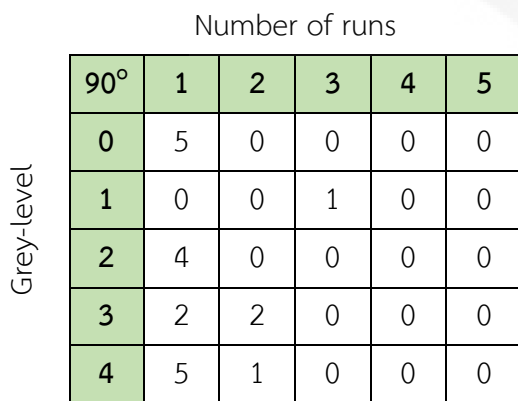
- ในทิศ 0° ระดับเทาที่ 0 มีช่วงรัน 5 พิกเซล 1 ครั้ง จึงบันทึกค่า 1 ลงในตาราง
- ในทิศ 0° ระดับเทาที่ 1 มีช่วงรัน 1 พิกเซล 3 ครั้ง จึงบันทึกค่า 3 ลงในตาราง
- ในทิศ 45° ระดับเทาที่ 2 มีช่วงรัน 3 พิกเซล 1 ครั้ง จึงบันทึกค่า 1 ลงในตาราง
- ในทิศ 45° ระดับเทาที่ 4 มีช่วงรัน 3 พิกเซล 1 ครั้ง จึงบันทึกค่า 1 ลงในตาราง



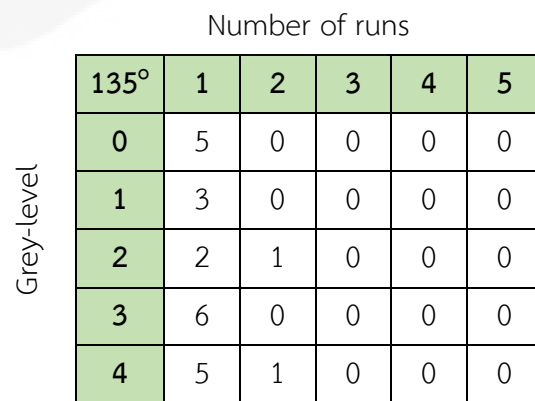
(ก) GLRLM $\theta = 0^\circ$



(ข) GLRLM $\theta = 45^\circ$



(ค) GLRLM $\theta = 90^\circ$



(ง) GLRLM $\theta = 135^\circ$

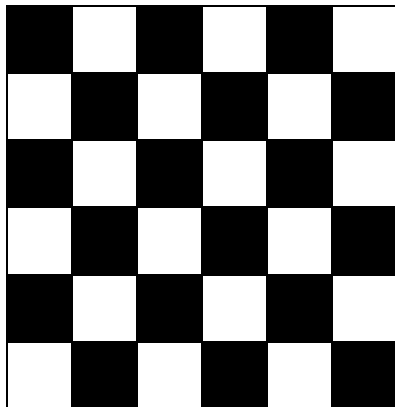
รูปที่ 12.8 คำนวณค่า GLRLM ของภาพดิจิทัล ใน 4 ทิศทาง (ก) 0° (ข) 45° (ค) 90° และ (ง) 135°

คุณลักษณะพื้นผิวของ GLRLM สามารถคำนวณได้ 11 คุณลักษณะดังต่อไปนี้

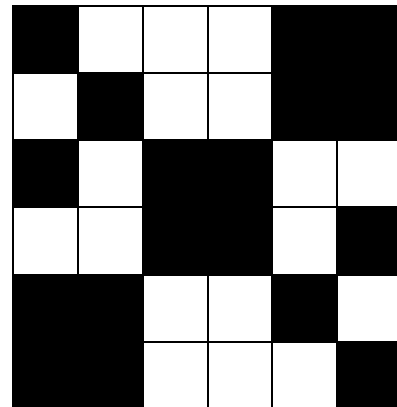
1. การเน้นช่วงสั้น (short run emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีความยาวสั้นในภาพ ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันสั้นจำนวนมาก ซึ่งมักบ่งบอกถึงลักษณะของพื้นผิวที่มีความไม่สม่ำเสมอหรือซับซ้อน
2. การเน้นช่วงยาว (long run emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีความยาวยาวในภาพ ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันยาวจำนวนมาก ซึ่งมักบ่งบอกถึงลักษณะพื้นผิวที่มีความสม่ำเสมอมาก
3. ความไม่สม่ำเสมอของระดับเทา (grey-level nonuniformity) วัดความแตกต่างของการกระจายระดับเทาในภาพ ค่าที่สูงแสดงถึงความแตกต่างหรือความหลากหลายของระดับเทาที่พบในภาพ
4. ความไม่สม่ำเสมอของช่วงรัน (run length nonuniformity) อธิบายพิกเซลที่มีค่าความเข้มสีติดกันยาว ว่ามีการกระจายตัวแบบปกติหรือไม่
5. เปอร์เซนต์ของช่วงรัน (run percentage) วัดเปอร์เซนต์ของช่วงรันที่มีระดับเทาต่าง ๆ ในภาพ โดยอาจแสดงถึงการกระจายตัวของช่วงรันที่มีความยาวและระดับเทาต่างกัน
6. การเน้นช่วงที่มีระดับเทาดำ (low grey-level run emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีระดับเทาดำในภาพ ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันที่มีระดับเทาดำจำนวนมาก
7. การเน้นช่วงที่มีระดับเทาสูง (high grey-level run emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีระดับเทาสูงในภาพ ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันที่มีระดับเทาสูงจำนวนมาก ซึ่งบ่งบอกถึงพื้นที่ที่มีความเข้มสีสูงต่อเนื่องกัน
8. การเน้นช่วงสั้นที่มีระดับเทาดำ (short run low grey-level emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีความยาวของระดับเทาดำและขนาดสั้น ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันที่มีระดับเทาดำบ่อย ๆ ในช่วงสั้น ๆ
9. การเน้นช่วงสั้นที่มีระดับเทาสูง (short run high grey-level emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีความยาวของระดับเทาสูงและขนาดสั้น ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันที่มีระดับเทาสูงในช่วงสั้น ๆ
10. การเน้นช่วงยาวที่มีระดับเทาดำ (long run low grey-level emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีความยาวของระดับเทาดำและขนาดยาว ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันที่มีระดับเทาดำในช่วงยาวบ่อย ๆ
11. การเน้นช่วงยาวที่มีระดับเทาสูง (long run high grey-level emphasis) วัดความถี่ของช่วงรันที่มีความยาวของระดับเทาสูงและขนาดยาว ค่าที่สูงแสดงว่าภาพมีช่วงรันที่มีระดับเทาสูงในช่วงยาวบ่อย ๆ

คำถามท้ายบท

1. จากภาพด้านล่างจงตอบคำถามต่อไปนี้



(ก)



(ข)

1.1 เขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณคุณลักษณะพื้นผิวด้วยสถิติลำดับที่ 1 ได้แก่ ค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน ค่าความเบ้ และค่าความโด่ง จากภาพ (ก) และ (ข) พร้อมทั้งอธิบายความเหมือนและความต่างของคุณลักษณะเหล่านี้ในภาพทั้งสอง

1.2 เขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณค่าคุณลักษณะพื้นผิวด้วยวิธี GLCM จากภาพ (ก) และ (ข) พร้อมทั้งอธิบายความเหมือนและความต่างของคุณลักษณะเหล่านี้ในภาพทั้งสอง

1.3 เขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณค่าคุณลักษณะพื้นผิวด้วยวิธี GLRLM จากภาพ (ก) และ (ข) พร้อมทั้งอธิบายความเหมือนและความต่างของคุณลักษณะเหล่านี้ในภาพทั้งสอง

2. อธิบายข้อดีและข้อเสียของการวิเคราะห์พื้นผิวแบบสถิติลำดับที่หนึ่ง สอง และมากกว่า

เอกสารอ้างอิง

1. Tantisatirapong, S. (2014). Texture Analysis of Multimodal Magnetic Resonance Images in Support of Diagnostic Classification of Childhood Brain Tumours. University of Birmingham.
2. วงศกร ปริदानันต์. (2558). การแยกระยะเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัมจากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าแบบอัตโนมัติ. โครงการวิศวกรรม (หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต) สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ.
3. Haralick, R. M., Shanmugam, K., & Dinstein, I. (1973). Textural Features for Image Classification. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, SMC-3(6), 610-621.

การประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลภาพ

Applications of Medical Image Processing Methods

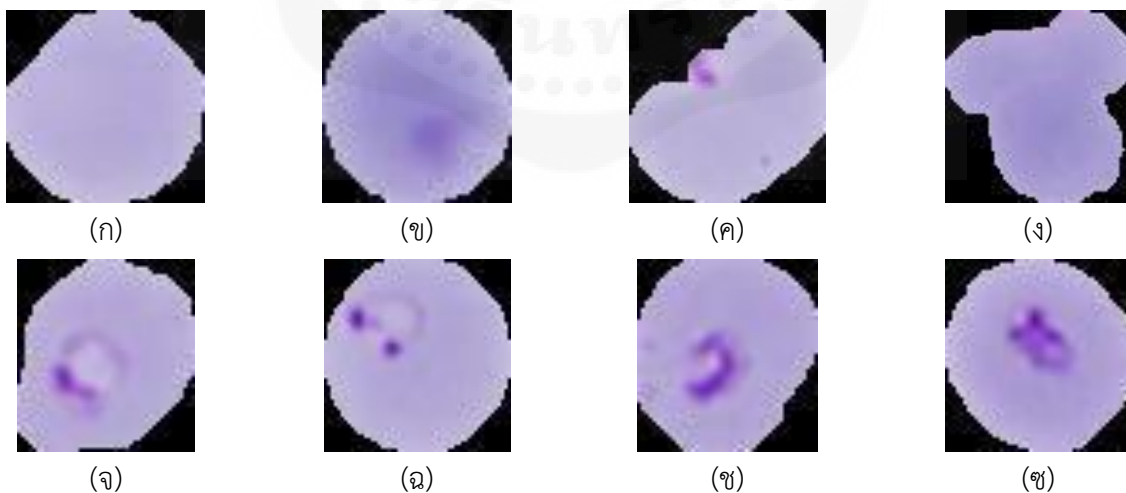
จากบทเรียนที่ผ่านมาในเรื่องการประมวลผลภาพด้วยวิธีต่าง ๆ ตั้งแต่การปรับปรุงภาพ การซ้อนทับภาพ การแบ่งส่วนภาพ การคำนวณหาคุณบัติของภาพเชิงปริมาณ สามารถนำมาใช้เพื่อช่วยวินิจฉัยโรค การวางแผนในการรักษา และการติดตามโรคได้ ในบทนี้จะนำเสนอตัวอย่างการประมวลผลภาพจากงานวิจัยของ Preedan W. (2016) ที่ศึกษาการจำแนกระยะเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัมจากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าแบบอัตโนมัติ ซึ่งได้รับการตีพิมพ์ในงานประชุมวิชาการระดับนานาชาติ ‘2016 8th International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST)’ ที่จัดขึ้นในจังหวัดเชียงใหม่ ระหว่างวันที่ 3-6 กุมภาพันธ์ 2559 ในหัวข้อเรื่อง ‘Automated classification of Plasmodium falciparum from Giemsa-stained thin blood films’ จากงานวิจัยนี้ Tantisatirapong et al. (2020) ได้พัฒนาต่อยอดเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของระบบการจำแนกระยะเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม และได้เสนอบทความวิจัยเพื่อเผยแพร่ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติ ‘ECTI Transactions on Electrical Engineering, Electronics, and Communications’ ภายใต้ชื่อ ‘Texture Based Classification of Malaria Parasites from Giemsa-Stained Thin Blood Films’ และอีกตัวอย่างหนึ่งเป็นการใช้โปรแกรม 3D Slicer ในการออกแบบโมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าเทียมเพื่อนำไปปลูกถ่ายให้ผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บจากบริเวณดังกล่าว ซึ่งงานวิจัยนี้ Tantisatirapong et al. (2023) เสนอบทความวิจัยและได้รับการตีพิมพ์ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติ ‘Scientific Reports’ ภายใต้ชื่อเรื่อง ‘The simplified tailor-made workflows for a 3D slicer-based craniofacial implant design’

13.1 การจำแนกระยะเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัมจากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าแบบอัตโนมัติ

13.1.1 ที่มาและความสำคัญ

องค์การอนามัยโลกได้รายงานว่ามีโรคมะลาเรียคร่าชีวิตประชากรมากกว่า 500,000 คน ในปี ค.ศ. 2013 แม้ว่าจะมีอัตราการเสียชีวิตลดลงแต่ก็ยังคงมีผู้ติดเชื้อมาลาเรียสูงถึงประมาณ 200 ล้านคนต่อปี โดยเฉพาะประชากรในทวีปแอฟริกาและภูมิภาคเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ซึ่งรวมถึงประเทศไทย (World Malaria Report, 2013) มาลาเรียเป็นโรคที่เกิดจากเชื้อโปรโตซัวในกลุ่มพลาสโมเดียม (Plasmodium) ซึ่งสามารถก่อโรคในคนได้ 5 ชนิด ได้แก่ พลาสโมเดียมฟัลซิพารัม (*P. falciparum*) พลาสโมเดียมไวแวกซ์ (*P. vivax*) พลาสโมเดียมมาลาเรอีย (*P. malariae*) พลาสโมเดียมโอวาเล (*P. ovale*) และพลาสโมเดียมโนโซ (*P. knowlesi*) เชื้อมาลาเรียพลาสโมเดียม

ฟัลซิพารัม เป็นเชื้อที่ทำให้เกิดโรคมาลาเรียที่รุนแรงที่สุดและมีอัตราการเสียชีวิตสูงถึงร้อยละ 90 ของผู้เสียชีวิตจากโรคมาลาเรีย แม้ว่าปัจจุบันจะมียาต้านมาลาเรียที่มีประสิทธิภาพสูง แต่เชื้อสามารถพัฒนาและดื้อต่อยาได้ การพัฒนาต้านมาลาเรียจึงมีความสำคัญในการรักษาโรคที่สามารถเพิ่มความรุนแรงในระดับต่าง ๆ โดยกระบวนการทดสอบความไวของเชื้อมาลาเรียต่อยา (drug susceptibility test) ใช้ประเมินประสิทธิภาพของยา โดยการทดสอบยาต้านมาลาเรียกับเชื้อมาลาเรียในระยะไม่ใช้เพศ (asexual erythrocytic stage) ซึ่งทำการเพาะเลี้ยงเชื้อในห้องปฏิบัติการ (in vitro culture) การคำนวณค่าความไวของเชื้อต่อยานั้น ต้องอาศัยการนับจำนวนเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดเชื้อมาลาเรีย โดยการย้อมสีให้กับเซลล์ตัวอย่างและตรวจนับด้วยการส่องกล้องจุลทรรศน์ เพื่อให้สามารถคำนวณเป็นเปอร์เซ็นต์ต่อจำนวนเซลล์เม็ดเลือดแดงทั้งหมด ซึ่งเรียกว่าเปอร์เซ็นต์การติดเชื้อในเม็ดเลือดแดง (percent parasitemia) วิธีมาตรฐานในการนับจำนวนเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดเชื้อมาลาเรีย ทำโดยนับจำนวนเซลล์บนฟิล์มเลือดบาง (thin blood film) ที่ย้อมด้วยสีจิมซ่า (Giemsa staining) ผ่านกล้องจุลทรรศน์และนับด้วยตาเปล่า วิธีนี้ต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญและใช้เวลานาน อีกทั้งอาจเกิดความคลาดเคลื่อนและข้อผิดพลาดจากความเมื่อยล้า ดังนั้นการใช้เครื่องมือที่นำเชื้อกลับมาแทนการทำงานของคน จึงเป็นประโยชน์ต่อการศึกษา การคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์สามารถประมวลผลได้รวดเร็วและต่อเนื่องโดยไม่เกิดข้อผิดพลาดจากความเมื่อยล้า นอกจากนี้การแยกระยะการติดเชื้อของเซลล์ยังเป็นประโยชน์ต่อการศึกษาพฤติกรรมของเชื้อต่อยาด้านและความไวของยาในระยะนั้น ๆ ระยะของพลาสโมเดียมฟัลซิพารัมในเม็ดเลือดแดง (erythrocytic schizogony) ประกอบด้วยหลายขั้นตอนที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาของปรสิตในเซลล์เม็ดเลือดแดงของมนุษย์ ระยะวงแหวน (ring stage) เป็นระยะแรกหลังจากเชื้อเข้าสู่เซลล์เม็ดเลือดแดงและเริ่มต้นการเจริญเติบโตและแบ่งตัว และระยะโทรโฟซอยต์ (trophozoite stage) เป็นระยะที่เชื้อมีการเจริญเติบโตเต็มที่และแบ่งตัวอย่างรวดเร็ว ซึ่งมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 13.1



รูปที่ 13.1 ภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่า (ก) เซลล์เม็ดเลือดแดงปกติ (ข)-(ค) สีย้อมที่ติดบนเซลล์เม็ดเลือดแดง (ง) เซลล์ที่สัมผัสและซ่อนทับกัน (จ)-(ฉ) เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดเชื้อระยะวงแหวน (ช)-(ซ) เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดเชื้อระยะโทรโฟซอยต์

(ที่มา: Tantisirapong & Preedanana, 2020, p. 10)

ในงานวิจัยนี้ เราจึงสังเกตเห็นความสำคัญต่อการศึกษาเพื่อจำแนกและคำนวณเปอร์เซ็นต์การติดเชื้อพลาสมาเดียมฟัลซิพารัมระยะวงแหวน และระยะโทรโพซอยต์ จากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่า (Giemsa-stained thin blood films) เพื่อช่วยให้ทราบถึงประสิทธิภาพของยาต่อเชื้อในระยะเริ่มต้นนี้ รวมถึงมีประโยชน์ต่อการวางแผนการรักษาที่เหมาะสมต่อไป

13.1.2 วิธีการดำเนินงาน

ในการจำแนกเซลล์ปกติและเซลล์ที่ติดเชื้อมาลาเรียจากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบาง ประกอบด้วยการดำเนินงาน 6 ขั้นตอน ดังนี้คือ

1. กระบวนการรับภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าจากกล้องไมโครสโคป Olympus BX51 ที่ติดตั้งกล้องดิจิทัล Olympus DP71 และซอฟต์แวร์ DP controller เวอร์ชัน v3.2.1.276 ภาพถ่ายที่ได้มีความละเอียด 1360×1024 พิกเซล และบันทึกในรูปแบบไฟล์ JPEG ในงานนี้เราใช้ภาพจำนวน 340 ภาพ

2. การปรับปรุงภาพเบื้องต้น โดยแปลงภาพสีให้เป็นภาพระดับเทาและใช้ตัวกรองมัธยฐาน (median filter) ขนาด 3×3 ในการลบตะกอนของสีจิมซ่าและปรับภาพให้เรียบเนียนขึ้น

3. การสกัดเซลล์เม็ดเลือดแดงประกอบด้วย 3 ขั้นตอนดังนี้คือ

3.1 การแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงเบื้องต้นด้วยวิธี local adaptive thresholding เพื่อแปลงภาพระดับเทาไปเป็นภาพไบนารี

3.2 การลบส่วนที่ไม่ต้องการ เช่น ตะกอนจากการย้อมสีจิมซ่าด้วยวิธีคณิตศาสตร์ฐานวิทยา (mathematical morphology) โดยใช้เทคนิคการเปิด (opening) ซึ่งประกอบด้วยการกร่อน (erosion) เพื่อลบจุดภาพที่ไม่ต้องการ และตามด้วยการขยาย (dilation) เพื่อขยายรูปร่างเดิมที่ถูกลบไปบางส่วน ให้กลับมาเป็นขนาดใกล้เคียงกับของเดิม

3.3 การแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ติดกันหรือซ้อนทับกันด้วยวิธีการแปลงวอเตอร์เชด

4. การคำนวณพารามิเตอร์จากการวิเคราะห์พื้นผิวของวัตถุด้วย 4 วิธี คือ สถิติลำดับที่หนึ่ง, GLCM, GLRLM และการแปลงเวฟเล็ตชนิด Haar, Daubechies 2 และ Symlet 4

5. การคัดเลือกคุณลักษณะเด่น โดยคำนวณจากชุดข้อมูลเรียนรู้ (training set) จำนวน 60 ภาพ จากข้อมูลทั้งหมด 340 ภาพ ด้วยวิธี minimum-redundancy maximum-relevance (mRMR) ซึ่งจะเลือกคุณลักษณะเด่นจำนวน 10 อันดับแรก และตามด้วยวิธีการเลือกแบบลำดับไปข้างหน้า (sequential forward selection: SFS) และการคัดออกแบบลำดับถอยหลัง (sequential backward elimination: SBS) เพื่อเปรียบเทียบผลลัพธ์การคัดเลือกคุณลักษณะ 3 แบบ คือ 1) mRMR 2) mRMR และ SFS 3) mRMR และ SBS

วิธี mRMR เป็นวิธีการเลือกฟีเจอร์ที่มีความสัมพันธ์กับตัวแปรเป้าหมาย (target variable) สูงที่สุด ฟีเจอร์ที่มีความสัมพันธ์สูงจะแสดงให้เห็นว่ามีความสำคัญในการทำนายตัวแปรเป้าหมาย (maximum relevance) และการเลือกฟีเจอร์ที่มีความสัมพันธ์น้อยที่สุดกับฟีเจอร์อื่น ๆ เพื่อหลีกเลี่ยงการมีข้อมูลที่ซ้ำซ้อน (minimum redundancy) วิธี SFS เป็นวิธีการเลือกฟีเจอร์โดยเพิ่มฟีเจอร์ทีละตัวจนกว่าจะได้ชุดฟีเจอร์ที่มีประสิทธิภาพสูงสุด

และวิธี SBE เป็นวิธีการเลือกพีเจอร์ โดยเริ่มต้นจากชุดพีเจอร์ทั้งหมด และนำพีเจอร์ที่มีความสำคัญน้อยที่สุดออกทีละตัวจนกว่าจะได้ชุดพีเจอร์ที่มีประสิทธิภาพสูงสุด

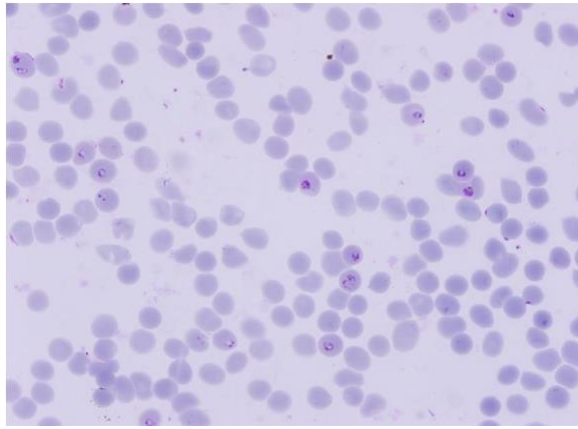
6. การจำแนกชนิดของเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัมในเม็ดเลือดแดงด้วยวิธีการเรียนรู้ของเครื่องจักร (machine learning) แบบมีผู้สอน (supervised learning) เราทำการสุ่มชุดข้อมูลฝึกจำนวน 60 ภาพ และชุดข้อมูลทดสอบจำนวน 280 ภาพ เราเปรียบเทียบวิธีการจำแนกด้วยวิธี Linear-SVM และ RBF-SVM โดยกระบวนการเรียนรู้ของเครื่องจักรนี้เริ่มจากการสร้างโมเดลในการฝึก และประเมินความถูกต้อง ความไว และความจำเพาะจากข้อมูลทดสอบด้วยวิธี leave-one-out cross validation

13.1.3 ผลการดำเนินงานและอภิปรายผล

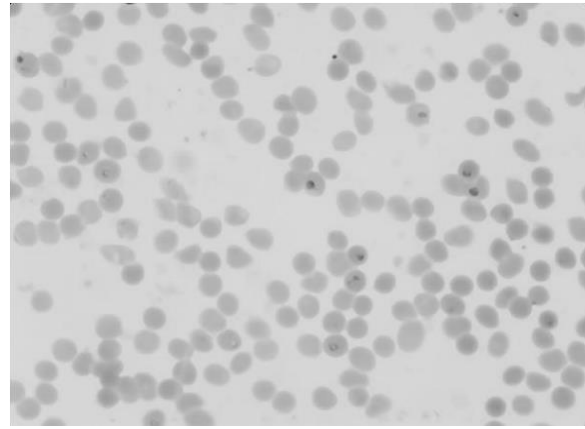
ภาพถ่ายเซลล์เม็ดเลือดแดงจากฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซา แสดงดังรูปที่ 13.2 (ก) ถูกแปลงเป็นภาพระดับเทาและใช้ตัวกรองมัธยฐานขนาด 3×3 เพื่อลดทอนสิ่งรบกวนและทำให้ภาพมีความเรียบเนียนมากขึ้นดังแสดงในรูปที่ 13.2 (ข) แล้วจึงแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงจากพื้นหลังด้วยวิธี local adaptive threshold ดังแสดงในรูปที่ 13.2 (ค) จากนั้นจึงปิดรูโหว่ภายในเซลล์ให้เต็มพร้อมกับใช้วิธี morphological opening เพื่อลบสิ่งแปลกปลอมอื่น ๆ ซึ่งมีขนาดเล็กกว่าเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากรูปที่ 13.2 (ง) แล้วจึงแยกเซลล์ที่ติดหรือซ้อนทับกัน รวมทั้งลบเซลล์ที่อยู่บริเวณขอบภาพ โดยวิธีการแปลงวอเตอร์เชตดังแสดงในรูปที่ 13.2 (ฉ)

การคำนวณค่าคุณสมบัติของภาพด้วยวิธีสถิติลำดับที่หนึ่ง GLCM, GLRLM และการแปลงเวฟเล็ต สร้างพารามิเตอร์จำนวนมาก ซึ่งการนำพารามิเตอร์ทั้งหมดเข้าสู่ระบบการจำแนกข้อมูล จะนำไปสู่ overfitting (การเรียนรู้ของเครื่องที่ให้การคาดการณ์ที่ถูกต้องสำหรับข้อมูลที่ฝึก แต่เมื่อนำไปใช้กับข้อมูลใหม่ได้ค่าความถูกต้องต่ำ) การคัดเลือกพารามิเตอร์ที่มีความสัมพันธ์กับกลุ่มข้อมูลจึงมีความสำคัญต่อประสิทธิภาพการจำแนกข้อมูล ในงานวิจัยนี้จึงประยุกต์ใช้การคัดเลือกคุณลักษณะด้วยวิธี mRMR เพื่อคัดเลือกคุณลักษณะ 10 อันดับแรกที่มีความสัมพันธ์กับชนิดของข้อมูลที่สุด และนำมาหาชุดคุณลักษณะที่ดีที่สุดด้วยวิธี SFS และ SBS ผลการทดลองได้ชุดคุณลักษณะจากวิธี mRMR, SFS และ SBS ตามตารางที่ 13.1 และผลการจำแนกข้อมูลของเซลล์ปกติ เซลล์ที่ติดเชื้อระยะวงแหวน และระยะโทรโฟซอิตด้วยวิธี linear-SVM และ RBF-SVM แสดงดังตารางที่ 13.2 - 13.4 การกระจายตัวของข้อมูลระหว่างเซลล์ปกติและติดเชื้อและจำแนกด้วยวิธี linear-SVM และ RBF-SVM แสดงในรูปที่ 13.3 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ได้ถูกออกแบบและพัฒนาเพื่อสะดวกในการใช้งานและแสดงผลการนับเซลล์ทั้งหมด และเปอร์เซ็นต์การติดเชื้อในเม็ดเลือดแดงในระยะวงแหวน และระยะโทรโฟซอิต แสดงดังรูปที่ 13.4

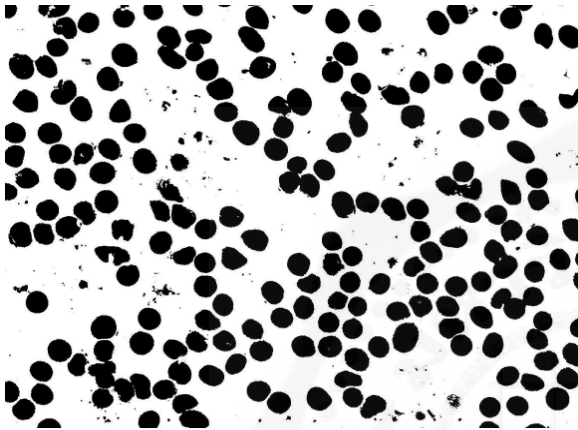
จากตารางที่ 13.1 การคัดเลือกพารามิเตอร์ขั้นต้นด้วยวิธี mRMR จะได้พารามิเตอร์ที่ถูกเลือกทั้งหมดมาจาก GLCM ค่าดังกล่าวเป็นค่าทางสถิติลำดับที่สอง ซึ่งคำนวณได้จากเมทริกซ์ที่วิเคราะห์ลักษณะการเรียงตัวของค่าความเข้มสีของภาพระดับเทาของพิกเซลที่อยู่ติดกันในภาพ จึงทำให้มีความซับซ้อนกว่าการคำนวณค่าทางสถิติลำดับที่หนึ่งจากภาพโดยตรงและมีความสัมพันธ์กับข้อมูลเซลล์ติดเชื้อทั้งสองชนิดมากกว่าค่าพารามิเตอร์จาก GLRLM และการแปลงเวฟเล็ต



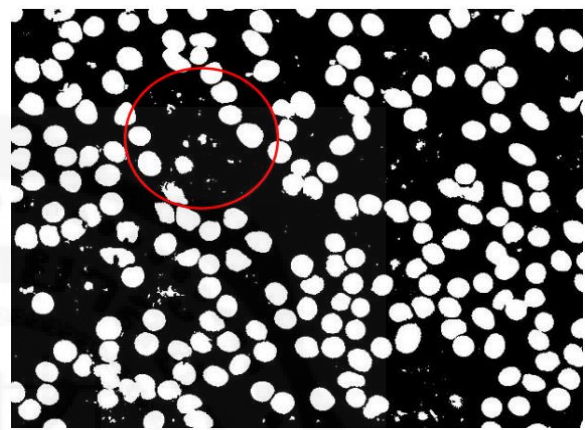
(ก)



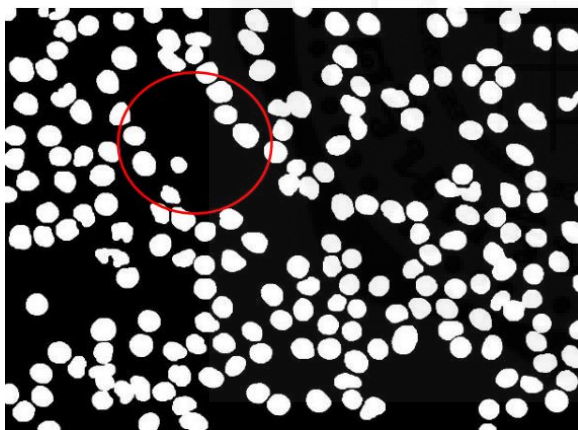
(ข)



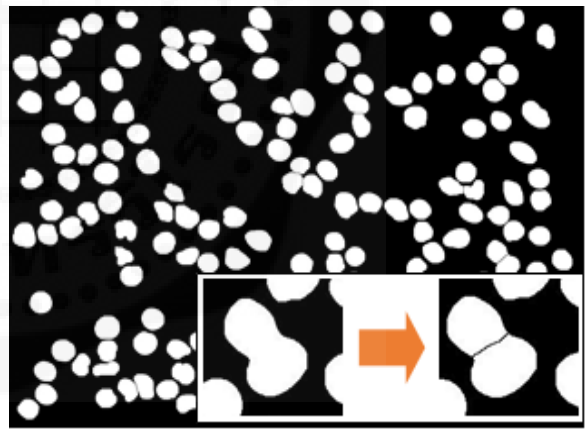
(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

รูปที่ 13.2 การประมวลผลภาพเพื่อสกัดภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง (ก) เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ถ่ายจากฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่า โดยกล้องไมโครสโคป (ข) ภาพฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าหลังผ่านขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้น (ค) ภาพเม็ดเลือดแดงที่ถูกแยกออกจากภาพพื้นหลังด้วยกระบวนการ local adaptive threshold (ง) ภาพเม็ดเลือดแดงที่ถูกปิดรูโหว่ภายในเซลล์ (จ) ภาพเม็ดเลือดแดงที่ถูกลบพื้นที่ปิดขนาดเล็กจนเหลือเฉพาะส่วนที่เป็นเซลล์ (ฉ) ภาพหลังจากวิธีการแปลงวอเตอร์เซต เพื่อแยกเซลล์ที่ติดหรือซ้อนทับกัน รวมทั้งลบเซลล์ที่อยู่ในบริเวณขอบภาพ

(ที่มา: Tantisatirapong & Preedanana, 2020, p. 12-13)

ตารางที่ 13.1 คุณลักษณะเด่นที่คัดเลือกด้วยวิธี (1) mRMR และ SFS (2) mRMR และ SBS

| Features | mRMR และ SFS | | mRMR และ SBS | |
|---|--------------|---------|--------------|---------|
| | Linear-SVM | RBF-SVM | Linear-SVM | RBF-SVM |
| Cluster Shade (GLCM 32x32, 45°) | | | ✓ | ✓ |
| Contrast (GLCM 8x8, 0°) | | | ✓ | |
| Difference entropy (GLCM 32x32, 0°) | ✓ | ✓ | | ✓ |
| Difference entropy (GLCM 32x32, 90°) | | | ✓ | ✓ |
| Contrast (GLCM 8x8, 45°) | | | ✓ | ✓ |
| Dissimilarity (GLCM 32x32, 90°) | ✓ | | ✓ | ✓ |
| Contrast (GLCM 32x32, 135°) | | | ✓ | ✓ |
| Difference entropy (GLCM 32x32, 135°) | | | ✓ | ✓ |
| Difference variance (GLCM 32x32, 45°) | | | ✓ | ✓ |
| Information measure of correlation (GLCM 8x8, 45°) | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ |

จากตารางที่ 13.2-13.4 พบว่าการคัดเลือกพารามิเตอร์เบื้องต้นด้วยวิธี mRMR แล้วคัดเลือกเพิ่มเติมด้วยวิธี SFS หรือ SBS ตามลำดับ ให้ผลการจำแนกที่มีค่าความถูกต้อง (accuracy) ค่าความไว (sensitivity) และค่าความจำเพาะ (specificity) ที่สูงกว่าการคัดเลือกพารามิเตอร์ด้วยวิธี mRMR เพียงอย่างเดียว การจำแนกด้วยวิธี mRMR+SFS และ linear-SVM ให้ผลความถูกต้องและความจำเพาะโดยเฉลี่ยดีกว่าวิธีอื่น ในขณะที่การจำแนกด้วยวิธี mRMR+SBS และ RBF-SVM ให้ผลความไวโดยเฉลี่ยดีกว่าวิธีอื่น รวมทั้งให้ผลความถูกต้องและความจำเพาะใกล้เคียงกับวิธี mRMR+SFS และ linear-SVM จากผลการทดลองนี้ จึงเสนอกระบวนการจำแนกเชื้อพลาสมาเดียมฟีลซิปาร์มด้วยด้วยการวิเคราะห์พื้นผิวแบบ GLCM จากนั้นคัดเลือกคุณลักษณะเด่นด้วยวิธี mRMR+SBS และจำแนกชนิดข้อมูลด้วยวิธี RBF-SVM เป็นวิธีที่เหมาะสม

ตารางที่ 13.2 เปรียบเทียบค่าความถูกต้องของการจำแนกเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม

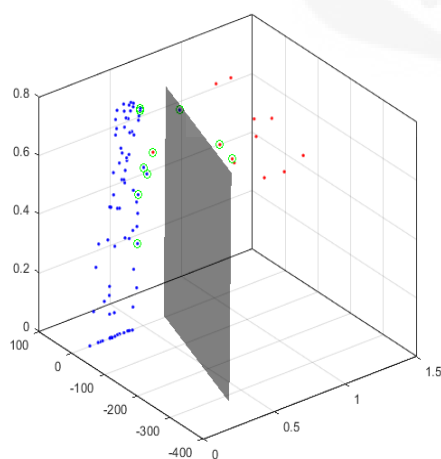
| % Accuracy | Linear-SVM | | | RBF-SVM | | |
|-------------|------------|--------------|----------|---------|----------|--------------|
| | mRMR | mRMR+SFS | mRMR+SBS | mRMR | mRMR+SFS | mRMR+SBS |
| Binary | 94.94 | 98.87 | 93.11 | 89.08 | 97.56 | 97.83 |
| Ring | 98.84 | 98.40 | 97.55 | 89.14 | 99.56 | 97.59 |
| Trophozoite | 96.32 | 99.01 | 89.67 | 99.27 | 96.82 | 99.48 |
| Average | 96.70 | 98.76 | 93.44 | 92.50 | 97.98 | 98.30 |

ตารางที่ 13.3 เปรียบเทียบค่าความไวของการจำแนกเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม

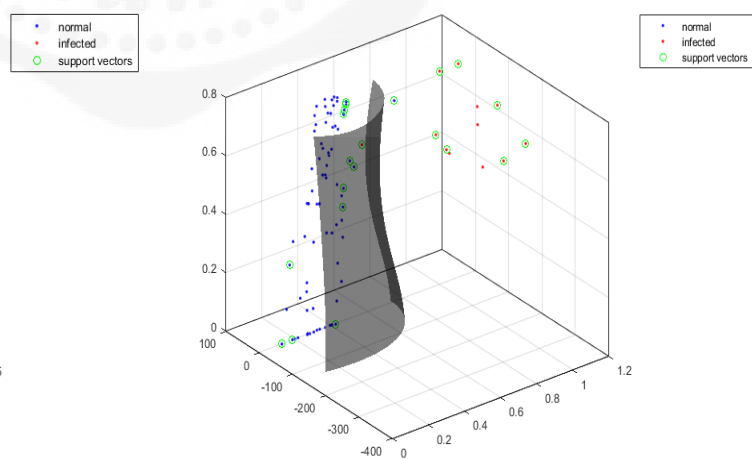
| % Sensitivity | Linear-SVM | | | RBF-SVM | | |
|---------------|------------|----------|----------|---------|----------|--------------|
| | mRMR | mRMR+SFS | mRMR+SBS | mRMR | mRMR+SFS | mRMR+SBS |
| Binary | 96.13 | 92.99 | 92.37 | 97.15 | 96.97 | 97.95 |
| Ring | 80.37 | 76.03 | 89.33 | 91.19 | 86.1 | 94.2 |
| Trophozoite | 58.15 | 51.83 | 65.23 | 90.57 | 95.3 | 88.34 |
| Average | 78.22 | 73.62 | 82.31 | 92.97 | 92.79 | 93.50 |

ตารางที่ 13.4 เปรียบเทียบค่าความจำเพาะของการจำแนกเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม

| % Specificity | Linear-SVM | | | RBF-SVM | | |
|---------------|------------|--------------|----------|---------|----------|--------------|
| | mRMR | mRMR+SFS | mRMR+SBS | mRMR | mRMR+SFS | mRMR+SBS |
| Binary | 94.93 | 98.22 | 93.15 | 88.9 | 97.57 | 97.81 |
| Ring | 96.98 | 98.45 | 97.87 | 89.24 | 97.07 | 97.72 |
| Trophozoite | 99.43 | 99.69 | 90.02 | 99.38 | 99.62 | 99.65 |
| Average | 97.11 | 98.79 | 93.68 | 92.51 | 98.09 | 98.39 |



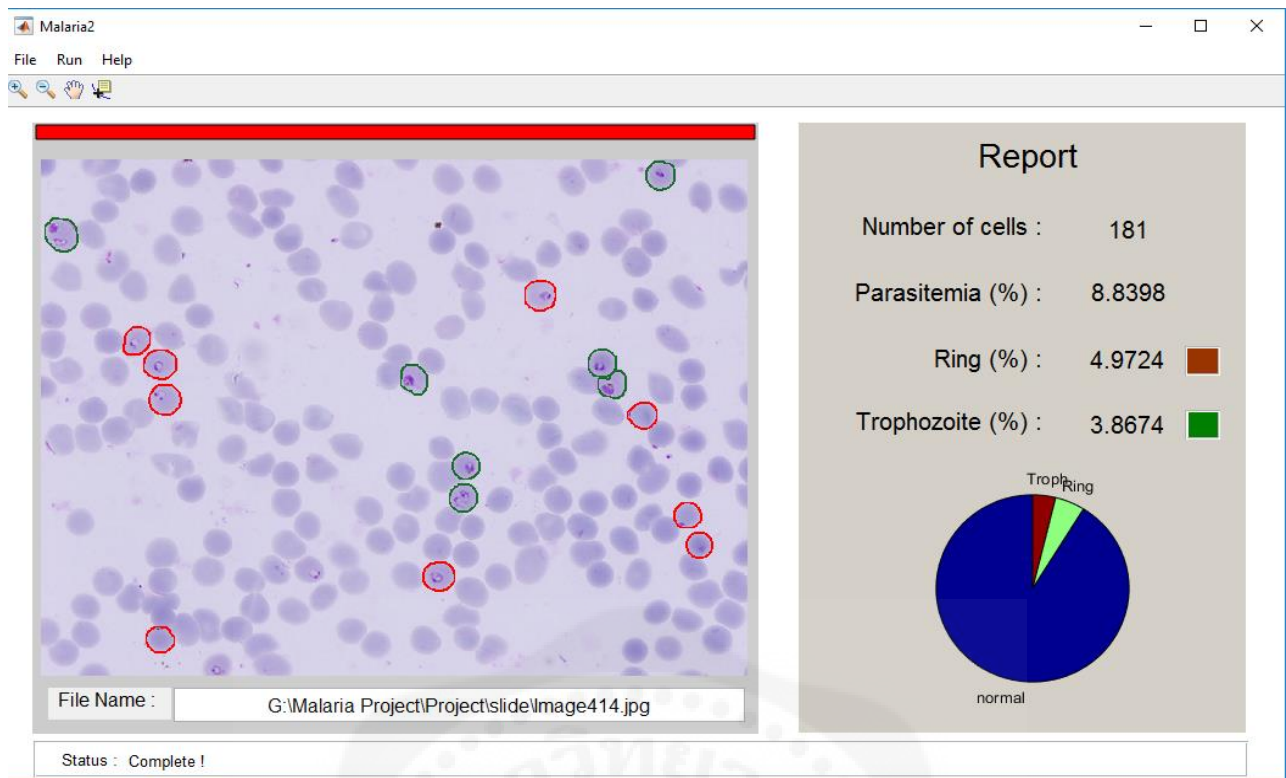
Linear-SVM



RBF-SVM

รูปที่ 13.3 การจำแนกเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติและเซลล์เม็ดเลือดแดงติดเชื้อมีวิธี Linear-SVM และ RBF-SVM

(ที่มา: Tantisatirapong & Preedan, 2020, p. 13)



รูปที่ 13.4 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการจำแนกระยะเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัมจากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าแบบอัตโนมัติ

(ที่มา: Tantisatirapong & Preedanana, 2020, p. 14)

13.1.4 สรุปผลการทดลอง

งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการจำแนกระยะการติดเชื้อมาลาเรียพลาสโมเดียมฟัลซิพารัมของเซลล์เม็ดเลือดแดง จากภาพถ่ายฟิล์มเลือดบางที่ย้อมสีจิมซ่าแบบอัตโนมัติ โดยเริ่มจากการปรับปรุงภาพ การสกัดภาพเซลล์เม็ดเลือดแดง การคำนวณคุณลักษณะของภาพ การคัดเลือกคุณลักษณะเด่น และการจำแนกข้อมูล พบว่าการคัดเลือกคุณลักษณะเด่นด้วยวิธี mRMR+SFS ให้ผลลัพธ์ชุดพีเจอร์ที่น้อยกว่าวิธี mRMR+SBS และการคัดเลือกคุณลักษณะเด่นที่ได้จากการวิเคราะห์พื้นผิวด้วยวิธี GLCM สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างคุณลักษณะกับชนิดของเซลล์ (เซลล์ปกติและติดเชื้อพลาสโมเดียมฟัลซิพารัม) ได้ดีกว่าคุณลักษณะจากวิธีสถิติลำดับที่หนึ่ง GLRLM และการแปลงเวฟเล็ต นอกจากนี้การจำแนกด้วยวิธี Linear-SVM มีแนวโน้มให้ผลลัพธ์ที่ดีกับชุดพีเจอร์ที่ได้จาก mRMR+SFS และ RBF-SVM มีแนวโน้มให้ผลลัพธ์ที่ดีกับชุดพีเจอร์ที่ได้จาก mRMR+SBS จากการทดลองพบว่าระบบให้ค่าเฉลี่ยความจำเพาะและความถูกต้องได้สูงถึง 98% จากวิธี mRMR+SFS และ Linear-SVM และระบบให้ค่าเฉลี่ยความไวได้มากกว่า 93% จากวิธี mRMR+SBS และ RBF-SVM

13.2 การออกแบบโมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยโปรแกรม 3D Slicer

13.2.1 ที่มาและความสำคัญ

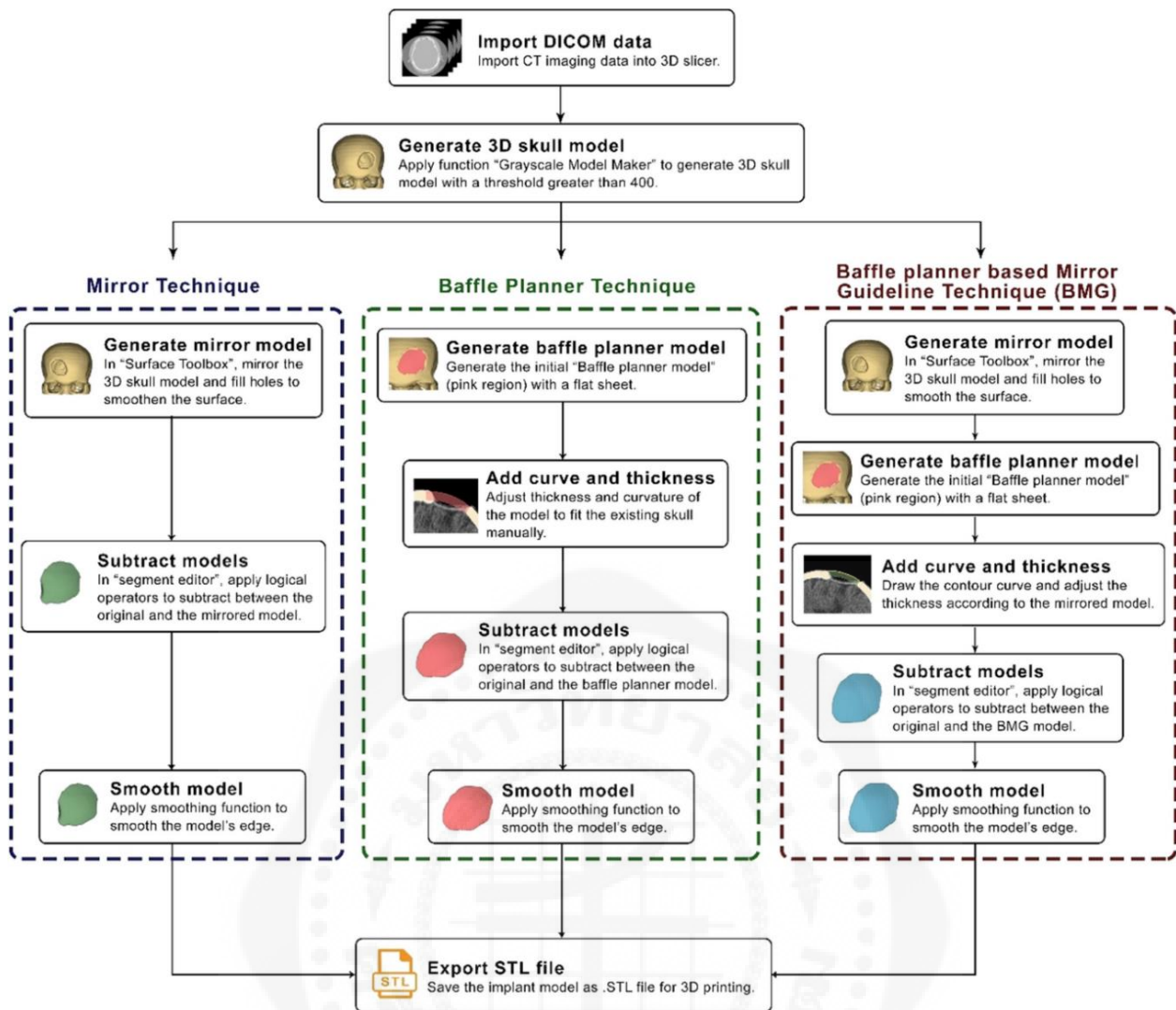
ความผิดปกติของกะโหลกศีรษะและใบหน้า (craniofacial abnormality) เป็นความผิดปกติที่เกิดจากการได้รับบาดเจ็บ ซึ่งอาจเกิดได้จากหลายสาเหตุ เช่น อุบัติเหตุบนท้องถนน หรือการตกจากที่สูง ความผิดปกติในกรณีนี้จะต้องได้รับการรักษาอย่างเร่งด่วน เพราะสมองและระบบประสาทที่ได้รับการกระทบกระเทือน อาจทำให้เกิดความพิการหรือเสียชีวิตได้ การผ่าตัดวัสดุฝังในบริเวณกะโหลกศีรษะและใบหน้า (craniofacial implant surgery) เป็นวิธีการรักษาที่ใช้ซ่อมแซมและเติมเต็มส่วนที่ขาดหายไปของกะโหลกศีรษะและใบหน้า ก่อนการผ่าตัดจำเป็นต้องสร้างวัสดุฝังในที่เหมาะสมกับรูปร่างของกะโหลกศีรษะและใบหน้าที่ขาดหายไปของผู้ป่วย วิธีการสร้างวัสดุฝังในมีหลายวิธี เช่น การปั้นด้วยมือ หรือการสร้างโมเดลต้นแบบ 3 มิติ ด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์แล้วนำมาขึ้นรูป

การปั้นวัสดุฝังในด้วยมือ เป็นวิธีการพื้นฐานที่ทำในระหว่างผ่าตัดต้องอาศัยความชำนาญ และประสบการณ์ของศัลยแพทย์ วัสดุฝังในที่สร้างขึ้นอาจมีลักษณะไม่เรียบเนียนหรือไม่สมมาตรกับกะโหลกและใบหน้าเดิม รวมทั้งเนื้อเยื่อบริเวณที่มีการผ่าตัดอาจได้รับความเสียหายจากความร้อนของวัสดุฝังใน การสร้างวัสดุฝังในโดยใช้ซอฟต์แวร์ในการออกแบบจึงเป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยที่จะได้รับการผ่าตัด ลดการติดเชื้อ และศัลยแพทย์สามารถทำการผ่าตัดได้รวดเร็วยิ่งขึ้น ในโรงพยาบาลของรัฐบางแห่งมีการใช้โปรแกรมเพื่อสร้างโมเดลวัสดุฝังในจากหลายโปรแกรม ซึ่งอาจมีความยุ่งยากและซับซ้อนสำหรับศัลยแพทย์ที่ไม่มีประสบการณ์หรือขาดความชำนาญในการใช้งาน

งานวิจัยนี้จึงมีจุดมุ่งหมายเพื่อพัฒนากระบวนการสร้างโมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในบริเวณกะโหลกศีรษะและใบหน้าที่ใช้งานง่ายและไม่ซับซ้อน เพื่อให้ศัลยแพทย์สามารถนำไปใช้ในการสร้างวัสดุฝังในที่มีความถูกต้องและแม่นยำ ตอบโจทย์ความต้องการของผู้ป่วย ลดระยะเวลาในการผ่าตัด และลดต้นทุนการสร้างวัสดุฝังในจากการใช้ซอฟต์แวร์เชิงพาณิชย์ที่มีราคาสูง

13.2.2 วิธีการดำเนินงาน

การศึกษานี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมวิจัย โรงพยาบาลชลบุรี และผู้เข้าร่วมการศึกษาทุกคนได้ให้ความยินยอมเป็นลายลักษณ์อักษร การศึกษานี้ดำเนินการตามข้อบังคับและระเบียบที่เกี่ยวข้อง ในการศึกษา เราเสนอกระบวนการทำงานเพื่อสร้างโมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้า โดยใช้ 3 เทคนิค คือ (1) mirror (2) baffle planner (3) baffle-based mirror guideline (BMG) รายละเอียดกระบวนการทั้งสามเทคนิคถูกแสดงในรูปที่ 13.5 ซึ่งได้ดำเนินการผ่านซอฟต์แวร์ 3D Slicer เวอร์ชัน 4.11.20210226 การทดลองนี้ได้ทดสอบกับข้อมูลภาพ CT ของผู้ป่วย 4 ราย (เคส A, B, C และ D) ที่ได้รับการรักษาที่โรงพยาบาลชลบุรี โดยผลการดำเนินการมีรายละเอียดต่อไปนี้



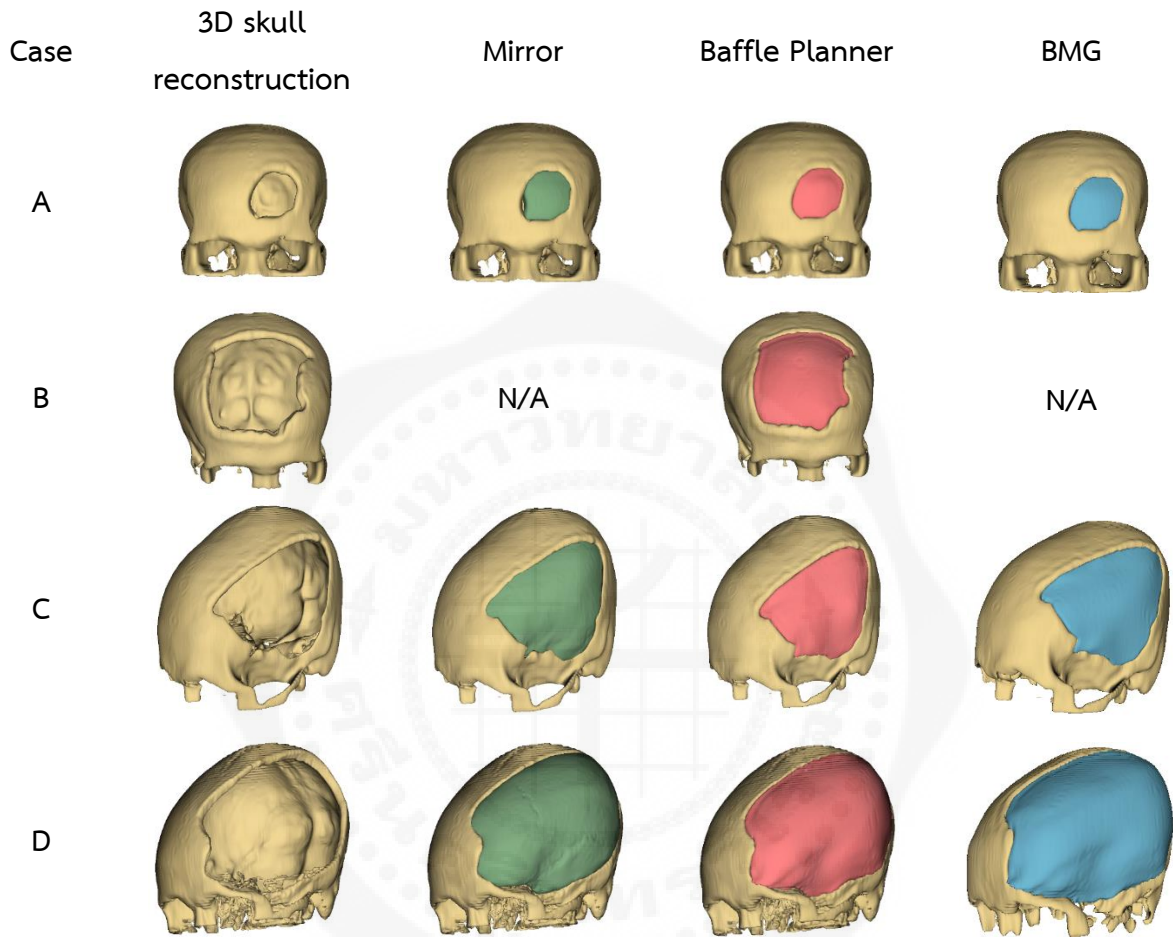
รูปที่ 13.5 การออกแบบโมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในบริเวณกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ BMG (ที่มา: Tantisatirapong et al., 2023, p. 4)

13.2.3 ผลการดำเนินงาน

ผู้ป่วยที่มีกะโหลกศีรษะและใบหน้าผิดรูปร่างจำนวน 3 ราย คือ เคส A, C และ D ถูกจำลองโดยใช้เทคนิค mirror ดังแสดงในรูปที่ 13.6 ส่วนเคส B ไม่สามารถจำลองได้เนื่องจากไม่มีพื้นที่หน้าผากกะโหลกศีรษะและใบหน้าที่มีสุขภาพดีที่สามารถตัดลอกพื้นผิวดังกล่าวได้ (เนื่องจากมีบาดแผลขนาดใหญ่ทั้งด้านซ้ายและขวาของเส้นกึ่งกลางในแนวตั้ง) จากการศึกษาพบว่า การสร้างโมเดลด้วยเทคนิค mirror ใช้หลักการสมมาตรระหว่างซ้ายและขวา แต่กะโหลกคนส่วนใหญ่จะไม่สมมาตรระหว่างด้านซ้ายและขวา ทำให้ขั้นตอนการลบระหว่างโมเดลต้นฉบับและ mirror มีชิ้นส่วนที่เหลืออยู่ จึงต้องใช้เครื่องมือชื่อ "Scissors" ในซอฟต์แวร์ 3D Slicer ในการกำจัดชิ้นส่วนที่เหลือออก

จากการดำเนินงานพบว่าสามารถใช้โปรแกรม 3D slicer เพียงโปรแกรมเดียวในการสร้างชิ้นส่วนของวัสดุฝังในได้และใช้เวลาไม่นานในการจำลองวัสดุฝังใน แต่ยังมีบางขั้นตอนที่มีความซับซ้อน ต้องปรับแก้ไขด้วย

เครื่องมือ เช่น การใช้คำสั่ง Scissors ซึ่งมีสาเหตุเกิดจากการกลับด้านกะโหลกศีรษะ ซึ่งกะโหลกศีรษะด้านซ้ายและขวาของผู้ป่วยมีความสูงที่ไม่เท่ากันเล็กน้อย เมื่อนำโมเดลต้นแบบและโมเดลที่กลับด้านมาลบกักันทำให้ยังมีส่วนอื่นที่ลบบอกไม่หมด รวมไปถึงตัวอย่างผู้ป่วยที่ได้นำมาใช้ในการทำวิจัย (ผู้ป่วยเคส A) ผู้ป่วยมีความผิดปกติของกะโหลกศีรษะส่วนหน้าซึ่งกะโหลกส่วนที่ขาดหายไปอยู่บริเวณด้านซ้ายแต่เหลือมมายังบริเวณฝั่งขวาเล็กน้อย ทำให้เมื่อสร้างส่วนที่ขาดหายอาจยังมีค่าความผิดพลาด กล่าวคือมีส่วนที่เป็นช่องว่างไม่สามารถเติมเต็มได้



รูปที่ 13.6 ผลลัพธ์โมเดลต้นแบบ 3 มิติ สำหรับวัสดุฝังในบริเวณกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ BMG

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2023, p. 9)

หากขาดแคลนเกิดขึ้นบนเส้นกึ่งกลางในแนวตั้ง เทคนิค mirror จะไม่สามารถจำลองส่วนที่ขาดหายระหว่างกะโหลกด้านซ้ายและด้านขวาได้ ตามที่แสดงในรูปที่ 13.6 ข้อเสียนี้จะถูกแก้ไขด้วยเทคนิค baffle planner ที่ให้โมเดลกะโหลกศีรษะและใบหน้าที่มีสมบรูณ์กว่าที่สร้างขึ้นโดยใช้เทคนิค mirror เพราะไม่จำเป็นต้องใช้เส้นกึ่งกลางในแนวตั้งของกะโหลกในการจำลอง สำหรับเคส A และ B เทคนิค baffle planner สามารถจำลองวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามเทคนิค baffle planner จำเป็นต้องอาศัยการปรับแต่งความโค้งงอและความหนาของโมเดลให้มีสัดส่วนที่เหมาะสมกับรอยขาดแผล

พื้นที่ผิว (surface area) และปริมาตร (volume) ของโมเดลวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าถูกคำนวณโดยใช้โมดูล "Segment Statistics" ในซอฟต์แวร์ 3D Slicer พื้นที่ผิวและปริมาตรของโมเดลที่ออกแบบและโมเดลอ้างอิง (referenced model) ที่ออกแบบโดยศัลยแพทย์ผู้ทำการผ่าตัดวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าให้ผู้ป่วยทั้งสี่ราย ถูกเปรียบเทียบในตารางที่ 13.5 สามารถสังเกตได้ว่าในเชิงความผิดพลาดของปริมาตร เทคนิค mirror เป็นเทคนิคที่ดีกว่าสองเทคนิคสำหรับเคส A ในขณะที่เทคนิค baffle planner ดีกว่าสองเทคนิคสำหรับเคส C และ D เมื่อพิจารณาข้อผิดพลาดของพื้นที่ผิว นอกจากนี้เทคนิค baffle planner สามารถนำมาใช้งานได้เพียงสำหรับเคส B เท่านั้น ดังนั้นไม่สามารถเปรียบเทียบผลลัพธ์ของเคส B กับผลลัพธ์จากเทคนิคอื่น ๆ ได้

ตารางที่ 13.5 เปรียบเทียบพื้นที่ผิวและปริมาตรของโมเดลด้วยเทคนิค mirror, baffle planner, BMG และโมเดลอ้างอิง ความคลาดเคลื่อนในพื้นที่ผิวและปริมาตรของโมเดลที่ออกแบบไว้เทียบกับโมเดลอ้างอิง

| Case | Model | Surface area (mm ²) | Volume (mm ³) | Surface area error (%) | Volume error (%) |
|------|-----------|---------------------------------|---------------------------|------------------------|------------------|
| A | Reference | 2912.0 | 5828.2 | - | - |
| | Mirror | 3164.9 | 6763.3 | 8.68 | 16.04 |
| | Baffle | 3205.0 | 7900.2 | 10.06 | 35.55 |
| | BMG | 3165.3 | 7460.9 | 8.70 | 28.01 |
| B | Reference | 14968.9 | 35374.8 | - | - |
| | Mirror | N/A | N/A | - | - |
| | Baffle | 15325 | 41430.8 | 2.38 | 17.12 |
| | BMG | N/A | N/A | - | - |
| C | Reference | 15392.5 | 34073.8 | - | - |
| | Mirror | 17352.0 | 29643.3 | 12.73 | 13.00 |
| | Baffle | 16196.6 | 36947.1 | 5.22 | 8.43 |
| | BMG | 15624.6 | 29045.5 | 1.51 | 14.76 |
| D | Reference | 35564.6 | 93314.6 | - | - |
| | Mirror | 37970.9 | 116653 | 6.77 | 25.01 |
| | Baffle | 37197.6 | 104737 | 4.59 | 12.24 |
| | BMG | 37886.6 | 106720 | 6.53 | 14.37 |

หมายเหตุ N/A คือโมเดลที่ไม่สามารถสร้างด้วยเทคนิค mirror ได้

จากตารางที่ 13.5 พบว่าพื้นที่ผิวและปริมาตรของโมเดลที่ออกแบบจากทั้งสามเทคนิค มีขนาดใหญ่กว่าโมเดลอ้างอิง สาเหตุที่เป็นเช่นนี้เพราะโมเดลที่ออกแบบได้สร้างขึ้นโดยใช้ความหนาของกะโหลกที่มีความสมมาตรกันและปริมาตรข้อบกพร่องที่คล้ายคลึงกัน ในขณะที่ความหนาของโมเดลอ้างอิงได้ถูกออกแบบให้บางกว่าและเล็กกว่ากะโหลกต้นฉบับ ซึ่งเกิดจากประสบการณ์ทางคลินิกของศัลยแพทย์สมองที่ต้องการลดความหนาของชิ้นงานเพื่อป้องกันการชนกันกับเนื้อเยื่อสมองที่บวมและเพิ่มพื้นที่ให้เนื้อเยื่อได้เจริญเติบโตครอบคลุมบริเวณวัสดุฝังในกะโหลกและกะโหลกเดิม ดังนั้นการวัดประสิทธิภาพทั้งหมดนี้อาจไม่สามารถสะท้อนคุณภาพของโมเดลได้ชัดเจน ตัวอย่างเช่น ดัชนีความคล้ายคลึงกันไม่ได้สัมพันธ์กับขนาดของโมเดลชิ้นงาน (เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของพื้นที่ผิวและปริมาตร ค่า Dice coefficient และ Hausdorff distance) เช่น เคส D ที่มีขนาดข้อบกพร่องใหญ่กว่าเคส

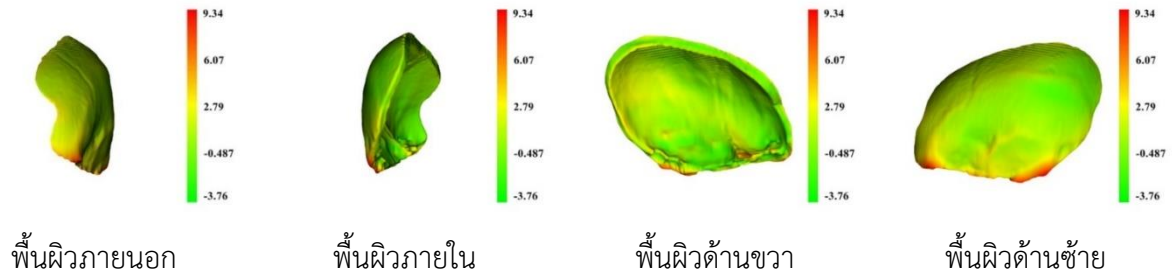
C มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของพื้นที่ผิวและปริมาตรที่มากกว่า แต่ดัชนีชี้วัดความคล้ายคลึง (Dice coefficient และ Hausdorff distance) ระหว่างโมเดลที่ออกแบบและโมเดลอ้างอิงมีค่าสูงกว่า

ตัวชี้วัดประสิทธิภาพที่ใช้ ได้แก่ ความถูกต้อง (accuracy) ความแม่นยำ (precision) ความไว (sensitivity) ความจำเพาะ (specificity) ค่า Dice coefficient และระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ (Hausdorff distance) ได้ถูกคำนวณเพื่อประเมินระดับความคล้ายกันระหว่างโมเดลที่ออกแบบและโมเดลอ้างอิง ดังแสดงในตารางที่ 13.6 ก่อนที่จะคำนวณค่าประสิทธิภาพดังกล่าว เราได้ทำการย้ายโมเดลที่สร้างขึ้นและโมเดลอ้างอิง (.stl file) ไปยังศูนย์กลางของระบบโดยใช้ 'surface toolbox' และจากนั้นได้คำนวณค่าประสิทธิภาพโดยใช้โมดูลชื่อ 'Segment Comparison' ในโปรแกรม 3DSlicer เพื่อเปรียบเทียบระหว่างโมเดล

ตารางที่ 13.6 เปรียบเทียบความถูกต้อง ความแม่นยำ ความไว ความจำเพาะ Dice coefficient และ Hausdorff distance ของโมเดลที่ออกแบบด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ BMG

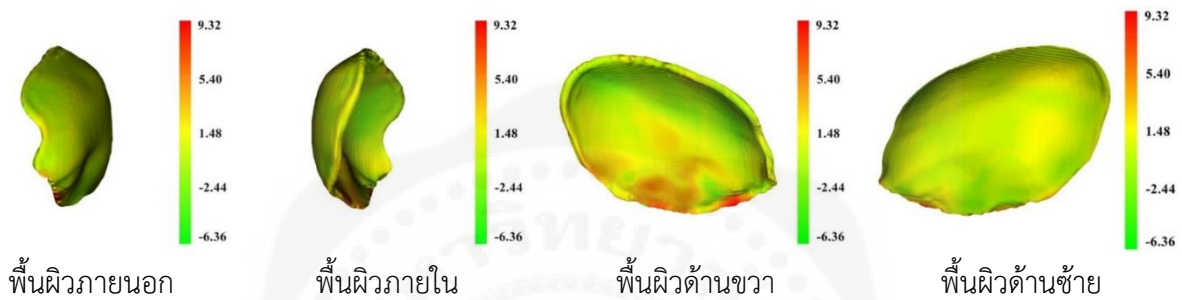
| Case | Model | Accuracy (%) | Precision (%) | Sensitivity (%) | Specificity (%) | Dice coefficient | Hausdorff distance |
|---------|--------|--------------|---------------|-----------------|-----------------|------------------|--------------------|
| A | Mirror | 92.3 | 74.0 | 85.9 | 93.6 | 0.80 | 0.84 |
| | Baffle | 91.3 | 69.3 | 94.0 | 90.7 | 0.80 | 0.88 |
| | BMG | 92.2 | 73.3 | 93.1 | 91.9 | 0.82 | 0.77 |
| B | Mirror | - | - | - | - | - | - |
| | Baffle | 93.6 | 55.5 | 64.9 | 95.9 | 0.60 | 1.80 |
| | BMG | - | - | - | - | - | - |
| C | Mirror | 94.4 | 59.1 | 51.4 | 97.5 | 0.55 | 1.61 |
| | Baffle | 92.7 | 43.7 | 47.4 | 95.8 | 0.45 | 2.10 |
| | BMG | 92.2 | 42.4 | 35.9 | 96.4 | 0.39 | 2.20 |
| D | Mirror | 94.6 | 60.7 | 76.1 | 96.1 | 0.68 | 1.77 |
| | Baffle | 95.9 | 69.0 | 77.2 | 97.3 | 0.73 | 1.43 |
| | BMG | 95.8 | 68.4 | 78.5 | 97.2 | 0.73 | 1.41 |
| Average | Mirror | 93.8 | 64.6 | 71.2 | 95.7 | 0.70 | 1.40 |
| | Baffle | 93.4 | 59.4 | 70.9 | 94.9 | 0.64 | 1.56 |
| | BMG | 93.4 | 61.4 | 69.1 | 95.2 | 0.65 | 1.46 |

เพื่อแสดงผลความแตกต่างระหว่างโมเดลที่ออกแบบและโมเดลอ้างอิง ใช้โมดูล shape-population viewer ในโปรแกรม 3D Slicer โดยโมดูลนี้จะแสดงสีของความคล้ายคลึงระหว่างโมเดลด้วยค่าระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ (Hausdorff distance) ในหน้าต่าง shade-population สีเขียว สีเหลือง จนถึงสีแดงแทนความคล้ายคลึงกันระหว่างโมเดลที่ออกแบบและโมเดลอ้างอิง พื้นที่สีแดงแสดงว่าโมเดลที่ออกแบบมีขนาดใหญ่กว่าโมเดลอ้างอิง ในขณะที่พื้นที่สีเขียวแสดงว่าโมเดลที่ออกแบบเล็กกว่าโมเดลอ้างอิง และพื้นที่สีเหลืองแสดงถึงพื้นที่ที่มีความคล้ายคลึงกันระหว่างโมเดลที่ออกแบบและโมเดลอ้างอิง จากรูปที่ 13.7 - 13.9 สังเกตเห็นได้ว่าพื้นที่ส่วนใหญ่อยู่ในเขตสีเขียวและสีเหลือง ซึ่งหมายความว่าขนาดของโมเดลที่ออกแบบมีแนวโน้มเป็นไปในทิศทางของโมเดลอ้างอิง โดยโมเดลอ้างอิงมีขนาดเล็กกว่าเล็กน้อย และยังพบว่าพื้นที่บริเวณขอบของโมเดลที่ออกแบบมีขนาดใหญ่กว่าโมเดลอ้างอิงในบางส่วน



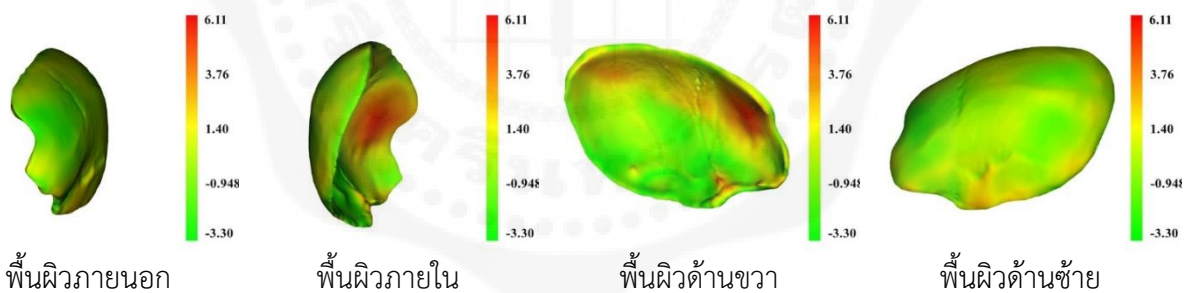
รูปที่ 13.7 การเปรียบเทียบระหว่างโมเดล mirror และโมเดลอ้างอิงของเคส D โดยใช้แผนที่การเบี่ยงเบนสีที่อิงจากระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2023, p. 11)



รูปที่ 13.8 การเปรียบเทียบระหว่างโมเดล baffle planner และโมเดลอ้างอิงของเคส D โดยใช้แผนที่การเบี่ยงเบนสีที่อิงจากระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2023, p. 12)



รูปที่ 13.9 การเปรียบเทียบระหว่างโมเดล BMG และโมเดลอ้างอิงของเคส D โดยใช้แผนที่การเบี่ยงเบนสีที่อิงจากระยะทางเฮาส์ดอร์ฟ

(ที่มา: Tantisatirapong et al., 2023, p. 12)

13.2.4 สรุปผลการทดลอง

การศึกษานี้ได้นำเสนอและประเมินการสร้างโมเดลวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ baffle-based mirror guideline จากการทดลองพบว่าเทคนิค mirror เป็นเทคนิคที่มีประโยชน์ในกรณีที่ส่วนของกะโหลกศีรษะที่สมบูรณ์สามารถพลิกกลับไปยังส่วนที่มีปัญหาได้ หากไม่มีกะโหลกศีรษะที่สมบูรณ์เทคนิค mirror ก็จะไม่สามารถสร้างโมเดลส่วนที่อยู่ระหว่างระนาบแกนกึ่งกลางได้ เทคนิค baffle planner นำเสนอโมเดลวัสดุฝังในที่ยืดหยุ่นและเหมาะสมกับตำแหน่งของกะโหลกศีรษะที่

บัพพรองใด ๆ อย่างไรก็ตามเทคนิคนี้ต้องอาศัยการปรับความหนาและความโค้งของการสร้างรูปร่างของโมเดล ซึ่งต้องอาศัยความชำนาญและความเชี่ยวชาญของผู้ใช้ ส่วนเทคนิค baffle-based mirror guideline ที่เสนอนี้ได้ใช้ประโยชน์จากทั้งสองเทคนิคและมีการพัฒนาในกรณีที่มีข้อบกพร่องซ้อนทับกันระหว่างกะโหลกศีรษะและซีกขวาของโมเดล งานวิจัยในอนาคตควรพัฒนาโปรแกรมเพื่อแนะนำการเลือกใช้เทคนิคการสร้างโมเดลวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าให้เหมาะสมสำหรับสถานการณ์ข้อบกพร่องต่าง ๆ แบบอัตโนมัติ

คำถามท้ายบท

1. ออกแบบกระบวนการประมวลผลภาพเพื่อจำแนกชนิดเนื้องอกจากภาพ CT และ MRI พร้อมอธิบายวิธีการอย่างละเอียด
2. อธิบายกระบวนการสร้างโมเดลวัสดุฝังในกะโหลกศีรษะและใบหน้าด้วยโปรแกรม 3D Slicer ด้วยเทคนิค mirror, baffle planner และ BMG

เอกสารอ้างอิง

1. Preedan, W., Phothisonthai, M., Senavongse, W., & Tantisatirapong, S. (2016, 3-6 Feb. 2016). Automated Detection of Plasmodium Falciparum from Giemsa-Stained Thin Blood Films. 2016 8th International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST).
2. Tantisatirapong, S., & Preedan, W. (2020). Texture Based Classification of Malaria Parasites from Giemsa-Stained Thin Blood Films. ECTI Transactions on Electrical Engineering, Electronics, and Communications, 18(1), 9-16.
3. Tantisatirapong, S., Khunakornpattanakarn, S., Suesatsakul, T., Boonpratotong, A., Benjamin, I., Tongmeesee, S., Kangkorn, T., & Chanwimalueang, T. (2023). The Simplified Tailor-Made Workflows for a 3D Slicer-Based Craniofacial Implant Design. Scientific Reports, 13(1), 2850.

บรรณานุกรม

หนังสือที่อ้างอิง

1. Semmlow, J. L. (2004). Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB-Based Applications. Marcel Dekker.
2. Madisetti, V. K. (2010). The Digital Signal Processing Handbook (2nd ed.) Digital Signal Processing Fundamentals. CRC Press.
3. Bankman, I. N. (2008). Handbook of Medical Image Processing and Analysis (2nd ed.). Elsevier.
4. Rangaraj, M. R. (2005). Biomedical Image Analysis. United States of America: CRC Press LLC.
5. Gonzalez, R. C., Woods, R. E., & Eddins, S. L. (2009). Digital Image Processing using MATLAB (2nd ed.). Gatesmark, LLC.
6. ชานูไชย ไทยเจียม และคณะ. (2560). หลักการพื้นฐานของการสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า. ใน วิศวกรรมชีวการแพทย์ เล่ม 2.

วารสารวิจัยที่อ้างอิง

1. Vittayakittipong, M. (2006). Adult Electroencephalography: Basic Knowledge for Nurses. Songklanagarind Medical Journal, 24(5):445-452.
2. Park, J., Park, D. C., & Polk, T. A. (2013). Parietal Functional Connectivity in Numerical Cognition. Cereb Cortex, 23(9), 2127-2135.
3. Tantisatirapong, S., Puttipirat, P., Senavongse, W., & Chanwimalueang, T. (2021). The Design of Cognitive Training Games for the Thai Elderly. ECTI Transactions on Electrical Engineering, Electronics, and Communications, 19(3), 289-297.
4. Tantisatirapong, S., & Preedanana, W. (2020). Texture Based Classification of Malaria Parasites from Giemsa-Stained Thin Blood Films. ECTI Transactions on Electrical Engineering, Electronics, and Communications, 18(1), 9-16.
5. Tantisatirapong, S. Prasoproek, C. & Phothisonothai, M. (2018). Comparison of Feature Extraction for Accent Dependent Thai Speech Recognition System. 2018 IEEE Seventh International Conference on Communications and Electronics (ICCE), Hue, Vietnam, pp. 322-325.
6. Tantisatirapong, S. (2014). Texture Analysis of Multimodal Magnetic Resonance Images in Support of Diagnostic Classification of Childhood Brain Tumours. University of Birmingham, United Kingdom.
7. Qi, Y. & B. R. Hunt (1993). Voiced-Unvoiced-Silence Classifications of Speech using Hybrid Features and A Network Classifier. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing 1(2): 250-255.
8. Alotaiby, T. N., S. A. Alshebeili, T. Alshawi, I. Ahmad and F. E. Abd El-Samie (2014). EEG Seizure Detection and Prediction Algorithms: A Survey. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing 2014(1): 183.

9. Conradsen, I., S. Beniczky, K. Hoppe, P. Wolf and H. B. D. Sorensen (2012). Automated Algorithm for Generalized Tonic–Clonic Epileptic Seizure Onset Detection Based on sEMG Zero-Crossing Rate. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 59(2): 579-585.
10. Liang, Z-P & Lauterbur PC. (2000). *Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective*: Wiley-IEEE Press.
11. Varma, D.R. (2008). Free DICOM Browsers. *The Indian Journal of Radiology & Imaging*, 18(1), 12–16.
12. Larobina, M., & Murino, L. (2014). Medical Image File Formats. *Journal of Digital Imaging*, 27(2): 200-206.
13. Jan, Jiri. (2006). *Medical Image Processing Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods*, CRC press, Taylor & Francis Group.
14. Guthaner, D.F., Wexler, L., Enzmann, D.R., Riederer, S.J., Keyes, G.S., Collins, W.F. and Brody, W.R. (1983). Evaluation of Peripheral Vascular Disease using Digital Subtraction Angiography. *Radiology*, 147(2), pp.393-398.
15. Eid, M. & Abougabal, A. (2014). Subtraction Images: A Really Helpful Tool in Non-Vascular MRI. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 45(3), p.909-919.
16. Zitová B, Flusser J. (2003). Image Registration Methods: A Survey. *Image and Vision Computing*. 2003;21(11):977-1000.
17. Crum, W.R., Hartkens, T., Hill, D.L. (2004). Non-Rigid Image Registration: Theory and Practice. *The British Journal of Radiology*. 2004;77 Spec No 2:S140-53.
18. Jenkinson, M., Bannister, P., Brady, M., & Smith, S. (2002). Improved Optimization for the Robust and Accurate Linear Registration and Motion Correction of Brain Images. *NeuroImage*, 17(2), 825-841.
19. Scharcanski, J. (2005). Stochastic Texture Analysis for Monitoring Stochastic Processes in Industry. *Pattern Recognition Letters*, 26(11), 1701-1709.
20. Haralick, R. M., Shanmugam, K., & Dinstein, I. (1973). Textural Features for Image Classification. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, SMC-3(6), 610-621.
21. Ojala, T., Pietikäinen, M. & Harwood, D. (1996), A Comparative Study of Texture Measures with Classification Based on Feature Distributions. *Pattern Recognition*, 19(3):51-59.
22. Jianbo, S., & Malik, J. (2000). Normalized Cuts and Image Segmentation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(8), 888-905.
23. Chenyang, X., & Prince, J. L. (1998). Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow. *IEEE Transactions on Image Processing*, 7(3), 359-369.
24. Preedanant, W., Phothisonothai, M., Senavongse, W., & Tantisatirapong, S. (2016, 3-6 Feb. 2016). Automated Detection of Plasmodium Falciparum from Giemsa-Stained Thin Blood Films. 2016 8th International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST),

25. Tantisatirapong, S., Khunakornpattanakarn, S., Suesatsakul, T., Boonpratong, A., Benjamin, I., Tongmeese, S., Kangkorn, T., & Chanwimalueang, T. (2023). The Simplified Tailor-Made Workflows for a 3D Slicer-Based Craniofacial Implant Design. *Scientific Reports*, 13(1), 2850.

เว็บไซต์อ้างอิงที่เชื่อถือได้

1. สมชาย รัตนทองคำ. (2554). การตรวจประสาท-กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า. เอกสารประกอบการบรรยาย วิชา 471 231 ไฟฟ้าบำบัดและเครื่องมือการภาพบำบัด ปีการศึกษา 2554-2555. สืบค้นเมื่อ 1 กันยายน 2559, จาก <https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/es54/emgdoc54.pdf>
2. เจริญลาภ อุทานปทุมรส. BASIC ECG Interpretation. สืบค้นเมื่อ 1 กันยายน 2559, จาก <https://www.si.mahidol.ac.th/th/division/cpr/Download/BasicECG%20by%20dr%20Chareanlap.pdf>
3. พีระพล ยูวภูษิตานนท์. (2553). เอกสารประกอบการสอน EEET0485 Digital Signal Processing. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร. สืบค้นเมื่อ 24 กันยายน 2559, จาก <https://embedsigproc.wordpress.com/dsp-lecture-page/>
4. National Institute of Standards and Technology. (2012). Introduction to Time Series Analysis. Retrieved January 15, 2016, from <http://itl.nist.gov/div898/handbook/pmc/section4/pmc4.htm>
5. National Electrical Manufacturers Association. (2004). Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM). Retrieved from https://dicom.nema.org/dicom/2004/04_01pu.pdf
6. ศูนย์รังสีวินิจฉัย คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล ศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพรัตน์. ระบบ PACS. สืบค้นเมื่อ 15 กันยายน 2564, จาก <https://med.mahidol.ac.th/sdmc/th/technology/PAC-th>
7. GeeksforGeeks. (2020). MATLAB - Ideal Highpass Filter in Image Processing. Retrieved January 15, 2016, from <https://www.geeksforgeeks.org/matlab-ideal-highpass-filter-in-image-processing/>
8. GeeksforGeeks. (2020). MATLAB - Ideal Lowpass Filter in Image Processing. Retrieved January 15, 2016, from <https://www.geeksforgeeks.org/matlab-ideal-lowpass-filter-in-image-processing/>
9. Üstüner, K. F., & Holley, G. L. (2003). Ultrasound Imaging System Performance Assessment. Siemens Medical Solution USA, Inc., Ultrasound Division. Retrieved from <https://www.aapm.org/meetings/03am/pdf/9905-9858.pdf>

ดัชนี

| | | | |
|---------------------------------|---|----------------------------------|-----|
| | A | EMG..... | 3 |
| action potential..... | | energy spectral density..... | 54 |
| alpha waves..... | | exponential smoothing..... | 35 |
| analog signal..... | | | |
| | B | F | |
| BCI..... | | fast Fourier transform..... | 53 |
| beta waves..... | | folding..... | 23 |
| brain computer interface..... | | Fourier analysis..... | 50 |
| | C | Fourier transform..... | 51 |
| classification..... | | frequency-encoding gradient..... | 98 |
| computed tomography..... | | | |
| continuous-time signal..... | | G | |
| | D | gamma waves..... | 11 |
| data scaling..... | | | |
| data transformation..... | | H | |
| delta waves..... | | high-pass filter..... | 132 |
| DICOM..... | | histogram equalization..... | 123 |
| digital signal..... | | histogram of image..... | 115 |
| discrete Fourier transform..... | | | |
| discrete-time signal..... | | I | |
| | E | image distortion..... | 114 |
| ECG..... | | image enhancement..... | 118 |
| edge detection..... | | image processing..... | 109 |
| EEG..... | | image quantification..... | 165 |
| electrocardiogram..... | | image registration..... | 136 |
| electroencephalography..... | | image scaling..... | 142 |
| Electromyogram..... | | image segmentation..... | 148 |
| electromyography..... | | image shearing..... | 143 |
| | | image subtraction..... | 125 |
| | | image transformation..... | 139 |
| | | image translation..... | 140 |
| | | impulse signal..... | 25 |
| | | inverse Fourier transform..... | 51 |

invert intensity..... 113

K

k-space 101

L

linear contrast stretching 119

linear enhancement..... 119

linearity25

low-pass filter 129

M

magnetic field gradient pulses.....98

magnetic resonance imaging.....93

mean filtering..... 127

mean normalization37

median filtering 128

min-max normalization37

mother wavelet.....71

moving median.....34

multiresolution analysis71

N

nonlinear contrast transforms..... 122

non-periodic signal24

non-stationary.....38

non-stationary signals62

normalization.....37

Nyquist frequency.....22

P

periodic signal.....24

phase-encoding gradient.....98

piecewise linear transform 119

power spectral density.....54

R

radio frequency95

readout encoding gradient98

region-based segmentation 157

S

sample products.....23

sample summation23

sampling frequency.....21

sampling period21

sampling Theorem.....21

scaling.....23

shading correction 116

short-time Fourier transform.....62

signal addition22

signal energy24

signal multiplication.....23

signal power.....24

simple moving average.....32

sinusoidal signal26

slice-selective gradient.....98

smoothing techniques32

spatial domain..... 119

spectral analysis.....49

spectrogram62

spectrum.....54

standardization.....37

stationary signals.....62

STFT62

T

texture..... 166

texture analysis 166

theta waves.....11

thresholding 150

time shifting23

| | |
|-----------------------------------|-----|
| time-frequency analysis | 62 |
| U | |
| ultrasound | 90 |
| unit step function | 25 |
| W | |
| wavelet transform | 71 |
| Wigner-Ville distribution | 65 |
| windowing | 38 |
| X | |
| X-Rays | 85 |
| Z | |
| zero-crossing rate | 45 |
| เ | |
| เทกเจอร์ | 166 |
| เวฟเล็ตแม่ | 71 |
| เอกซเรย์ | 86 |
| เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ | 88 |
| ไ | |
| ไฟล์ภาพกราฟิก | 108 |
| ก | |
| การเลื่อนทางเวลา | 23 |
| การแบ่งส่วนภาพ | 148 |
| การแบ่งส่วนภาพโดยอิงพื้นที่ | 157 |
| การแปลงเชิงเส้นแบบแบ่งส่วน | 119 |
| การแปลงเวฟเล็ต | 71 |
| การแปลงข้อมูล | 36 |
| การแปลงฟูเรียร์ | 51 |
| การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น | 62 |
| การแปลงฟูเรียร์ผกผัน | 51 |
| การแปลงภาพ | 139 |

| | |
|---|-----|
| การกรองข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ | 127 |
| การกรองข้อมูลภาพด้วยค่ามัธยฐาน | 128 |
| การกรองความถี่ต่ำผ่าน | 129 |
| การกรองความถี่สูงผ่าน | 132 |
| การกระจายวิกเนอร์-วิลล์ | 65 |
| การกลับสัญญาณ | 23 |
| การกำหนดค่าขีดแบ่ง | 150 |
| การขยายความคมชัดเชิงเส้น | 119 |
| การคำนวณคุณสมบัติของภาพเชิงปริมาณ | 165 |
| การคูณสัญญาณ | 23 |
| การจำแนกข้อมูล | 158 |
| การซ้อนทับภาพ | 136 |
| การทำให้เป็นบรรทัดฐาน | 37 |
| การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบแบบค่าเฉลี่ย | 37 |
| การทำให้เป็นบรรทัดฐานแบบค่าต่ำสุด-ค่าสูงสุด | 37 |
| การทำให้เป็นมาตรฐาน | 37 |
| การบวกสัญญาณ | 22 |
| การบิดเบือนของภาพ | 114 |
| การบิดภาพ | 143 |
| การประมวลผลภาพ | 109 |
| การปรับเชิงความถี่ | 129 |
| การปรับเชิงพื้นที่ | 119 |
| การปรับเรียบเอกซโพเนนเชียล | 35 |
| การปรับขนาดของข้อมูล | 36 |
| การปรับขนาดสัญญาณ | 23 |
| การปรับค่าความเข้ม | 116 |
| การปรับค่าความเข้มตรงข้าม | 113 |
| การปรับปรุงภาพ | 118 |
| การปรับปรุงภาพเชิงเส้น | 119 |
| การปรับปรุงภาพแบบไม่เชิงเส้น | 122 |
| การย่อขยายภาพ | 142 |
| การย้ายตำแหน่งภาพ | 140 |
| การลบพื้นหลัง | 125 |
| การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ | 3 |
| การวางกรอบสัญญาณ | 38 |
| การวิเคราะห์ฟูเรียร์ | 50 |

| | |
|---|--------|
| การวิเคราะห์สเปกตรัม | 49 |
| การสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า | 93 |
| การสร้างภาพทางการแพทย์..... | 85 |
| การหมุนภาพ..... | 140 |
| การหาขอบภาพ..... | 153 |
| การหาผลคูณ..... | 23 |
| การหาผลรวมของสัญญาณ..... | 23 |
| กำลังของสัญญาณ | 24, 47 |

ค

| | |
|----------------------------------|----|
| คลื่นเดลตา | 11 |
| คลื่นแกมมา | 11 |
| คลื่นแอลฟา..... | 11 |
| คลื่นทีตา..... | 11 |
| คลื่นปีตา..... | 11 |
| ความเป็นเชิงเส้น | 25 |
| ความถี่ในการซัดตัวอย่าง..... | 21 |
| ความถี่ในควิสท์ | 22 |
| ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง..... | 54 |
| ความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน | 54 |
| ค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่แบบง่าย | 32 |
| คาบการซัดตัวอย่าง | 21 |
| ค่ามัธยฐานเคลื่อนที่..... | 34 |

ท

| | |
|--------------------------|----|
| ทฤษฎีการซัดตัวอย่าง..... | 21 |
|--------------------------|----|

พ

| | |
|------------------------|--------|
| พลังงานของสัญญาณ | 24, 47 |
|------------------------|--------|

ฟ

| | |
|-------------------------|----|
| ฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม..... | 51 |
|-------------------------|----|

ร

| | |
|--------------------|-----|
| ระบบสีของภาพ | 105 |
|--------------------|-----|

ว

| | |
|------------------------|----|
| วิธีการปรับเรียบ | 32 |
|------------------------|----|

ศ

| | |
|----------------|---|
| ศักยะงาน | 2 |
|----------------|---|

ส

| | |
|--|----|
| สเปกโตรแกรม..... | 62 |
| สเปกตรัม..... | 54 |
| สนามแม่เหล็กเกรเดียนท์..... | 98 |
| สัญญาณไซน์ซอยด์..... | 26 |
| สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ..... | 3 |
| สัญญาณไฟฟ้าสมอง | 8 |
| สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ..... | 5 |
| สัญญาณขั้นบันไดหนึ่งหน่วย | 25 |
| สัญญาณคลื่นวิทยุ..... | 95 |
| สัญญาณซ้าคาบ..... | 24 |
| สัญญาณที่ไม่ซ้าคาบ | 24 |
| สัญญาณที่ไม่มีความต่อเนื่องทางเวลา | 15 |
| สัญญาณที่มีความต่อเนื่องทางเวลา | 15 |
| สัญญาณอิมพัลส์..... | 25 |

อ

| | |
|----------------------------|----|
| อัตราการตัดผ่านศูนย์ | 45 |
| อัลตราซาวด์ | 90 |

ฮ

| | |
|----------------------------|-----|
| ฮิสโทแกรมของภาพ | 115 |
| ฮิสโทแกรมอิกวอไลเซชัน..... | 123 |

ประวัติผู้เขียน

ชื่อผู้เขียน

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุชาดา ตันติสถิระพงษ์

หน่วยงานที่สังกัด

ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ต.องครักษ์ อ.องครักษ์ จ.นครนายก

โทรศัพท์: 02-649-5000 ต่อ 27062

ประวัติการศึกษา

2558: Ph.D. (Biomedical Engineering), University of Birmingham, United Kingdom

2550: M.Eng.Sc. (Biomedical Engineering), University of New South Wales, Australia

2549: B.Eng. (Computer Engineering), National University of Singapore, Singapore

ประสบการณ์ทำงาน

2560 - ปัจจุบัน: ประธานกรรมการบริหารหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2560 - ปัจจุบัน: ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2550 - 2560: อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

รางวัลเกียรติยศ

2567: ได้รับการรับรองสมรรถนะวิชาชีพอาจารย์ ตามกรอบมาตรฐานของสหราชอาณาจักร UKPSF ประเภท Fellow (FHEA)

2566: ได้รับประกาศเกียรติคุณเป็นอาจารย์ที่มีการใช้เทคนิค Active Learning ในการจัดการเรียนการสอนดีเด่น ประจำปี 2566 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2565: ได้รับประกาศเกียรติคุณเป็นอาจารย์ที่มีการใช้เทคนิค Active Learning ในการจัดการเรียนการสอนดีเด่น ประจำปี 2565 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2565: ได้รับประกาศเกียรติคุณบริการวิชาการสู่ชุมชนดีเด่นประจำปี 2565 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2561: ได้รับประกาศเกียรติคุณเป็นนักวิจัยรุ่นใหม่ ระดับดี คณะวิศวกรรมศาสตร์ มศว.

2553 - 2558: ได้รับทุนกระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีเพื่อศึกษาต่อระดับปริญญาเอก ณ สหราชอาณาจักร

2544 - 2550: ได้รับทุนรัฐบาล (ไทยพัฒนา) เพื่อศึกษาต่อระดับปริญญาตรีและโท ณ ประเทศสิงคโปร์และออสเตรเลีย

ความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง

การประมวลผลภาพทางการแพทย์และสัญญาณชีวภาพ การพัฒนานวัตกรรมทางการแพทย์โดยใช้เทคโนโลยีปัญญาประดิษฐ์ รวมถึงการสร้างการปฏิสัมพันธ์ระหว่างมนุษย์กับคอมพิวเตอร์เพื่อส่งเสริมประสิทธิภาพในงานทางการแพทย์



ISBN 978-616-616-929-4



9 786166 169294

ราคา 450.- บาท