

การตรวจหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ก่อนการผ่าตัดด้วยวิธีการสร้างภาพแบบร่วม



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2559
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Preoperative Parathyroid Localization Using Joint Planar Imaging

Miss Richalannaphat Srikrum



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

Department of Industrial Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2016

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การตรวจหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ก่อนการผ่าตัด ด้วยวิธีการสร้างภาพแบบร่วม
โดย	นางสาวริชาลลันนภัทร ศรีศรีรัมย์
สาขาวิชา	วิศวกรรมอุตสาหการ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ดร.พิศิษฐ์ จารุมณีโรจน์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ดร.โยธิน รักวงษ์ไทย

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณะบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี ธรรมาภรณ์พิลาศ)

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

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

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สีรง ปรีชานนท์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(แพทย์หญิงเมธินี ฉันทาศิตย์)

วิชาลัคนันท์ ศรีคร้าม : การตรวจหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ก่อนการผ่าตัดด้วยวิธีการสร้างภาพแบบรวม (Preoperative Parathyroid Localization Using Joint Planar Imaging) อ.ที่
 ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ดร.พิศิษฐ์ จารุมณีโรจน์, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ดร.โยธิน รักวงษ์
 ไทย, 110 หน้า.

วิธีดั้งเดิมทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่ช่วยระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติก่อนการผ่าตัดคือการถ่ายภาพ แนวระนาบด้วยคู่อาร์เรสเซอร์ $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ และ $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ที่ให้ภาพแตกต่างโดยวิธีการลบกันจากการถ่ายภาพ สองครั้ง โดยครั้งแรกภาพถ่ายที่ได้จะแสดงทั้งต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ (ภาพคอมบายด์) ขณะที่อีก ภาพจะแสดงเพียงต่อมไทรอยด์ (ภาพไทรอยด์) ในงานนี้เราได้พัฒนาการสร้างภาพแตกต่างแบบใหม่ที่อาศัยการ จำลองสัญญาณรบกวนแบบพัวของในภาพและวิธีการประมาณค่าความน่าจะเป็นสูงสุดในการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการวนซ้ำโดยใช้ข้อมูลจากทั้งสองภาพร่วมกัน เราได้ยืนยันประสิทธิภาพในการสร้างภาพแตกต่างที่ดีขึ้น ด้วยวิธีใหม่นี้เมื่อเทียบกับวิธีดั้งเดิมโดยการศึกษาทั้งในหุ่นจำลองและในผู้ป่วย ในการศึกษาข้อมูลจากหุ่นจำลอง เราเก็บข้อมูลภาพถ่ายแนวระนาบที่ไม่มีสัญญาณรบกวนจำนวน 2 ชุดด้วยกัน ชุดแรกจากหุ่นจำลองของไทรอยด์ ที่ทำขึ้นมาเองและถูกเติมด้วยสาร ^{99m}Tc และชุดที่สองจากลูกปิดที่ชุ่มไปด้วยสาร ^{99m}Tc เพื่อแทนต่อม พาราไทรอยด์และมีพื้นหลังเช่นเดียวกับหุ่นจำลองของไทรอยด์ จากนั้นนำข้อมูลภาพถ่ายแนวระนาบทั้งสองชุด มารวมกันเป็นภาพคอมบายด์และปรับจำนวนนับของภาพคอมบายด์และภาพไทรอยด์ให้มีค่าเท่ากับจำนวนนับ ของภาพถ่ายในคลินิกที่ได้จากคู่อาร์เรสเซอร์ จากนั้นเราใส่สัญญาณรบกวนแบบพัวของเพื่อให้ได้ชุดภาพ คอมบายด์และภาพไทรอยด์ที่มีสัญญาณรบกวนจำนวนอย่างละ 100 เรยลไลเซนซ์ เราใช้ทั้งวิธีการลบกันและวิธี การสร้างภาพร่วมเพื่อสร้างภาพแตกต่างและคำนวณหาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความชัดที่ตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่าง สำหรับการศึกษาในผู้ป่วย เราสร้างภาพแตกต่างด้วยทั้งสองวิธีจากข้อมูล ผู้ป่วย 30 คน แล้วให้แพทย์อ่านผลเพื่อตรวจจับตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ ผลอ่านที่ได้ถูกนำมาสร้างกราฟ เส้นโค้งอาร์โอซี จากการศึกษาในหุ่นจำลองเราพบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมที่จำนวนรอบที่ 50 ให้ค่า ความเบี่ยงเบนมาตรฐานน้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) จากผลของการศึกษาในผู้ป่วย เราพบ ว่าวิธีการสร้างภาพร่วมที่จำนวนรอบที่ 12 มีพื้นที่ใต้เส้นโค้งอาร์โอซีเทียบกันได้กับวิธีการลบกัน (0.6465 เทียบกับ 0.6362) ในคนไข้กลุ่ม A ซึ่งเป็นคนไข้ที่มีจำนวนต่อมที่ผิดปกติน้อยกว่าสามต่อม แต่ให้พื้นที่ใต้เส้นโค้ง อาร์โอซีมากกว่าวิธีการลบกันในคนไข้กลุ่ม B ซึ่งเป็นคนไข้ที่มีจำนวนต่อมที่ผิดปกติอย่างน้อยสามต่อม (0.7205 เทียบกับ 0.6586) และเมื่อใช้ข้อมูลคนไข้ทั้งหมด (0.6957 เทียบกับ 0.6742) อย่างไรก็ตาม เมื่อพิจารณาที่ค่าความจำเพาะอย่างน้อย 0.8 ซึ่งเป็นค่าที่ใช้ในการหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ ในทางคลินิก วิธีการสร้างภาพร่วมให้ค่าความไวสูงกว่าวิธีการลบกันในทั้งสองกลุ่ม (0.1852 เทียบกับ 0.1111 และ 0.2647 เทียบกับ 0.1176 ในกลุ่ม A และ B ตามลำดับ)

ภาควิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ปีการศึกษา 2559

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5870356021 : MAJOR INDUSTRIAL ENGINEERING

KEYWORDS: HYPERPARATHYROID / JOINT METHOD

RICHALANNAPHAT SRIKRAM: Preoperative Parathyroid Localization Using Joint Planar Imaging. ADVISOR: PISIT JARUMANEEROJ, Ph.D., CO-ADVISOR: YOTHIN RAKVONGTHAI, Ph.D., 110 pp.

The conventional nuclear medicine approach for preoperative parathyroid localization is the dual ^{99m}Tc -MIBI and $^{99m}\text{TcO}_4^-$ scintigraphy technique to obtain the differential image by subtracting images from the two scans; the former depicts both the thyroid and parathyroid glands (*Combined image*) while the latter depicts the thyroid only (*Thyroid image*). We developed a novel method based on Poisson noise modeling and maximum-likelihood estimation to generate the differential image in an iterative fashion using both planar images jointly. We demonstrated improved performance of our joint method as compared with the subtraction method in both phantom and patient studies. In the phantom study, we acquired two noise-free planar datasets using ^{99m}Tc on an in-house thyroid phantom and a “lesion” bead (representing a parathyroid gland) with the same attenuation background as the thyroid phantom. These two planar datasets were combined and scaled to mimic noise-free clinical dual-tracer datasets. One-hundred Poisson noise realizations were generated for each datasets. The mean and standard deviation (SD) of the lesion contrast in the differential images were computed for both the subtraction and the joint methods. We also applied both the subtraction and the joint methods to thirty parathyroid patient datasets and two subgroups, and performed a human observer study to obtain receiver operating characteristic (ROC) curves. The phantom results showed that the joint method at the 50th iteration yielded a significant SD reduction compared with the subtraction method ($p < 0.05$). The patient results showed that the joint method at the 12th iteration yielded comparable area under the ROC curve (AUC) value with the subtraction method (0.6465 vs 0.6362) in Group A (20 patients with 0-2 lesions), but yielded higher AUC value (0.7205 vs 0.6586) in Group B (10 patients with 3-5 lesions) and for the whole datasets (0.6957 vs 0.6742). However, in a typical range of specificity (0.80 or higher), the joint method yielded higher sensitivity than the subtraction method in both subgroups (0.1852 vs 0.1111 in Group A; 0.2647 vs 0.1176 in Group B).

Department: Industrial Engineering	Student's Signature
Field of Study: Industrial Engineering	Advisor's Signature
Academic Year: 2016	Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ดร.พิศิษฐ์ จารุมณีโรจน์ และ ดร.โยธิน รักรวงษ์ไทย อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้คำปรึกษาให้ความช่วยเหลือเป็นอย่างดีแก่ผู้ทำวิจัยโดยตลอดมา วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ไม่อาจสำเร็จได้หากขาดคำปรึกษาการให้ความรู้อันทรงคุณค่าต่อการทำวิทยานิพนธ์ ความสำเร็จในการทำวิจัยให้สำเร็จลุล่วงจากอาจารย์ทั้ง2ท่านในระยะเวลาตลอดของการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่าน อันได้แก่ รศ.ดร.วิภาวี ธรรมาภรณ์พิลาศ ผศ.ดร.สิริง ปรีชานนท์ และ พญ.เมธินี ฉันทาศัย ที่ช่วยแนะนำในการแก้ไขปรับปรุงวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ รศ.นพ.ธวัชชัย ชัยวัฒนรัตน์ สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย และนางสาวตรีรัตน์ ณะสิงห์ รวมถึงเหล่าคณาจารย์และบุคลากรทุกท่านของภาควิชาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่เอื้อความช่วยเหลืออนุเคราะห์แก่ผู้ทำวิจัยตลอดมาทำให้งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้เป็นอย่างดี

ขอขอบคุณอาสาสมัครผู้ป่วยทั้ง 30 ท่าน ที่ให้ความร่วมมือในการทำวิจัยและอนุญาตให้ผู้ทำวิจัยสามารถนำเอาข้อมูลของทุกท่านมาใช้ในการวิเคราะห์และประเมินผล ช่วยให้งานวิจัยฉบับนี้มีความสมบูรณ์เพียงพอต่อการเป็นวิทยานิพนธ์ระดับปริญญาโท

ท้ายสุดนี้ขอขอบพระคุณครอบครัวของผู้ทำวิจัย คุณพ่อ คุณแม่ และพี่สาว เพื่อนๆที่ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่คอยให้กำลังใจผู้ทำวิจัยโดยตลอดมา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ	ฉ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	5
1.4 ประโยชน์ของงานวิจัย	5
1.5 ขั้นตอนของการดำเนินงาน	5
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
2.1 ภาวะไฮเปอร์พาราไทรอยด์ (Hyperparathyroidism).....	7
2.2 Dual tracer model.....	11
2.3 หลักการของ SPECT/CT	13
2.4 การหาภาพแตกต่างแบบวิธีการลบกัน (Subtraction method)	16
2.5 การหาภาพแตกต่างแบบวิธีการสร้างภาพร่วม (Joint method).....	17
2.6 การวิเคราะห์ผลโดยเส้นโค้งคุณลักษณะการทำงานของตัวตรวจรับ (Receiver operating characteristic (ROC) curves).....	18
2.7 การวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน (F-test)	24
2.8 สรุป	24
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย.....	26

3.1 การเก็บข้อมูล (Data).....	26
3.1.1 การเก็บข้อมูลของผู้ป่วย (Patient data).....	26
3.1.2 การเก็บข้อมูลหุ่นจำลอง (Phantom data).....	28
3.2 การหาภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกัน (Subtraction method) และวิธีการสร้างภาพร่วม (Joint method).....	31
3.3 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพแตกต่าง	36
3.3.1 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพภาพแตกต่างของหุ่นจำลอง	36
3.3.2 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพแตกต่างของผู้ป่วย.....	37
บทที่ 4 ผลการศึกษาข้อมูลของหุ่นจำลอง.....	40
4.1 สรุปลักษณะข้อมูลจากหุ่นจำลอง	40
4.2 ผลการวิเคราะห์โดยกราฟเปรียบเทียบของค่าเฉลี่ย (Mean) และ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพ ไทรอยด์และภาพคอมบายด์ และการวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่า ความแปรปรวน (F-test).....	43
4.2.1 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า.....	44
4.2.2 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า.....	46
4.2.3 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า.....	49
4.2.4 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า.....	51
4.2.5 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า.....	53
4.3 ผลการวิเคราะห์โดยค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย (Standard deviation over mean) ของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพ ไทรอยด์ และภาพคอมบายด์	56

4.4 ผลการวิเคราะห์โดยกราฟเปรียบเทียบของค่าเฉลี่ย (Mean) และ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ และการวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน (F-test).....	58
4.4.1 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า.....	59
4.4.2 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า.....	61
4.4.3 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า.....	63
4.4.4 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า.....	65
4.4.5 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า.....	67
4.5 ผลการวิเคราะห์โดยตารางที่แสดงผลลัพธ์ของค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย (Standard deviation over mean) ครึ่งหนึ่งของจำนวนนับ (Half count) ภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์	69
บทที่ 5 ผลการศึกษาข้อมูลของผู้ป่วยอาสาสมัคร (Patient)	72
5.1 สรุปลักษณะข้อมูลของผู้ป่วย (Patient).....	72
5.2 ผลการวิเคราะห์โดยตารางที่แสดงผลลัพธ์ของพื้นที่ใต้กราฟ (Area under ROC curve: AUC) โดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกัณฑ์กับวิธีการสร้างภาพร่วม	77
5.3 ผลการวิเคราะห์โดย Receiver operating characteristic (ROC) curves แสดงการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกัณฑ์กับวิธีการสร้างภาพร่วมในกลุ่มย่อยสองกลุ่มที่แบ่งตามจำนวนของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ.....	78
บทที่ 6 สรุปและข้อเสนอแนะ.....	82
6.1 สรุป	82
6.2 ข้อเสนอแนะ	84
รายการอ้างอิง	86
ภาคผนวก ก วิธีการคำนวณจำนวนนับสำหรับข้อมูลของหุ่นจำลอง	91
ภาคผนวก ข ค่าความชัด (Contrast) สำหรับการนำไปประมวลผลของข้อมูลหุ่นจำลอง	94

ภาคผนวก ค ระดับของค่าแอลฟา	97
ภาคผนวก ง ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลหุ่นจำลอง (Phantom) ของจำนวน นับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมบายด์	100
ภาคผนวก จ ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลหุ่นจำลอง (Phantom) ของ จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และ ภาพคอมบายด์	105
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	110



สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1 ตารางขนาด 2x2 สำหรับการศึกษาคุณสมบัติของเครื่องมือการตรวจวินิจฉัย 20

ตารางที่ 2.2 ตัวอย่างผลการประเมินการให้คะแนนตามระดับความมั่นใจของคำตอบ 22

ตารางที่ 2.3 ตัวอย่างการคำนวณ เพื่อสร้างกราฟเส้นโค้งอาร์โอซี..... 22

ตารางที่ 4.1 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์..... 56

ตารางที่ 4.1 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ (ต่อ)..... 57

ตารางที่ 4.2 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์ 69

ตารางที่ 4.2 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์ (ต่อ)..... 70

ตารางที่ 5.1 ค่าสัดส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยและมาตรฐานเชิงวอกเซล (Voxel wise mean to standard ratio: VMSR) ในตำแหน่งผิดปกติของต่อมพาราโทรอยด์ 4 ด้านในภาพแตกต่างทั้งสองวิธี 77

ตารางที่ 5.2 ข้อมูลเปรียบเทียบที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยกราฟเส้นโค้งอาร์โอซีของค่าพื้นที่ได้กราฟ..... 78

สารบัญภาพ

ภาพที่ 1.1 ตัวอย่างของการแปลภาพแนวระนาบ (Planar image) ก่อนการผ่าตัด ได้แก่ (a) ภาพคอมบายด์ ($^{99m}\text{Tc-MIBI}$ scan) (b) ภาพไทรอยด์ ($^{99m}\text{TcO}_4^-$ scan) และ (c) ภาพแตกต่างวิธีการลบกัน (ภาพต่อมพาราไทรอยด์) จากวิธี dual tracer model ($^{99m}\text{TcO}_4^- / ^{99m}\text{Tc-MIBI}$)..... 4

ภาพที่ 2.1 ตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ [14]..... 7

ภาพที่ 2.2 การทำงานของฮอร์โมนในสภาวะสมดุลของแคลเซียม [15] 8

ภาพที่ 2.3 ภาพถ่ายแนวระนาบของผู้ป่วยที่เป็นไฮเปอร์พาราไทรอยด์ได้จากการฉีดสารเภสัชรังสี ได้แก่ (a) $^{99m}\text{TcO}_4^-$ และ (b) $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ [20]..... 12

ภาพที่ 2.4 เครื่อง SPECT/CT 14

ภาพที่ 2.5 ภาพถ่ายต่อมพาราไทรอยด์ด้วยสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ โดยเครื่องสเปกซีทีรูป A (ภาพตั้งต้น) และ B (ภาพล่าช้า) แสดงมุมมองของภาพถ่ายแนวระนาบ รูป C แสดงภาพถ่ายด้วยเครื่องสเปกตามแนวขวาง รูป D และ F เป็นภาพซีทีสแกน รูป E และรูป G เป็นภาพสเปกซีทีซึ่งทำให้เห็นตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ชัดเจนมากขึ้น [25] 15

ภาพที่ 2.6 ภาพถ่ายของต่อมไทรอยด์โดย (a) ภาพไทรอยด์ที่ได้จากสารรังสีไอโอดีน (b) ภาพคอมบายด์ที่ได้จากสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ (c) ภาพลบกัน ซึ่งปรากฏต่อมพาราไทรอยด์จำนวน 2 ต่อม ในไทรอยด์กลีบขวาทั้งข้างบนและล่าง [11] 16

ภาพที่ 2.7 (a) ความสัมพันธ์ระหว่างความไวและความจำเพาะของการถ่ายภาพที่เป็นปกติ และ (b) ความสัมพันธ์การแปลงเส้นโค้งลักษณะการดำเนินงานของความไวกับความจำเพาะของการถ่ายภาพ [29]..... 18

ภาพที่ 2.8 รูปแบบการเก็บข้อมูลทั้งในรูปแบบ A และ B ในการปฏิบัติการวิเคราะห์ระบุมหวมดหมู่ที่ได้จากการสังเกต [29]..... 19

ภาพที่ 2.9 ตัวอย่างกราฟเส้นโค้งอาร์โอซีจากกลุ่มตัวอย่างประกอบด้วย เอมพิริคัล (Empirical: Empi) คือ จุดที่ได้จากการคำนวณจากอ่านผลโดยตรงและสมการเส้นตรง (Fitted) คือ เส้นกราฟที่ได้จากการนำข้อมูลจุดเอมพิริคัลไปปรับเส้นโค้ง (Curve fit) เทียบกับสมการเส้นโค้งอาร์โอซีตามแบบจำลองโดยใช้โปรแกรม LROCFIT [31] 23

ภาพที่ 3.1 ขั้นตอนกระบวนการฉีดสารเภสัชรังสีและการถ่ายภาพทั้งสองภาพ 27

ภาพที่ 3.2 กระบวนการสร้างหุ่นจำลองของภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์	29
ภาพที่ 3.3 กระบวนการสร้างภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์.....	30
ภาพที่ 3.4 แบบแผนผังแสดงการทำงานสำหรับการหาภาพต่อมพาราไทรอยด์ระหว่างวิธีการลบ กันกับการสร้างภาพร่วมกัน	32
ภาพที่ 3.5 การหาค่าประมาณค่าสัดส่วนของจำนวนนับของต่อมไทรอยด์ใน (a) ภาพคอมบายด์ และ(b) ภาพไทรอยด์.....	37
ภาพที่ 3.6 แบบสอบถามในการบันทึกข้อมูลเพื่อระบุตำแหน่งผิดปกติของต่อมพาราไทรอยด์ ที่ พบจากภาพแตกต่าง.....	39
ภาพที่ 4.1 ตัวอย่างข้อมูลหุ่นจำลองที่จำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพ ไทรอยด์และภาพคอมบายด์ (a) ภาพคอมบายด์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพแตกต่างวิธีการลบกัน และ (d) ภาพแตกต่างวิธีการสร้างภาพร่วม โดยที่มีตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านขวาของต่อมไทรอยด์ ...	41
ภาพที่ 4.2 ตัวอย่างข้อมูลหุ่นจำลองที่จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) โดย (a) ภาพคอมบายด์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพแตกต่างวิธีการลบกัน และ (d) ภาพ แตกต่างวิธีการสร้างภาพร่วม โดยที่มีตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านขวาของต่อมไทรอยด์.....	42
ภาพที่ 4.3 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกัน และวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และ ภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5.....	44
ภาพที่ 4.4 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่าง วิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพ ไทรอยด์และภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	45
ภาพที่ 4.5 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกัน และวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และ ภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5.....	46
ภาพที่ 4.6 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่าง วิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพ	

ไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	47
ภาพที่ 4.7 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	49
ภาพที่ 4.8 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	50
ภาพที่ 4.9 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	51
ภาพที่ 4.10 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	52
ภาพที่ 4.11 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	53
ภาพที่ 4.12 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5	54
ภาพที่ 4.13 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ใน	

count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05
 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5..... 66

ภาพที่ 4.21 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกัน
 และวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ใน
 ภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า a) LBC=1.2
 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5 67

ภาพที่ 4.22 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่าง
 วิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half
 count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10
 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 d) LBC=1.5..... 68

ภาพที่ 5.1 ตัวอย่างของภาพแตกต่างทั้งสองวิธีสำหรับระดับของค่าแอลฟาที่ต่างกัน โดย (a) ภาพ
 คอมบายด์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพแตกต่างของวิธีการลบกัน และภาพแตกต่างของวิธีการสร้าง
 ภาพร่วมประกอบด้วยจำนวนรอบการวน ดังนี้ (d) 3 รอบ (e) 6 รอบ (f) 9 รอบ และ (g) 12
 รอบ..... 74

ภาพที่ 5.2 ตัวอย่างข้อมูลของผู้ป่วยอาสาสมัคร (a) ภาพคอมบายด์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพ
 ต่างวิธีการลบกันที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า และ (d) ภาพแตกต่างวิธีการสร้างภาพ
 ร่วมระดับของค่าแอลฟา 1.10 และจำนวนรอบที่ 12 โดยที่มีตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านบนขวา
 ด้านล่างขวา ด้านบนซ้าย และด้านล่างซ้ายของต่อมไทรอยด์..... 75

ภาพที่ 5.3 ตัวอย่างข้อมูลของผู้ป่วยอาสาสมัครค่าสัดส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยและมาตรฐานเชิงวอก
 เซล (Voxel wise mean to standard ratio: VMSR) ภาพแตกต่างของสัดส่วนแอลฟา 1.10
 จำนวนรอบที่ 12 (a) ภาพแตกต่างจากวิธีการลบกัน (b) ภาพแตกต่างจากวิธีการสร้างภาพที่มี
 ตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านบนขวา ด้านล่างขวา ด้านบนซ้าย และด้านล่างซ้ายของต่อมไทรอยด์ 76

ภาพที่ 5.4 Receiver operating characteristic (ROC) curves แสดงการเปรียบเทียบระหว่าง
 วิธีการลบกันกับวิธีการสร้างภาพร่วม โดย กลุ่ม A ประกอบไปด้วยข้อมูลของผู้ป่วยที่พบจำนวน
 ต่อมพาราไทรอยด์ผิดปกติจำนวน 0-2 ต่อม ที่มีจำนวนรอบการวน (a) 3 รอบ (c) 6 รอบ (e) 9
 รอบ (g) 12 รอบ และกลุ่ม B โดยข้อมูลของผู้ป่วยที่พบจำนวนต่อมพาราไทรอยด์ผิดปกติจำนวน
 3-5 ต่อม มีจำนวนรอบการวน (b) 3 รอบ (d) 6 รอบ (f) 9 รอบ (h) 12 รอบ โดยเอมพิริคัล
 (Empirical: Empi) หมายถึง จุดที่ได้จากข้อมูลการอ่านของแพทย์ และสมการเส้นตรง (Fitted)
 เส้นโค้งที่ได้จากการปรับเทียบเส้นโค้ง (Curve fitting) กับจุดที่ได้จากการอ่านของแพทย์..... 80

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

ภาวะฮอร์โมนพาราไทรอยด์สูง หรือ ไฮเปอร์พาราไทรอยด์ (Hyperparathyroidism) นั้นส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยเป็นอย่างมาก และมีเพียงวิธีเดียวที่จะสามารถรักษาให้หายได้ คือ การผ่าตัดนำต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติออก [1] วิธีแบบดั้งเดิมในการหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ คือ การผ่าตัดคอทั้งสองข้าง (Bilateral neck exploration) เพื่อหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ทั้งสี่และตัดต่อมที่มีความผิดปกติออก อย่างไรก็ตามเนื่องจากต่อมพาราไทรอยด์มีขนาดเล็กและอยู่หลังต่อมไทรอยด์ การตรวจพบจึงทำได้ยาก ส่งผลทำให้มีการพัฒนาการหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติด้วยวิธีการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์มาใช้ วิธีดังกล่าวทำให้สามารถตรวจหาแบบจำกัดพื้นที่และทราบจำนวนของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้ก่อนการดำเนินการผ่าตัด ส่งผลให้แพทย์สามารถวางแผนการผ่าตัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ ลดความจำเป็นในการผ่าตัดคอทั้งสองข้าง ตลอดจนลดเวลาที่ใช้ในการผ่าตัดลง ลดความเสี่ยงในการผ่าตัด ผลจากการผ่าตัดมีขนาดเล็กลง ไม่จำเป็นต้องนอนพักฟื้นค้างคืนที่โรงพยาบาล นอกจากนี้ภาพถ่ายที่ได้รับจากการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์อาจจะทำให้พบต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติที่อยู่นอกตำแหน่งปกติได้ [2]

ภาวะไฮเปอร์พาราไทรอยด์มีทั้งหมด 3 ชนิด ได้แก่ ไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบปฐมภูมิ (Primary hyperparathyroidism: PHPT) ไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบทุติยภูมิ (Secondary hyperparathyroidism: SHPT) และไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบตติยภูมิ (Tertiary hyperparathyroidism: THPT) ซึ่งภาพถ่ายก่อนการผ่าตัดนั้นไม่เพียงเป็นประโยชน์สำหรับการหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ในผู้ป่วยไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบปฐมภูมิ แต่ยังมีประโยชน์สำหรับการหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ในผู้ป่วยไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบทุติยภูมิ หรือไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบตติยภูมิอีกด้วย

การตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์นั้นโดยทั่วไปจะใช้วิธีฉีดสารเภสัชรังสี (Radiotracer) เข้าสู่ร่างกายผู้ป่วย โดยเลือกสารเภสัชรังสีที่จะเข้าไปจับอวัยวะที่ต้องการตรวจแล้วจึงถ่ายภาพด้วย

เครื่องมือพิเศษที่เรียกว่า กล้องถ่ายภาพรังสีแกมมา (Gamma camera) โดยเครื่องมือนี้จะตรวจวัดรังสีแกมมาที่ถูกปล่อยออกมาจากสารเภสัชรังสีที่ฉีดเข้าไป ทำให้สามารถตรวจพบตำแหน่งและการทำงานของอวัยวะนั้นๆ อย่างไรก็ตามในปัจจุบันยังไม่มีสารเภสัชรังสีใดที่เจาะจงจับเฉพาะต่อมพาราไทรอยด์ได้โดยตรง จึงจำเป็นต้องใช้เทคนิคพิเศษสำหรับการถ่ายภาพและการประมวลผลภาพเพื่อระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ ซึ่งมีสองรูปแบบ คือ Dual tracer model และ Dual phase model [3, 4]

วิธี Dual phase model คือ วิธีการหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์โดยใช้สารเภสัชรังสีเพียงชนิดเดียว เช่น ^{99m}Tc -sestamibi (^{99m}Tc -MIBI) [5, 6] ที่สามารถเข้าจับได้ทั้งต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ จากนั้นจึงอาศัยคุณสมบัติที่ ^{99m}Tc -MIBI จะคงค้างอยู่ในต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้นานกว่าต่อมไทรอยด์ [7] วิธีการนี้จะทำการถ่ายภาพสองครั้ง โดยครั้งแรกจะถ่ายภาพหลังจากฉีดสาร ^{99m}Tc -MIBI ให้แก่ผู้ป่วยแล้วประมาณ 10-30 นาที ภาพดังกล่าวจะถูกเรียกว่า ภาพเริ่มต้น (Early image) ซึ่งสาร ^{99m}Tc -MIBI จะจับสะสมอยู่ทั้งในต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ หลังจากนั้นประมาณ 1-2 ชั่วโมง จะทำการถ่ายภาพครั้งที่สองที่เรียกว่า ภาพที่ล่าช้า (Delayed image) ซึ่งตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์จะเห็นได้จากภาพที่ล่าช้าชัดเจนกว่าเมื่อเทียบกับภาพเริ่มต้น เนื่องจากสารที่จับในต่อมไทรอยด์ถูกขับออกไปแล้วคงเหลือเฉพาะสารที่สะสมอยู่ในต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติเท่านั้น อย่างไรก็ตามวิธีนี้ยังมีข้อเสียที่สำคัญ คือ หากต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติขับสารเภสัชรังสีดังกล่าวออกไปเร็วพร้อมๆ กับต่อมไทรอยด์จะทำให้ไม่สามารถตรวจพบต่อมพาราไทรอยด์ได้ หรือบางกรณีต่อมไทรอยด์อาจจับสารเภสัชรังสีอยู่นานกว่าปกติส่งผลทำให้เข้าใจผิดว่าเป็นต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ ซึ่งจัดเป็นผลบวกเท็จ (False positive) หรือกลุ่มผู้ป่วยไม่ได้เป็นโรคแต่ให้ผลบวกในการตรวจว่าเป็นโรค [8]

วิธี Dual tracer model เป็นการใช้สารเภสัชรังสีสองชนิดที่มีคุณสมบัติในการจับสะสมในต่อมทั้ง 2 ชนิดแตกต่างกัน โดยสารชนิดที่หนึ่งจับทั้งต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ (ภาพคอมบายด์) ขณะที่สารอีกชนิดหนึ่งจับต่อมไทรอยด์เพียงอย่างเดียว (ภาพไทรอยด์) ตัวอย่างสารเภสัชรังสีสำหรับการถ่ายภาพคอมบายด์ คือ ^{201}Tl และ ^{99m}Tc -MIBI [9] ส่วนสารเภสัชรังสีสำหรับภาพไทรอยด์คือ $^{99m}\text{TcO}_4^-$ และ ^{123}I [10-12] เมื่อถ่ายภาพไทรอยด์ และภาพคอมบายด์แล้วจึงนำภาพทั้ง 2 มาหาภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกัน (Subtraction method) [4] เพื่อให้เห็นเฉพาะส่วนต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ ซึ่งจะช่วยให้แพทย์ระบุตำแหน่งก่อนการผ่าตัดได้

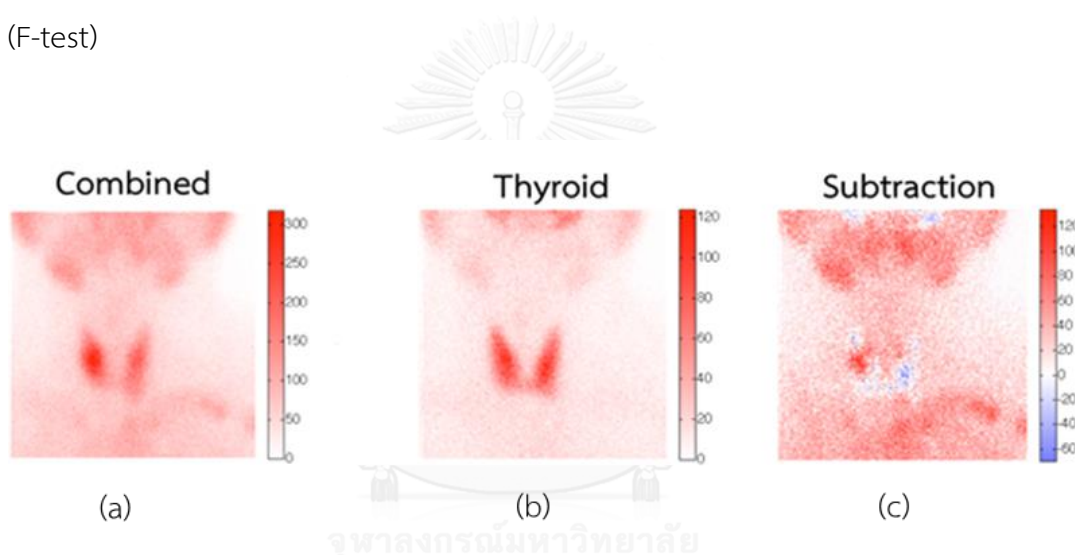
แม้ว่าวิธีการลบกันของภาพจะถูกนำมาใช้กันอย่างแพร่หลายในการปฏิบัติทางคลินิก ภาพแตกต่างที่เกิดจากวิธีการลบกันนั้นกลับมีสัญญาณรบกวน (Noise) อยู่ในภาพสูง ส่งผลให้การตีความระบุตำแหน่งผิดปกติของต่อมพาราไทรอยด์ในภาพเป็นไปได้อย่างยากลำบากและไม่มีประสิทธิภาพ ภาพที่ 1.1 แสดงตัวอย่างของภาพคอมบายด์ ภาพไทรอยด์ และภาพต่อมพาราไทรอยด์ที่ได้จากการใช้วิธีการลบกันในวิธี Dual tracer model ซึ่งจะเห็นได้ว่าภาพลบกันมีระดับสัญญาณรบกวนของภาพสูงและมีค่าพิกเซลติดลบ ซึ่งอาจจำเป็นต้องมีการปรับเรียบภาพ (Smoothing) เพื่อช่วยแก้ปัญหาของระดับสัญญาณรบกวน แต่ในการปรับเรียบภาพด้วยวิธีการลบกันกลับส่งผลให้ความไว (Sensitivity) ของการแปลภาพแตกต่างลดลง ส่งผลทำให้มีความเสี่ยงในการระบุผู้ป่วยที่เป็นโรค

ต่อมาได้มีการนำเสนอวิธีการสร้างภาพแตกต่างวิธีใหม่ที่เรียกว่า วิธีการสร้างภาพร่วม (Joint method) ซึ่งนำวิธีการทางสถิติเข้ามาช่วยในการสร้างระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ และภาพถ่ายแนวระนาบที่ได้รับนั้นมีการแจกแจงแบบพัวซอง (Poisson) สามารถแทนได้ด้วยเมตริกซ์ (Matrix) ทั้งนี้การสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการสร้างภาพร่วมจะนำเอาภาพต่อมไทรอยด์มาต่อกับภาพคอมบายด์ในรูปแบบเวกเตอร์ สร้างรูปแบบสมการที่ใช้ในการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการหาค่าสูงสุดของค่าความคาดหวังของการสร้างแบบร่วม (EM joint reconstruction) โดยใช้ค่าความเป็นไปได้สูงสุด (Maximum likelihood) ในระบุตำแหน่งของต่อม จากสมการนี้เองจะทำให้ภาพแตกต่างที่ได้รับมีสัญญาณรบกวนในภาพแตกต่างลดน้อยลง โดยไม่มีค่าพิกเซลที่ติดลบ

งานวิจัยนี้ได้นำเอาข้อมูลของผู้ป่วย (Patient) ที่ถูกเก็บไว้มาศึกษาร่วมกับการศึกษาในหุ่นจำลอง (Phantom) ซึ่งข้อมูลผู้ป่วยถูกเก็บมาจากการถ่ายภาพแนวระนาบ และการใช้สารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ ที่สะสมอยู่ทั้งในต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ในภาพคอมบายด์ ส่วนสารเภสัชรังสีที่สะสมอยู่ในต่อมไทรอยด์เพียงอย่างเดียวที่เรียกว่า ภาพไทรอยด์ จะใช้สารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ในส่วนของข้อมูลหุ่นจำลองที่นำมาใช้ก็ถูกเก็บโดยวิธีเดียวกันกับผู้ป่วย คือ จากภาพถ่ายแนวระนาบที่จะได้ภาพของต่อมไทรอยด์และภาพของต่อมพาราไทรอยด์จากนั้นจึงนำภาพสองภาพที่ได้มารวมกันเพื่อสร้างเป็นภาพคอมบายด์แล้วนำเข้าสู่การปรับค่าของภาพถ่ายเพื่อให้ได้ภาพที่มีข้อมูลใกล้เคียงผู้ป่วยมากที่สุด

ข้อมูลที่ถูกเก็บมาทั้งจากผู้ป่วยและหุ่นจำลองจะนำไปใช้ในการสร้างภาพแตกต่างทั้ง 2 วิธี คือ วิธีแบบดั้งเดิมทางคลินิกหรือวิธีการลบกัน และ วิธีการสร้างภาพร่วม แล้วจึงนำภาพข้อมูลของผู้ป่วยที่ผ่านการสร้างภาพแตกต่างจากทั้ง 2 วิธี ให้แพทย์อ่านผลแบบไม่มีอคติ (Bias) โดยเรียงลำดับ

แบบสุ่ม จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์ผลที่ได้จากการอ่านของแพทย์เปรียบเทียบกับข้อมูลการอ่านผลของภาพพาราไทรอยด์ที่ทำการตรวจด้วยวิธีการถ่ายภาพการล่าช้า (Delayed) ที่ได้จากการสแกนด้วยเครื่องสเปกซีที (Single Photon Emission Computed Tomography / Computed Tomography: SPECT/CT) ซึ่งการวิเคราะห์ข้อมูลของผู้ป่วยจะแสดงในรูปแบบของการวิเคราะห์ผลโดยเส้นโค้งคุณลักษณะการทำงานของเครื่องตรวจรับ (Receiver operating characteristic (ROC) curves) หรือเส้นโค้งอาร์ไอซีที่วิเคราะห์ถึงความไว ค่าความจำเพาะ และพื้นที่ใต้กราฟ ที่ช่วยระบุความแม่นยำของการสร้างภาพแตกต่างว่าวิธีใดสามารถระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ผิดปกติของผู้ป่วยได้ดีที่สุด ส่วนหุ่นจำลองจะวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน (F-test)



ภาพที่ 1.1 ตัวอย่างของการแปลภาพแนวระนาบ (Planar image) ก่อนการผ่าตัด ได้แก่ (a) ภาพคอมบายด์ ($^{99m}\text{Tc-MIBI}$ scan) (b) ภาพไทรอยด์ ($^{99m}\text{TcO}_4^-$ scan) และ (c) ภาพแตกต่างวิธีการลบกัน (ภาพต่อมพาราไทรอยด์) จากวิธี dual tracer model ($^{99m}\text{TcO}_4^-/^{99m}\text{Tc-MIBI}$)

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

พัฒนาวิธีการหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติก่อนการผ่าตัดด้วยวิธีการสร้างภาพแตกต่างแบบใหม่ที่เรียกว่า วิธีการสร้างภาพร่วม โดยใช้ข้อมูลที่เก็บได้จากภาพถ่ายแนวระนาบ (Planar image) เพื่อให้มีสัญญาณรบกวนในภาพแตกต่างลดลง

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. ศึกษาภาพถ่ายจากแบบจำลอง (Phantom) ซึ่งประกอบไปด้วย ภาพไทรอยด์ (Thyroid image) และ ภาพคอมบายด์ (Combined image)
2. ศึกษาภาพถ่ายของผู้ป่วยอาสาสมัคร โดยให้ผู้ป่วยถ่ายภาพแนวระนาบ (Planar imaging) 2 ภาพ ได้แก่ ภาพถ่ายไทรอยด์ที่ได้รับโดยการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ และภาพถ่ายคอมบายด์ที่ได้รับโดยการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$
3. เปรียบเทียบผลของภาพแตกต่างของข้อมูลภาพถ่ายของผู้ป่วยอาสาสมัคร และข้อมูลภาพถ่ายจากหุ่นจำลอง โดยจะทำการเปรียบเทียบ 2 วิธี คือ วิธีการลบกัน และวิธีการสร้างภาพร่วม

1.4 ประโยชน์ของงานวิจัย

1. พัฒนาวิธีการสร้างภาพแตกต่างการตรวจต่อมพาราไทรอยด์แบบใหม่ คือ วิธีการสร้างภาพร่วมกัน (Joint method) ซึ่งเป็นวิธีที่มีสัญญาณรบกวนของภาพ (Noise) ลดน้อยลง
2. ผลของการสร้างภาพแตกต่างแบบใหม่จะช่วยให้การระบุตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติมีประสิทธิภาพมากขึ้น ซึ่งจะเป็ประโยชน์สำหรับแพทย์ในการวางแผนการรักษาผู้ป่วยต่อไป

1.5 ขั้นตอนของการดำเนินงาน

1. ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับภาวะฮอร์โมนพาราไทรอยด์สูง หรือไฮเปอร์พาราไทรอยด์ (Hyperparathyroidism) และศึกษาวิธีการถ่ายภาพแนวระนาบ (Planar imaging)
2. ศึกษาวิธีการลบกัน (Subtraction method) และ การสร้างภาพร่วมกัน (Joint method) ของภาพ
3. เก็บข้อมูลภาพถ่ายแนวระนาบในผู้ป่วย ด้วยวิธี Dual-tracer จำนวน 30 คน
4. ศึกษาข้อมูลของหุ่นจำลอง (Phantom) ที่ได้จากการเก็บข้อมูลภาพถ่ายด้วยวิธีเดียวกับผู้ป่วย
5. ปรับภาพถ่ายหุ่นจำลองให้มีข้อมูลใกล้เคียงกับผู้ป่วย

6. ประมวลผลภาพถ่ายเพื่อระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติด้วยวิธีการสร้างภาพแบบลบกัน (Subtraction method) ทั้งในผู้ป่วยและหุ่นจำลอง
7. ประมวลผลภาพถ่ายเพื่อระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติด้วยวิธีการสร้างภาพร่วมกัน (Joint method) ทั้งในผู้ป่วยและหุ่นจำลอง
8. วิเคราะห์ผลเปรียบเทียบข้อมูลหุ่นจำลองและผู้ป่วยจาก 2 วิธี
9. สรุปผลการสร้างภาพแตกต่างและอภิปรายผลการทดลองทั้งข้อมูลผู้ป่วยและหุ่นจำลอง
10. จัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์



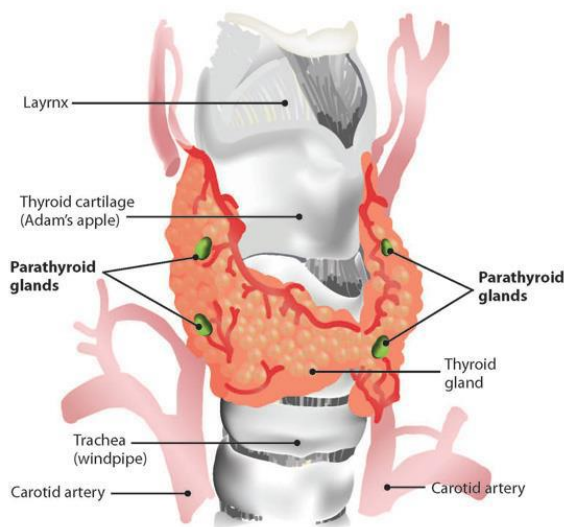
บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ภาวะไฮเปอร์พาราไทรอยด์ (Hyperparathyroidism)

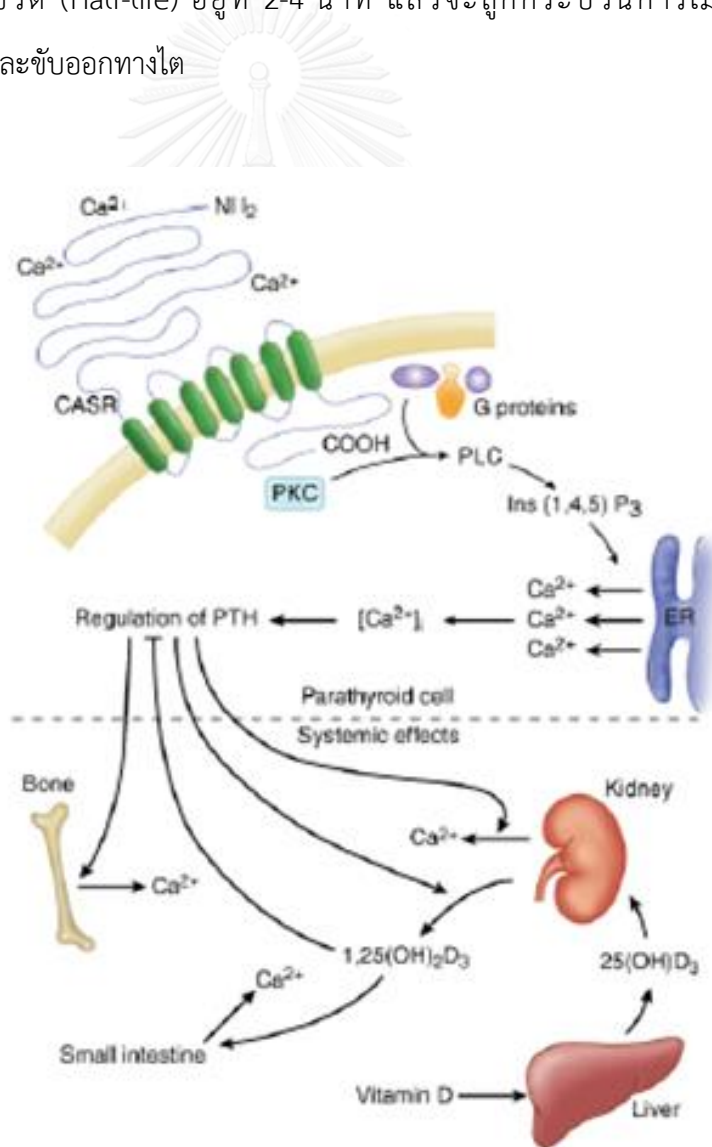
ภาวะไฮเปอร์พาราไทรอยด์ (Hyperparathyroidism) เป็นภาวะที่ต่อมพาราไทรอยด์ผลิตฮอร์โมนพาราไทรอยด์มากเกินไป โดยทั่วไปต่อมพาราไทรอยด์ในแต่ละคนจะมีจำนวนไม่เท่ากัน ซึ่งอาจมีได้ตั้งแต่ 3-12 ต่อม แต่ส่วนมากพบว่ามี 4 ต่อม [13] ภาพที่ 2.1 แสดงให้เห็นถึงตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ 4 ต่อม ซึ่งแบ่งเป็นคู่บน (Superior glands) และคู่ล่าง (Inferior glands) ด้านซ้ายและด้านขวา ตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์คู่บนจะอยู่หลังเส้นประสาทที่เลี้ยงเส้นเสียง (Recurrent laryngeal nerve) และอยู่บริเวณรอยต่อของกระดูกอ่อนไครคอยด์และกระดูกอ่อนไทรอยด์ (Cricothyroid junction) ส่วนตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์คู่ล่างจะมีความแตกต่างกันในแต่ละคน โดยทั่วไปจะอยู่หน้าเส้นประสาทที่เลี้ยงเส้นเสียงและอยู่ใกล้ขั้วล่างของต่อมไทรอยด์ ทั้งนี้ต่อมพาราไทรอยด์จะมีลักษณะรูปร่างคล้ายเม็ดถั่ว โดยมีขนาดประมาณ 5x3x2 มิลลิเมตร และมีน้ำหนักประมาณ 40-60 มิลลิกรัม

Parathyroid Glands



ภาพที่ 2.1 ตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ [14]

ต่อมพาราไทรอยด์เป็นส่วนหนึ่งของต่อมไร้ท่อในร่างกายที่ผลิตฮอร์โมนพาราไทรอยด์ (Parathyroid hormone: PTH) ซึ่งฮอร์โมนนี้มีหน้าที่รักษาสมดุลของแคลเซียมในร่างกายให้เป็นปกติ ภาพที่ 2.2 แสดงถึงการทำงานของเซลล์พาราไทรอยด์ที่มีตัวรับสัญญาณแคลเซียม (Calcium-sensing receptor: CASR) คอยตรวจวัดปริมาณแคลเซียมในกระแสเลือด (Serum calcium) ถ้าปริมาณแคลเซียมในกระแสเลือดลดต่ำลงต่อมพาราไทรอยด์จะทำการหลั่งฮอร์โมนพาราไทรอยด์ออกมามากขึ้น และในทางกลับกันเมื่อปริมาณแคลเซียมในกระแสเลือดเพิ่มขึ้นถึงระดับปกติต่อมพาราไทรอยด์ก็จะหยุดหลั่งฮอร์โมนพาราไทรอยด์ ฮอร์โมนพาราไทรอยด์เมื่อถูกหลั่งออกมาสู่กระแสเลือดแล้วจะมีครึ่งชีวิต (Half-life) อยู่ที่ 2-4 นาที แล้วจะถูกกระบวนการเมแทบอลิซึม (Metabolism) ที่ตับและขับออกทางไต



ภาพที่ 2.2 การทำงานของฮอร์โมนในสภาวะสมดุลของแคลเซียม [15]

ฮอร์โมนพาราไทรอยด์ทำหน้าที่ในการควบคุมสมดุลของแคลเซียม (Calcium homeostasis) โดยออกฤทธิ์ที่ 3 อวัยวะ คือ กระดูก ไต และลำไส้ สำหรับที่กระดูกนั้นฮอร์โมนพาราไทรอยด์จะกระตุ้นให้เซลล์ออสติโอคลาสต์ (Osteoclasts) ปลดปล่อยแคลเซียมจากกระดูกเข้าสู่กระแสเลือดทำให้ปริมาณแคลเซียมในเลือดเพิ่มขึ้น ส่วนที่ไต ฮอร์โมนพาราไทรอยด์จะทำให้เกิดการดูดซึมแคลเซียมกลับพร้อมกับโซเดียมที่หลอดไตฝอยส่วนต้น (Proximal tubule) เป็นผลให้แคลเซียมถูกขับออกทางไตลดลง นอกจากนี้ฮอร์โมนพาราไทรอยด์ยังกระตุ้นให้เกิดการเปลี่ยนวิตามินดีหรือชื่อทางเคมี คือ 25-hydroxy vitamin D ไปเป็นแคลซิไตรออล (1,25-dihydroxy vitamin D₃: calcitriol) ที่ไต ซึ่งแคลซิไตรออลนั้นเป็นวิตามินดีที่ทำหน้าที่กระตุ้นให้ลำไส้ดูดซึมแคลเซียมเข้าสู่กระแสเลือดมากขึ้น

ฮอร์โมนพาราไทรอยด์ที่มากเกินไปจนผิดปกติจะไปกระตุ้นให้มีการสลายแคลเซียมออกจากกระดูกและพินเข้าสู่กระแสเลือดมากขึ้น ส่งผลทำให้ระดับแคลเซียมในกระแสเลือดสูง (hypercalcemia) และมีแคลเซียมถูกขับออกมาในปัสสาวะมากขึ้น การที่แคลเซียมถูกดึงออกมาจากกระดูกและพินจะทำให้กระดูกเปราะบาง พินยุ พินหักได้ง่าย อาจทำให้กล้ามเนื้ออ่อนแรง ประสาทตอบสนองได้น้อยลง และอาจเกิดการสะสมแคลเซียมที่ไตมากเกินไป จนทำให้เป็นนิ่วในไตได้ โดยทั่วไปเราสามารถแบ่งภาวะไฮเปอร์พาราไทรอยด์ออกได้เป็น 3 ชนิด ดังนี้

1. ไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบปฐมภูมิ คือ ภาวะที่ต่อมพาราไทรอยด์หลังฮอร์โมนพาราไทรอยด์มากเกินไปโดยเกิดขึ้นเอง ในผู้ป่วยส่วนใหญ่จะพบว่าต่อมพาราไทรอยด์มีขนาดใหญ่ขึ้น ซึ่งความผิดปกตินี้อาจเกิดขึ้นเพียงต่อมเดียวหรือหลายต่อมก็ได้ ส่วนน้อยอาจพบเกี่ยวข้องกับโรคทางพันธุกรรม ทั้งนี้เราสามารถแบ่งกลุ่มภาวะนี้ตามทางพยาธิวิทยา หรือเรียกว่า การวินิจฉัยโรคจากการตรวจอวัยวะหรือเนื้อเยื่อ (Pathology) ได้เป็น 3 กลุ่ม [15] คือ

- 1.1. เนื้องอกไม่ร้ายแรงของต่อมพาราไทรอยด์ (Parathyroid adenoma) ซึ่งเป็นสาเหตุหลักที่พบประมาณ 80-90 เปอร์เซ็นต์ของผู้ป่วยในกลุ่มนี้ โดยจะพบว่าต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติมีขนาดตั้งแต่ 0.2-6 เซนติเมตร และอาจพบได้ 1-2 ต่อม

- 1.2. เนื้องอกต่อมพาราไทรอยด์ (Parathyroid hyperplasia) เป็นสาเหตุรองลงมา พบประมาณ 10-20 เปอร์เซ็นต์ ลักษณะที่พบ คือ ต่อมจะมีขนาดใหญ่ขึ้น หลายๆต่อมพร้อมกัน โดยที่ขนาดของแต่ละต่อมไม่จำเป็นต้องใหญ่ขึ้นเท่ากัน
 - 1.3. โรคมะเร็งต่อมพาราไทรอยด์ (Parathyroid carcinoma) พบได้น้อยมากซึ่ง น้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์ เป็นสาเหตุที่มักมีระดับฮอร์โมนพาราไทรอยด์และ แคลเซียมที่สูงมาก โดยต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติจะมีลักษณะเป็นก้อนขนาดใหญ่
2. ไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบทุติยภูมิ เกิดจากการหลั่งฮอร์โมนพาราไทรอยด์มากขึ้นอันเป็นผล มาจากการที่ระดับแคลเซียมในกระแสเลือดลดลง (Hypocalcemia) [16] สาเหตุส่วนใหญ่ เกิดจากการขาดวิตามินดี [17] และผู้ป่วยมีอาการไตวายเรื้อรัง การขาดวิตามินดีมักพบได้ใน ผู้ที่ไม่ค่อยได้รับแสงแดด หรือผู้ที่จำกัดหรือขาดอาหารเนื่องจากการดูดซึมอาหารที่ผิดปกติ (Malabsorption syndrome) สาเหตุเหล่านี้เป็นตัวกระตุ้นให้ต่อมพาราไทรอยด์ทำงาน ตลอดเวลาและเป็นเวลานานจนทำให้ตัวต่อมพาราไทรอยด์มีการแบ่งตัวมากขึ้น (Diffuse hyperplasia) แล้วสร้างฮอร์โมนมากผิดปกติในที่สุด
 3. ไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบตติยภูมิ เกิดในผู้ป่วยที่เป็นไฮเปอร์พาราไทรอยด์แบบทุติยภูมิอยู่ เป็นเวลานาน หากไม่ได้รับการแก้ไขจะส่งผลให้ต่อมพาราไทรอยด์ทำงานเองตลอดเวลา (Autonomous parathyroid function) แม้จะมีการรักษาที่สาเหตุของไฮเปอร์พารา ไทรอยด์แบบทุติยภูมิหายแล้วก็ตาม ต่อมพาราไทรอยด์ก็จะยังคงทำงานมากผิดปกติต่อไปไม่ สามารถกลับมาเป็นปกติได้ [18]

การรักษาไฮเปอร์พาราไทรอยด์มีวิธีเดียว คือ การผ่าตัด ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องหา ตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติก่อนการผ่าตัด [18] แต่เนื่องจากต่อมพาราไทรอยด์เป็นต่อม ที่มีขนาดเล็กและมีตำแหน่งที่ไม่แน่นอน การบ่งชี้ตำแหน่งของต่อมที่ผิดปกติจึงเป็นเรื่องสำคัญ โดยที่ ความสำคัญของการบ่งชี้ตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ด้วยวิธีต่างๆ ก่อนการผ่าตัดยังเป็นที่ถกเถียง กัน เนื่องจากวิธีการผ่าตัดที่ใช้ปัจจุบัน คือ การผ่าตัดแบบสำรวจคอทั้งสองข้าง ซึ่งวิธีดังกล่าวหากทำ โดยศัลยแพทย์ผู้ชำนาญจะประสบความสำเร็จประมาณ 95 เปอร์เซ็นต์ โดยที่ไม่จำเป็นต้องทราบ

ตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ก่อนการผ่าตัด อย่างไรก็ตาม การทราบตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติที่แน่ชัดก่อนการผ่าตัดจะทำให้สามารถผ่าตัดโดยใช้ยาเฉพาะที่ ทำให้แผลผ่าตัดมีขนาดเล็ก และมีความเสี่ยงน้อย เนื้อเยื่อของต่อมพาราไทรอยด์ที่ถูกตัดออกมาจะถูกนำกลับไปฝังในร่างกายใหม่ เพื่อให้ต่อมพาราไทรอยด์สามารถกลับมาทำงานสร้างฮอร์โมนที่ช่วยควบคุมระดับแคลเซียมในเลือดได้อีกครั้ง โดยส่วนใหญ่พบว่า มี 99 เปอร์เซ็นต์ของผู้ป่วย ที่ประสบความสำเร็จในการฝังต่อมพาราไทรอยด์กลับเข้าไปในร่างกาย (Parathyroid autotransplantation) [19]

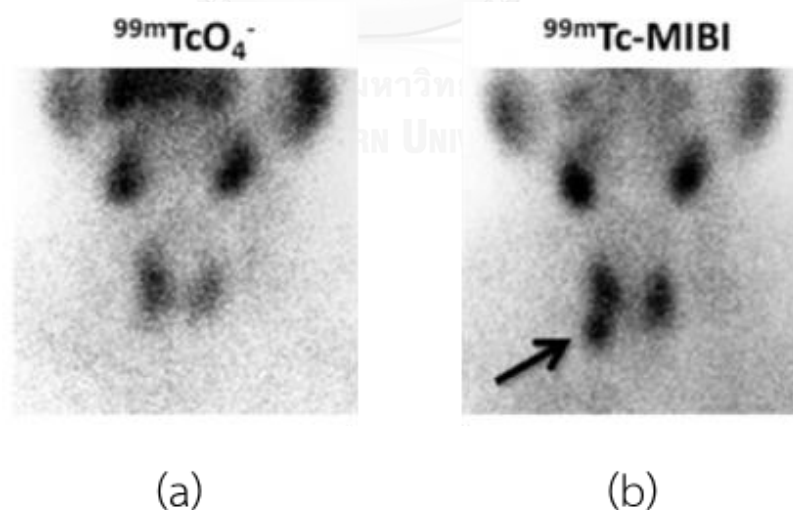
การหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ก่อนการผ่าตัดทำได้ด้วยวิธีต่างๆ เช่น Dual-phase model และ Dual-tracer model โดยวิธี Dual-phase model เป็นการตรวจโดยการฉีด ^{99m}Tc -MIBI เข้าไปในร่างกายแล้วทำการสแกน ในช่วงแรก สารเภสัชรังสีนี้จะเข้าจับต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ เมื่อเวลาผ่านไปจะทำการสแกนซ้ำโดย ^{99m}Tc -MIBI จะยังคงค้างสะสมอยู่ในต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติมากกว่าต่อมไทรอยด์จึงทำให้สามารถเห็นต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้ วิธี ^{99m}Tc -MIBI dual-phase scan นี้เป็นการตรวจหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ดี โดยในบางรายงานพบว่าวิธีนี้มีความไว (Sensitivity) ประมาณ 75-80 เปอร์เซ็นต์ แต่มีข้อเสียที่สำคัญ คือ หากต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติจับสารเภสัชรังสีดังกล่าวออกไปพร้อมๆ กับต่อมไทรอยด์จะไม่สามารถตรวจพบต่อมพาราไทรอยด์ได้ หรือในบางกรณีต่อมไทรอยด์ยังจับสารเภสัชรังสีอยู่เป็นเวลานานก็จะทำให้ได้ผลบวกเท็จ (False positive) หรือผู้ป่วยไม่ได้เป็นโรคแต่ให้ผลบวกในการตรวจว่าเป็นโรค และวิธี Dual tracer model ใช้สารเภสัชรังสีสองชนิดทำให้ได้รับภาพถ่ายไทรอยด์และภาพถ่ายคอมบายด์ นำสู่การประมวลผลเพื่อสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกันเพื่อให้เห็นตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ ซึ่งมีข้อดี คือ ภาพที่ได้รับจะไม่เกิดผลบวกเท็จและความไวในการตรวจพบถึง 90 เปอร์เซ็นต์ [20]

2.2 Dual tracer model

วิธี Dual tracer model เป็นวิธีที่ใช้เพื่อหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ โดยจะใช้สารเภสัชรังสีสองชนิด เนื่องจากไม่มีสารเภสัชรังสี (Radiotracers) ที่เฉพาะเจาะจงสำหรับต่อมพาราไทรอยด์ การฉีดสารเภสัชรังสีทั้งสองชนิดต่างก็มีเป้าหมายในการเข้าจับตำแหน่งของต่อมที่

ต่างกัน ตัวอย่างเช่น การฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ ที่เข้าจับต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ และการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-pertechnetate}$ ($^{99m}\text{TcO}_4^-$) ที่เข้าจับต่อมไทรอยด์เพียงอย่างเดียว เมื่อได้รับภาพถ่ายทั้งสองภาพจะทำการประมวลผลภาพทางคลินิกเพื่อหาภาพแตกต่างในการระบุต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติด้วยวิธีการลบกัน โดยสารเภสัชรังสีที่นิยมใช้คู่กัน มี 2 รูปแบบ [20] ได้แก่

1. ^{123}I / $^{99m}\text{Tc-sestamibi}$ technique [21, 22] โดยจะทำการฉีดสารเภสัชรังสี ^{123}I ปริมาณ 0.27-0.32 มิลลิคูรี (mCi) เพื่อถ่ายภาพไทรอยด์ หลังจากนั้น 2-4 ชั่วโมงจะทำการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-sestamibi}$ ปริมาณ 13-19 มิลลิคูรีเพื่อถ่ายภาพคอมบายด์ ซึ่งสารเภสัชรังสี ^{123}I มีข้อจำกัดเรื่องค่าใช้จ่ายที่สูง
2. $^{99m}\text{TcO}_4^-$ / $^{99m}\text{Tc-sestamibi}$ technique โดยจะทำการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ปริมาณ 1-1.62 มิลลิคูรี หลังจากนั้น 20 นาทีเพื่อถ่ายภาพไทรอยด์ หลังจากนั้นทำการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-sestamibi}$ ปริมาณ 16 มิลลิคูรี เพื่อถ่ายภาพคอมบายด์ บางครั้งผู้ป่วยอาจจะได้รับโพแทสเซียมเปอร์คลอเรต (Potassium perchlorate) เพื่อช่วยในการขับ $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ออกจากต่อมไทรอยด์ช่วยให้ภาพที่ได้จากสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-sestamibi}$ มีความชัดเจนมากขึ้น ดังแสดงในภาพที่ 2.3



ภาพที่ 2.3 ภาพถ่ายแนวระนาบของผู้ป่วยที่เป็นไฮเปอร์พาราไทรอยด์ได้จากการฉีดสารเภสัชรังสี ได้แก่ (a) $^{99m}\text{TcO}_4^-$ และ (b) $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ [20]

การตรวจด้วยวิธีอื่นๆ เช่น อัลตราซาวด์ (Ultrasound) ซึ่งเป็นการตรวจที่เสียค่าใช้จ่ายไม่มาก แต่มีความไวในการตรวจพบเพียงประมาณ 65-70 เปอร์เซ็นต์ ใช้ได้ดีในผู้ป่วยที่มีต่อมพาราไทรอยด์ขนาดใหญ่ นอกจากนี้การเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (X-ray computerized tomography) หรือ ซีทีสแกน (CT scan) เครื่องสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic resonance imaging: MRI scan) และ เพทสแกน (Positron emission tomography scan: PET scan) ก็สามารถใช้ในการช่วยระบุหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้เช่นเดียวกัน สำหรับการถ่ายภาพต่อมพาราไทรอยด์ (Parathyroid scintigraphy) ที่ได้รับความนิยม คือ การสแกนภาพถ่ายแนวระนาบแบบ 2 มิติ (Two-dimensional planar parathyroid scanning) และการถ่ายภาพโดยใช้การสแกนภาพถ่ายแนวระนาบแบบ 3 มิติ หรือเรียกว่า สเปก (Three-dimensional single photon emission computed tomography: SPECT) [10] นอกจากนี้ในปัจจุบันยังมีการใช้ซีทีสแกนร่วมกับสเปกเป็นสเปกซีที (Hybrid SPECT/CT imaging: SPECT/CT) [23] ซึ่งใช้ซีทีช่วยบอกตำแหน่งทางกายวิภาคอีกด้วย

2.3 หลักการของ SPECT/CT

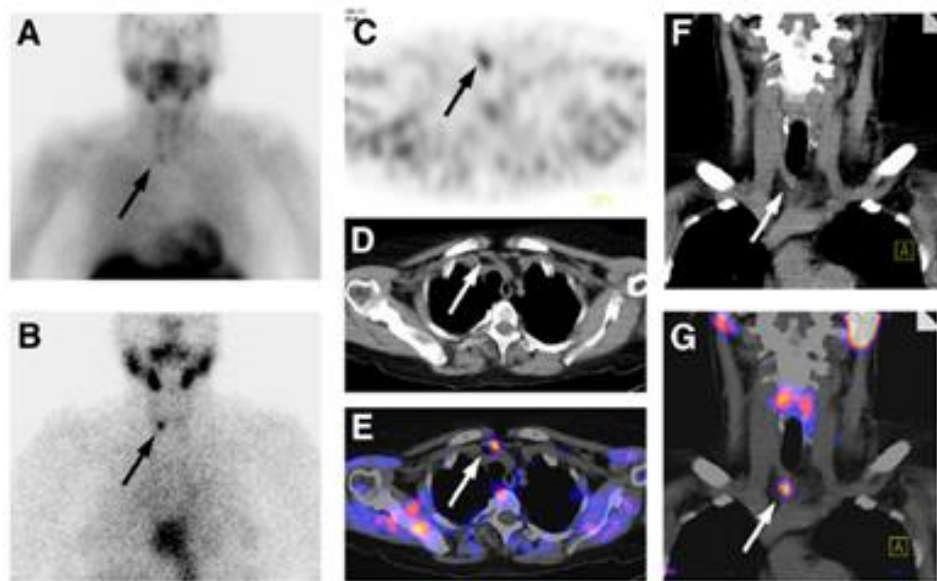
สเปกซีที (Single Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography: SPECT/CT) เป็นเครื่องมือที่ใช้ถ่ายภาพการทำงานของอวัยวะภายในร่างกายโดยให้สารเภสัชรังสีเข้าไปในร่างกาย สารเภสัชรังสีนี้ถูกออกแบบให้เข้าจับเนื้อเยื่อหรืออวัยวะที่ต้องการต่อมารังสีก็จะถูกปล่อยออกส่งผลทำให้สามารถตรวจจับรังสีนี้ได้ด้วยการใช้ตัวตรวจวัด (Detector) แล้วนำข้อมูลมาสร้างเป็นภาพการกระจายตัวของสารเภสัชรังสี (Radiotracer distribution) ภาพถ่ายที่ได้จากเครื่องสเปกซีทีจะช่วยให้สามารถระบุตำแหน่งของโรคหรือความผิดปกติต่างๆ ได้ เช่น ความผิดปกติของต่อมไทรอยด์หรือต่อมพาราไทรอยด์ ความผิดปกติของสมองหรือหัวใจ เป็นต้น เครื่องสเปกซีทีที่มีลักษณะดังภาพที่ 2.4 [3]



ภาพที่ 2.4 เครื่อง SPECT/CT

เครื่องสเปกซีทีจะประกอบด้วยเครื่องถ่ายภาพสเปกทีรวมทั้งเครื่องถ่ายภาพซีที ซึ่งเป็นเครื่องที่สามารถเก็บข้อมูลได้ทั้งภาพสองมิติ และภาพสามมิติในเครื่องเดียว โดยเครื่องสเปกหรือกล้องถ่ายภาพรังสีแกมมาชนิดหมุนรอบตัวผู้ป่วย (Rotating gamma camera) ภาพถ่ายที่ได้จากการเก็บข้อมูลจะเป็นภาพแนวตัดขวาง จากนั้นจะนำมาสร้างภาพในแนวอื่นๆ ต่อไป [23, 24] และด้วยความสามารถของซีทีในการสร้างภาพที่มีส่วนประกอบทั้งเนื้อเยื่อ กระดูก และระบบหลอดเลือดอยู่รวมกัน จึงทำให้การสแกนด้วยซีทีที่มีความสำคัญในการวินิจฉัยโรค ซึ่งภาพดังกล่าวสามารถให้รายละเอียดแก่แพทย์ได้เกือบทุกส่วนของร่างกาย ตั้งแต่ศีรษะจรดปลายเท้า ไม่ว่าจะเป็นโรคเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด โรคกระดูก การได้รับอุบัติเหตุ และการแพร่กระจายของโรคมะเร็ง

ความสามารถของเครื่องสเปกซีทีแสดงในภาพที่ 2.5 เป็นตัวอย่างของภาพถ่ายจากเครื่องสเปกซีทีในผู้ป่วยภาวะไฮเปอร์พาราไทรอยด์ โดยใช้สารเภสัชรังสีฉีดเข้าไปในร่างกายแล้วทำการถ่ายภาพ จะเห็นได้ว่าการใช้เครื่องสเปกซีทีจะทำให้สามารถระบุตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้ชัดเจน [25] กว่าวิธีอื่นๆ



ภาพที่ 2.5 ภาพถ่ายต่อมพาราไทรอยด์ด้วยสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ โดยเครื่องสเปกซีที่รูป A (ภาพตั้งต้น) และ B (ภาพล่าช้า) แสดงมุมมองของภาพถ่ายแนวระนาบ รูป C แสดงภาพถ่ายด้วยเครื่องสเปกตามแนวขวาง รูป D และ F เป็นภาพซีทีสแกน รูป E และรูป G เป็นภาพสเปกซีทีซึ่งทำให้เห็นตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ชัดเจนมากขึ้น [25]

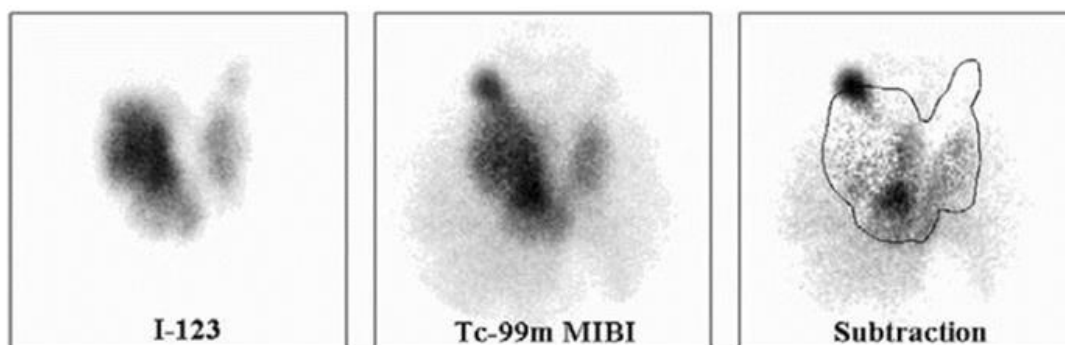
ผลลัพธ์ที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยเครื่องสเปกซีที [26] ช่วยให้ได้รับภาพถ่ายจากการใช้วิธี Dual phase model และ Dual tracer model ในการหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ โดยวิธี Dual tracer model ที่ใช้สารเภสัชรังสีสองชนิด ทำให้ได้รับภาพภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ (ภาพถ่ายที่รวมต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์) จากนั้นนำมาสร้างภาพแตกต่างวิธีทางคลินิก หรือที่เรียกว่า วิธีการลบกัน ซึ่งภาพแตกต่างที่ได้รับจะปรากฏเพียงต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติเท่านั้น

2.4 การหาภาพแตกต่างแบบวิธีการลบกัน (Subtraction method)

การหาภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกันเป็นการใช้ภาพถ่ายที่เกิดจากการฉีดสารเภสัชรังสีสองชนิดเข้าสู่ร่างกายที่สามารถเข้าจับต่อมที่แตกต่างกัน สารเภสัชรังสีที่หนึ่งจะเข้าจับต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ทำให้ได้รับภาพถ่ายที่เรียกว่า ภาพคอมบายด์ ขณะที่สารอีกชนิดหนึ่งเข้าจับต่อมไทรอยด์เพียงอย่างเดียวทำให้ได้รับภาพถ่ายที่เรียกว่า ภาพไทรอยด์ ตัวอย่างสารเภสัชรังสีสำหรับการถ่ายภาพคอมบายด์ คือ ^{201}Tl หรือ $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ ในขณะที่ $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ หรือ ^{123}I ใช้สำหรับถ่ายภาพไทรอยด์ เมื่อได้รับภาพทั้งสองแล้วจะนำภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์มาหาภาพแตกต่าง (differential image) ด้วยวิธีการลบกัน แสดงในภาพที่ 2.6 และสมการที่ 2.1 ดังนี้

$$\text{ภาพแตกต่าง} = \frac{\text{ภาพคอมบายด์} - \alpha \times \text{ภาพไทรอยด์}}{\alpha} \quad (2.1)$$

โดยที่ α คือ ระดับค่าสัดส่วนของจำนวนนับในบริเวณต่อมไทรอยด์ของภาพคอมบายด์และภาพไทรอยด์



(a)

(b)

(c)

ภาพที่ 2.6 ภาพถ่ายของต่อมไทรอยด์โดย (a) ภาพไทรอยด์ที่ได้จากสารรังสีไอโอดีน (b) ภาพคอมบายด์ที่ได้จากสารเภสัชรังสี $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ (c) ภาพลบกัน ซึ่งปรากฏต่อมพาราไทรอยด์จำนวน 2 ต่อม ในไทรอยด์กึ่งขวาทั้งข้างบนและล่าง [11]

เนื่องจากภาพคอมบายด์และภาพไทรอยด์มีสัญญาณรบกวน (Noise) ซึ่งเป็นสิ่งที่หลีกเลี่ยงไม่ได้ในการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ การหาภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกันนี้จะยิ่งเพิ่มสัญญาณรบกวนมากขึ้นไปอีกและมีโอกาสที่ค่าพิกเซลในภาพแตกต่างจะมีค่าเป็นลบ ทำให้ภาพแตกต่างที่ได้มีคุณภาพไม่เป็นที่น่าพึงพอใจ ดังนั้นผู้วิจัยจึงนำเสนอวิธีใหม่ คือ การสร้างภาพร่วมโดยการใช้สถิติ ซึ่งให้ภาพแตกต่างที่มีสัญญาณรบกวนที่น้อยกว่าและป้องกันการเกิดค่าพิกเซลที่เป็นลบ

2.5 การหาภาพแตกต่างแบบวิธีการสร้างภาพร่วม (Joint method)

หลักการของการสร้างภาพร่วมที่ต่างไปจากวิธีการลบกัน คือ วิธีการสร้างภาพร่วมใช้แบบจำลองทางสถิติกับภาพไทรอยด์ ภาพคอมบายด์ แล้วใช้เทคนิคสำหรับการประมาณค่าเพื่อหาภาพแตกต่างโดยใช้ข้อมูลจากภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ร่วมกันในการคำนวณ ซึ่งเป็นที่มาของชื่อวิธีการสร้างภาพร่วม

การหาภาพแตกต่างด้วยวิธีการสร้างร่วมที่มีการใช้สถิติ โดยใช้ข้อมูลของภาพสองข้อมูลในลักษณะคล้ายๆ กันนี้เคยถูกใช้กับภาพสเปกในวิธีการสร้างภาพร่วมเพื่อหาจุดกำเนิดของการชัก [27] โรคลมชักด้วยการถ่ายภาพอิคตัล (Ictal) ซึ่งแสดงภาพสมองทันทีหลังการเกิดการชัก และอินเตอร์อิคตัล (Interictal) ที่แสดงภาพสมองขณะที่ไม่มีอาการชัก ในกรณีนั้นภาพแตกต่างจะเป็นผลต่างของภาพอิคตัลและภาพอินเตอร์อิคตัล

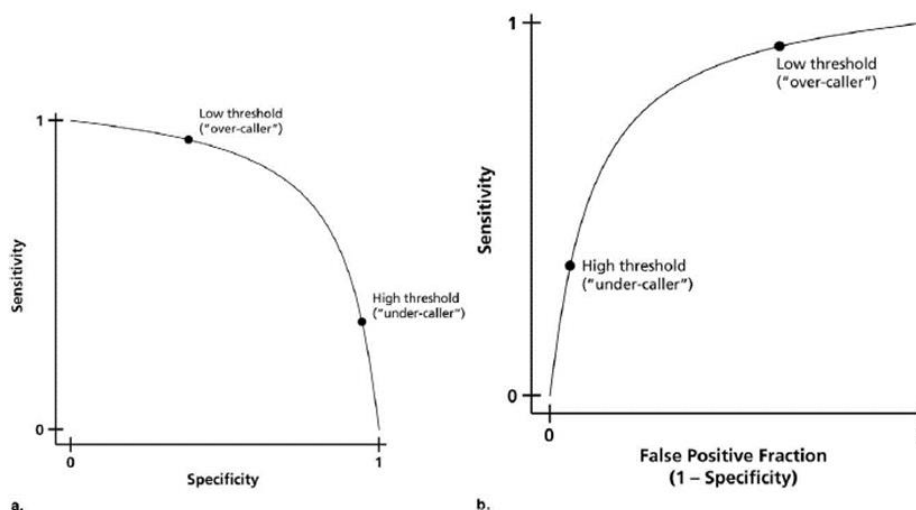
วิธีการสร้างภาพร่วมจะสมมติว่าค่าเฉลี่ย (Mean) ของภาพคอมบายด์เป็นค่าตัวคูณกับผลรวมของค่าเฉลี่ยของภาพไทรอยด์และภาพแตกต่าง และสมมติว่าสัญญาณรบกวนในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์นั้นมีสถิติแบบพัซซอง (Poisson) ซึ่งเป็นแบบจำลองทางสถิติที่ยอมรับและใช้กันอย่างแพร่หลายในการถ่ายภาพแนวระนาบทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ จากนั้นจึงทำการหาภาพแตกต่างด้วยเทคนิคการประมาณค่าพารามิเตอร์ที่เรียกว่า เกณฑ์ของค่าความเป็นไปได้สูงสุด (Maximum likelihood criterion) และวิธีการหาค่าสูงสุดของค่าคาดหวัง (Expectation maximization หรือ EM) [28] ซึ่งสมการที่ได้เพื่อหาภาพแตกต่างนั้นเป็นวิธีแบบวนซ้ำ (Iterative algorithm) โดยประมาณค่าภาพแตกต่างจากข้อมูลภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ไปพร้อมๆ กันในทุกๆ รอบ

วิธีการสร้างภาพร่วมจะให้ภาพแตกต่างที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ ที่มีสัญญาณรบกวนน้อย และค่าพิกเซลในภาพจะไม่มีค่าติดลบ

ข้อมูลของผู้ป่วยจะอ่านผลโดยแพทย์เพื่อนำมาวิเคราะห์ว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีความแม่นยำในการระบุตำแหน่งมากกว่าวิธีการลบกันที่แสดงในรูปแบบของเส้นโค้งคุณลักษณะการทำงานของตัวตรวจรับ หรือเส้นโค้งอาร์โอซี (Receiver operating characteristic (ROC) curves) ที่สามารถวิเคราะห์ได้ทั้งความไว (Sensitivity) และความจำเพาะ (Specificity)


2.6 การวิเคราะห์ผลโดยเส้นโค้งคุณลักษณะการทำงานของตัวตรวจรับ (Receiver operating characteristic (ROC) curves)

เส้นโค้งอาร์โอซีถูกนำไปใช้เพื่อวิเคราะห์คุณลักษณะและประสิทธิภาพของเครื่องมือการวินิจฉัยโรค โดยเฉพาะในงานที่เกี่ยวข้องกับการวินิจฉัยที่มักจะมีการจำแนกคำตอบเป็นสองอย่าง คือ การมี (Presence) กับไม่มี (Absence) โรค หรือ “ปกติ (Normal)” กับ “ผิดปกติ (Abnormal)” หรือ “ผลบวก (Positive)” กับ “ผลลบ (Negative)” ในการถ่ายภาพทางรังสีวิทยาโดยผู้สังเกตการณ์ (Observer) จะให้คำตอบโดยตั้งอยู่บนพื้นฐานของข้อมูลที่ได้รับ จากนั้นจะนำผลมาเปรียบเทียบกับข้อมูลที่แท้จริง ซึ่งผลที่ได้ คือ ค่าความไวและความจำเพาะ จากการสร้างเส้นโค้งอาร์โอซี [29] ดังภาพที่ 2.7 เมื่อพิจารณาเส้นโค้งอาร์โอซีแบบทั่วไปที่ผู้สังเกตให้ผลคำตอบแบบการตีความเชิงบวกและเชิงลบ



ภาพที่ 2.7 (a) ความสัมพันธ์ระหว่างความไวและความจำเพาะของการถ่ายภาพที่เป็นปกติ และ (b) ความสัมพันธ์การแปลงเส้นโค้งลักษณะการดำเนินงานของความไวกับความจำเพาะของการถ่ายภาพ [29]

จากภาพที่ 2.7 ในการสร้างกราฟเส้นโค้งอาร์โอซีนั้น ได้มาจากรูปแบบของการให้คำตอบที่มีการแยกหมวดหมู่ให้ผู้สังเกตลงคะแนนในแต่ละกรณี แสดงในภาพที่ 2.8 โดยรูปแบบ A เป็นการสังเกตการณ์ในการจำแนกแต่ละกรณีเป็นบวกหรือลบ ผู้สังเกตการณ์จะถูกขอให้คะแนนแต่ละกรณีตามวิธีการขอสังเกตการณ์เชื่อว่ากรณีที่เป็นบวกหรือลบ คะแนนนี้เป็นการให้ตามระดับลำดับตัวอย่างเช่น ถ้าให้มีการแบ่งระดับความมั่นใจ 6 ระดับ คือ 1 ถึง 6 สามารถให้ความหมายได้ดังนี้ ค่าที่ 1 คือ ผลอ่านเป็นลบแน่นอน ค่าที่ 2 คือ น่าจะเป็นลบ ค่าที่ 3 คือ อาจจะเป็นลบ ค่าที่ 4 คือ อาจจะเป็นบวก ค่าที่ 5 คือ ผลอ่านน่าจะเป็นบวกและ ค่าที่ 6 คือ เป็นบวกแน่นอน หรือในรูปแบบของ B ที่ระบุโดยการสังเกตในแต่ละกรณีว่าเป็นบวกหรือลบและกำหนดระดับของความเชื่อมั่น


Response Format A

Definitely Negative	Probably Negative	Possibly Negative	Possibly Positive	Probably Positive	Definitely Positive
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Response Format B

Diagnosis (check one)		Certainty (check one)		
Positive	Negative	High	Moderate	Low
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

ภาพที่ 2.8 รูปแบบการเก็บข้อมูลทั้งในรูปแบบ A และ B ในการปฏิบัติการวิเคราะห์ระบุหมวดหมู่ที่ได้จากการสังเกต [29]

จากกราฟเส้นโค้งอาร์โอซีมีคุณสมบัติ [30] ประกอบไปด้วย ดังนี้

1. ความไว (Sensitivity) เป็นคุณลักษณะของการตรวจวินิจฉัยที่บ่งบอกถึงสัดส่วนของผลบวกของการตรวจในผู้ป่วยที่เป็นโรค หรือถ้าผู้ป่วยมีโรคจริงโอกาสที่ผลการตรวจจะให้ผลบวกว่ามีผลที่เปอร์เซ็นต์

2. ความจำเพาะ (Specificity) เป็นคุณลักษณะของการตรวจวินิจฉัยที่บ่งบอกสัดส่วนของผลลบของการตรวจในคนปกติหรือในผู้ป่วยที่เป็นโรคอื่น โดยอาจกล่าวได้ว่าถ้าคนที่ไม่ใช่โรคนั้นหรือคนปกติมีโอกาสที่ผลการตรวจจะให้ผลลบว่ามีผลที่เปอร์เซ็นต์

3. ความแม่นยำ (Accuracy) เป็นคุณลักษณะของการตรวจวินิจฉัยที่จะบอกถึงความแม่นยำของการตรวจที่จะบอกจำนวนผลบวกจริง และผลลบจริงเป็นสัดส่วนเท่าใดของประชากรที่ได้รับการตรวจทั้งหมด

โดยที่สามารถคำนวณค่าคุณลักษณะแบบนี้ได้ จากตัวอย่างดังตารางที่ 2.1 ได้ดังนี้

ตารางที่ 2.1 ตารางขนาด 2x2 สำหรับการศึกษาคุณสมบัติของเครื่องมือการตรวจวินิจฉัย

คำตอบของการทดลอง (Test result)	การวินิจฉัย (Diagnosis)		รวม (Total)
	ป่วย (Ill)	ไม่ป่วย (Not ill)	
เป็นบวก (Positive)	a	B	a+b
เป็นลบ (Negative)	c	D	c+d
รวม (Total)	a+c	b+d	a+b+c+d

จากตารางที่ 2 แนวตั้ง (Column) แยกเป็นกลุ่มคนที่มีโรคและไม่มีโรค ส่วนแนวนอน (row) แยกผลการตรวจว่าเป็นบวกหรือลบ ดังนี้

ช่อง a คือ ผลบวกจริง (True positive) กลุ่มผู้ป่วยที่เป็นโรค และให้ผลบวกในการตรวจ

ช่อง b คือ ผลบวกเท็จ (False positive) กลุ่มผู้ป่วยที่ไม่ได้เป็นโรคแต่ให้ผลบวกในการตรวจ

ช่อง c คือ ผลลบเท็จ (False negative) กลุ่มผู้ป่วยที่เป็นโรคแต่ให้ผลลบในการตรวจ

ช่อง d คือ ผลลบจริง (True negative) กลุ่มผู้ป่วยที่ไม่ได้เป็นโรค และให้ผลลบในการตรวจ

โดยที่ $a+b$ คือ กลุ่มที่ให้ผลบวกของผู้เป็นโรคและไม่ได้เป็นโรค
 $c+d$ คือ กลุ่มที่ให้ผลลบของผู้ป่วยที่เป็นโรคและไม่ได้เป็นโรค
 $a+c$ คือ กลุ่มผู้ป่วยที่เป็นโรคไม่ว่าผลการตรวจจะเป็นบวกหรือลบ
 $b+d$ คือ กลุ่มผู้ป่วยที่ไม่ได้เป็นโรคไม่ว่าผลการตรวจจะเป็นบวกหรือลบ

สามารถนำข้อมูลในตารางมาคำนวณได้ดังนี้

$$\text{ความไว} = a / (a+c)$$

$$\text{ความจำเพาะ} = d / (b+d)$$

$$\text{ความแม่นยำ} = (a+d) / (a+b+c+d)$$

นอกจากการนำเสนอคุณสมบัติด้านการวินิจฉัยโดยใช้เส้นโค้งอาร์โอซีเป็นที่นิยมเนื่องจากเป็นกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราผลบวกจริง (True positive rate หรือ Sensitivity) ในแกน y และอัตราผลบวกเท็จ (False positive rate หรือ 1-Specificity) ในแกน x โดยใช้ Threshold หรือ Cut-off point ต่างๆกัน แสดงดังภาพที่ 2.7 โดยมีตัวอย่างวิธีการคำนวณกราฟเส้นโค้งอาร์โอซี ดังต่อไปนี้

จากข้อมูลผู้ป่วยจำนวน 16 ข้อมูล ที่มีการใช้รูปแบบการประเมินที่เป็นการให้คะแนนตามระดับความมั่นใจของคำตอบ ดังภาพที่ 2.8 รูปแบบ B แต่ในงานวิจัยนี้มีเกณฑ์การให้คะแนนเพียง 5 ค่า ได้แก่ ค่าที่ 1 คือ อ่านผลเป็นลบแน่นอน (ไม่มีตำแหน่งที่ผิดปกติอย่างชัดเจน) ค่าที่ 2 คือ อาจจะเป็นลบ ค่าที่ 3 คือ ไม่แน่ใจ ค่าที่ 4 คือ อาจจะเป็นบวก และ ค่าที่ 5 คือ ผลเป็นบวกแน่นอน (มีตำแหน่งที่ผิดปกติอย่างชัดเจน) ในการสร้าง เส้นโค้งอาร์โอซีจะนำคำตอบที่ผ่านการประเมินมาเปรียบเทียบความถูกต้อง โดยการเปรียบเทียบกับภาพถ่ายต่อมพาราไทรอยด์ที่ทำการตรวจด้วยวิธีการถ่ายภาพการล่าช้า (Delayed) สเปกซีที่ซึ่งใช้เป็นคำตอบอ้างอิง (Reference) ตัวอย่างการคำนวณในการสร้างแสดงได้ดังตารางที่ 2.2-2.3 และภาพที่ 2.9 โดยค่าที่ใช้ในการคำนวณมีตัวอย่างดังนี้

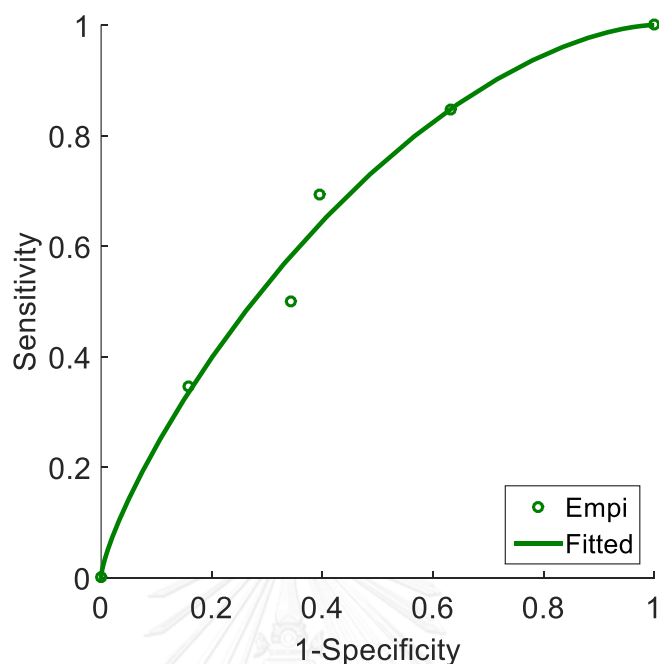
ตารางที่ 2.2 ตัวอย่างผลการประเมินการให้คะแนนตามระดับความมั่นใจของคำตอบ

	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	Total
ไม่พบความผิดปกติ (No Lesion (0))	14	9	2	7	6	38
พบความผิดปกติ (With Lesion (1))	4	4	5	4	9	26
รวม (Total)	8	13	7	11	15	64

ตารางที่ 2.3 ตัวอย่างการคำนวณ เพื่อสร้างกราฟเส้นโค้งอาร์ไอซี

≥1		≥2		≥3		≥4		≥5		≥6	
-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
0	38	14	24	23	13	25	13	32	6	38	0
0	26	4	22	8	18	13	13	17	9	26	0
$TPR = \frac{26}{26} = 1$		$TPR = \frac{22}{26} = 0.85$		$TPR = \frac{18}{26} = 0.69$		$TPR = \frac{13}{26} = 0.5$		$TPR = \frac{9}{26} = 0.35$		$TPR = \frac{0}{26} = 0$	
$FPR = \frac{38}{38} = 1$		$FPR = \frac{24}{38} = 0.63$		$FPR = \frac{13}{38} = 0.34$		$FPR = \frac{13}{38} = 0.34$		$FPR = \frac{6}{38} = 0.16$		$FPR = \frac{0}{38} = 0$	

จากตารางที่ 2.2 คือ การนำคำตอบที่ได้มาบันทึกผล และจากตารางที่ 2.3 คือ การเปรียบเทียบข้อมูลคำตอบกับข้อมูลของภาพถ่ายต่อมพาราไทรอยด์ที่ทำการตรวจด้วยคำตอบจริงที่ใช้อ้างอิง โดยมีรูปแบบดังตารางที่ 2.1 จากนั้นจึงนำมาคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างอัตราผลบวกจริง (True positive ratio: TPR) ที่แสดงได้ในคำตอบของค่าความไว (Sensitivity) และความสัมพันธ์ระหว่างอัตราผลบวกเท็จ (False positive ratio: FPR) แสดงเป็นคำตอบของค่าความจำเพาะ (Specificity) ในกราฟเส้นโค้งอาร์ไอซีของทั้งสองกลุ่ม ดังภาพที่ 2.9



ภาพที่ 2.9 ตัวอย่างกราฟเส้นโค้งอาร์โอซีจากกลุ่มตัวอย่างประกอบด้วย เอมพิริคัล (Empirical: Empi) คือ จุดที่ได้จากการคำนวณจากอ่านผลโดยตรงและสมการเส้นตรง (Fitted) คือ เส้นกราฟที่ได้จากการนำข้อมูลจุดเอมพิริคัลไปปรับเส้นโค้ง (Curve fit) เทียบกับสมการเส้นโค้งอาร์โอซีตามแบบจำลองโดยใช้โปรแกรม LROCFIT [31]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เนื่องจากค่าความจำเพาะบ่งบอกถึงกลุ่มผู้ป่วยที่ไม่ได้เป็นโรคและให้ผลคำตอบว่าไม่เป็นโรค ดังนั้นจะพิจารณาที่ค่าความจำเพาะสูงเพื่อไม่ให้เกิดความเสี่ยงในการผ่าตัดของกลุ่มผู้ป่วยไม่เป็นโรค ซึ่งค่าความจำเพาะที่ใช้พิจารณา คือ 80 เปอร์เซ็นต์ขึ้นไป จากภาพที่ 2.9 พบว่าค่าความไว คือ 0.34 และจากการคำนวณหาพื้นที่ใต้กราฟ (Area under ROC curve: AUC) พบว่าพื้นที่ใต้กราฟ คือ 0.6733

กราฟเส้นโค้งอาร์โอซีใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลของผู้ป่วย แต่สำหรับหุ่นจำลองข้อมูลที่ได้รับหลังจากการประมวลผลทั้งสองวิธี คือ ค่าเฉลี่ย (Mean) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ปรากฏอยู่ในภาพแตกต่างกัน ดังนั้นจะพิจารณาจากค่าความแปรปรวนของวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าน้อยกว่าวิธีการลบกันหรือไม่ การวิเคราะห์ผลจะใช้การวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน (F-test)

2.7 การวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน (F-test)

การทดสอบความแตกต่างของค่าความแปรปรวน สำหรับกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่มที่เป็นอิสระต่อกัน ซึ่งมีการแจกแจงแบบปกติ และข้อมูลอยู่ในมาตราอันตรภาคชั้น (Interval scale) หรืออัตราส่วน (Ratio scale) การกำหนดสมมติฐานทางสถิติสำหรับการทดสอบเอฟสามารถทำได้ทั้งทางเดียว (One-tailed) และแบบสองทาง (Two-tailed) โดยในงานวิจัยนี้จะกำหนดสมมติฐานทางสถิติสำหรับการทดสอบแบบทิศทางเดียว เพื่อทำการทดสอบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกัน กำหนดสมมติฐานได้ดังนี้

$$H_0: \sigma_1^2 \geq \sigma_2^2$$

$$H_1: \sigma_1^2 < \sigma_2^2$$

$$\text{โดยที่ } F = \frac{S_1^2}{S_2^2} \text{ และ } df_1 = n_1 - 1, df_2 = n_2 - 1$$

S_1^2 และ S_2^2 เป็นค่าความแปรปรวนของกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม ซึ่งเป็นอิสระต่อกัน และมีขนาดกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ n_1 และ n_2 ตามลำดับ โดยสุ่มมาจากกลุ่มประชากร 2 กลุ่ม ที่มีการแจกแจงแบบปกติ และมีค่า σ_1^2 และ σ_2^2 เป็นค่าความแปรปรวนของประชากรของ 2 กลุ่ม ตามลำดับ ซึ่งการแจกแจงแบบเอฟ มีระดับองศาอิสระของข้อมูล (Degree of freedom: df) ของกลุ่มตัวอย่าง 2 ค่า คือ df_1 และ df_2 ตามลำดับ จากนั้นกำหนดขอบเขตวิกฤต โดยหาค่าเอฟ (F) วิกฤต (F_{α, df_1, df_2})

ดังนั้นการสรุปผลการทดสอบ คือ ถ้า $F \geq F_{วิกฤต}$ แสดงว่า F-test ที่คำนวณได้ค่าความแปรปรวนของกลุ่มที่ 1 มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับกลุ่มที่ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นจะยอมรับ H_0 และปฏิเสธ H_1 ถ้า $F < F_{วิกฤต}$ แสดงว่า F-test ที่คำนวณได้นั้นค่าความแปรปรวนของกลุ่มที่ 1 มีค่าน้อยกว่ากลุ่มที่ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยจะปฏิเสธ H_0 และยอมรับ H_1 [32]

2.8 สรุป

เทคนิคการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์สำหรับการระบุตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่มีการหลั่งฮอร์โมนเกิน (Hypersecreting) หรือภาวะของไฮเปอร์พาราไทรอยด์มีอยู่ด้วยกันสองแบบ ได้แก่ Dual tracer model และ Dual phase model โดยในวิธี Dual phase model มีข้อเสียคือหากต่อมพาราไทรอยด์ไม่สามารถสะสมสาร $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ อยู่ได้เป็นเวลานาน อาจทำให้ภาพล่าช้าที่

ได้รับไม่สามารถเห็นต่อมพาราไทรอยด์ได้ชัดเจน หรือบางส่วนของต่อมไทรอยด์สะสมสาร ^{99m}Tc -MIBI อยู่ยาวนานอาจทำให้การวิเคราะห์จากภาพที่ล่าช้าได้ผลลัพธ์เป็นผลบวกเท็จ (False-positive results) หรืออาจกล่าวได้ว่าตำแหน่งที่พบไม่ใช่ตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ ในส่วนของวิธี Dual tracer model ที่เกิดจากความแตกต่างของการฉีดสารเภสัชรังสีสองชนิดเข้าสู่ร่างกาย โดยสารเภสัชรังสีแต่ละชนิดจะมีเป้าหมายที่แตกต่างกันในการเข้าจับสู่ต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ โดยสารชนิดหนึ่งจะจับทั้งต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ แต่อีกชนิดหนึ่งจับเฉพาะต่อมไทรอยด์เท่านั้น ในปัจจุบันสารเภสัชรังสีที่ได้รับการยอมรับกันอย่างแพร่หลายในทางคลินิก สำหรับภาพถ่ายต่อมพาราไทรอยด์ คือ ^{99m}Tc -MIBI และ $^{99m}\text{TcO}_4^-$ โดยที่สารเภสัชรังสี ^{99m}Tc -MIBI จะจับในต่อมไทรอยด์และต่อมพาราไทรอยด์ทำให้ได้ภาพคอมบอยด์ ส่วนสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ จะเข้าจับที่ต่อมไทรอยด์เท่านั้นทำให้ได้ภาพไทรอยด์ จากนั้นจะนำทั้งสองภาพเข้าสู่การประมวลผลภาพด้วยวิธีการลบกัน ภาพแตกต่างที่ได้จากวิธีการลบกันนั้นมีสัญญาณรบกวนส่งผลให้ภาพที่ได้รับยังไม่เป็นที่น่าพึงพอใจ และวิธีการสร้างภาพรวมที่เป็นวิธีที่นำเสนอโดยการประยุกต์สร้างสมการนำเอาวิธีทางสถิติเข้ามาเพื่อต้องการให้ภาพแตกต่างที่ได้มีสัญญาณรบกวนน้อยที่สุด งานวิจัยนี้ได้ศึกษาข้อมูลที่ถูกเก็บมาทั้งข้อมูลของผู้ป่วยและข้อมูลของหุ่นจำลองเพื่อนำมาวิเคราะห์ผลจากการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีทั้งสอง แสดงได้ในบทที่ 3

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

วิธีดำเนินการวิจัยประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ข้อมูลและวิธีการ โดยส่วนของข้อมูลสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชุดข้อมูลย่อย ได้แก่ การนำข้อมูลที่ถูกรวบรวมจากหุ่นจำลอง และการนำข้อมูลที่ถูกรวบรวมจากผู้ป่วยที่เข้าร่วมเป็นอาสาสมัครมาใช้ในการสร้างภาพแตกต่าง ในส่วนของวิธีการจะเป็นการนำข้อมูลย่อยทั้งจากหุ่นจำลอง และจากผู้ป่วยจริงมาทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบผลภาพแตกต่างระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพรวม

3.1 การเก็บข้อมูล (Data)

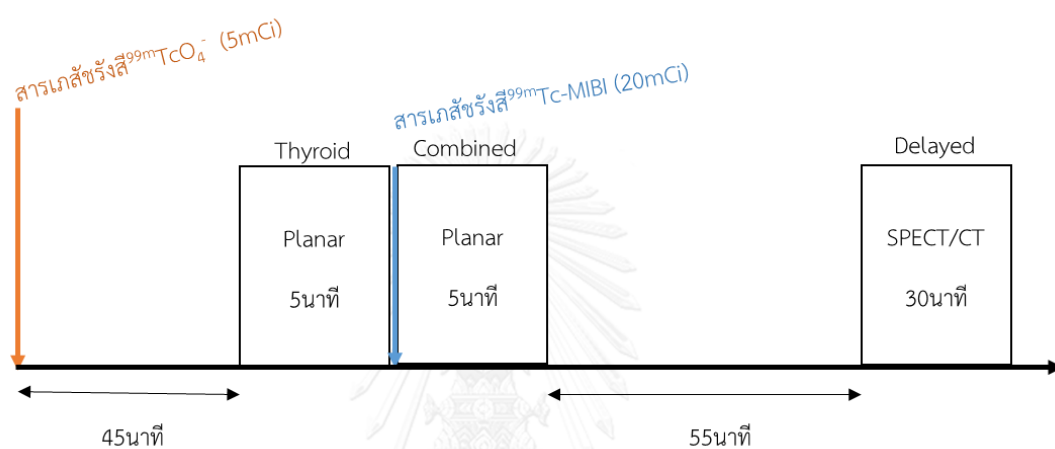
3.1.1 การเก็บข้อมูลของผู้ป่วย (Patient data)

ศึกษาและรวบรวมข้อมูลผู้ป่วยไฮเปอร์พาราไทรอยด์ที่เข้าร่วมเป็นอาสาสมัคร โดยในการศึกษานี้ได้รับอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน (IRB) ที่คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งมีเกณฑ์การคัดเลือกอาสาสมัคร ดังนี้

1. ผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นผู้ป่วยไฮเปอร์พาราไทรอยด์ ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
2. ผู้ป่วยยินดีเข้าร่วมกับโครงการวิจัยโดยมีการลงนามในหนังสือยินยอมให้ทำการเก็บข้อมูลในงานวิจัย (Inform consent form) ซึ่งผู้เข้าร่วมโครงการจะได้รับฟังคำอธิบาย วิธีการและขั้นตอนต่างๆ ของการวิจัยตลอดจนผลข้างเคียงที่อาจจะเกิดขึ้น ผู้ป่วยซักถามจนเข้าใจจึงให้ลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมในการวิจัย

ภาพถ่ายแนวระนาบได้รับจากการใช้เครื่องสเปกซีทีที่ผลิตโดยบริษัทซีเมนส์ รุ่น Symbia T6 ของสาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยภาพที่ใช้ในงานวิจัยเป็นภาพถ่ายแนวระนาบหน้าตรงที่บริเวณลำคอด้วยวิธีของ dual-tracer model แสดงในภาพที่ 3.1 โดยขั้นตอนการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ และ $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ เพื่อการถ่ายภาพที่ใช้ในงานวิจัยนี้ โดยจะเริ่มฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ จำนวน 5 มิลลิคูรี ก่อนหลังจากผ่านไป 45 นาทีจะ

เริ่มถ่ายภาพแบบระนาบที่บริเวณลำคอเป็นเวลา 5 นาที หลังจากนั้นจะทำการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ จำนวน 20 มิลลิคูรี แล้วทำการถ่ายภาพบริเวณลำคออีกครั้งเป็นเวลา 5 นาที ทำการถ่ายภาพอีกครั้งเมื่อเวลาผ่านไป 55 นาทีเพื่อให้ได้รับภาพถ่ายล่าช้า (Delayed) SPECT/CT เพื่อนำมาเป็นข้อมูลเปรียบเทียบเสมือนข้อมูลจริงในการสร้างกราฟเส้นโค้งอาร์ไอซี



ภาพที่ 3.1 ขั้นตอนกระบวนการฉีดสารเภสัชรังสีและการถ่ายภาพทั้งสองภาพ

การเก็บข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้รับการถ่ายภาพแนวระนาบทำให้ได้รับภาพไทรอยด์ที่ได้จากการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ และภาพคอมบายด์ที่ได้จากการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ เนื่องจากการดูดซึมสารเภสัชรังสีที่ฉีดในผู้ป่วยแต่ละคนมีระยะเวลาและปริมาณการดูดซึมรวมถึงการล้างสารเภสัชรังสีออกจากตำแหน่งเข้าจับไม่เหมือนกัน ส่งผลถึงความชัดของการแสดงตำแหน่งต่างๆ ในภาพถ่าย และจำนวนของสัญญาณรบกวนในภาพถ่าย

หากผู้ป่วยสามารถรับปริมาณสารเภสัชรังสีได้ในปริมาณที่มากเพียงพอ และมีระยะเวลาที่สะสมอยู่ในตำแหน่งที่เข้าจับอย่างเหมาะสมจะส่งผลให้ภาพถ่ายแนวระนาบที่ได้รับมีจำนวนสัญญาณรบกวนน้อย หากแต่ปริมาณสารเภสัชรังสีที่มากเกินไปอาจทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสะสมเพิ่มขึ้น

ในทางตรงกันข้ามหากผู้ป่วยสะสมสารเภสัชรังสีได้ในปริมาณน้อยและล้างสารเภสัชรังสีออกเร็ว จะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนในภาพสูง ซึ่งภาพถ่ายแนวระนาบของผู้ป่วยทั้งภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์มีสัญญาณรบกวนในแต่ละภาพ

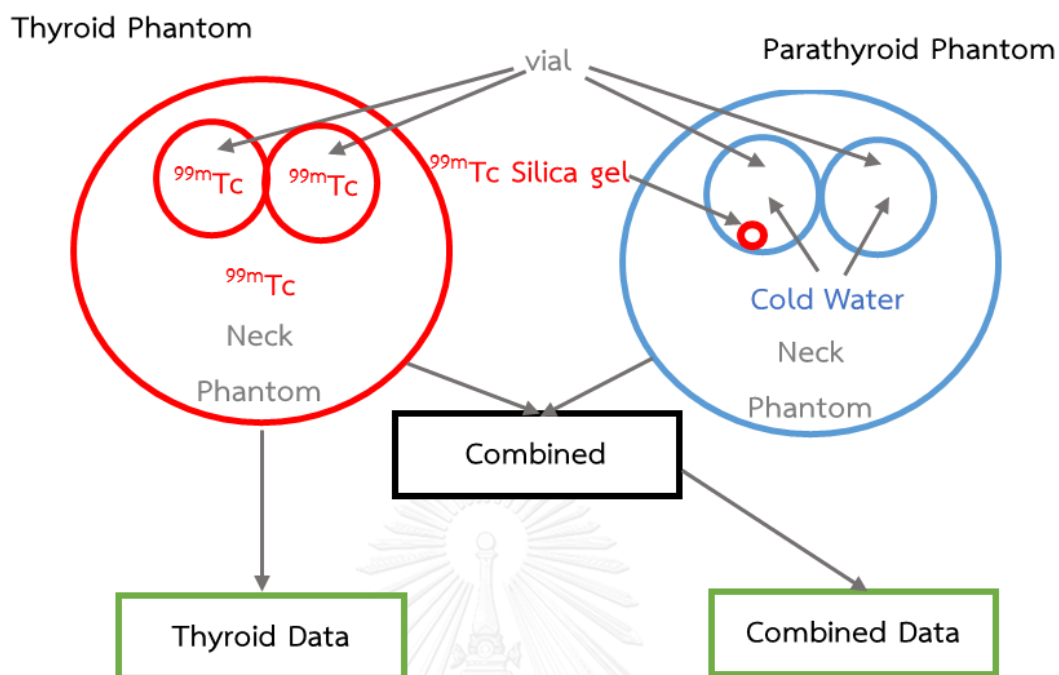
หลังจากเก็บข้อมูลจะนำภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์เข้าสู่การสร้างภาพแตกต่างเพื่อให้ได้ภาพต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติด้วยวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม เมื่อได้ภาพแตกต่างทั้งหมดของข้อมูลผู้ป่วย 30 คน จึงให้แพทย์ทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์เป็นผู้ประเมินตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติจากภาพเหล่านี้ ซึ่งจะทำการพิจารณาทั้งหมด 6 ตำแหน่ง ได้แก่ ด้านบนซ้าย ด้านกลางซ้าย ด้านล่างซ้าย ด้านบนขวา ด้านกลางขวา และด้านล่างขวาของต่อมไทรอยด์ ข้อมูลผู้ป่วยแต่ละคนจะได้ภาพ 1 ชุด ซึ่งประกอบไปด้วยภาพแตกต่าง 5 ภาพ หรือภาพแตกต่างที่ระดับค่าแอลฟา 5 ระดับ คือ 0.90, 0.95, 1.00, 1.05 และ 1.10 เท่า โดยที่ 1.00 ได้จากการเทียบสัดส่วนของต่อมไทรอยด์จากภาพคอมบายด์และภาพไทรอยด์

3.1.2 การเก็บข้อมูลหุ่นจำลอง (Phantom data)

ข้อมูลจากหุ่นจำลอง (In-house phantom) ได้จากการเก็บข้อมูลได้ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ เพื่อเปรียบเทียบวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพแบบร่วม โดยที่รายละเอียดการเก็บข้อมูลหุ่นจำลองเป็นไปดังนี้

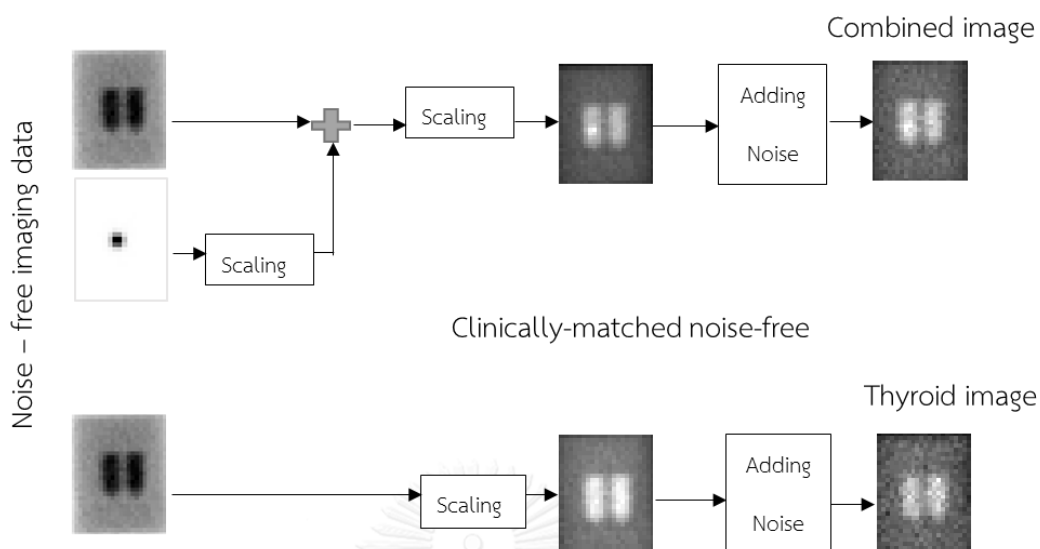
ข้อมูลของหุ่นจำลองถูกเก็บโดยการนำขวดยาจำนวน 2 ขวด และกล่องรูปทรงกระบอกมาเติมสารเภสัชรังสี ^{99m}Tc โดยใช้อัตราส่วนความเข้มข้นของสารในขวดยากับในกล่องทรงกระบอกตามข้อมูลของภาพที่ถ่ายจากผู้ป่วยจริง แล้วบรรจุขวดทั้งสองลงในกล่องรูปทรงกระบอกที่ใช้แทนคอในขณะที่ขวดยาสองขวดแทนต่อมไทรอยด์ทำการถ่ายภาพด้วยเครื่องสแกนสเปกซีทีของ Siemens Symbia เพื่อทำการเก็บภาพถ่ายแนวระนาบ ภาพที่ได้นี้จะเป็นภาพหุ่นจำลองของต่อมไทรอยด์ที่เสมือนว่าไม่มีสัญญาณรบกวน (Noise-free thyroid image) จากนั้นจึงนำขวดยาอีก 2 ขวดมาบรรจุน้ำที่ไม่มีสารกัมมันตภาพรังสี โดยใน 1 ขวด บรรจุสิ่งที่มีลักษณะคล้ายลูกปัดที่มีส่วนผสมจากสาร ^{99m}Tc Silica gel ซึ่งเป็นตัวแทนของต่อมพาราไทรอยด์ทำการถ่ายภาพได้รับภาพของต่อมพาราไทรอยด์อย่างเดียวที่เสมือนว่าไม่มีสัญญาณรบกวน (Noise-free parathyroid image)

ภาพแต่ละภาพจะมีขนาดเมตริกซ์ 128×128 ขนาดพิกเซล 4.7952×4.7952 ตารางมิลลิเมตร หน้าต่างของพลังงาน (Energy window) ที่ใช้เท่ากับ 129.5-150.5 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (keV) ดังแสดงในภาพที่ 3.2



ภาพที่ 3.2 กระบวนการสร้างหุ่นจำลองของภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์

เมื่อได้ภาพไทรอยด์และภาพพาราไทรอยด์แล้วจะเข้าสู่การเตรียมภาพให้ตรงกับลักษณะภาพของผู้ป่วยจริงในคลินิก โดยนำเอาภาพไทรอยด์และภาพพาราไทรอยด์มารวมกันทำให้ได้ภาพคอมบายด์ จากนั้นนำภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์มาประมวลผลเพื่อให้ได้ข้อมูลเสมือนจริง ซึ่งมีขั้นตอนดังแสดงด้วยภาพที่ 3.3 โดยเริ่มจากนำภาพทั้งสองมาทำการปรับจำนวนนับ (Count) ให้มีขนาดใกล้เคียงทางคลินิก โดยภาพไทรอยด์จากคลินิกมีขนาดจำนวนนับในภาพ 50,000 (การคำนวณสามารถดูได้ในภาคผนวก ก) จากนั้นจึงปรับขนาดภาพคอมบายด์ให้มีขนาดภาพใกล้เคียงกับภาพคลินิกของภาพที่ได้จากสารเภสัชรังสี ^{99m}Tc -MIBI



ภาพที่ 3.3 กระบวนการสร้างภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์

หลังจากปรับขนาดภาพทั้งสองภาพเรียบร้อยแล้วจึงทำการใส่ค่าระดับความชัด (contrast) เพื่อแทนความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ที่เรียกว่า Lesion-to-background contrast (LBC) เข้าไป 4 ระดับ ได้แก่ 1.2, 1.3, 1.4 และ 1.5 จากนั้นเพิ่มสัญญาณรบกวนเข้าไปในภาพ เพื่อให้ใกล้เคียงกับภาพจริงโดยใช้รูปแบบของสัญญาณรบกวนแบบพัวซอง จำนวน 100 Noise realizations ภาพในแต่ละชุดจะถูกนำไปหาภาพแตกต่าง เพื่อระบุต่อมพาราไทรอยด์ด้วยวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม ภายใต้วิธีสร้างภาพแตกต่างทั้ง 2 วิธี LBC 4 ค่า ค่าแอลฟา 5 ระดับ และจำนวน 100 Noise realizations รวมทั้งหมด 8,000 ภาพ

สำหรับข้อมูลของหุ่นจำลองในการสร้างภาพแตกต่างโดยการเปลี่ยนตัวแปร หรือพารามิเตอร์แสดงได้ดังต่อไปนี้

1. กรณีที่มีการเปลี่ยนระดับของจำนวนนับ (Count) ของภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ โดยพิจารณาออกเป็น 2 กรณี ดังนี้

- 1.1 กรณีจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ในกรณีนี้จะใช้ภาพไทรอยด์ที่มีจำนวนนับในภาพที่ 50,000 ซึ่งเป็น

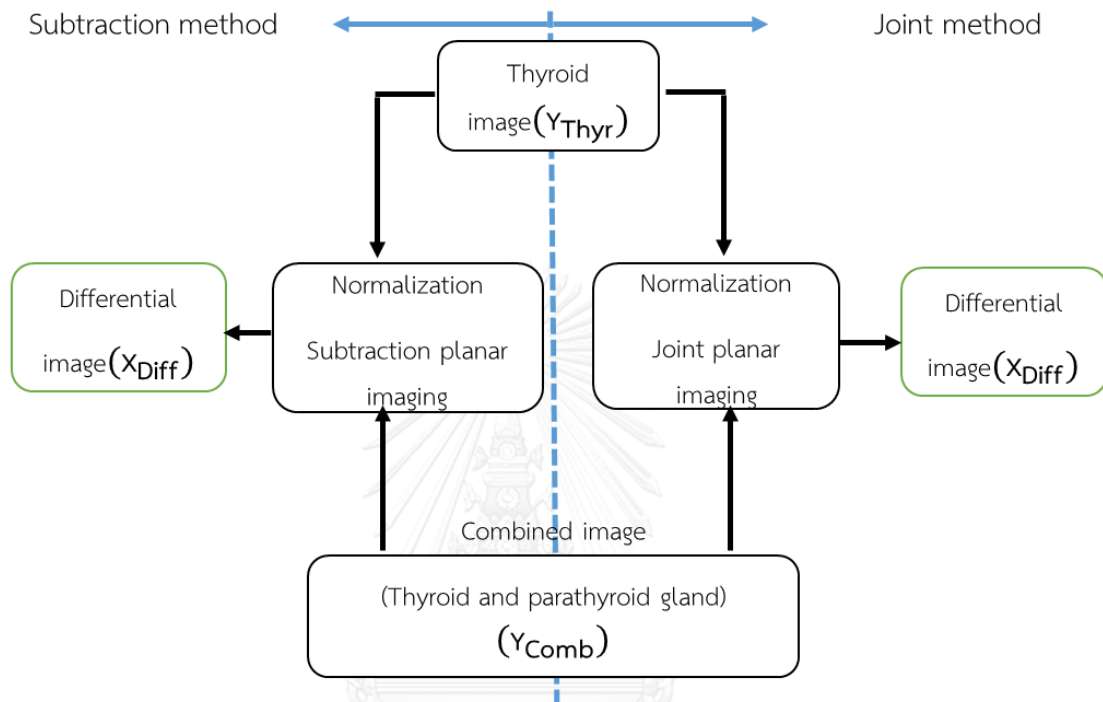
ค่าประมาณของจำนวนนับของภาพโทรอยด์ที่ได้จากข้อมูลผู้ป่วยจริง (รายละเอียดดังแสดงในภาคผนวก ก)

- 1.2 กรณีจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมบายด์ เนื่องจากภาพโทรอยด์ของผู้ป่วยโดยเฉลี่ยมีจำนวนนับในภาพ 50,000 กรณีนี้จะใช้ภาพโทรอยด์ที่มีจำนวนนับในภาพ 25,000 ซึ่งสอดคล้องกับการถ่ายภาพที่ใช้สารเภสัชรังสีในปริมาณลดลงเป็นครึ่งหนึ่งซึ่งผู้ป่วยจะได้รับความเสี่ยงจากอันตรายจากรังสีลดลง หรือการถ่ายภาพที่ใช้เวลาถ่ายภาพน้อยลงเป็นครึ่งหนึ่งของปกติซึ่งทำให้ผู้ป่วยลดความไม่สะดวกสบายจากการนอนบนเตียงเพื่อถ่ายภาพลดลงและเพิ่มจำนวนผู้ป่วยที่สามารถรับการตรวจได้
2. กรณีที่มีการเปลี่ยนค่าระดับความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ที่จะปรากฏในภาพคอมบายด์ ก่อนการเพิ่มสัญญาณรบกวน หรือค่า Lesion-to-background contrast (LBC) (Contrast) 4 ระดับ ได้แก่ 1.2, 1.3, 1.4 และ 1.5 (รายละเอียดดังแสดงในภาคผนวก ข)
3. กรณีที่มีความคลาดเคลื่อนในการประมาณค่าสัดส่วนของจำนวนนับในบริเวณโทรอยด์ ระหว่างภาพโทรอยด์และภาพคอมบายด์ ซึ่งทำให้ค่าแอลฟา (α) ที่ใช้ในสมการการสร้างภาพแตกต่างกันทั้งสองวิธีมีค่าไม่ตรงกับค่าที่แท้จริง โดยในการศึกษาหุ่นจำลองนี้ได้ปรับค่าแอลฟาที่ใช้ในการสร้างภาพแตกต่างกัน 5 ระดับ ได้แก่ 0.90, 0.95, 1.00, 1.05 และ 1.10 เท่าของค่าสัดส่วนที่แท้จริงเพื่อศึกษาผลกระทบของความคลาดเคลื่อนในการประมาณค่าสัดส่วนนี้ต่อภาพแตกต่างที่ได้จากทั้งสองวิธี ทั้งนี้ในการสร้างข้อมูลจากหุ่นจำลองนั้น ใช้ค่าแอลฟาอ้างอิงจากข้อมูลของผู้ป่วยจริง โดยที่ค่าแอลฟา 1.00 มีค่าเท่ากับ 3.21 (แสดงในภาคผนวก ก)

3.2 การหาภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกัน (Subtraction method) และวิธีการสร้างภาพร่วม (Joint method)

ภาพที่ 3.4 แสดงขั้นตอนการสร้างภาพแตกต่างของทั้งสองวิธี คือ วิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม โดยทั้งสองวิธีได้รับข้อมูลภาพแนวระนาบที่ปรากฏด้านหน้าบริเวณลำคอโดยรับภาพโทรอยด์ที่เกิดจากการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ และภาพคอมบายด์ที่เกิดจากการฉีดสารเภสัชรังสี

^{99m}Tc -MIBI จากนั้นนำภาพทั้งสองเข้าสู่วิธีการสร้างภาพแตกต่างกันเพื่อหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์โดยทั้งสองวิธีมีสมการในการหาตั้งที่กล่าวไปในบทที่ 2



ภาพที่ 3.4 แบบแผนผังแสดงการทำงานสำหรับการหาภาพต่อมพาราไทรอยด์ระหว่างวิธีการลบกันกับการสร้างภาพร่วมกัน

จากภาพที่ 3.4 วิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมมีสมการที่แตกต่างกันในการสร้างภาพแตกต่าง โดยสมการที่ (3.1) คือ สมการของวิธีการลบกัน แสดงได้ดังต่อไปนี้

$$\text{สมการของวิธีการลบกัน คือ ความแตกต่างของภาพ} = \frac{\text{ภาพคอมบายด์} - \alpha \times \text{ภาพของต่อมไทรอยด์}}{\alpha} \quad (3.1)$$

$$\text{โดยที่ } \alpha = \frac{\text{จำนวนนับของบริเวณต่อมไทรอยด์ในภาพคอมบายด์}}{\text{จำนวนนับของบริเวณต่อมไทรอยด์ในภาพไทรอยด์}} \quad (3.2)$$

ในส่วนของสมการวิธีการสร้างภาพร่วมมีรายละเอียดของสมการที่อธิบายได้ ดังนี้

1. การตั้งปัญหา (Problem formulation)

สมมติว่าภาพไทรอยด์ที่มีรูปแบบทางสถิติแบบพัวซอง

$$y_{\text{Thyr}} \sim \text{Poisson}(\bar{y}_{\text{Thyr}}) = \text{Poisson}(x_{\text{Thyr}})$$

โดยที่

Y_{Thyr} = ภาพไทรอยด์ มีขนาด คือ $N \times 1$

$\bar{y}_{\text{Thyr}} = x_{\text{Thyr}}$ = ค่าเฉลี่ยของภาพไทรอยด์ มีขนาด คือ $N \times 1$

และภาพคอมบายด์ที่มีรูปแบบทางสถิติแบบพัวซองเช่นเดียวกัน คือ

$$y_{\text{Comb}} \sim \text{Poisson}(\bar{y}_{\text{Comb}}) = \text{Poisson}(\alpha(x_{\text{Diff}} + x_{\text{Thyr}}))$$

โดยที่

Y_{Comb} = ภาพคอมบายด์ มีขนาด คือ $N \times 1$

\bar{y}_{Comb} = ค่าเฉลี่ยของภาพคอมบายด์ มีขนาด คือ $N \times 1$ ซึ่ง \bar{y}_{Comb} มีค่าเท่ากับ $\alpha(x_{\text{Diff}} + x_{\text{Thyr}})$

x_{Diff} = ภาพแตกต่างที่ใช้หาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ มีขนาด คือ $N \times 1$

I_N = เมตริกซ์ มีขนาด คือ $N \times N$

α = สัดส่วนของจำนวนนับของไทรอยด์ในภาพคอมบายด์และภาพไทรอยด์ตามที่นิยามข้างต้น

เมื่อรวมสมการสองสมการด้านบนเข้าด้วยกันให้เป็นสมการของเมตริกซ์และเวกเตอร์เพียงสมการเดียว จะได้สมการที่ (3.3)

$$\begin{bmatrix} \bar{y}_{\text{comb}} \\ \bar{y}_{\text{Thyr}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha I_N & \alpha I_N \\ 0_N & I_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{\text{Diff}} \\ x_{\text{Thyr}} \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

โดยที่

I_N = เมตริกซ์ มีขนาด คือ $N \times N$ หรือในอีกรูปหนึ่งที่มีการรวมเวกเตอร์ขนาด $N \times 1$ สองเวกเตอร์โดยนำมาต่อกันให้เป็นเวกเตอร์ขนาด $2N \times 1$ เพียงเวกเตอร์เดียว ภาพที่ได้จากวิธีการสร้างภาพร่วมที่มีรูปแบบทางสถิติแบบพัวซอง ดังสมการที่ (3.4)

$$y \sim \text{Poisson}(\bar{y}) = \text{Poisson}(Qx) \quad (3.4)$$

โดยที่

$$y = \begin{bmatrix} y_{\text{comb}} \\ y_{\text{Thyr}} \end{bmatrix} \text{ มีขนาด คือ } 2N \times 1$$

$$\bar{y} = \begin{bmatrix} \bar{y}_{\text{comb}} \\ \bar{y}_{\text{Thyr}} \end{bmatrix} \text{ มีขนาด คือ } 2N \times 1$$

$$Q = \begin{bmatrix} \alpha_{1N} & \alpha_{1N} \\ 0_N & I_N \end{bmatrix} \text{ มีขนาด คือ } 2N \times 2N$$

สมาชิกของเมทริกซ์ หรือเวกเตอร์ในสมการ (3.4) และ y มีความสัมพันธ์กับสมการ (3.4) สามารถเขียนได้ ดังนี้

$$y_m = \begin{cases} y_{\text{Comb}, m}, & 1 \leq m \leq N \\ y_{\text{Thyr}, m-N}, & N+1 \leq m \leq 2N \end{cases}$$

$$x_i = \begin{cases} x_{\text{Diff}, i}, & 1 \leq i \leq N \\ x_{\text{Thyr}, i-N}, & N+1 \leq i \leq 2N \end{cases}$$

$$q_{m \leftarrow i} = q_{mi} = \begin{cases} \alpha, & 1 \leq i \leq N, 1 \leq m \leq N \text{ และ } i=m \\ \alpha, & N+1 \leq i \leq 2N, 1 \leq m \leq N \text{ และ } i-N=m \\ 1, & N+1 \leq i \leq 2N, N+1 \leq m \leq 2N \text{ และ } i=m \\ 0, & \text{เมื่อ } i \text{ และ } m \text{ เป็นค่าอื่นๆ} \end{cases}$$

2. วิธีการหาค่าสูงสุดของค่าความคาดหวังของวิธีการสร้างภาพแบบร่วม (Expectation maximization (EM) joint reconstruction)

จากเกณฑ์ค่าความเป็นไปได้สูงสุด (Maximum-likelihood criterion) ที่ใช้ในการประมาณค่าพารามิเตอร์ (Parameter estimation) และการนำวิธีการหาค่าสูงสุดของค่าคาดหวังมาแก้ปัญหาการหาค่าสูงสุดที่เกี่ยวข้อง สามารถหาสมการวิธีแบบวนซ้ำที่ใช้ในการหา x จาก y ที่มีความสัมพันธ์ดังในสมการ (3.4) ได้ดังสมการ (3.5) เป็นสมการวนซ้ำจำนวนรอบที่ $k+1$ ของสมาชิกตัวที่ i ของเวกเตอร์ x โดย $1 \leq i \leq 2N$

$$x_i^{k+1} = \frac{x_i^k}{\sum_{m=1}^{2N} q_{m \leftarrow i}} \sum_{m=1}^{2N} q_{m \leftarrow i} \frac{y_m}{\sum_{l=1}^{2N} q_{m \leftarrow l} x_l^k} \quad (3.5)$$

การแบ่งรวมกัน (sum) เป็นสองกลุ่ม คือ 1 ถึง N และกลุ่ม $N+1$ ถึง $2N$ จะได้สมการ (3.6)

$$x_i^{k+1} = \frac{x_i^k}{\sum_{m=1}^N q_{m \leftarrow i} + \sum_{m=N+1}^{2N} q_{m \leftarrow i}} \times \left[\begin{array}{l} \sum_{m=1}^N q_{m \leftarrow i} \frac{y_m}{\sum_{l=1}^N q_{m \leftarrow l} x_l^k + \sum_{l=N+1}^{2N} q_{m \leftarrow l} x_l^k} \\ + \sum_{m=N+1}^{2N} q_{m \leftarrow i} \frac{y_m}{\sum_{l=1}^N q_{m \leftarrow l} x_l^k + \sum_{l=N+1}^{2N} q_{m \leftarrow l} x_l^k} \end{array} \right] \quad (3.6)$$

จากนิยามของตัวแปร x ด้านบนที่ส่วน N สมาชิกแรกจะเป็นส่วนของภาพแตกต่าง และ N สมาชิกหลังจะเป็นส่วนของภาพไทรอยด์ ได้ดังนี้

$$x_{\text{Diff},j} = x_{j+N}$$

$$x_{\text{Thyr},j} = x_j \quad \text{สำหรับ } 1 \leq j \leq N$$

ดังนั้นสมการวนซ้ำสำหรับเวกเตอร์ของภาพไทรอยด์ (x_{Thyr}) ที่พิกเซลตำแหน่งที่ j ($1 \leq j \leq N$) ที่จำนวนรอบ $k+1$ สามารถแสดงดังสมการที่ 3.7

$$x_{\text{Thyr},j}^{[k+1]} = \frac{x_{\text{Thyr},j}^{[k]}}{1+\alpha} \times \left[\frac{y_{\text{Thyr},j}}{x_{\text{Thyr},j}^{[k]}} + \frac{y_{\text{Comb},j}}{x_{\text{Thyr},j}^{[k]} + x_{\text{Diff},j}^{[k]}} \right] \quad (3.7)$$

สำหรับสมการที่ใช้หาเวกเตอร์ของภาพแตกต่าง (X_{Diff}) แสดงดังสมการที่ 3.8

$$X_{Diff,j}^{[k+1]} = \frac{X_{Diff,j}^{[k]}}{\alpha} \times \frac{Y_{Comb,j}}{X_{Thyr,j}^{[k]} + X_{Diff,j}^{[k]}} \quad (3.8)$$

โดยที่ α ใช้วิธีเดียวกับวิธีการลบกัน คือ $\alpha = \frac{\text{จำนวนนับของบริเวณต่อมไทรอยด์ในภาพคอมบายด์}}{\text{จำนวนนับของบริเวณต่อมไทรอยด์ในภาพไทรอยด์}}$

3.3 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพแตกต่าง

3.3.1 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพแตกต่างของหุ่นจำลอง

ข้อมูลของหุ่นจำลองที่ผ่านการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพรวมแล้วจะนำภาพแตกต่างมาคำนวณค่าความชัด (Contrast) ของต่อมพาราไทรอยด์ โดยนิยามความชัดในภาพแตกต่างจาก Noise realization ที่ i ได้ดังสูตรต่อไปนี้

$$C_i = 1 - \frac{ROI_{Bck,i}}{ROI_{Les,i}}$$

โดยที่ C_i คือ ค่าความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่างที่ได้จาก Noise realization ที่ i

$ROI_{Bck,i}$ คือ ค่าเฉลี่ยของจำนวนนับพื้นหลังในภาพแตกต่าง

$ROI_{Les,i}$ คือ ค่าเฉลี่ยของจำนวนนับต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่าง

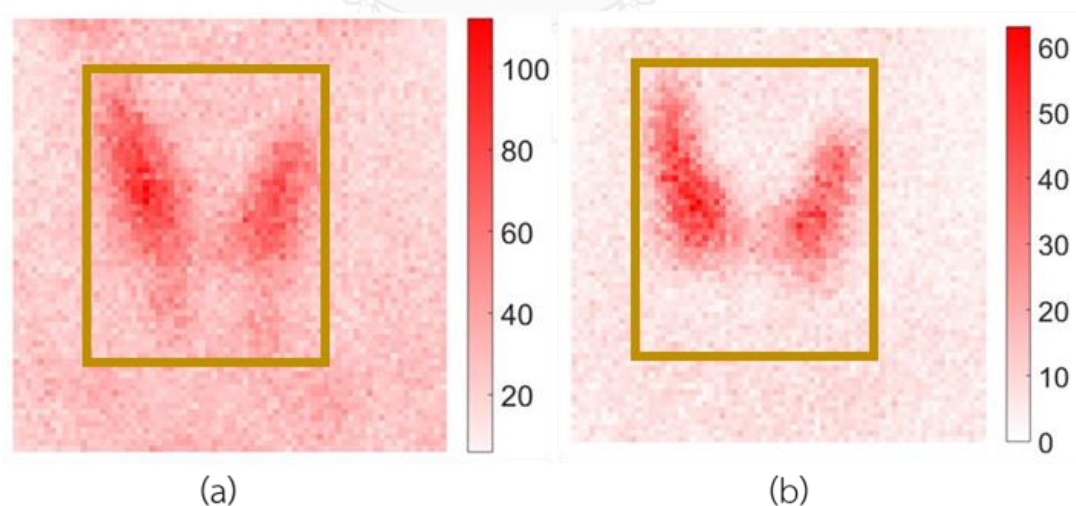
ภาพแตกต่างของกรณีในอุดมคติจะต้องมีค่าพิทเชลบริเวณพื้นหลังเป็นศูนย์ และค่าพิทเชลบริเวณต่อมพาราไทรอยด์มีค่าบวก ดังนั้นที่ค่าความชัดจะมีค่าเท่ากับหนึ่ง

หลังจากนั้นจะคำนวณค่าความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่างจากทุกๆ ภาพแตกต่างทั้งในวิธีการลบกันและการสร้างภาพรวมกันแล้วมาหาค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ผู้วิจัยคาดหวังว่าที่ค่าเฉลี่ยเดียวกันค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่า

ความแปรปรวนของวิธีการสร้างภาพรวมจะน้อยกว่าวิธีการลบกัน จึงนำค่าความแปรปรวนมาทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significance) โดยวิธีของการทดสอบด้วยสถิติทดสอบเอฟที่ยอมรับที่ $p \text{ value} < 0.05$

3.3.2 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพแตกต่างของผู้ป่วย

เนื่องจากในกรณีข้อมูลของผู้ป่วยที่ไม่ทราบค่าที่แท้จริงของค่าสัดส่วนจำนวนนับบริเวณต่อมไทรอยด์ในภาพคอมพิวเตอร์และภาพไทรอยด์ที่ต้องนำมาใช้ในการสร้างภาพแตกต่าง ดังนั้นเราจึงจำเป็นต้องประมาณค่าสัดส่วนนี้ โดยในงานวิจัยนี้จะหาจากขอบเขตบริเวณของต่อมไทรอยด์ได้โดยการวาดสี่เหลี่ยมผืนผ้าให้ครอบคลุมตำแหน่งของต่อมไทรอยด์พอดีแล้วนับผลรวมของค่าพิกเซลในบริเวณนี้ การทำเช่นนี้กับทั้งภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์จะทำให้ได้ค่าจำนวนนับของบริเวณต่อมไทรอยด์จากทั้งสองภาพ ซึ่งสัดส่วนของจำนวนนับจากภาพคอมพิวเตอร์ต่อจำนวนนับจากภาพไทรอยด์จะเป็นค่าประมาณของค่าสัดส่วน ดังภาพที่ 3.5 แสดงการหาค่าประมาณของค่าสัดส่วนของจำนวนนับของบริเวณต่อมไทรอยด์ในภาพทั้งสองภาพ



ภาพที่ 3.5 การหาค่าประมาณค่าสัดส่วนของจำนวนนับของต่อมไทรอยด์ใน (a) ภาพคอมพิวเตอร์ และ (b) ภาพไทรอยด์

เมื่อได้ภาพแตกต่างทั้งหมดจากข้อมูลผู้ป่วย 30 คน โดยข้อมูลผู้ป่วยแต่ละคนจะได้ภาพ 1 ชุด ซึ่งประกอบไปด้วยภาพแตกต่าง 5 ภาพ จากค่าแอลฟา 5 ระดับ คือ 0.90, 0.95, 1.00, 1.05 และ 1.10 เท่าของค่าประมาณของค่าสัดส่วนของจำนวนนับตามวิธีที่กล่าวไปข้างต้น สามารถนำมาคำนวณค่าสัดส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยและมาตรฐานเชิงวอกเซล (Voxel wise mean to sd ratio: VMSR) ภาพแตกต่างแต่ละวิธีของการสร้างภาพรวม ซึ่งเป็นการนำภาพแตกต่างของทั้งสองวิธีมาหาจำนวนนับที่ตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่พบ และพื้นที่หลังที่ตำแหน่งเดียวกัน โดยคำนวณตามสูตร ได้ดังนี้

$$VMSR = \frac{ROI_{Par}}{SD_{Par}}$$

โดยที่

ROI_{Par} คือ ค่าเฉลี่ยของจำนวนนับที่ตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์

SD_{Par} คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับที่ตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์

จากชุดภาพแตกต่างของข้อมูลผู้ป่วยมีทั้งหมด 150 ชุดภาพ ที่ได้จากวิธีการลบกันจำนวน 30 ชุดภาพ และวิธีการสร้างภาพรวมจำนวนทั้งหมด 120 ชุดภาพ (จำนวนรอบการวนซ้ำ 4 ระดับ คือ 3, 6, 9 และ 12 จำนวนรอบ (Iteration) และจำนวนข้อมูลผู้ป่วย 30 ข้อมูล ซึ่งจำนวนรอบ 3, 6, 9 และ 12 นี้ได้จากการปรึกษาแพทย์ผู้อ่านถึงลักษณะของภาพที่มีคุณภาพเป็นที่น่าพอใจ) ที่ทำการหยุดที่จำนวนรอบที่ 12 เนื่องจากภาพแตกต่างของข้อมูลผู้ป่วยตั้งแต่จำนวนรอบที่ 12 ขึ้นไป ให้ภาพแตกต่างที่ไม่ต่างกันและเลือกจำนวนรอบที่ 3, 6, 9, 12 เพื่อแบ่งชุดข้อมูลจำนวนรอบที่มีระยะห่างที่เท่ากัน สำหรับการอ่านเพื่อระบุตำแหน่งผิดปกติของต่อมพาราไทรอยด์ แล้วให้แพทย์ทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์อ่านภาพเพื่อตรวจจับต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติจากชุดภาพเหล่านี้ ซึ่งแต่ละภาพแพทย์จะพิจารณาทั้งหมด 6 ตำแหน่ง ได้แก่ ด้านบนซ้าย ด้านกลางซ้าย ด้านล่างซ้าย ด้านบนขวา ด้านกลางขวา และด้านล่างขวาของต่อมไทรอยด์ แล้วรอกผลการอ่านในแบบสอบถามพร้อมทั้งระดับความมั่นใจ ได้ดังภาพที่ 3.6

QUESTIONNAIRE FORM						
Preoperative Parathyroid Localization Using Joint Image Reconstruction						
PARATHYROID SCAN						
Case N	0					
Differential Image (Planar)	Abnormality Likelihood Rating					
	Site	Definitely Negative	Probably Negative	Uncertain	Probably Positive	Definitely Positive
	Left-upper pole					
	Left-middle pole					
	Left-lower pole					
	Right-upper pole					
	Right-middle pole					
	Right-lower pole					

ภาพที่ 3.6 แบบสอบถามในการบันทึกข้อมูลเพื่อระบุตำแหน่งผิดปกติของต่อมพาราไทรอยด์ที่พบจากภาพแตกต่าง

แบบสอบถามในการบันทึกข้อมูลเพื่อระบุตำแหน่งผิดปกติของต่อมพาราไทรอยด์ที่พบจากภาพแตกต่างมีรูปแบบเป็นการให้คะแนนตามระดับความมั่นใจของคำตอบ เช่น ค่าที่ 1 คือ อ่านผลเป็นลบแน่นอน (ไม่มีตำแหน่งที่ผิดปกติอย่างชัดเจน) ค่าที่ 2 คือ อาจจะเป็นลบ ค่าที่ 3 คือ ไม่แน่ใจ ค่าที่ 4 คือ อาจจะเป็นบวก และ ค่าที่ 5 คือ ผลเป็นบวกแน่นอน (มีตำแหน่งที่ผิดปกติอย่างชัดเจน) เมื่อได้รับข้อมูลจึงนำมาวิเคราะห์ด้วยโดยเส้นโค้งคุณลักษณะการทำงานของเส้นโค้งอาร์โอซี ซึ่งคำตอบที่ได้จะถูกนำมาวิเคราะห์ความถูกต้องโดยการเปรียบเทียบกับภาพพาราไทรอยด์ที่ทำการตรวจด้วยวิธีการถ่ายภาพการล่าช้าโดยสเปกซีที (Delayed SPECT/CT) ซึ่งเป็นภาพถ่ายสเปกแบบสามมิติที่มาซ้อนทับกับภาพซีทีที่ใช้เป็นคำตอบอ้างอิง (Reference)

บทที่ 4

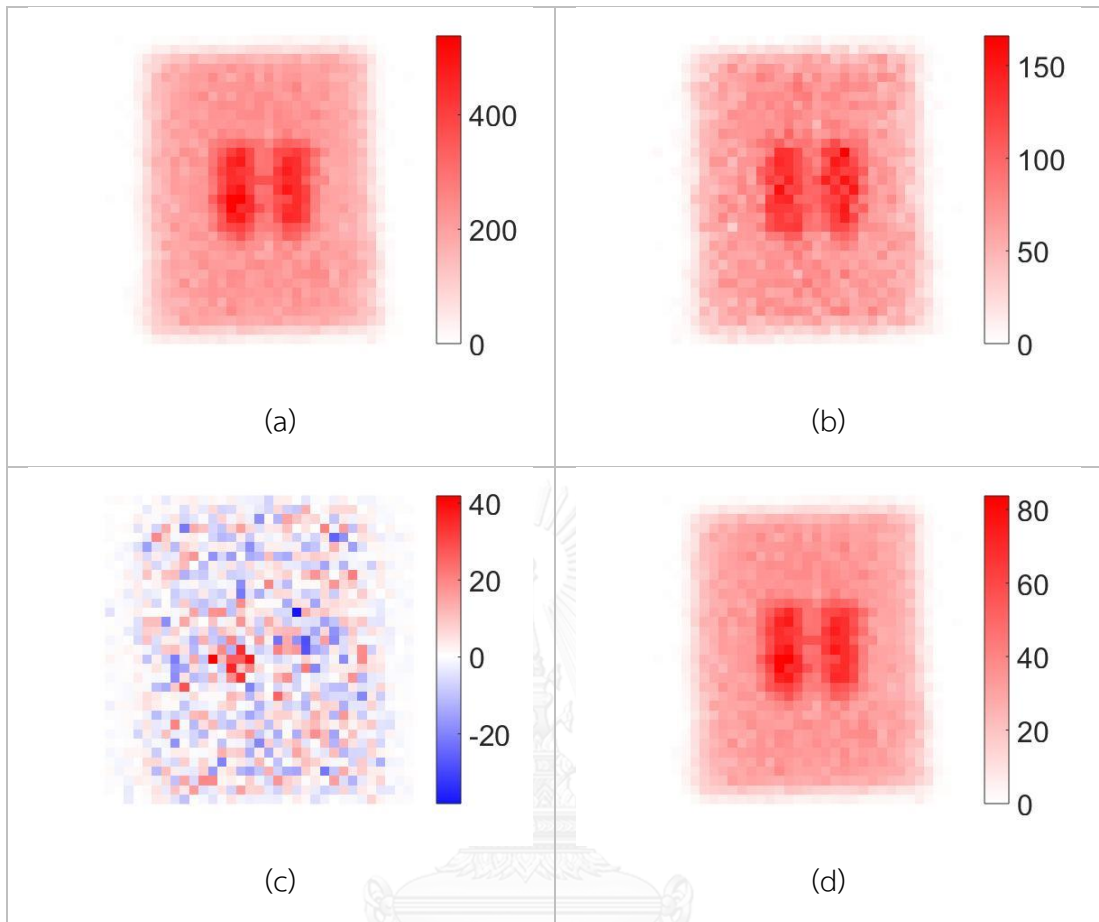
ผลการศึกษาข้อมูลของหุ่นจำลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการศึกษาข้อมูลของหุ่นจำลอง (Phantom study) ที่ใช้ในการเปรียบเทียบภาพแตกต่างเพื่อการระบุตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ของวิธีการลบกัน และวิธีการสร้างภาพร่วม โดยจะทำการศึกษาเปรียบเทียบผลในหลายๆ กรณีด้วยกัน เช่น เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของค่าจำนวนนับที่ส่งผลต่อสัญญาณรบกวนในข้อมูลที่เก็บได้ หรือเมื่อมีความผิดพลาดในการประมาณค่าสัดส่วนของจำนวนนับในบริเวณไทรอยด์ของภาพไทรอยด์และในภาพคอมบายด์ซึ่งใช้ในการสร้างภาพแตกต่าง เป็นต้น

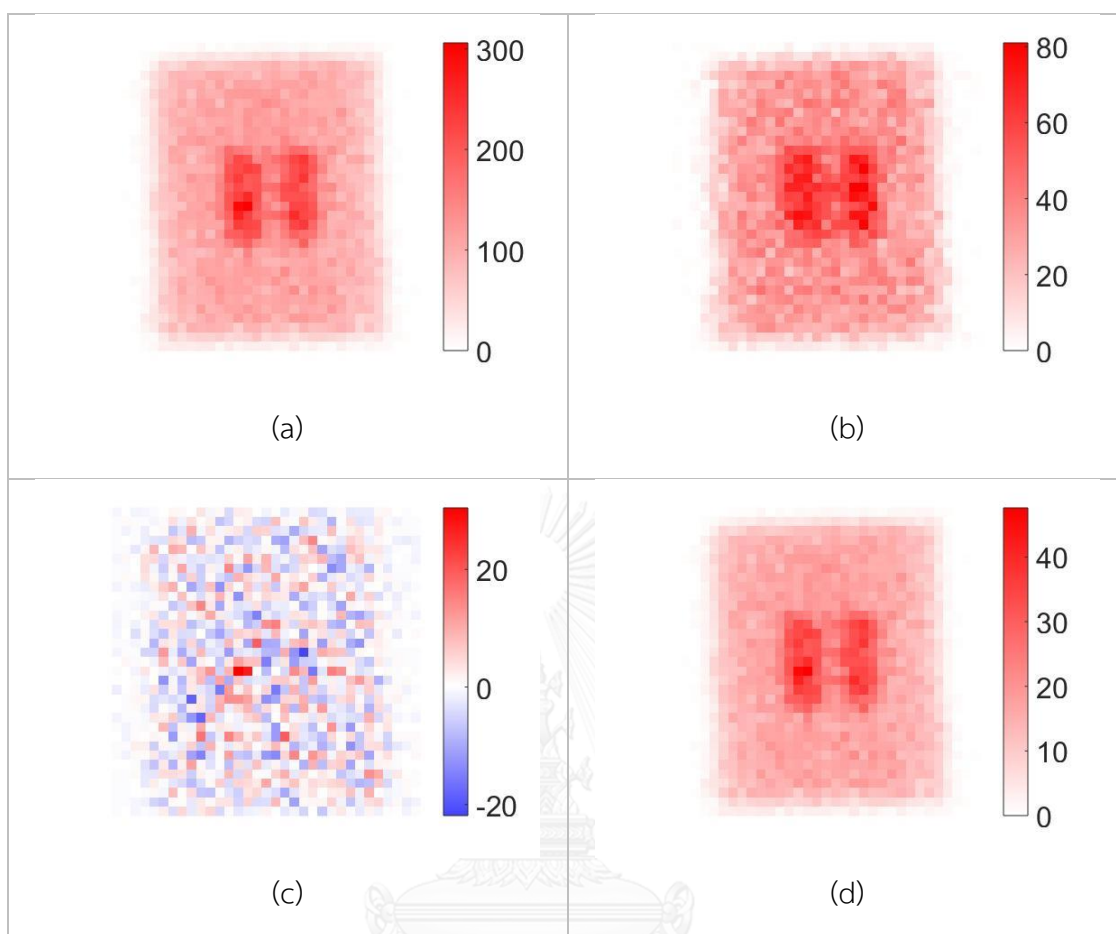
4.1 สรุปลักษณะข้อมูลจากหุ่นจำลอง

ดังที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 วิธีการเก็บข้อมูลของหุ่นจำลองได้จากการถ่ายภาพแนวระนาบทำให้ได้ข้อมูลภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ และมีการสร้างข้อมูลภาพที่มีสัญญาณรบกวนจากข้อมูลภาพที่เก็บได้ให้เป็นชุดข้อมูลจำนวนหลายชุดข้อมูล หรือหลาย Realization ซึ่งในกรณีนี้จะสร้างชุดของภาพที่มีสัญญาณรบกวนทั้งหมด 100 Realization แล้วทำการศึกษาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความชัด (Contrast) ที่สนใจ การสร้างชุดภาพที่มีสัญญาณรบกวนนี้ทำขึ้นเพื่อเลียนแบบข้อมูลภาพของผู้ป่วยที่มีสัญญาณรบกวนที่แตกต่างกันไปในแต่ละคน หรือแตกต่างกันไปจากการถ่ายภาพแต่ละครั้ง เมื่อนำมาภาพที่ได้เข้าสู่วิธีการสร้างภาพแตกต่างด้วย 2 วิธี คือ วิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม ทำให้ได้รับภาพแตกต่างจำนวนทั้งสิ้น 8,000 ภาพ (วิธีการสร้างภาพแตกต่างทั้ง 2 วิธี ค่า LBC 4 ค่า จำนวนนับของภาพ 2 ระดับ ค่าแอลฟาที่ใช้ 5 ค่า และจำนวนชุดของสัญญาณรบกวน 100 ชุดหรือ 100 Realization)

ตัวอย่างภาพข้อมูลของหุ่นจำลองได้แก่ ภาพคอมบายด์ ภาพไทรอยด์ และภาพแตกต่างทั้ง 2 วิธี ของกรณีจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ (Half count level) แสดงได้ดังภาพที่ 4.1 และจำนวนนับมีค่าปกติในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ (Regular count level) แสดงได้ดังภาพที่ 4.2



ภาพที่ 4.1 ตัวอย่างข้อมูลหุ่นจำลองที่จำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์ และภาพคอมบายด์ (a) ภาพคอมบายด์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพแตกต่างวิธีการลบกัน และ (d) ภาพแตกต่างวิธีการสร้างภาพร่วม โดยมีตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านขวาของต่อมไทรอยด์



ภาพที่ 4.2 ตัวอย่างข้อมูลหุ่นจำลองที่จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) โดย (a) ภาพคอมบายนต์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพแตกต่างวิธีการลบกัน และ (d) ภาพแตกต่างวิธีการสร้างภาพร่วม โดยมีตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านขวาของต่อมไทรอยด์

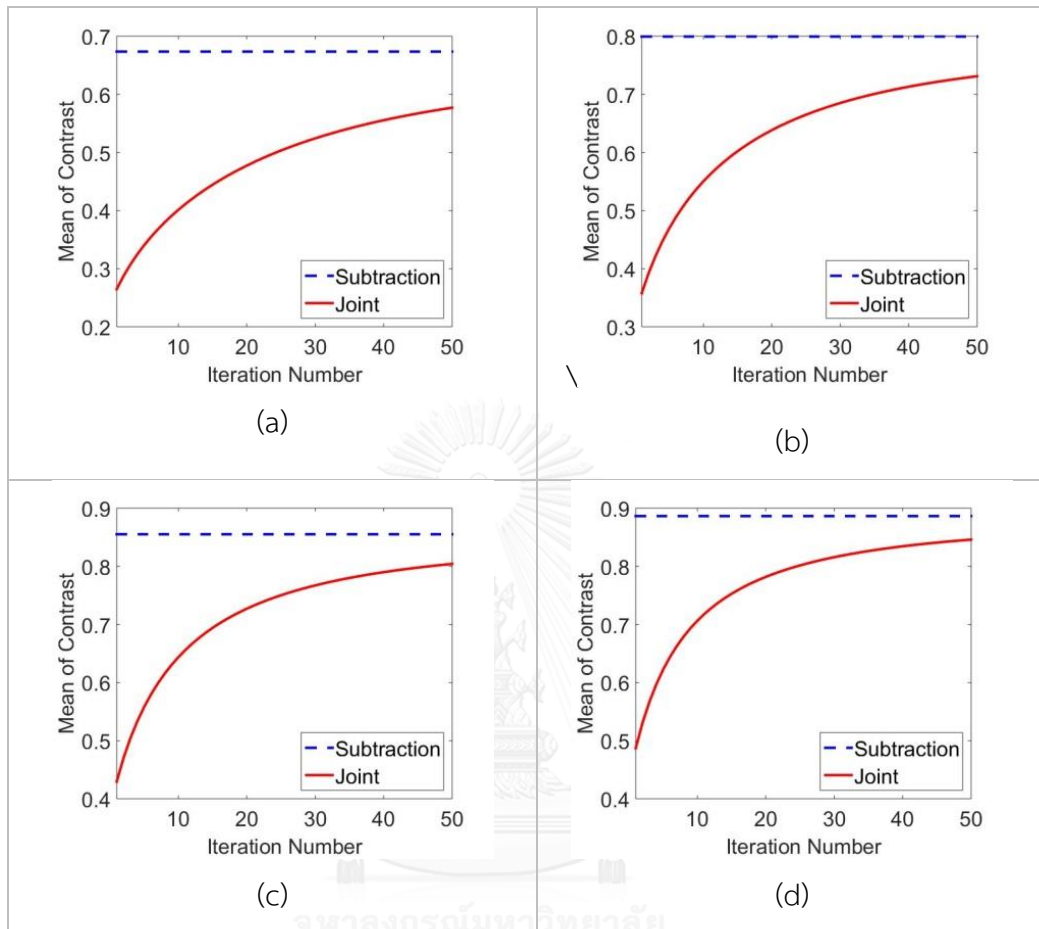
เมื่อพิจารณาภาพที่ 4.1-4.2 พบว่าภาพแตกต่างจากวิธีการลบกันมีสัญญาณรบกวนในปริมาณที่มากกว่า และมีค่าพิกเซลที่ติดลบที่แสดงสเกลสีด้วยสีน้ำเงินที่กระจายอยู่บนภาพแตกต่าง ส่งผลให้เกิดการบดบังตำแหน่งจุดผิดปกติได้ ในส่วนภาพแตกต่างจากวิธีการสร้างภาพร่วมพบที่ไม่มีพิกเซลที่ติดลบ และมีสัญญาณรบกวนน้อยกว่า ดังนั้นภาพแตกต่างจากวิธีการสร้างภาพร่วมจึงสามารถใช้ระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ได้ดีกว่าภาพแตกต่างจากวิธีการลบกัน

ภาพแตกต่างที่ได้ของแต่ละ Noise realization จะถูกนำมาคำนวณค่าความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ ดังที่กล่าวในบทที่ 3 พร้อมทั้งคำนวณค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ซึ่งจะทำการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย และการวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน

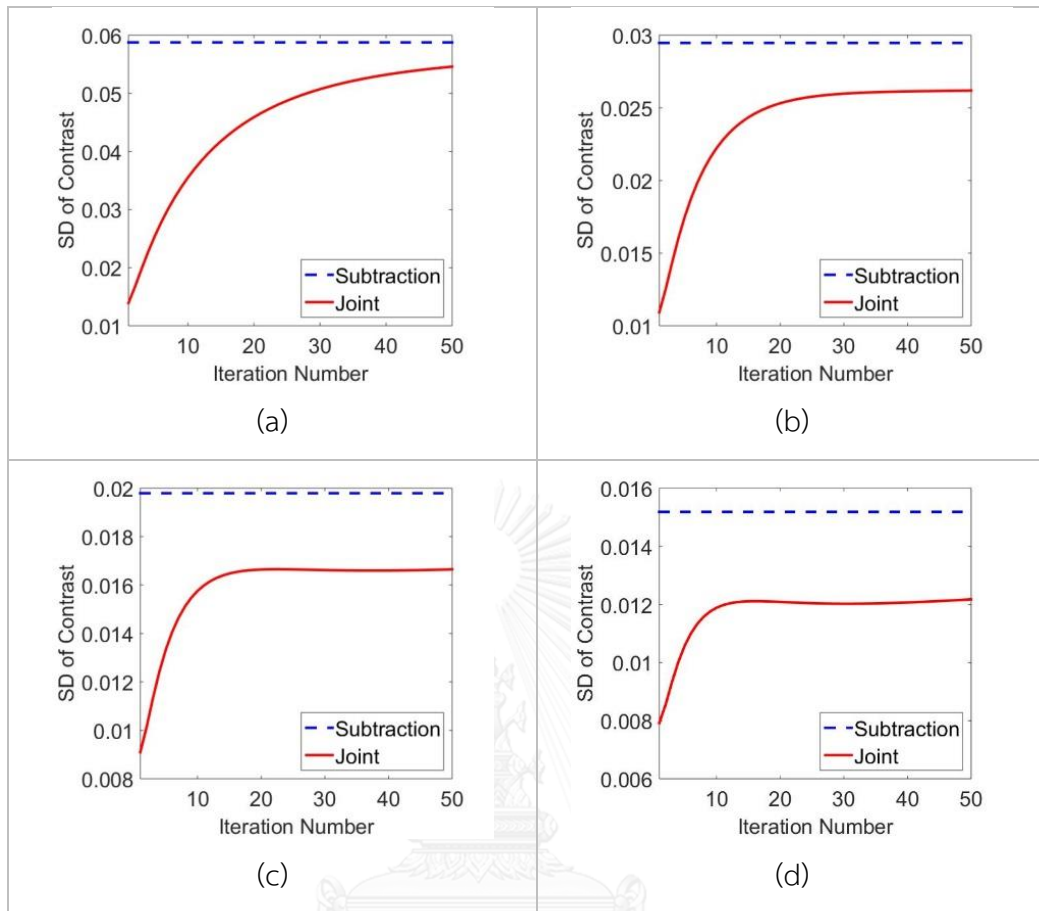
4.2 ผลการวิเคราะห์โดยกราฟเปรียบเทียบของค่าเฉลี่ย (Mean) และ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ และการวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน (F-test)

จากภาพแตกต่างของหุ่นจำลองทั้ง 2 วิธี โดยวิธีการสร้างภาพร่วมจะพิจารณา 4 รูปแบบ โดยการแบ่งจำนวนรอบการวนซ้ำของการสร้างภาพแตกต่าง ได้แก่ 10, 15, 50 และ 100 รอบ พิจารณาตามค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ตั้งแต่ 1.2 ถึง 1.5 โดยผลลัพธ์ที่จะพิจารณา คือ ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (แสดงรายละเอียดในภาคผนวก ง) ซึ่งพิจารณาระดับของค่าแอลฟาต่างกัน 5 ระดับ คือ 0.90, 0.95, 1.00, 1.05 และ 1.10 แสดงผลดังภาพที่ 4.3 -4.12 ของจำนวนนับเต็มจำนวนในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์

4.2.1 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า

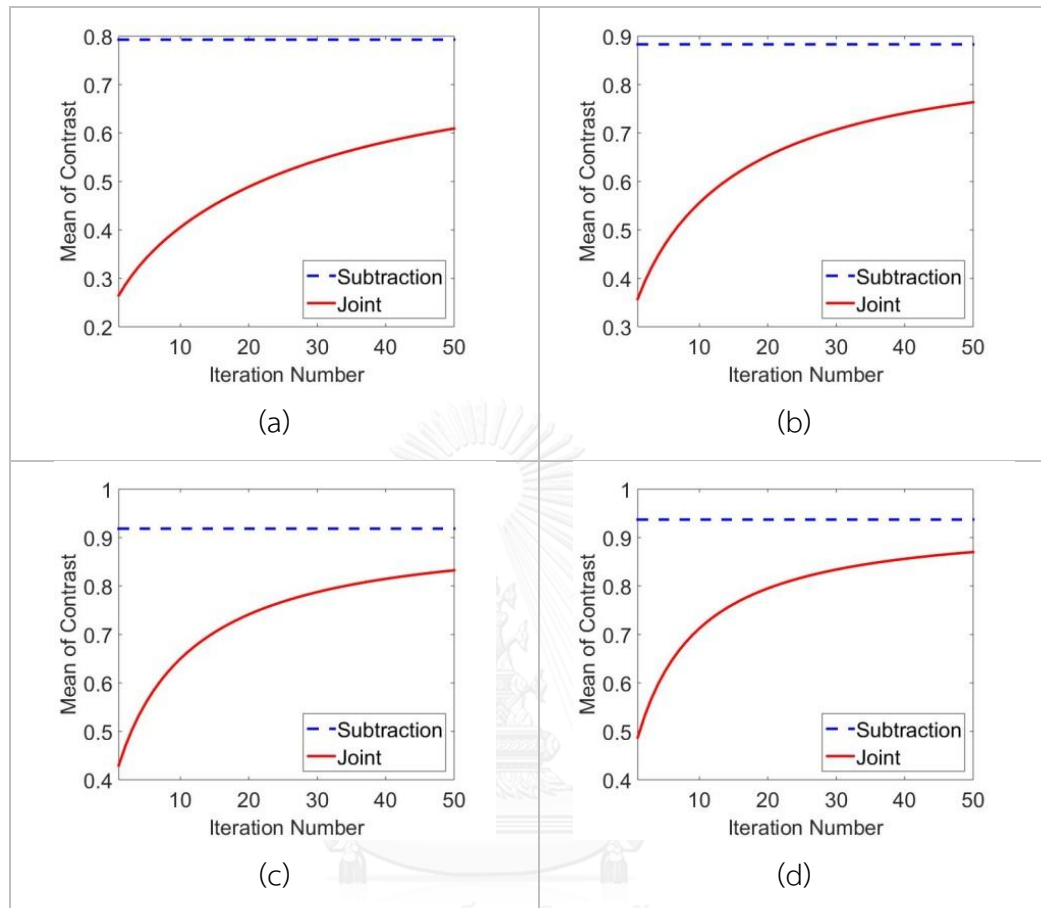


ภาพที่ 4.3 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

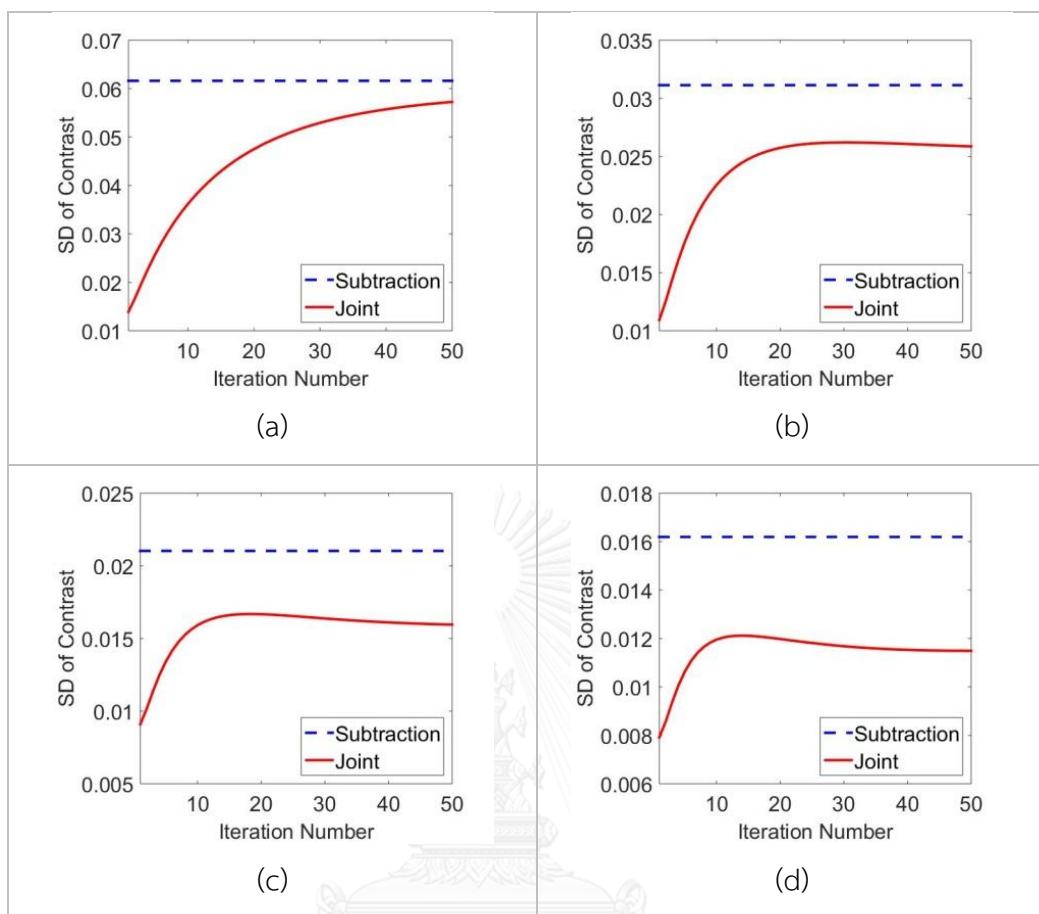


ภาพที่ 4.4 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

4.2.2 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า



ภาพที่ 4.5 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5



ภาพที่ 4.6 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

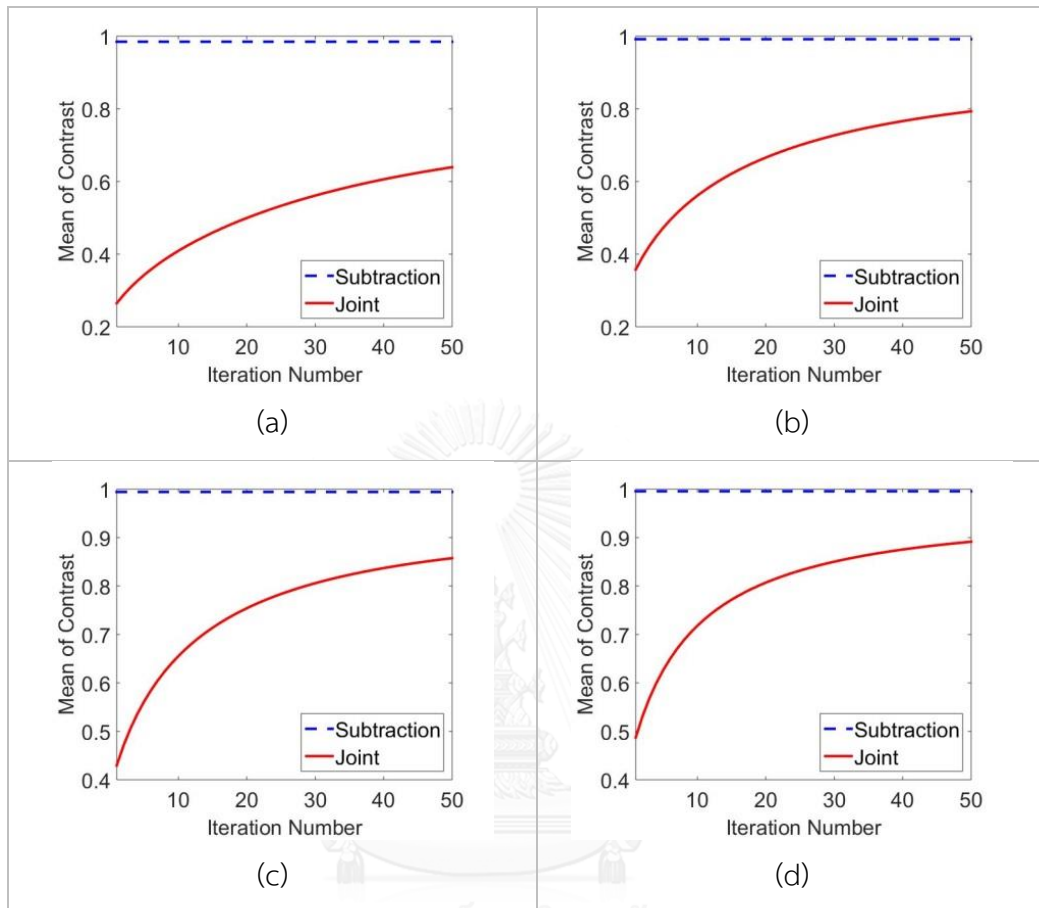
จากภาพที่ 4.3-4.6 เมื่อวิเคราะห์เปรียบเทียบจากค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ที่ได้แก่ 1.2, 1.3, 1.4 และ 1.5 โดยภาพที่ 4.3 และ 4.5 พบว่าวิธีการลบกันมีค่าเฉลี่ยของความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่างกันสูงกว่าวิธีการสร้างภาพร่วม และมีค่าเข้าใกล้ 1.00 ซึ่งเป็นค่าในอุดมคติของความชัดตามที่นิยามไว้ในบทที่ 3 แต่เมื่อพิจารณาภาพที่ 4.4 และ 4.6 วิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ที่ต่ำกว่าวิธีการลบกัน

นอกจากนั้น วิธีการสร้างภาพร่วมให้ค่าเฉลี่ยที่มีแนวโน้มสูงขึ้นเมื่อเพิ่มจำนวนรอบของการวนซ้ำ ซึ่งสอดคล้องกับลักษณะการสร้างภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ด้วยเทคนิคการหาค่าสูงสุดของค่าความคาดหวังที่มักจะทำให้ภาพที่มีความชัดของรอยโรคเพิ่มขึ้นเมื่อทำการวนซ้ำเพิ่มมากขึ้น

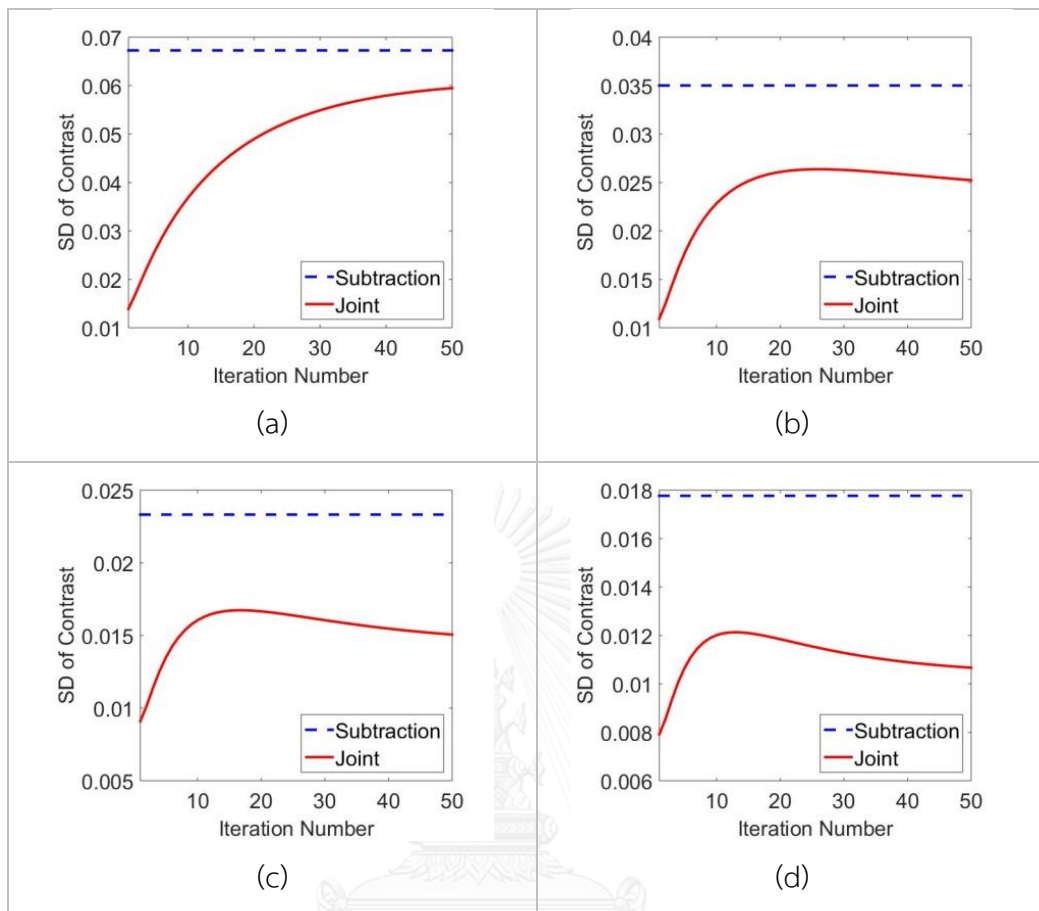
เมื่อเปรียบเทียบการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม พบว่าที่ระดับของค่าแอลฟาที่ 0.90 และ 0.95 เท่า และที่ค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) = 1.2 ค่าความแปรปรวนจากวิธีการสร้างภาพร่วมไม่ได้น้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่สำหรับค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ที่ 1.3, 1.4 และ 1.5 วิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

ในกรณีที่ค่าแอลฟาน้อยกว่าค่าที่แท้จริง ซึ่งเป็นการเลียนแบบสถานการณ์ที่ประมาณค่าสัดส่วนของบริเวณไทรอยด์ในภาพคอมพิวเตอร์และภาพไทรอยด์ต่ำกว่าความจริง นั้นหมายถึงค่าคงที่ที่เป็นตัวคูณกับภาพไทรอยด์ที่เป็นตัวลบจะมีค่าน้อยกว่าความจริง ซึ่งในกรณีนั้น ค่าพิกเซลในบริเวณพื้นหลัง (background) ในภาพแตกต่างจะมีค่ามากกว่าที่ควรจะเป็น ทำให้ค่าความชัดตามที่นิยามในบทที่ 3 มีแนวโน้มที่จะมีค่าน้อยกว่า 1.00 วิธีการสร้างภาพร่วมจึงมีจุดเด่นเหนือวิธีการลบกันในแง่ของการที่พิกเซลมีค่าไม่เป็นลบนั้นจึงไม่ส่งผลต่อค่าความชัดในกรณีเช่นนี้ ซึ่งสอดคล้องกับผลที่ได้ในภาพที่ 4.3 และ 4.5

4.2.3 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า



ภาพที่ 4.7 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

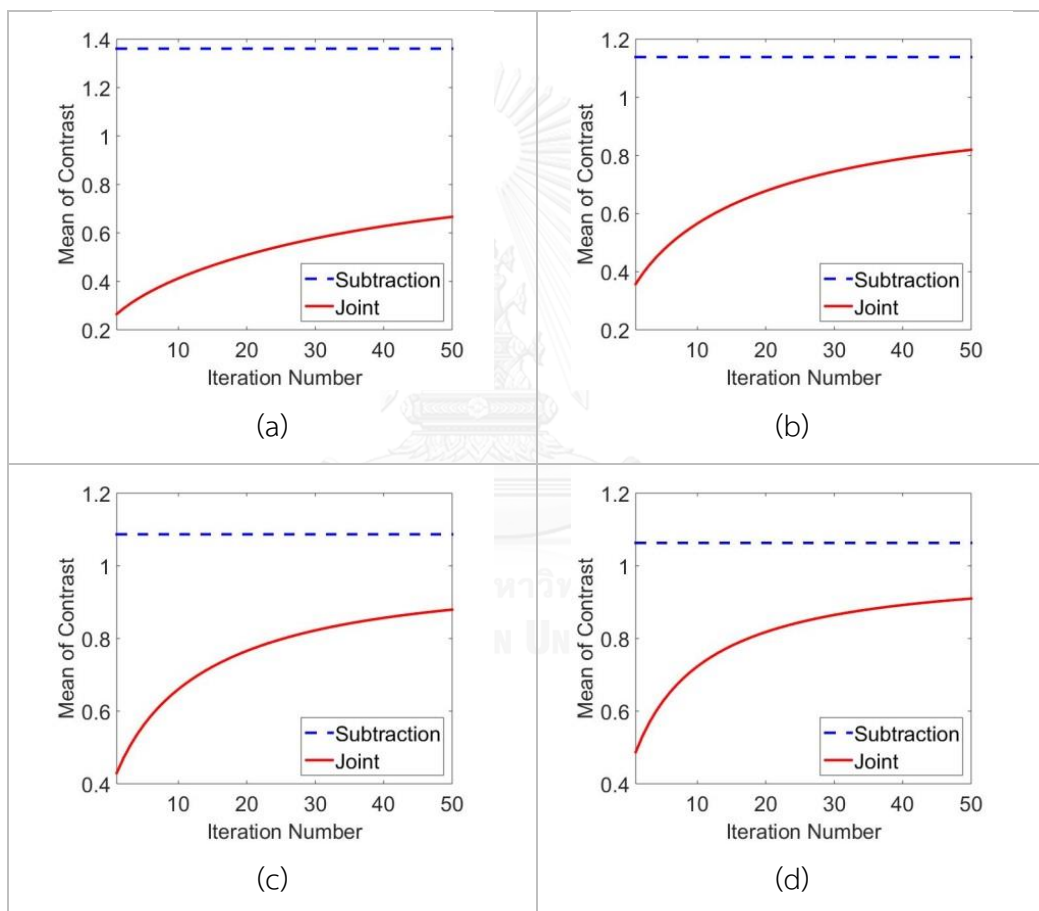


ภาพที่ 4.8 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

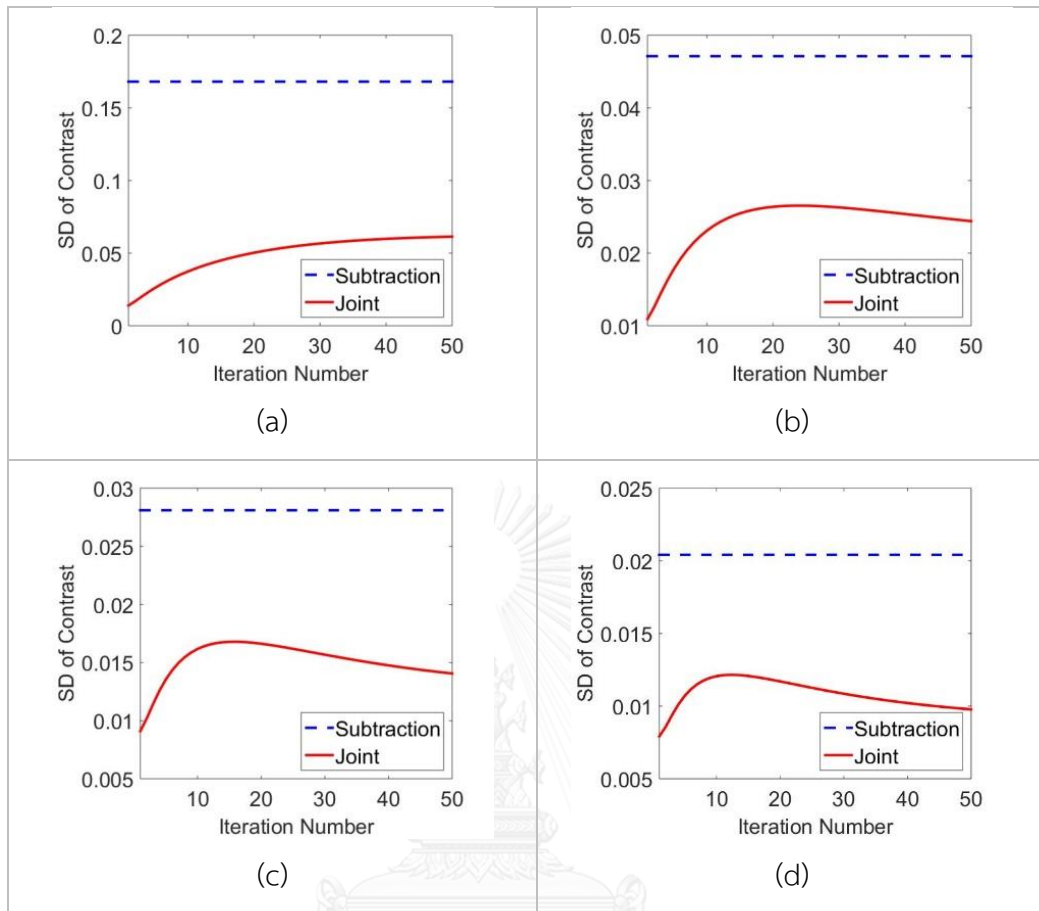
เมื่อนำภาพที่ 4.7 มาวิเคราะห์เปรียบเทียบในทุกค่าของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) พบว่าวิธีการลบกันมีค่าเฉลี่ยสูงกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมและมีค่าเข้าใกล้ 1.00 มากกว่า แต่ในวิธีการสร้างภาพร่วมเมื่อจำนวนรอบการวนซ้ำมีค่าเพิ่มขึ้น ค่าเฉลี่ยมีแนวโน้มเข้าใกล้ 1.00 และเมื่อพิจารณาภาพที่ 4.8 พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ต่ำกว่าวิธีการลบกัน

นอกจากนั้น เมื่อเปรียบเทียบวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม พบว่าที่ระดับค่าแอลฟาที่ 1.00 เท่า และค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) = 1.2 วิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าความแปรปรวนไม่ได้น้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่สำหรับค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ที่ 1.3, 1.4 และ 1.5 วิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกันที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$)

4.2.4 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า

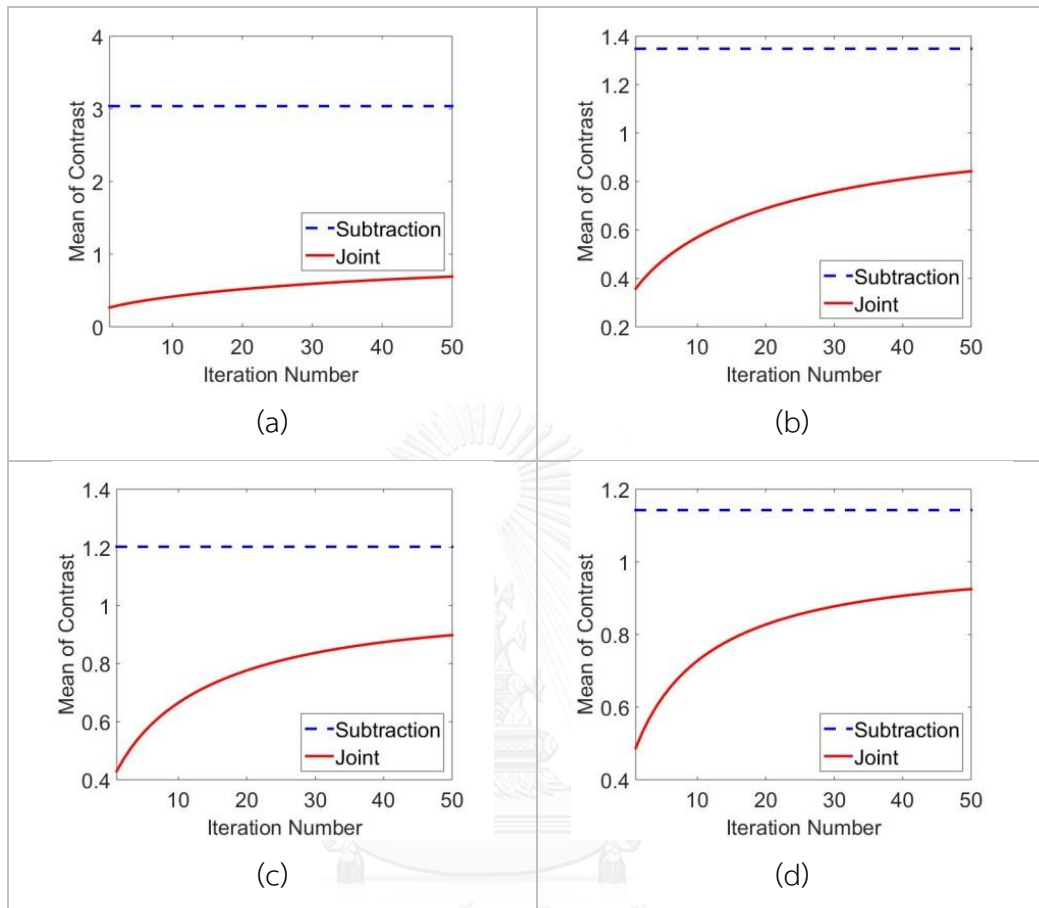


ภาพที่ 4.9 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

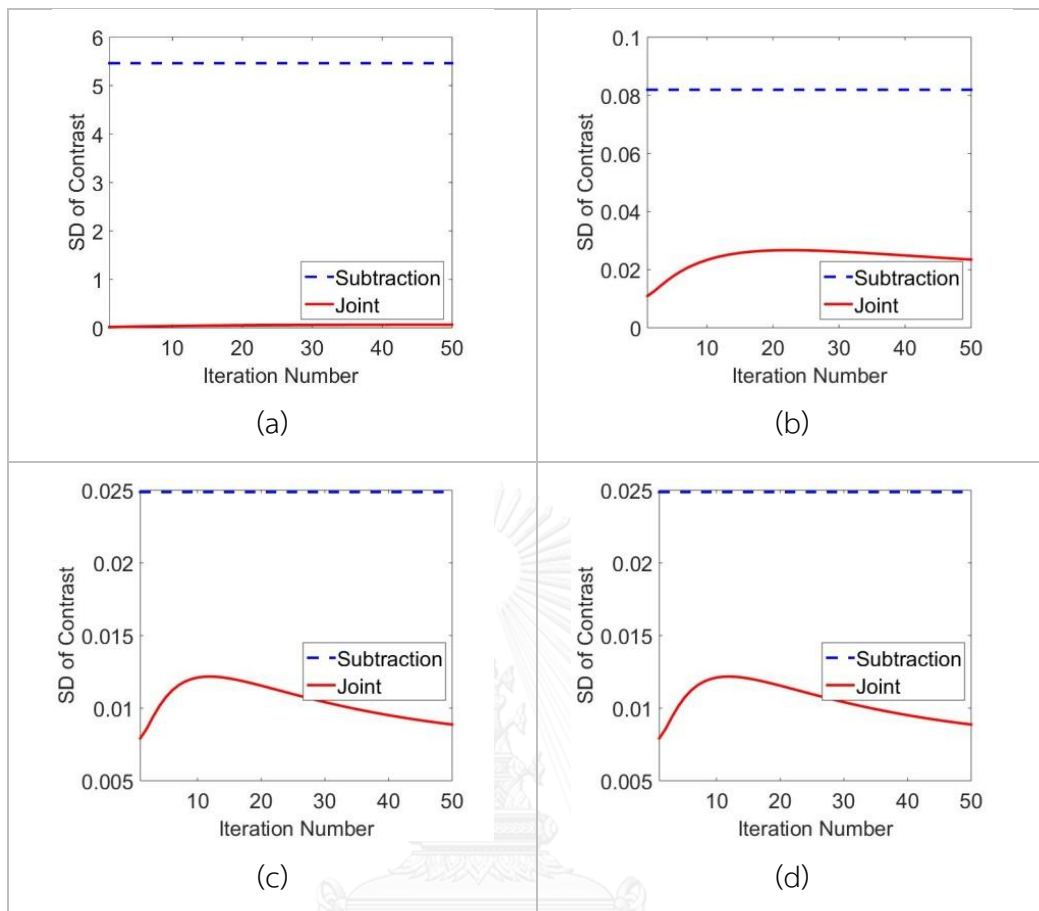


ภาพที่ 4.10 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

4.2.5 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า



ภาพที่ 4.11 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมพิวเตอร์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5



ภาพที่ 4.12 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

เมื่อนำภาพที่ 4.9-4.12 มาวิเคราะห์เปรียบเทียบในทุกๆค่าของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) จากภาพที่ 4.9 และ 4.11 พบว่าวิธีการลบกันมีค่าเฉลี่ยของความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่างกันสูงกว่าวิธีการสร้างภาพร่วม แต่ค่าเฉลี่ยของวิธีการลบกันมีค่าที่สูงเกิน 1.00 ที่เป็นค่าในอุดมคติ เนื่องจากภาพที่ได้มีค่าติดลบที่สูง ในขณะที่วิธีการสร้างภาพร่วมให้ค่าเฉลี่ยที่มีแนวโน้มเข้าใกล้ 1.00 เมื่อพิจารณาภาพที่ 4.10 และ 4.12 พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ต่ำกว่าวิธีการลบกัน

เมื่อเปรียบเทียบวิธีการสร้างภาพทั้งสองวิธีในเชิงสถิติ พบว่าที่ระดับของค่าแอลฟาที่ 1.05 และ 1.10 เท่าของค่าความซัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ทั้ง 4 ค่า วิธีการสร้างภาพร่วมให้ค่าความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.0001$) ในกรณีที่ค่าแอลฟามากกว่าค่าที่แท้จริง ซึ่งเป็นการเลียนแบบสถานการณ์ที่ประมาณค่าสัดส่วนของบริเวณไทรอยด์ในภาพคอมพิวเตอร์และภาพไทรอยด์สูงกว่าความเป็นจริง ส่งผลให้ค่าคงที่ที่เป็นตัวคูณกับภาพไทรอยด์ซึ่งเป็นตัวลบจะมีค่ามากกว่าความจริง

ซึ่งในกรณีนั้น ค่าพิทเชลในบริเวณพื้นหลัง (Background) ในภาพแตกต่างที่ได้จากวิธีการลบกันจะมีค่าน้อยกว่าที่ควรจะเป็น เนื่องจากอาจมีค่าที่ติดลบหรือการที่ค่าแอลฟามากกว่าความเป็นจริงไป 5-10 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งเป็นปริมาณที่ไม่ได้มากนัก อาจสมมติคร่าวๆได้ว่าค่าพิทเชลในบริเวณต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่างจะยังคงมีค่าโดยรวมเป็นบวกทำให้ค่าความซัดตามที่นิยามในบทที่ 3 ของวิธีการลบกัน มีแนวโน้มที่จะมีค่าสูงกว่า 1.00

โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อค่าความซัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) มีค่าต่ำเช่น ค่าความซัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC)=1.2 แต่สำหรับวิธีการสร้างภาพแบบร่วมซึ่งมีคุณสมบัติว่าค่าพิทเชลที่ได้จะมีค่าไม่ติดลบ (Non-negative) นั้นค่าพิทเชลในพื้นที่พื้นหลังจะมีค่าต่ำแต่ไม่เป็นค่าลบ ส่งผลให้ค่าความซัดที่ได้ยังคงมีค่าเข้าใกล้ 1.00 ซึ่งสอดคล้องกับผลที่ได้ในภาพที่ 4.9 และ 4.11

จากกราฟทั้งหมดที่แสดงข้อมูลของค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) สามารถนำมาคำนวณหาค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย (Standard deviation over mean) เพื่อใช้วิเคราะห์เปรียบเทียบค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่แสดงในหัวข้อต่อไปจากนี้

4.3 ผลการวิเคราะห์โดยค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย (Standard deviation over mean) ของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์ และภาพคอมบายด์

จากวิธีการประมวลผลของภาพแตกต่างจากทั้ง 2 วิธีของข้อมูลหุ่นจำลอง โดยจะนำค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (แสดงรายละเอียด ภาคผนวก ง) มาคำนวณหาค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย ถ้าค่าที่ได้มีค่าน้อยแสดงได้ว่าวิธีที่ใช้ในการสร้างภาพแตกต่างกันจะทำให้ภาพที่ได้รับมีความแปรปรวนต่ำ

ตารางที่ 4.1 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์

ระดับค่าแอลฟา (เท่า)	LBC	วิธีการลบกัน	วิธีการสร้างภาพร่วม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	1.2	0.0872	0.0885	0.0940	0.0946	0.0911
	1.3	0.0369	0.0404	0.0404	0.0358	0.0346
	1.4	0.0231	0.0245	0.0237	0.0207	0.0206
	1.5	0.0171	0.0168	0.0161	0.0144	0.0147
0.95	1.2	0.0777	0.0893	0.0950	0.0940	0.0882
	1.3	0.0352	0.0406	0.0405	0.0339	0.0314
	1.4	0.0229	0.0245	0.0236	0.0192	0.0184
	1.5	0.0173	0.0168	0.0159	0.0132	0.0131
1.00	1.2	0.0683	0.0900	0.0959	0.0930	0.0845
	1.3	0.0353	0.0407	0.0405	0.0318	0.0279
	1.4	0.0235	0.0245	0.0234	0.0176	0.0160
	1.5	0.0178	0.0167	0.0157	0.0120	0.0113

ตารางที่ 4.2 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์และภาพคอมบายด์ (ต่อ)

ระดับค่าแอลฟา (เท่า)	LBC	วิธีการลบกัน	วิธีการสร้างภาพร่วม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
1.05	1.2	0.1235	0.0907	0.0966	0.0920	0.0805
	1.3	0.0414	0.0408	0.0405	0.0298	0.0245
	1.4	0.0259	0.0245	0.0232	0.0160	0.0137
	1.5	0.0192	0.0167	0.0155	0.0107	0.0095
1.10	1.2	1.7991	0.0912	0.0973	0.0910	0.0765
	1.3	0.0608	0.0409	0.0404	0.0279	0.0213
	1.4	0.0315	0.0245	0.0231	0.0145	0.0115
	1.5	0.0218	0.0166	0.0153	0.0096	0.0079

จากตารางที่ 4.1 พบว่า เมื่อค่าแอลฟาอยู่ที่ 0.90-0.95 เท่า และ ค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.2 วิธีการลบกันให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าจากค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่อค่าเฉลี่ยที่มีค่าน้อยกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมในทุกๆจำนวนรอบการวนซ้ำ

ค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.3-1.4 วิธีการลบกันให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าจากค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่อค่าเฉลี่ยที่มีค่าน้อยกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมจำนวนรอบ 10-15 ของการวนซ้ำ แต่เมื่อจำนวนรอบวนซ้ำที่ 50-100 ภาพแตกต่างที่ได้จากวิธีการสร้างภาพร่วมจะให้ผลภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการลบกันด้วยค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่อค่าเฉลี่ยที่มีค่าน้อยกว่าเมื่อพิจารณาความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.5 วิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลที่ดีกว่าวิธีการลบกันในทุกๆจำนวนรอบ

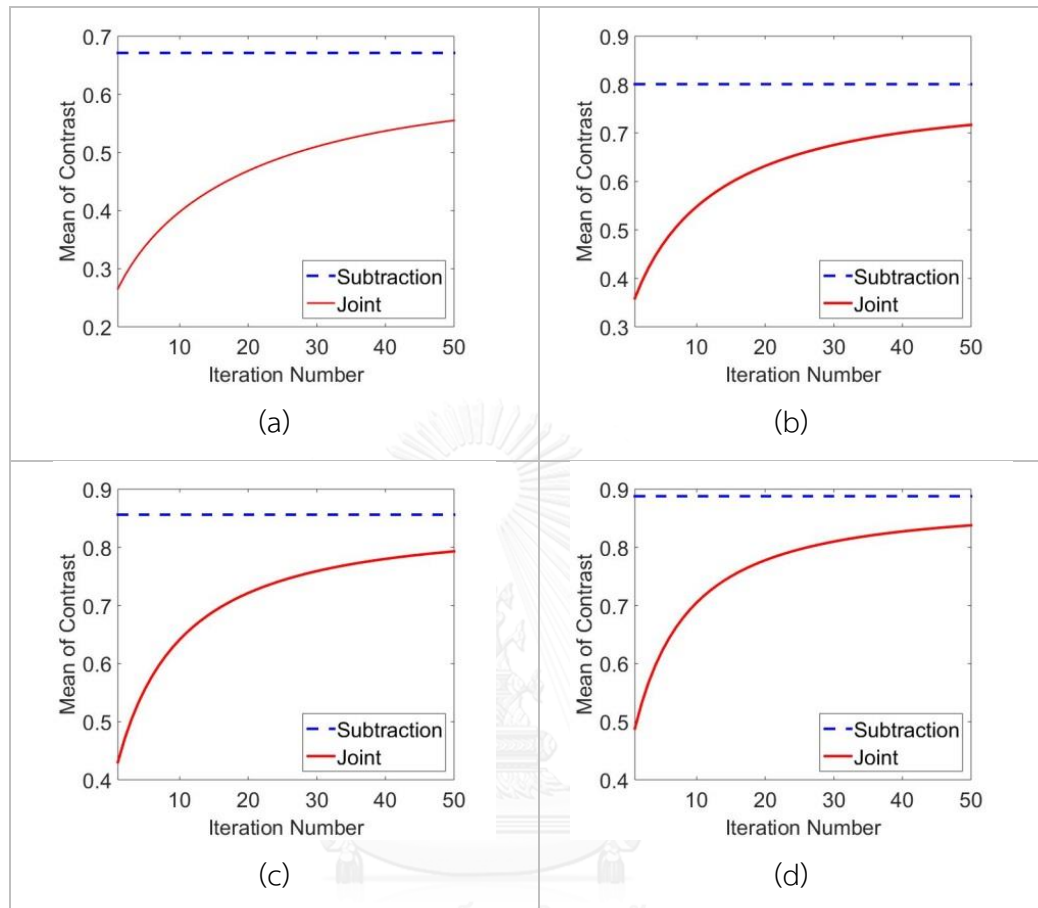
ในกรณีของค่าแอลฟาที่ 1.00 เท่า ผลที่ได้มีลักษณะเช่นเดียวกับค่าแอลฟาที่ 0.90-0.95 เท่า มีส่วนที่แตกต่าง คือ ที่ค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.4 โดยวิธีการสร้างภาพร่วมให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการลบกันตั้งแต่รอบการวนซ้ำที่ 15 สังเกตได้จากค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่อค่าเฉลี่ยที่น้อยกว่า และในกรณีของค่าแอลฟาที่ 1.05-1.10 เท่า วิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลที่ดีกว่าวิธีการลบกัน ในทุกๆค่าของจำนวนรอบ และทุกๆค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) และเมื่อจำนวนรอบเพิ่มขึ้นวิธีการสร้างภาพร่วมมีแนวโน้มที่ดีขึ้น

จากการทำการวิเคราะห์ข้อมูลหุ่นจำลองที่มีจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ในงานวิจัยได้พิจารณาเพิ่มเติมโดยมุ่งเน้นกรณีที่จำนวนนับหรือปริมาณสัญญาณรบกวนของภาพไทรอยด์ และภาพคอมบายด์เปลี่ยนไปในข้อมูลของหุ่นจำลองที่จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ที่ได้จะแสดงในหัวข้อต่อไปจากนี้

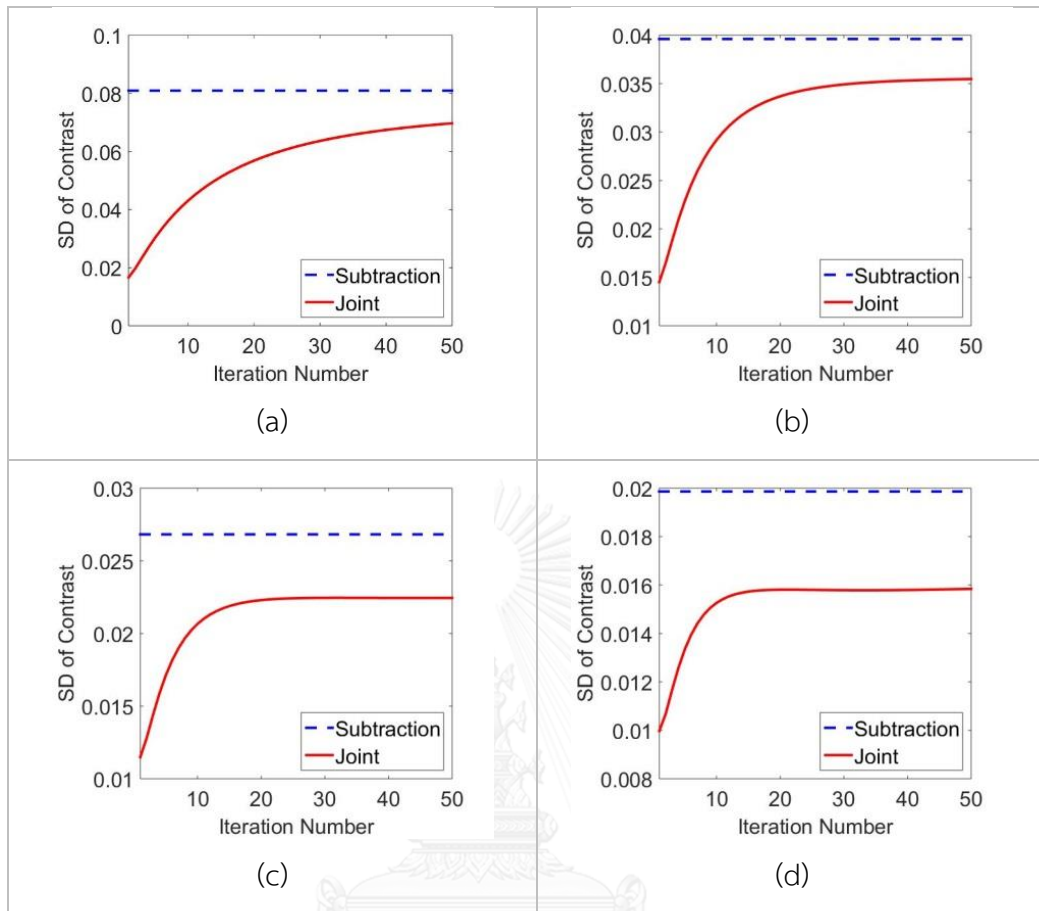
4.4 ผลการวิเคราะห์โดยกราฟเปรียบเทียบของค่าเฉลี่ย (Mean) และ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ และการวิเคราะห์ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้ค่าความแปรปรวน (F-test)

วิธีการสร้างภาพแตกต่างจากทั้ง 2 วิธี โดยวิธีการสร้างภาพร่วมจะพิจารณา 4 รูปแบบ โดยการแบ่งจำนวนรอบของการสร้างภาพแตกต่าง ได้แก่ 10, 15, 50 และ 100 รอบของการวนซ้ำ (Iteration) พิจารณาตามค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ตั้งแต่ 1.2 ถึง 1.5 โดยตัวแปรที่จะพิจารณา คือ ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (แสดงรายละเอียดในภาคผนวก จ) ซึ่งพิจารณา ระดับของค่าแอลฟาต่างกัน 5 ระดับ คือ 0.90, 0.95, 1.00, 1.05 และ 1.10 เท่าของค่าสัดส่วนที่แท้จริงที่ใช้ในการสร้างข้อมูลแสดงผลดังภาพที่ 4.13-4.22 เมื่อจำนวนนับในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์มีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level)

4.4.1 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า

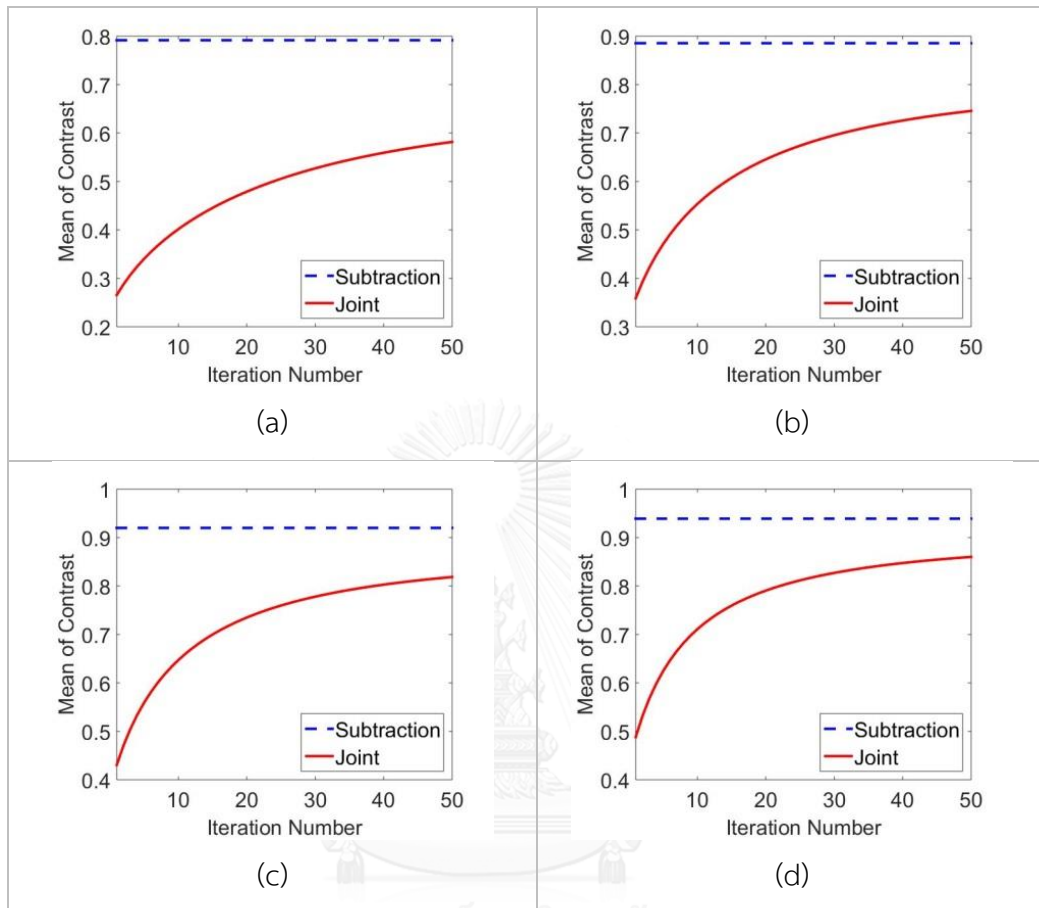


ภาพที่ 4.13 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

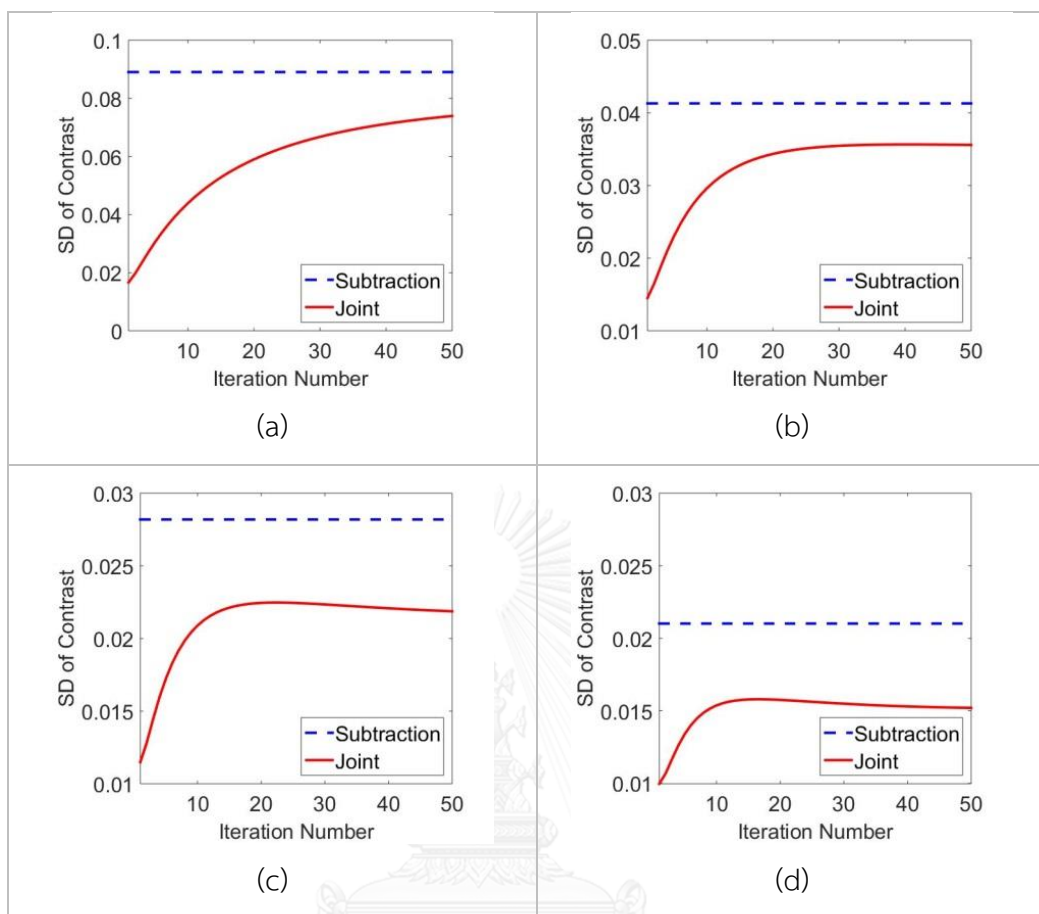


ภาพที่ 4.14 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ้่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.90 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

4.4.2 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า



ภาพที่ 4.15 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5



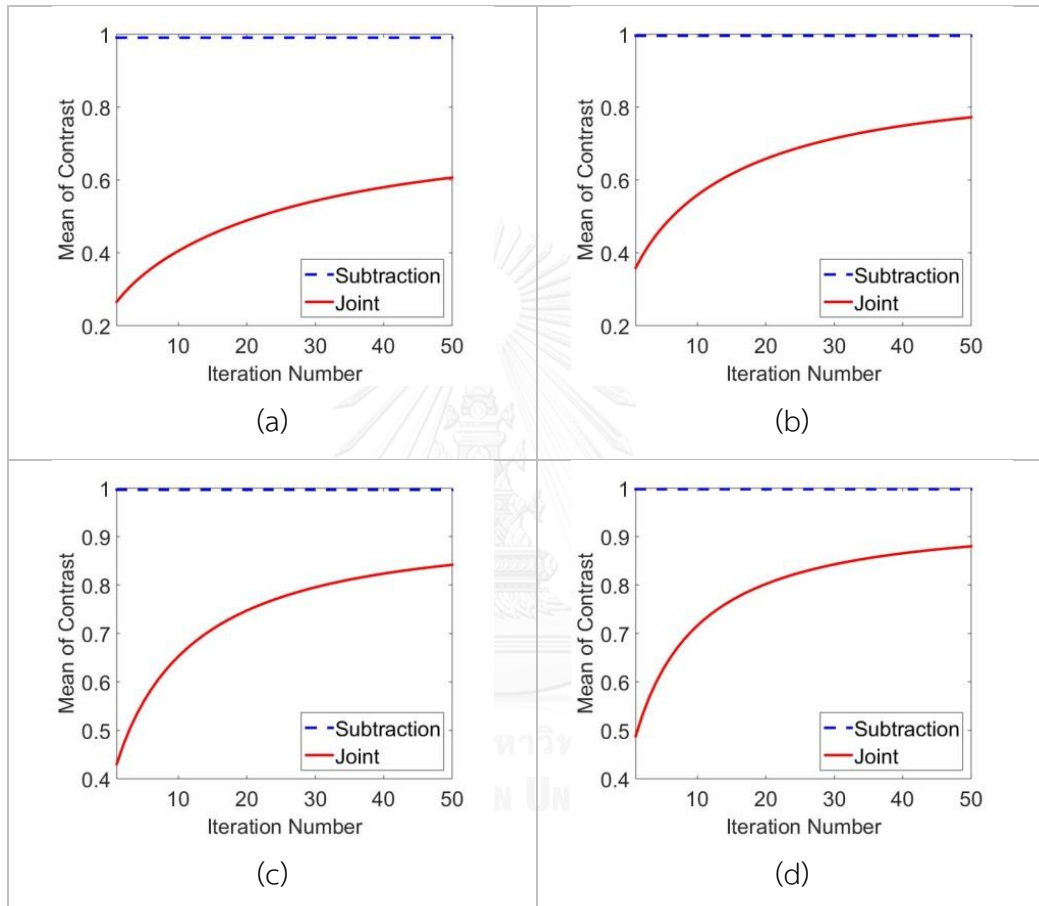
ภาพที่ 4.16 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 0.95 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

เมื่อนำภาพที่ 4.13-4.16 มาวิเคราะห์เปรียบเทียบในทุกค่าของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ที่ได้แก่ 1.2, 1.3, 1.4 และ 1.5 พบว่าในภาพที่ 4.13 และ 4.15 ผลที่ได้ทั้งหมดสอดคล้องและเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับกรณีของจำนวนนับมีค่าปกติ คือ พบว่าวิธีการลบกันมีค่าเฉลี่ยสูงกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมและมีเกณฑ์เข้าใกล้ 1.00 มากกว่า แต่วิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ต่ำกว่าวิธีการลบกัน ดังภาพที่ 4.14 และ 4.16

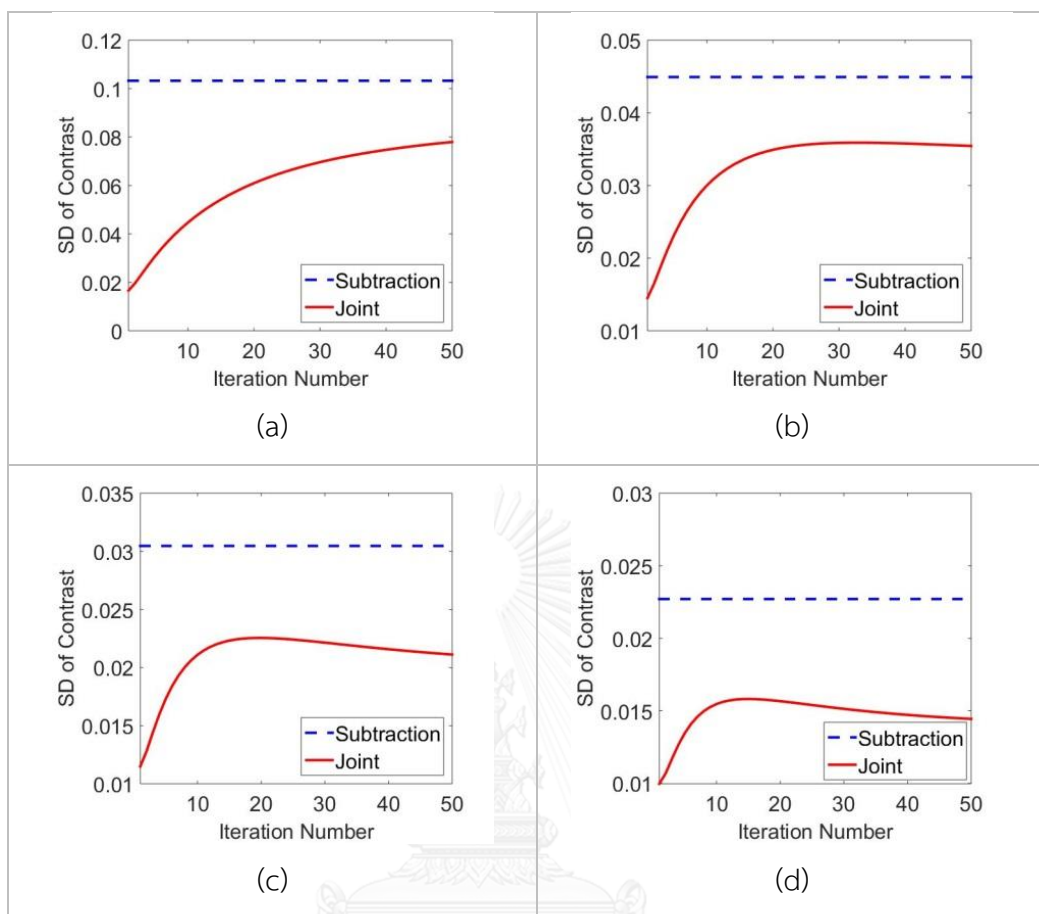
เมื่อเปรียบเทียบการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม พบว่าที่ระดับของสัดส่วนแอลฟา 0.90 และ 0.95 เท่า วิธีการสร้างภาพร่วมให้ค่าความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.0001$) สำหรับค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพารา

ไทรอยด์ (LBC)=1.2 และ $p < 0.05$ สำหรับค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ที่ 1.3, 1.4 และ 1.5)

4.4.3 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า



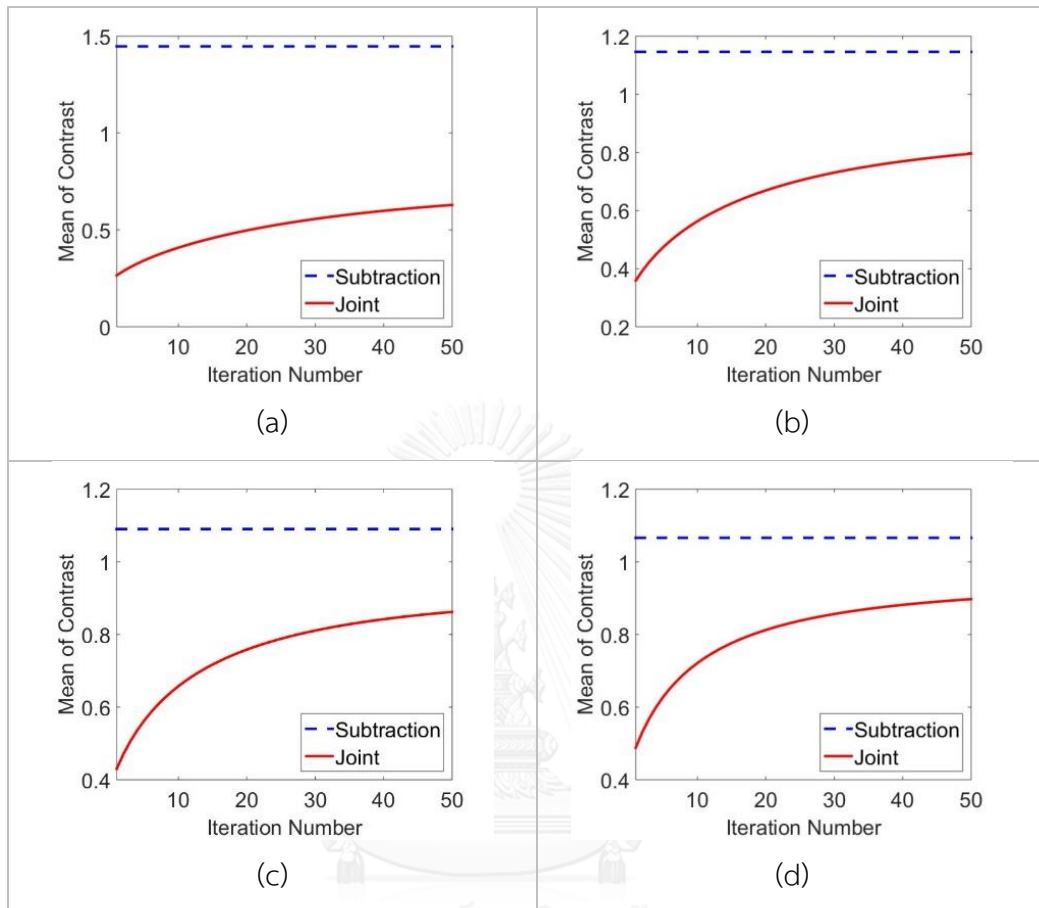
ภาพที่ 4.17 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5



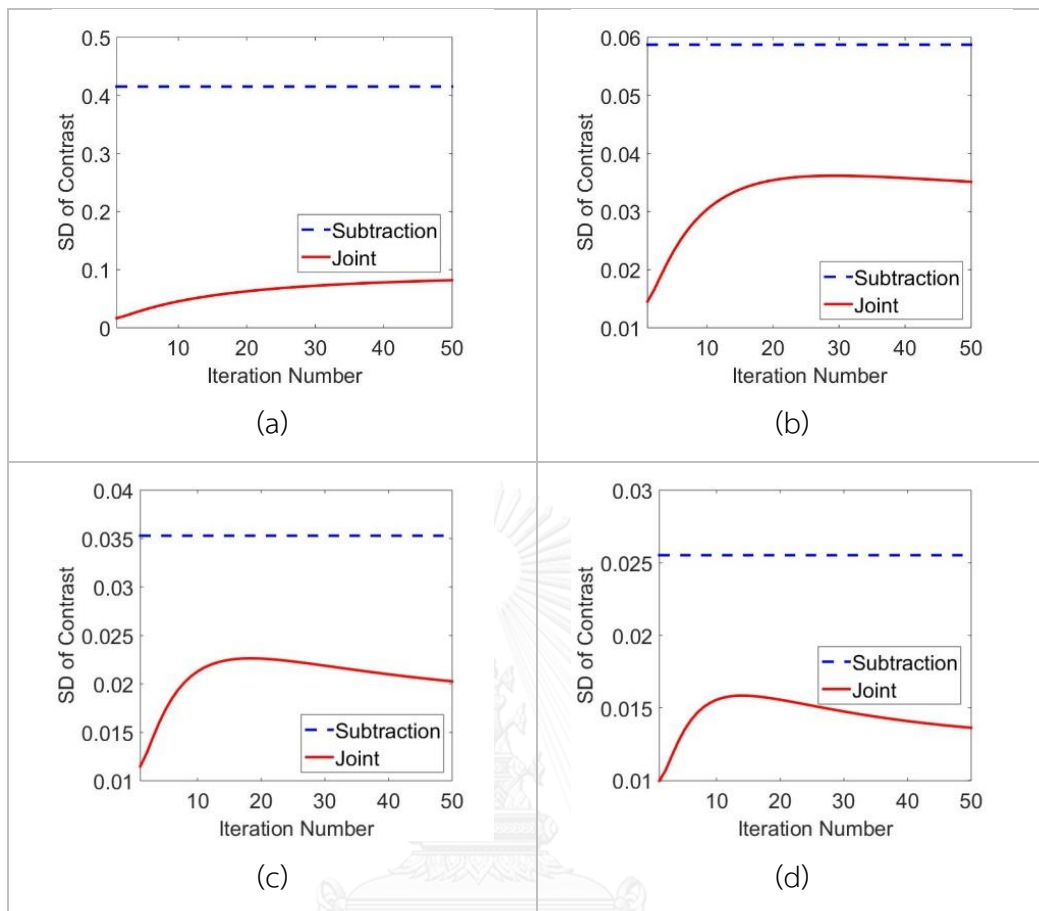
ภาพที่ 4.18 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.00 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

ในกรณีของค่าแอลฟาเท่ากับ 1.00 เท่า ที่ทุกค่าของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) ดังแสดงในภาพที่ 4.17 พบว่าวิธีการลบกันมีค่าเฉลี่ยสูงกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมและมีค่าใกล้เคียง 1.00 มากกว่า แต่เมื่อพิจารณาภาพที่ 4.18 พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ต่ำกว่าวิธีการลบกัน โดยวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

4.4.4 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า

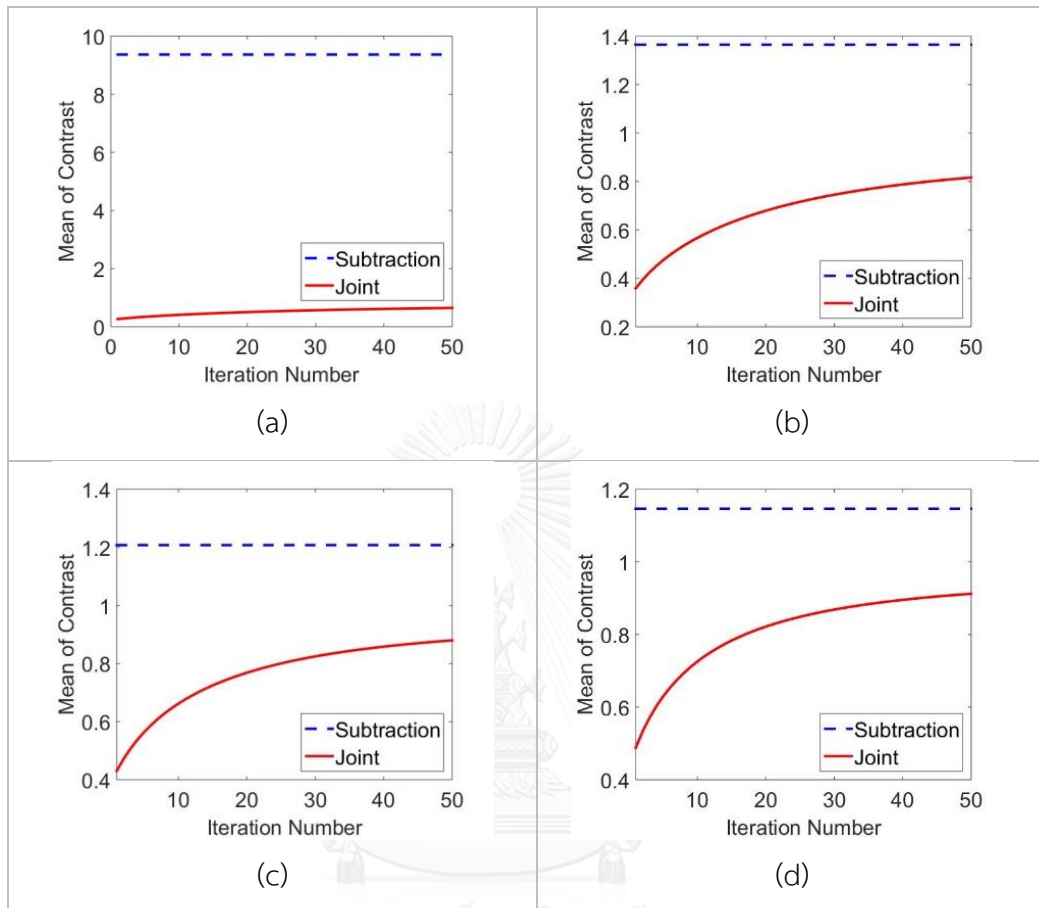


ภาพที่ 4.19 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

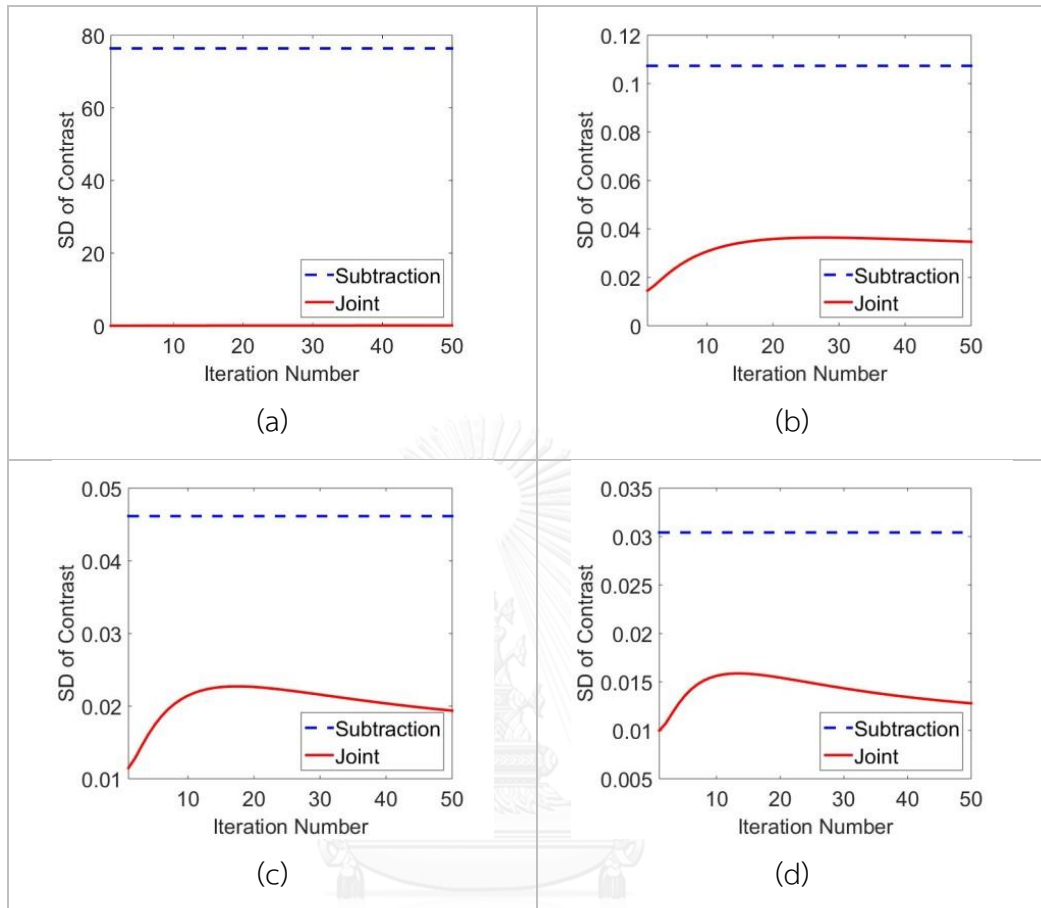


ภาพที่ 4.20 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.05 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5

4.4.5 พิจารณาที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า



ภาพที่ 4.21 ค่าเฉลี่ยของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 และ d) LBC=1.5



ภาพที่ 4.22 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละค่าความชัดในภาพแตกต่างกันโดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ข้อมูลหุ่นจำลองที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า a) LBC=1.2 b) LBC=1.3 c) LBC=1.4 d) LBC=1.5

เมื่อพิจารณาภาพที่ 4.19 และ 4.21 พบว่าในทุกๆค่าของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) วิธีการลบกันมีค่าเฉลี่ยของความชัดสูงกว่าวิธีการสร้างภาพร่วม แต่มีค่าสูงเกิน 1.00 ที่เป็นค่าในอุดมคติ เนื่องจากภาพแตกต่างกันมีค่าพิกเซลลบสูง สำหรับวิธีการสร้างภาพร่วมให้ค่าเฉลี่ยที่มีแนวโน้มเข้าใกล้ 1.00 และพิจารณาภาพที่ 4.20 และ 4.22 พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ต่ำกว่าวิธีการลบกัน

นอกจากนั้น วิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.0001$) จะเห็นได้ว่า เมื่อกำหนดค่าแอลฟาที่ 1.05 และ 1.1 เท่า ผลที่ได้เกี่ยวกับค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน เช่นกับกับกรณีที่มีจำนวนนับมีค่าปกติ

4.5 ผลการวิเคราะห์โดยตารางที่แสดงผลลัพธ์ของค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย (Standard deviation over mean) ครึ่งหนึ่งของจำนวนนับ (Half count) ภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์

วิธีการประมวลผลของภาพแตกต่างจากทั้ง 2 วิธีของหุ่นจำลองที่จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ ซึ่งสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยแสดงผลดังตารางที่ 4.2 ที่หาได้จากค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (แสดงรายละเอียดในภาคผนวก จ)

ตารางที่ 4.3 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์ และภาพคอมบายด์

ระดับค่าแอลฟา (เท่า)	LBC	วิธีการลบกัน	วิธีการสร้างภาพร่วม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	1.2	0.1205	0.1082	0.1169	0.1255	0.1241
	1.3	0.0495	0.0533	0.0538	0.0495	0.0478
	1.4	0.0313	0.0322	0.0317	0.0283	0.0277
	1.5	0.0224	0.0217	0.0210	0.0189	0.0188
0.95	1.2	0.1125	0.1093	0.1185	0.1271	0.1253
	1.3	0.0466	0.0535	0.0540	0.0477	0.0448
	1.4	0.0306	0.0323	0.0316	0.0267	0.0254
	1.5	0.0224	0.0216	0.0208	0.0177	0.0172

ตารางที่ 4.4 ค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมบายด์ (ต่อ)

ระดับค่าแอลฟา (เท่า)	LBC	วิธีการลบกัน	วิธีการสร้างภาพร่วม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
1.00	1.2	0.1042	0.1103	0.1200	0.1286	0.1273
	1.3	0.0451	0.0537	0.0541	0.0459	0.0417
	1.4	0.0306	0.0323	0.0315	0.0251	0.0230
	1.5	0.0228	0.0216	0.0206	0.0164	0.0155
1.05	1.2	0.2868	0.1113	0.1212	0.1302	0.1299
	1.3	0.0512	0.0539	0.0542	0.0441	0.0388
	1.4	0.0324	0.0324	0.0314	0.0235	0.0207
	1.5	0.0239	0.0216	0.0204	0.0152	0.0138
1.10	1.2	8.1495	0.1121	0.1223	0.1319	0.1329
	1.3	0.0786	0.0541	0.0542	0.0425	0.0361
	1.4	0.0382	0.0324	0.0312	0.0220	0.0185
	1.5	0.0265	0.0215	0.0202	0.0140	0.0122

จากตารางที่ 4.2 พบว่าเมื่อค่าแอลฟาอยู่ที่ 0.90-1.00 เท่า และ ค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.2 วิธีการสร้างภาพร่วมที่มีจำนวนรอบการวนซ้ำเท่ากับ 10 ให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการลบกันจากค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่อค่าเฉลี่ยที่มีค่าน้อยกว่า แต่วิธีการลบกันให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมสำหรับจำนวนรอบการวนซ้ำที่ 15-100 ใน

กรณีที่ค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.3 วิธีการลบกันให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมที่มีจำนวนรอบ 10-50 รอบของการวนซ้ำ แต่วิธีการสร้างภาพร่วมที่มีจำนวนรอบวนซ้ำที่ 100 ภาพแตกต่างจะดีกว่าวิธีการลบกัน ที่ค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.4 วิธีการลบกันให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมจำนวนรอบ 10-15 ของการวนซ้ำ แต่วิธีการสร้างภาพร่วมที่มีจำนวนรอบวนซ้ำที่ 50-100 ภาพแตกต่างจะดีกว่าวิธีการลบกัน

เมื่อค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) = 1.5 ในกรณีของค่าแอลฟาที่ 1.05-1.10 เท่าวิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลที่ดีกว่าวิธีการลบกัน ในทุกๆค่าของจำนวนรอบ และทุกๆค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ (LBC) และเมื่อจำนวนรอบเพิ่มขึ้นวิธีการสร้างภาพร่วมมีแนวโน้มที่ดีขึ้น ดังนั้นสามารถหาภาพแตกต่างจากวิธีการสร้างภาพร่วมโดยเลือกจากจำนวนรอบที่ให้ผลดีกว่าวิธีการลบกันได้ในทุกๆกรณี

จากการวิเคราะห์ข้อมูลหุ่นจำลองที่มีจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ และข้อมูลหุ่นจำลองที่มีของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ พบว่าผลลัพธ์ไปในทิศทางเดียวกัน เพื่อเป็นการทดสอบและยืนยันสมมติฐานว่าวิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลที่ดีกว่าวิธีการลบกัน ในบทความต่อไปจะเป็นการศึกษาผลของการสร้างภาพแตกต่างจากข้อมูลของผู้ป่วยเพื่อเปรียบเทียบว่าวิธีใดให้ผลภาพแตกต่างที่ดีกว่า

บทที่ 5

ผลการศึกษาข้อมูลของผู้ป่วยอาสาสมัคร (Patient)

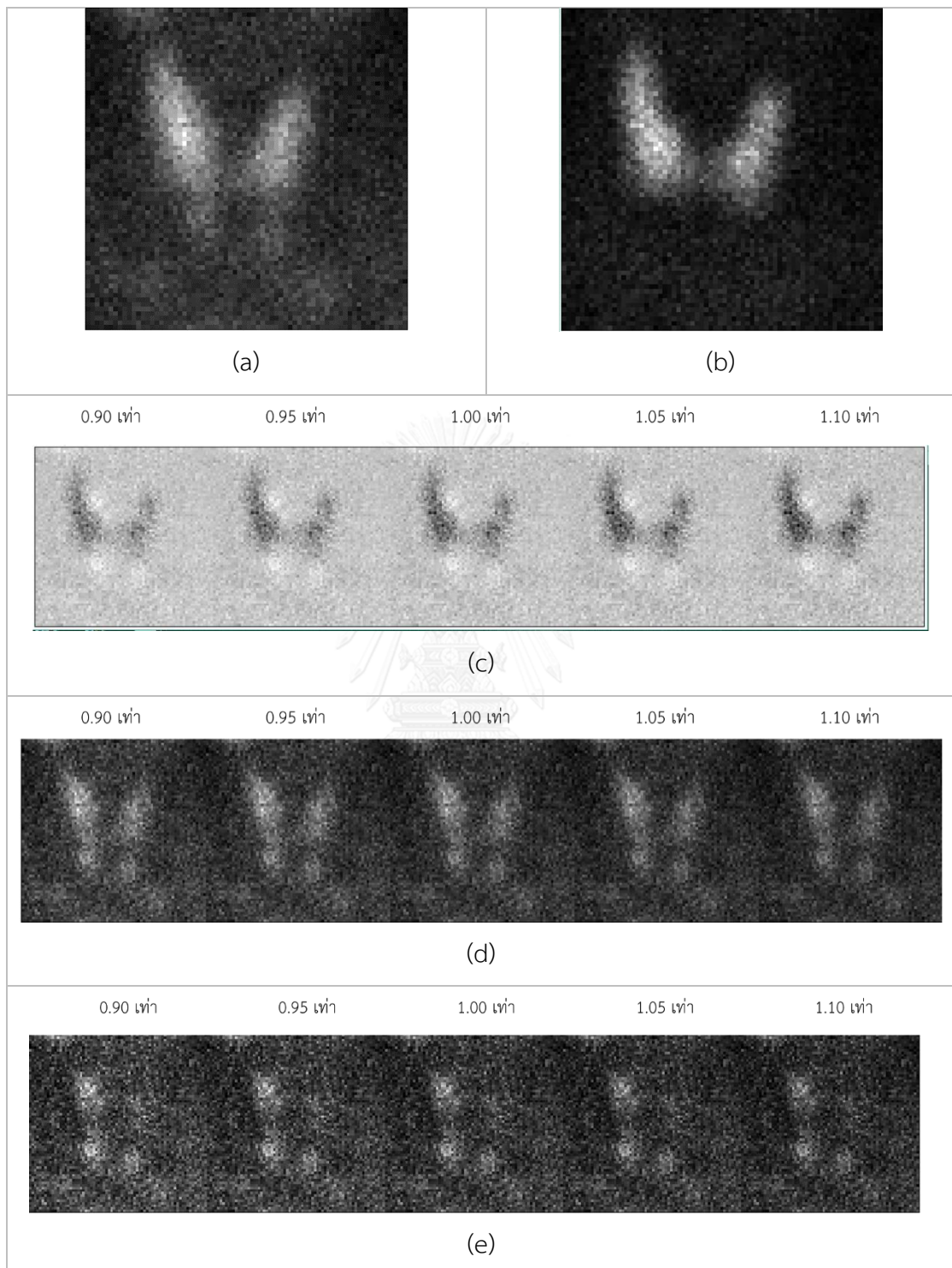
ในบทนี้จะศึกษาผลของการสร้างภาพแตกต่างจากข้อมูลจริงของผู้ป่วย (Patient data) ซึ่งมีแนวทางการศึกษาค้นคว้ากับการศึกษาข้อมูลของหุ่นจำลอง โดยต้องการเปรียบเทียบการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม ซึ่งมีข้อแตกต่างที่กรณีของข้อมูลของผู้ป่วยนี้ ไม่สามารถคำนวณหาค่าเฉลี่ยหรือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมาเป็นตัวชี้วัดคุณภาพของภาพแตกต่างได้ เนื่องจากผู้ป่วยแต่ละคนมีค่าความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ที่ไม่เหมือนกัน ดังนั้นในบทนี้จะใช้ผลการศึกษาจากการอ่านภาพของแพทย์เฉพาะทางรังสีวิทยาเป็นตัวชี้วัด ซึ่งวิธีที่ดีกว่าควรจะเป็นวิธีที่ทำให้แพทย์สามารถตรวจจับต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้ดีกว่า ดังที่ได้กล่าวไปในบทที่ 2

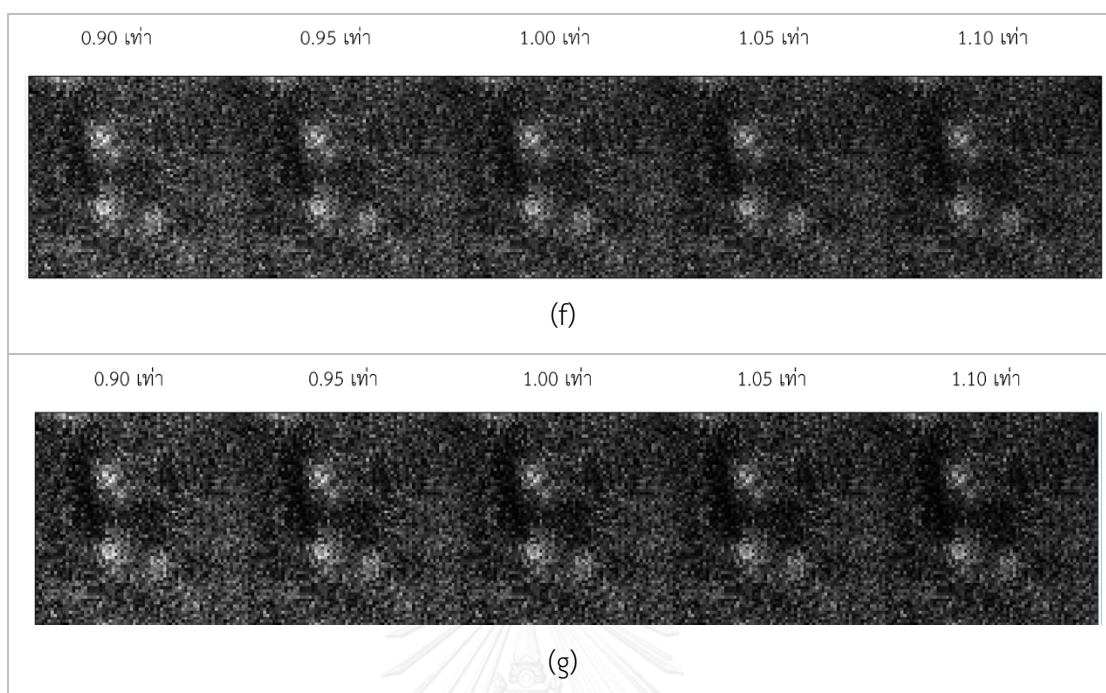
5.1 สรุปลักษณะข้อมูลของผู้ป่วย (Patient)

ดังที่ได้กล่าวในบทที่ 3 สำหรับข้อมูลของข้อมูลผู้ป่วย (Patient data) ที่เข้าร่วมการให้ข้อมูลสำหรับโครงการงานวิจัย ลักษณะของภาพที่ได้จากข้อมูลผู้ป่วยนั้นสามารถสรุปได้โดยย่อ ดังต่อไปนี้

1. สำหรับข้อมูลของผู้ป่วยแต่ละคนที่ประมาณค่าสัดส่วนของจำนวนนับในบริเวณไทรอยด์จากภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ได้จากการวาดขอบเขตสี่เหลี่ยมผืนผ้าแล้วนับรวมค่าพิกเซลดังที่ได้อธิบายไปในบทที่ 3 ซึ่งค่าที่ได้อาจมีความคลาดเคลื่อนจากค่าสัดส่วนที่แท้จริง

ดังนั้นจึงแสดงผลภาพแตกต่างเพื่อให้แพทย์อ่านภาพจำนวน 5 ภาพต่อข้อมูลผู้ป่วย 1 คน ซึ่งได้มาจากการแปรค่าแอลฟาที่ใช้ในการคำนวณจากการสร้างภาพเป็น 5 ระดับ คือ 0.9, 0.95, 1.0, 1.05 และ 1.10 เท่าของสัดส่วนที่คำนวณได้จากการนับจำนวนนับในภาพไทรอยด์และภาพคอมบายด์ (แสดงรายละเอียดในภาคผนวก ค) แสดงดังภาพที่ 5.1

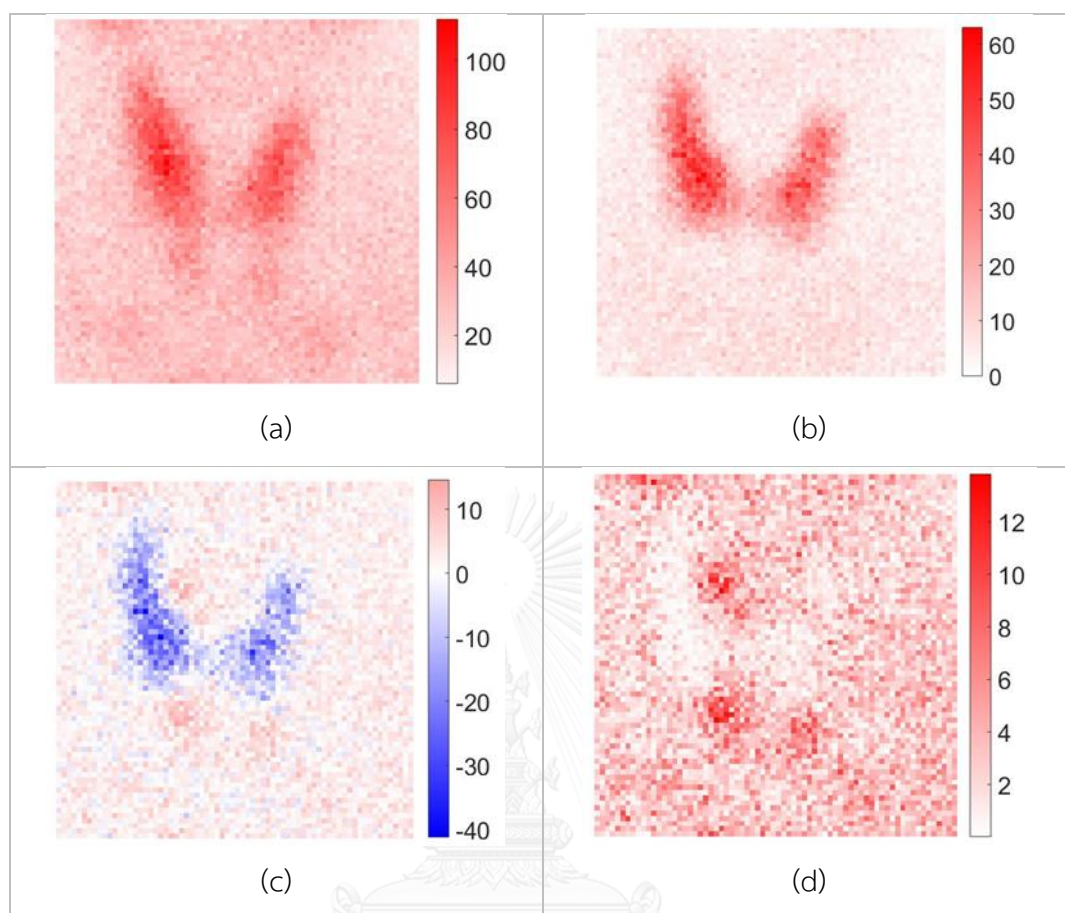




ภาพที่ 5.1 ตัวอย่างของภาพแตกต่างทั้งสองวิธีสำหรับระดับของค่าแอลฟาที่ต่างกัน โดย (a) ภาพคอมบายนด์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพแตกต่างของวิธีการลบกัน และภาพแตกต่างของวิธีการสร้างภาพร่วม ประกอบด้วยจำนวนรอบการวน ดังนี้ (d) 3 รอบ (e) 6 รอบ (f) 9 รอบ และ (g) 12 รอบ

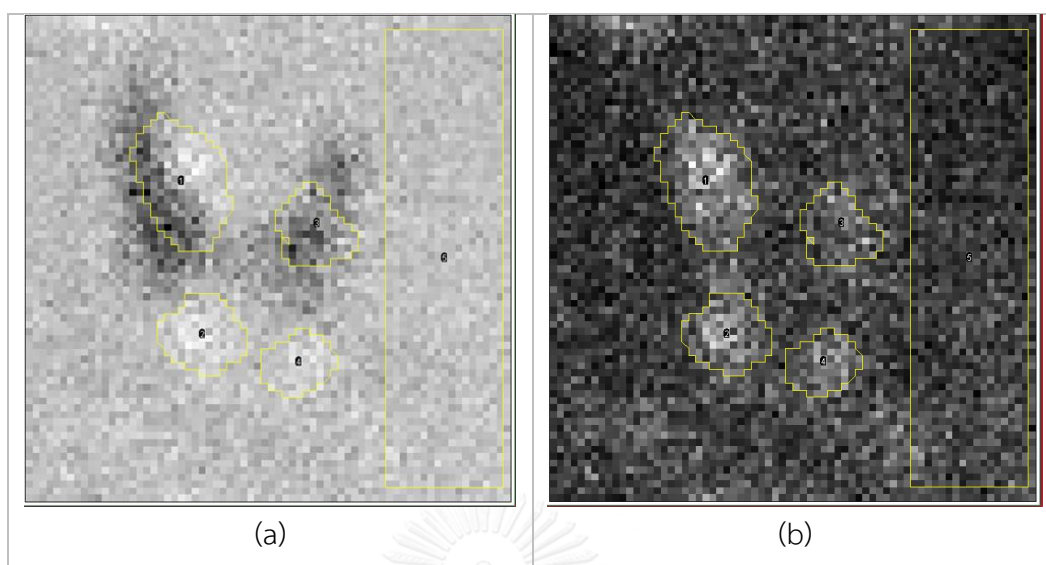
2. สำหรับวิธีการสร้างภาพร่วมที่เป็นวิธีใหม่ที่ได้นำเสนอ มีการแบ่งจำนวนรอบที่ใช้ในสมการ มีลักษณะเดียวกับการสร้างภาพแตกต่างแตกต่างของหุ่นจำลอง แต่ข้อมูลของผู้ป่วยจะใช้จำนวนรอบที่มีค่าต่ำกว่าข้อมูลหุ่นจำลอง จำนวนรอบ 4 รูปแบบ คือ จำนวนรอบที่ 3, 6, 9 และ 12 เพื่อใช้ในการนำไปวิเคราะห์ข้อมูลโดยให้แพทย์อ่านผลภาพต่อไป

จากที่กล่าวมาเมื่อนำมาเข้าสู่วิธีการสร้างภาพแตกต่างโดยการเปรียบเทียบทั้ง 2 วิธี คือ วิธีการลบกัน และวิธีการสร้างภาพร่วม ซึ่งตัวอย่างของภาพของข้อมูลแต่ละชุด ทั้งภาพคอมบายนด์ ภาพไทรอยด์ และภาพแตกต่างทั้ง 2 วิธี แสดงได้ดังภาพที่ 5.1 และแสดงภาพในรูปแบบสเกลสี ดังภาพที่ 5.2



ภาพที่ 5.2 ตัวอย่างข้อมูลของผู้ป่วยอัสมาศรั (a) ภาพคอมบายด์ (b) ภาพไทรอยด์ (c) ภาพแตกต่างวิธีการลบกันที่ระดับของค่าแอลฟา 1.10 เท่า และ (d) ภาพแตกต่างวิธีการสร้างภาพร่วมระดับของค่าแอลฟา 1.10 และจำนวนรอบที่ 12 โดยมีตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านบนขวา ด้านล่างขวา ด้านบนซ้าย และด้านล่างซ้ายของต่อมไทรอยด์

จากภาพที่ 5.2 พบว่าภาพแตกต่างจากวิธีการลบกันจะพบสัญญาณรบกวนในปริมาณที่มากกว่า และมีค่าพิกเซลที่ติดลบซึ่งแทนด้วยสีน้ำเงินที่จะกระจายอยู่บนภาพแตกต่างทำให้เกิดการบดบังตำแหน่งจุดผิดปกติได้ ในส่วนภาพแตกต่างจากวิธีการสร้างภาพร่วมจะพบว่าไม่มีพิกเซลที่ติดลบ และสามารถระบุตำแหน่งพร้อมขนาดได้ดีกว่าภาพแตกต่างจากวิธีการลบกัน นอกจากนั้นสามารถหาค่าสัดส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเชิงวอกเซล (Voxel wise mean to standard deviation ratio: VMSR) ที่จุดตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติของภาพแตกต่างตามภาพที่ 5.3 สำหรับทั้งสองวิธี



ภาพที่ 5.3 ตัวอย่างข้อมูลของผู้ป่วยอาสาสมัครค่าสัดส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยและมาตรฐานเชิงวอกเซล (Voxel wise mean to standard ratio: VMSR) ภาพแตกต่างของสัดส่วนแอลฟา 1.10 จำนวนรอบที่ 12 (a) ภาพแตกต่างจากวิธีการลบกัน (b) ภาพแตกต่างจากวิธีการสร้างภาพที่มีตำแหน่งผิดปกติอยู่ด้านบนขวา ด้านล่างขวา ด้านบนซ้าย และด้านล่างซ้ายของต่อมไทรอยด์

จากภาพที่ 5.3 ภาพแตกต่างของวิธีการสร้างภาพร่วมให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการลบกัน เนื่องจากเมื่อมองด้วยสายตาจะพบว่าสามารถระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่างที่ได้จากวิธีการสร้างภาพร่วมได้ทั้ง 4 ต่อม (ด้านบนซ้าย ด้านล่างซ้าย ด้านบนขวา ด้านล่างขวา) ในขณะที่วิธีการลบกันสามารถระบุได้เพียง 3 ต่อม ต่อม (ด้านบนซ้าย ด้านล่างซ้าย ด้านล่างขวา) ซึ่งในรายงานการอ่านผลของภาพล่าช้าสเปกซีที (Delayed SPECT/CT) ระบุว่าผู้ป่วยคนนี้มีตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ 4 ต่อม (ด้านบนซ้าย ด้านล่างซ้าย ด้านบนขวา ด้านล่างขวา) โดยการคำนวณ VMSR สามารถคำนวณได้จากตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 ค่าสัดส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยและมาตรฐานเชิงวอกเซล (Voxel wise mean to standard ratio: VMSR) ในตำแหน่งผิดปกติของต่อมพาราไทรอยด์ 4 ด้านในภาพแตกต่างทั้งสองวิธี

ตำแหน่งต่อมพารา ไทรอยด์	VMSR	
	วิธีการลบกัน	วิธีการสร้างภาพร่วม
ด้านบนขวา	0.9361	2.6799
ด้านล่างขวา	1.5987	3.1559
ด้านซ้ายบน	0.4007	2.8108
ด้านซ้ายล่าง	1.5444	2.8694

ค่าสัดส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยและมาตรฐานเชิงวอกเซล เมื่อเปรียบเทียบระหว่างสองวิธี พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมสามารถระบุได้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากกว่าวิธีการลบกัน

5.2 ผลการวิเคราะห์โดยตารางที่แสดงผลลัพธ์ของพื้นที่ใต้กราฟ (Area under ROC curve: AUC) โดยเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันกับวิธีการสร้างภาพร่วม

การวิเคราะห์โดยใช้กราฟเส้นโค้งอาร์โอซี สามารถวิเคราะห์ได้ถึงค่าความไว และค่าความจำเพาะ ซึ่งกราฟเส้นโค้งอาร์โอซี สามารถนำมาวิเคราะห์โดยใช้ค่าพื้นที่ใต้กราฟ (Area under ROC curve: AUC) ในการเปรียบเทียบวิธีการสร้างภาพหลายๆวิธี วิธีที่มีค่าพื้นที่ใต้กราฟสูงกว่าจะเป็นวิธีที่ดีกว่า โดยค่าพื้นที่ใต้กราฟของวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วม แสดงผลในตารางที่ 5.2

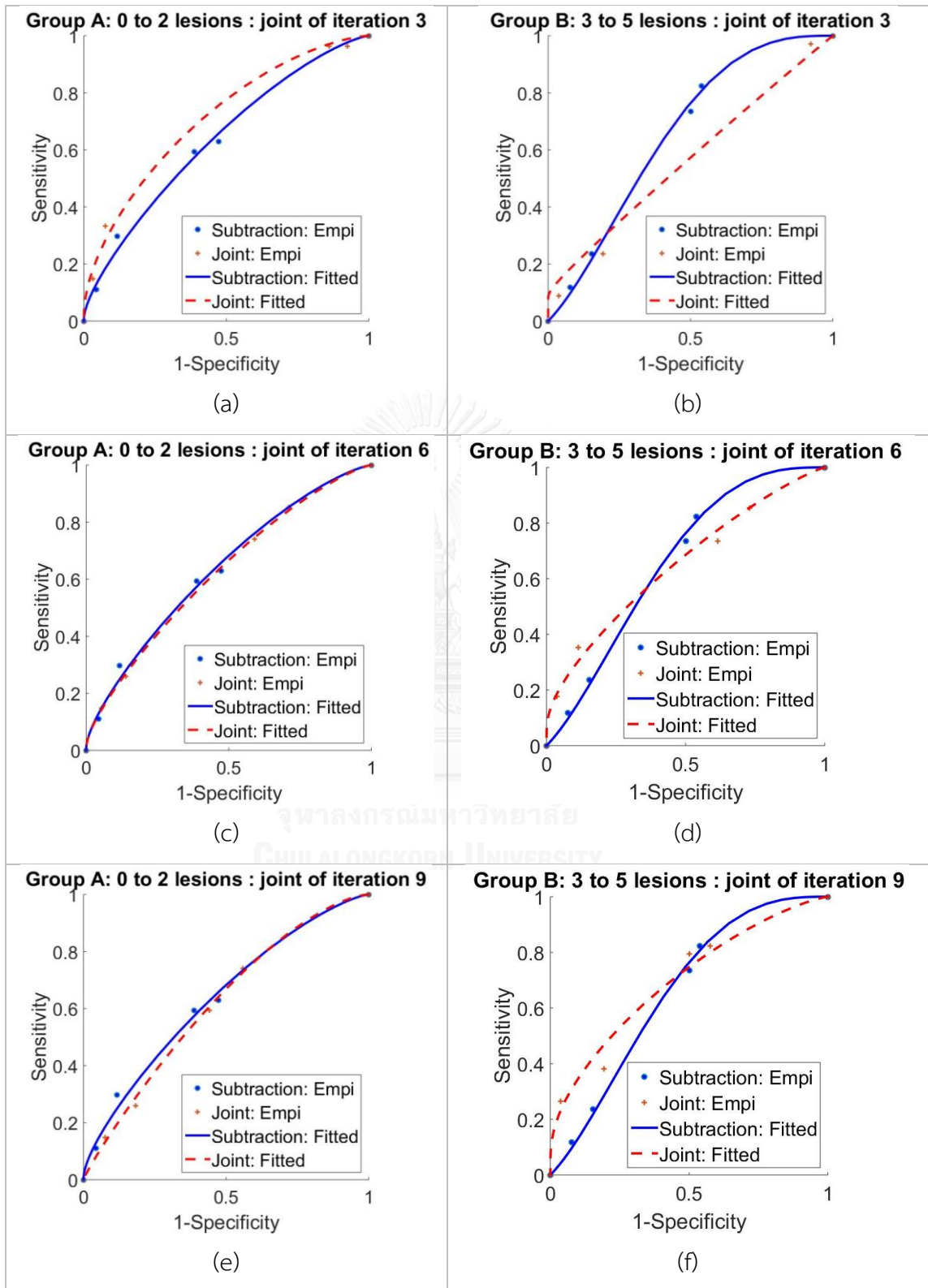
ตารางที่ 5.2 ข้อมูลเปรียบเทียบที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยกราฟเส้นโค้งอาร์โอซีของค่าพื้นที่ใต้กราฟ

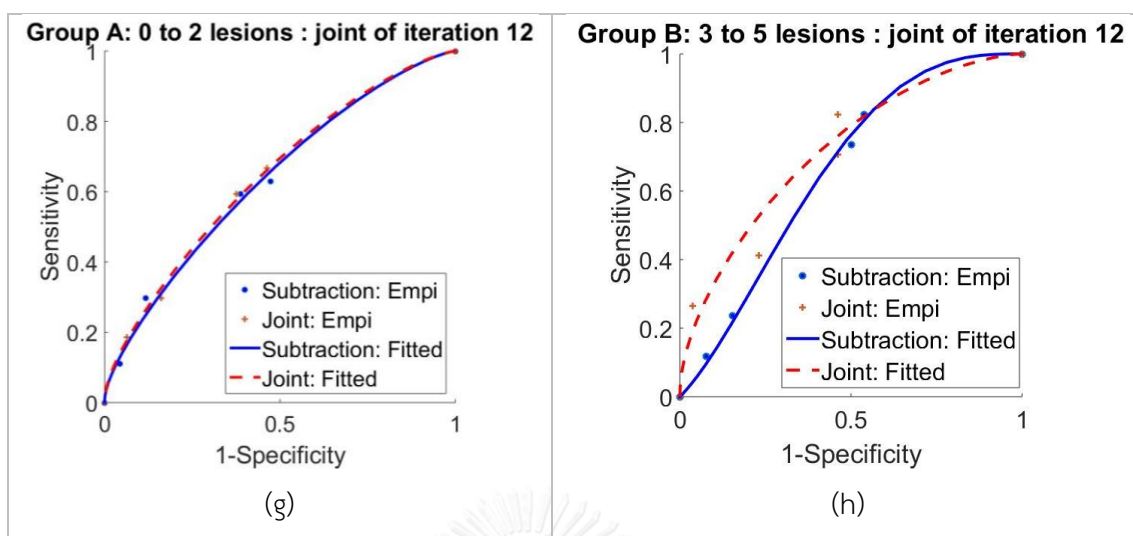
จำนวนต่อม ผิดปกติ	วิธีการลบกัน	วิธีการสร้างภาพร่วม			
		3 รอบ	6 รอบ	9 รอบ	12 รอบ
0 ถึง 5 ต่อม (ผู้ป่วย 30 คน)	0.6742	0.6753	0.6385	0.6669	0.6957
กลุ่ม A (ผู้ป่วย 20 คน)					
0 ถึง 2 ต่อม	0.6362	0.7125	0.6252	0.6178	0.6465
กลุ่ม B (ผู้ป่วย 10 คน)					
3 ถึง 5 ต่อม	0.6586	0.5668	0.6511	0.7	0.7205

จากตารางที่ 5.2 ค่าพื้นที่ใต้กราฟที่พิจารณาข้อมูลของผู้ป่วยทั้งหมด 30 คน พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมที่ใช้จำนวนรอบที่ 12 ดีกว่าวิธีการลบกัน เมื่อพิจารณาเพิ่มเติมโดยแบ่งจำนวนการวิเคราะห์ข้อมูลของผู้ป่วยออกเป็น 2 กลุ่มย่อย โดยกลุ่มแรกหรือกลุ่ม A จะเป็นกลุ่มที่พบตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ จำนวน 0-2 ต่อม วิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนรอบที่ 3 และ 12 ดีกว่าวิธีการลบกัน และกลุ่มสองหรือกลุ่ม B จะเป็นกลุ่มที่พบตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ จำนวน 3-5 ต่อม พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนรอบที่ 9 และ 12 จะดีกว่าวิธีการลบกัน ซึ่งคำตอบของทั้ง 2 กรณีจากการแบ่งกลุ่มให้ผลไปในทิศทางเดียวกับข้อมูลของผู้ป่วยที่ไม่ได้แบ่งกลุ่ม คือวิธีการสร้างภาพร่วมของจำนวนรอบที่ 12 ดีกว่าวิธีการลบกัน

5.3 ผลการวิเคราะห์โดย Receiver operating characteristic (ROC) curves แสดงการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันกับวิธีการสร้างภาพร่วมในกลุ่มย่อยสองกลุ่มที่แบ่งตามจำนวนของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ

เนื่องจากผลการวินิจฉัยที่ได้รับจากการอ่านของแพทย์ทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์จะนำมาเปรียบเทียบกับข้อมูลแท้จริง โดยในงานวิจัยฉบับนี้ข้อมูลที่แท้จริงที่ใช้ไม่ใช่ข้อมูลรายงานการผ่าตัดเนื่องจากข้อจำกัด คือ ผู้ป่วยไม่ได้เข้ารับการผ่าตัดทุกคน ดังนั้นข้อมูลที่ใช้อ้างอิงจะเป็นผลจากรายงานการถ่ายภาพผู้ป่วยด้วยสเปกซีที (SPECT/CT) เป็นภาพลักษณะสามมิติ จากนั้นข้อมูลผู้ป่วยจะวิเคราะห์โดยกราฟเส้นโค้งอาร์โอซีจากวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมที่จำนวนรอบ 3, 6, 9 และ 12 ทั้งในกลุ่ม A และ กลุ่ม B แสดงดังภาพที่ 5.4





ภาพที่ 5.4 Receiver operating characteristic (ROC) curves แสดงการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลบกันกับวิธีการสร้างภาพร่วม โดย กลุ่ม A ประกอบไปด้วยข้อมูลของผู้ป่วยที่พบจำนวนต่อมพาราไทรอยด์ผิดปกติจำนวน 0-2 ต่อม ที่มีจำนวนรอบการวน (a) 3 รอบ (c) 6 รอบ (e) 9 รอบ (g) 12 รอบ และกลุ่ม B โดยข้อมูลของผู้ป่วยที่พบจำนวนต่อมพาราไทรอยด์ผิดปกติจำนวน 3-5 ต่อม มีจำนวนรอบการวน (b) 3 รอบ (d) 6 รอบ (f) 9 รอบ (h) 12 รอบ โดยเอมพิริคัล (Empirical: Empi) หมายถึง จุดที่ได้จากข้อมูลการอ่านของแพทย์ และสมการเส้นตรง (Fitted) เส้นโค้งที่ได้จากการปรับเทียบเส้นโค้ง (Curve fitting) กับจุดที่ได้จากการอ่านของแพทย์

เมื่อพิจารณากราฟเส้นโค้งอาร์โอซี จากภาพที่ 5.2 ของทั้ง 2 กลุ่ม พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลที่ใกล้เคียงกับวิธีการลบกันสำหรับกลุ่ม A แต่สำหรับกลุ่ม B พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมดีกว่าวิธีการลบกัน นอกจากนี้ในการหาตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ในทางคลินิกแพทย์จะใช้วิธีการตรวจจับต่อมที่ผิดปกติที่มีความจำเพาะสูง หรือที่ค่าความจำเพาะอย่างน้อย 80 เปอร์เซ็นต์ พบว่าที่ช่วงของค่าความจำเพาะอย่างน้อย 80 เปอร์เซ็นต์ ในกลุ่ม A วิธีการสร้างภาพร่วมยังคงค่าความไวสูงกว่าวิธีการลบกันแต่ผลที่ได้ค่อนข้างใกล้เคียงกัน (ค่าความไวจากข้อมูลการอ่านเอมพิริคัล 18.52 เปอร์เซ็นต์ในวิธีการสร้างภาพร่วมและ 11.11 เปอร์เซ็นต์ ในวิธีการลบกัน) ในส่วนกลุ่ม B จะเห็นได้ชัดว่าวิธีการสร้างภาพดีกว่าวิธีการลบกันในบริเวณที่ความจำเพาะมีค่าอย่างน้อย 80 เปอร์เซ็นต์ (ค่าความไวจากข้อมูลการอ่านเอมพิริคัล 26.47 เปอร์เซ็นต์ ในวิธีการสร้างภาพร่วมและ 11.76 เปอร์เซ็นต์ ในวิธีการลบกัน)

การที่วิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลที่ดีกว่าอย่างชัดเจนในกลุ่ม B เนื่องจากค่าแอลฟาที่ใช้ในการสร้างภาพเป็นค่าประมาณของค่าสัดส่วนจำนวนนับของพิกเซลในบริเวณต่อมไทรอยด์จากภาพคอมบายด์และภาพไทรอยด์ การประมาณค่าเช่นนี้จะสมมติว่าจำนวนนับในบริเวณต่อมไทรอยด์ไม่มีต่อมพาราไทรอยด์ เนื่องจากหากมีต่อมพาราไทรอยด์ที่ฝังปกติดอยู่ในบริเวณต่อมไทรอยด์บนภาพแนวระนาบ จะทำให้จำนวนนับของภาพคอมบายนับรวมค่าที่ไม่ใช่มาจากต่อมไทรอยด์ไปด้วย จึงทำให้การประมาณค่าสัดส่วนนั้นมีแนวโน้มสูงกว่าความเป็นจริง (Overestimate) ซึ่งในกลุ่ม B เป็นกลุ่มที่ผู้ป่วยมีต่อมพาราไทรอยด์ 3 ถึง 5 ต่อมที่มีแนวโน้มในการประมาณค่าสัดส่วนสูงกว่าความเป็นจริง

สรุปได้ว่าในกรณีนี้ผลที่ได้จากวิธีการสร้างภาพร่วมดีกว่าวิธีการลบกันอย่างชัดเจนโดยเฉพาะในกรณีที่มีการประมาณค่าสัดส่วนสูงกว่าความเป็นจริง (Overestimate) ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาจากหุ่นจำลองเช่นกัน

แม้ว่าผู้วิจัยพยายามลดผลกระทบของการประมาณค่าที่ผิดพลาดด้วยการสร้างภาพทั้งหมด 5 ภาพ จากค่าแอลฟาที่แตกต่างกัน (0.90-1.10 เท่าของค่าที่ประมาณได้) ในข้อมูลภาพแตกต่างของผู้ป่วยแต่ละคน แต่หากผู้ป่วยมีจำนวนต่อม 3 ต่อมขึ้นไป ทำให้ในการประมาณค่านั้นสูงเกินกว่าค่าจริงไปมากกว่า 10 เปอร์เซ็นต์ ถึงแม้ว่าเมื่อคูณด้วย 0.90 ก็ยังคงให้ค่าประมาณที่มากกว่าค่าที่แท้จริง ผลที่ได้ในแง่ของการประมาณค่าสัดส่วนสูงกว่าความจริงนี้ ชี้ให้เห็นว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีความคงทน (Robust) ต่อความผิดพลาดของการประมาณค่าสัดส่วนของจำนวนนับในบริเวณต่อมไทรอยด์ในภาพคอมบายด์และภาพไทรอยด์มากกว่าวิธีการลบกัน

ในบทต่อไปจะสรุปผลการศึกษาในงานวิจัยนี้พร้อมทั้งเสนอข้อเสนอนี้เพื่อใช้ปรับปรุงงานวิจัย

บทที่ 6

สรุปและข้อเสนอแนะ

จากการศึกษาและวิเคราะห์ผลข้อมูลของหุ่นจำลองและข้อมูลของอาสาสมัครผู้ป่วย ผลจากการทดลองสามารถสรุปผล ได้ดังนี้

6.1 สรุป

ข้อมูลที่ได้มีการเก็บจากผู้ป่วยอาสาสมัคร โดยการถ่ายภาพแนวระนาบที่ภาพคอมพิวเตอร์ได้รับจากการฉีดสารเภสัชรังสี ^{99m}Tc -MIBI และภาพทรอยด์ที่ได้รับจากการฉีดสารเภสัชรังสี $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ซึ่งภาพถ่ายแนวระนาบในแต่ละภาพมีสัญญาณรบกวนในภาพ ส่งผลให้เมื่อทำการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีดั้งเดิมทางคลินิกหรือวิธีการลบกัน ภาพแตกต่างที่นำไปใช้ในการระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติมีสัญญาณรบกวนที่บดบังตำแหน่งผิดปกติจำนวนมาก ทำให้ไม่สามารถหาตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้ ส่งผลให้การรักษาด้วยการผ่าตัดเป็นแบบการผ่าตัดทั้งข้างของคอ ทำให้ผู้ป่วยแผลผ่าตัดมีขนาดใหญ่ ต้องใช้เวลาในการพักฟื้นนาน รวมถึงเสียค่าใช้จ่ายอื่นๆ ดังนั้นจึงได้มีการนำเสนอวิธีการสร้างภาพแตกต่างแบบใหม่เพื่อใช้ในการประมวลผลของภาพถ่ายทั้งสองภาพ โดยภาพแตกต่างที่ได้รับจะมีสัญญาณรบกวนลดลง ทำให้เห็นตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติได้ดีขึ้น ซึ่งจะสามารถช่วยลดขนาดแผลผ่าตัดของผู้ป่วยได้ ส่งผลให้การพักฟื้นมีระยะเวลาที่น้อยลง รวมถึงเสียค่าใช้จ่ายที่น้อยลงด้วย ทั้งนี้เรียกวิธีใหม่ที่นำเสนอว่า วิธีการสร้างภาพร่วม จากผลการทดลองพบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมมีประสิทธิภาพมากกว่าวิธีการลบกัน

งานวิจัยนี้ทำการศึกษาและเปรียบเทียบการสร้างภาพแตกต่างทั้งในข้อมูลจากหุ่นจำลอง และข้อมูลผู้ป่วย เพื่อเปรียบเทียบวิธีการสร้างภาพแตกต่างสองวิธี คือ วิธีการลบกันซึ่งเป็นวิธีที่ใช้โดยทั่วไป กับวิธีการสร้างภาพร่วมซึ่งเป็นวิธีที่เสนอขึ้นมาใหม่ ซึ่งจากการศึกษาสามารถสรุปผลได้ดังนี้

1. จากการศึกษาในหุ่นจำลอง วิธีการสร้างภาพร่วมให้ภาพแตกต่างที่ไม่มีค่าพิกเซลเป็นลบ และมีสัญญาณรบกวนน้อยกว่า รวมถึงให้ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความชัดของต่อมพาราไทรอยด์ในภาพแตกต่างน้อยกว่าวิธีการลบกัน โดยสามารถเลือกได้จากภาพ

ประมาณค่าแอลฟาที่จำนวนเท่าสูงๆหรือที่ 1.05-1.10 เท่า ซึ่งข้อมูลของหุ่นจำลองทั้งในกรณี
ที่จำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพทรอยด์และภาพ
คอมบายด์ และข้อมูลหุ่นจำลองที่จำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพ
ทรอยด์และภาพคอมบายด์ ให้ผลลัพธ์ไปในทิศทางเดียวกัน โดยวิเคราะห์จากข้อมูลที่ได้รับ
ในการสร้างภาพแตกต่างที่นำมาหาจำนวนนับค่าความชัดของบริเวณต่อมพาราทรอยด์ที่
ผิดปกติของภาพแตกต่างแต่ละ Realization ดังนั้นจากการเปรียบเทียบรูปแบบของกราฟ
สำหรับวิธีการลบกันและวิธีการสร้างภาพร่วมที่มีระดับของค่าแอลฟาสูง และมีค่าความชัด
ของต่อมพาราทรอยด์สูง วิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลลัพธ์ที่แสดงว่าภาพแตกต่างมีความ
แปรปรวนน้อยกว่าวิธีการลบกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.0001$) อีกทั้งวิธีการสร้าง
ภาพร่วมที่พิจารณาจากค่าระดับของแอลฟาสูง จำนวนรอบมากๆ ที่ใช้สำหรับการวนรอบของ
สมการวิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลลัพธ์ของค่าสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ย
(Standard deviation over mean) ที่น้อยกว่าวิธีการลบกัน ซึ่งแสดงได้ว่ามีค่าความ
แปรปรวนที่น้อยกว่าอีกด้วย

2. วิธีการสร้างภาพร่วม มีความคงทน (Robust) ต่อความผิดพลาดในการประมาณ
ค่าสัดส่วนของต่อมทรอยด์ซึ่งเป็นพารามิเตอร์หนึ่งที่ใช้ในการสร้างภาพแตกต่างที่มากกว่า
วิธีการลบกัน สังเกตได้จากที่ค่าสัดส่วนของค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐานต่อค่าเฉลี่ยของต่อม
พาราทรอยด์ของการศึกษาข้อมูลหุ่นจำลอง ซึ่งวิธีการสร้างภาพร่วมมีค่าเปลี่ยนไปน้อยเมื่อ
เทียบกับวิธีการลบกันหรือกล่าว คือ วิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลที่ดีกว่าวิธีการลบกัน ในกรณีที่
เราประมาณค่าสัดส่วนของต่อมทรอยด์มากเกินไป ซึ่งการกำหนดค่าสัดส่วนของจำนวนนับ
ของต่อมทรอยด์ หรือค่าแอลฟาจะส่งผลต่อคุณภาพของภาพแตกต่างเป็นอย่างมาก

3. จากการศึกษาข้อมูลของผู้ป่วย พบว่าวิธีการสร้างภาพร่วมที่ใช้จำนวนรอบการวน
ซ้ำ 12 รอบ ให้ภาพที่มีคุณภาพดีกว่าวิธีการลบกัน กล่าวคือ มีสัญญาณรบกวนที่น้อยกว่าและ
ไม่มีค่าพิกเซลที่เป็นลบ และทำให้แพทย์ตรวจจับต่อมพาราทรอยด์ที่ผิดปกติได้ดีกว่าวิธีการ
ลบกัน โดยเมื่อพิจารณาค่าพื้นที่ใต้กราฟเส้นโค้งฮิสโตแกรมเป็นตัวชี้วัด วิธีการสร้างภาพร่วมจะ
ให้ประโยชน์ในการสร้างภาพแตกต่าง (Gain) ได้ดีกว่าวิธีการลบกันโดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณี
ผู้ป่วยมีต่อมพาราทรอยด์ที่ผิดปกติจำนวน 3 ต่อมากขึ้นไป ซึ่งเป็นกรณีที่ประมาณค่าสัดส่วน
ของจำนวนนับของทรอยด์ในภาพคอมบายด์และภาพทรอยด์สูงกว่าความเป็นจริงซึ่ง
สอดคล้องกับผลการศึกษาที่ได้จากหุ่นจำลอง

4. เนื่องจากข้อจำกัดของข้อมูลผู้ป่วยและข้อมูลของหุ่นจำลองมีลักษณะทางกายภาพที่ไม่เหมือนกัน กล่าวคือ ข้อมูลของหุ่นจำลองเป็นเพียงการจำลองคอเสมือนของจริงโดยมีรูปร่างและโครงสร้างไม่ได้เหมือนกับคอและต่อมไทรอยด์ทั้งหมด ดังนั้นในแง่มุมมองของจำนวนรอบการวนซ้ำของข้อมูลผู้ป่วยที่ใช้ในการสร้างภาพแตกต่างด้วยวิธีการสร้างภาพร่วมและข้อมูลหุ่นจำลองจึงมีจำนวนรอบที่แตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด รวมถึงวิธีในการวิเคราะห์ผลของทั้งสองข้อมูลจะมีรูปแบบการวิเคราะห์ที่แตกต่างกัน เนื่องจากภาพแตกต่างที่ได้รับของหุ่นจำลองไม่สามารถวิเคราะห์ด้วยการอ่านของแพทย์ แต่สามารถหาค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ได้จากภาพแตกต่างของทั้งสองวิธีเพราะตำแหน่งต่อมเป็นตำแหน่งเดียวกันแต่มีค่าเฉลี่ยที่แตกต่างกันจึงนำค่าที่ได้ของทั้งสองวิธีมาเปรียบเทียบกัน

ซึ่งต่างจากข้อมูลของผู้ป่วยที่ให้แพทย์เป็นคนระบุตำแหน่งของต่อมพาราไทรอยด์เพราะข้อมูลของผู้ป่วยมีจำนวนต่อมที่ผิดปกติ รวมถึงขนาดที่แตกต่างหลากหลายรูปแบบจากนั้นจะนำผลการระบุมาวิเคราะห์หาค่าด้วยวิธีของเส้นกราฟอาร์โอซีที่มีตัวชี้วัดของการวินิจฉัยการระบุตำแหน่ง และการให้คะแนนความมั่นใจของแพทย์ในการระบุ โดยผลลัพธ์ที่ได้จากข้อมูลของผู้ป่วยและข้อมูลของหุ่นจำลองมีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน ซึ่งสามารถเลือกจำนวนรอบการวนซ้ำของวิธีการสร้างภาพร่วมที่ให้ภาพแตกต่างที่ดีกว่าวิธีการลบกัน

ผลลัพธ์ที่ได้จากข้อมูลของหุ่นจำลอง และข้อมูลของผู้ป่วยอาสาสมัคร เมื่อผ่านการประมวลผลเพื่อสร้างภาพแตกต่างจากวิธีการลบกัน และวิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลลัพธ์ที่ตรงกัน คือวิธีการสร้างภาพร่วมจะดีกว่าวิธีการลบกันในจำนวนรอบสูงๆที่ใช้ในการวนซ้ำของสมการ และอีกผลลัพธ์หนึ่งที่ได้จากการวิเคราะห์ของข้อมูลหุ่นจำลอง คือ วิธีการสร้างภาพร่วมให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าวิธีการลบกันที่ระดับค่าแอลฟาที่สูงๆเช่นเดียวกัน

6.2 ข้อเสนอแนะ

สำหรับวิธีการสร้างภาพแตกต่างแบบใหม่ที่ได้นำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้หรือที่เรียกว่าวิธีการสร้างภาพร่วมที่ใช้สมการในการสร้างภาพแตกต่างสำหรับไฮเปอร์พาราไทรอยด์ของภาพถ่ายแนวระนาบเพื่อระบุตำแหน่งต่อมพาราไทรอยด์ที่ผิดปกติ ซึ่งภาพถ่ายมีลักษณะเป็นรูปแบบ 2 มิติ แต่เนื่องจากเทคโนโลยีมีก้าวหน้าขึ้นไปอย่างมากภาพถ่ายผู้ป่วยมีรูปแบบที่เป็น 3 มิติ หรือภาพถ่ายที่ได้

จากเครื่องสเปกซีที ดังนั้นหากนำสมการของวิธีการสร้างภาพร่วมไปใช้เพื่อประมวลภาพ 3 มิติ ต้องทำการปรับสมการเพื่อให้เหมาะสมกับภาพถ่ายที่จะใช้ในการประมวลผลของภาพแตกต่าง

ในด้านของข้อมูลถ้าหากมีจำนวนข้อมูลของผู้ป่วย และจำนวนแพทย์ที่วิเคราะห์ภาพแตกต่างของผู้ป่วยที่เยอะขึ้น และรวมถึงวิธีในการประมาณค่าระดับของแอลฟา หากมีวิธีการหาค่าแม่นยำจะทำให้สามารถวิเคราะห์ผลได้ดีขึ้น และในการศึกษาครั้งต่อไปอาจนำปัจจัยของขนาดต่อมพาราไทรอยด์เข้ามาเป็นตัวแปรในการศึกษาด้วย



รายการอ้างอิง

- [1] G. G. Callender and R. Udelsman, "Surgery for primary hyperparathyroidism," *Cancer*, vol. 120, pp. 3602-3616, 2014.
- [2] E. Hindié, Ö. Ugur, D. Fuster, M. O'Doherty, G. Grassetto, P. Ureña, *et al.*, "2009 EANM parathyroid guidelines," *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, vol. 36, pp. 1201-1216, 2009.
- [3] D. Delbeke, R. E. Coleman, M. J. Guiberteau, M. L. Brown, H. D. Royal, B. A. Siegel, *et al.*, "Procedure guideline for SPECT/CT imaging 1.0," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 47, pp. 1227-1234, 2006.
- [4] C. J. Palestro, M. B. Tomas, and G. G. Tronco, "Radionuclide imaging of the parathyroid glands," in *Seminars in nuclear medicine*, 2005, pp. 266-276.
- [5] C. C. Chen, L. E. Holder, W. A. Scovill, A. M. Tehan, and D. S. Gann, "Comparison of parathyroid imaging with technetium-99m-pertechnetate/sestamibi subtraction, double-phase technetium-99m-sestamibi and technetium-99m-sestamibi SPECT," *The Journal of nuclear medicine*, vol. 38, p. 834, 1997.
- [6] A. Coakley, A. Kettle, C. Wells, M. O'doherty, and R. Collins, "⁹⁹Tcm sestamibi-a new agent for parathyroid imaging," *Nuclear medicine communications*, vol. 10, pp. 791-794, 1989.
- [7] R. Taillefer, Y. Boucher, C. Potvin, and R. Lambert, "Detection and localization of parathyroid adenomas in patients with hyperparathyroidism using a single radionuclide imaging procedure with technetium-99m-sestamibi (double-phase study)," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 33, pp. 1801-1807, 1992.
- [8] B. S. Greenspan, G. Dillehay, C. Intenzo, W. C. Lavelly, M. O'Doherty, C. J. Palestro, *et al.*, "SNM practice guideline for parathyroid scintigraphy 4.0," *Journal of nuclear medicine technology*, vol. 40, pp. 111-118, 2012.

- [9] R. Taillefer, R. Lambert, R. Essiambre, D. C. Phaneuf, and J. L veill , "Comparison between thallium-201, technetium-99m-sestamibi and technetium-99m-teboroxime planar myocardial perfusion imaging in detection of coronary artery disease," *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*, vol. 33, pp. 1091-1098, 1992.
- [10] H. K. Eslamy and H. A. Ziessman, "Parathyroid scintigraphy in patients with primary hyperparathyroidism: 99mTc Sestamibi SPECT and SPECT/CT 1," *Radiographics*, vol. 28, pp. 1461-1476, 2008.
- [11] A. G. Kettle and M. J. O'Doherty, "Parathyroid imaging: how good is it and how should it be done?," in *Seminars in nuclear medicine*, 2006, pp. 206-211.
- [12] E. Hindié, D. Melliere, C. Jeanguillaume, and L. Perlemuter, "Parathyroid imaging using simultaneous double-window recording of technetium-99m-sestamibi and iodine-123," *The Journal of Nuclear Medicine*, vol. 39, p. 1100, 1998.
- [13] C. S. Grant, G. Thompson, D. Farley, and J. van Heerden, "Primary hyperparathyroidism surgical management since the introduction of minimally invasive parathyroidectomy: Mayo Clinic experience," *Archives of Surgery*, vol. 140, pp. 472-479, 2005.
- [14] MedicineNet. (2007). *Definition of Parathyroid gland* Available: <http://www.medicinenet.com/script/main/art.asp?articlekey=4773>
- [15] T. Billiar, D. Andersen, J. Hunter, F. Brunicaudi, D. Dunn, and R. E. Pollock, *Schwartz's principles of surgery*: McGraw-Hill Professional, 2004.
- [16] V. Dumasius and P. Angelos, "Parathyroid surgery in renal failure patients," *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 43, pp. 433-440, 2010.

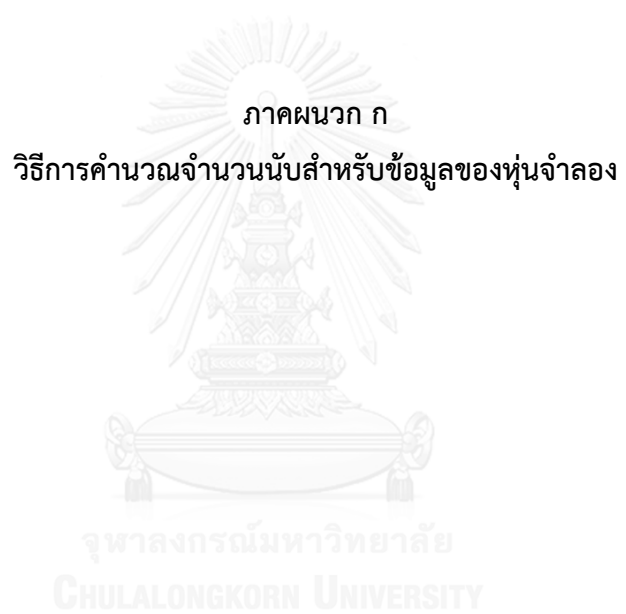
- [17] P. Lips, "Vitamin D deficiency and secondary hyperparathyroidism in the elderly: consequences for bone loss and fractures and therapeutic implications," *Endocrine reviews*, vol. 22, pp. 477-501, 2001.
- [18] S. C. Pitt, R. S. Sippel, and H. Chen, "Secondary and tertiary hyperparathyroidism, state of the art surgical management," *Surgical Clinics of North America*, vol. 89, pp. 1227-1239, 2009.
- [19] J. A. Olson Jr, M. K. DeBenedetti, D. S. Baumann, and S. A. Wells Jr, "Parathyroid autotransplantation during thyroidectomy. Results of long-term follow-up," *Annals of surgery*, vol. 223, p. 472, 1996.
- [20] E. Moravidis, "Radionuclide parathyroid imaging: a concise, updated review," *Hellenic journal of nuclear medicine*, vol. 16, pp. 125-133, 2012.
- [21] S. A. Caveny, W. C. Klingensmith, W. E. Martin, A. Sage-El, R. C. McIntyre, C. Raeburn, *et al.*, "Parathyroid imaging: the importance of dual-radiopharmaceutical simultaneous acquisition with ^{99m}Tc-sestamibi and ¹²³I," *Journal of nuclear medicine technology*, vol. 40, pp. 104-110, 2012.
- [22] D. R. Neumann, N. A. Obuchowski, and F. P. DiFilippo, "Preoperative ¹²³I/^{99m}Tc-sestamibi subtraction SPECT and SPECT/CT in primary hyperparathyroidism," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 49, pp. 2012-2017, 2008.
- [23] C. Schalin-Jäntti, E. Ryhänen, I. Heiskanen, M. Seppänen, J. Arola, J. Schildt, *et al.*, "Planar scintigraphy with ¹²³I/^{99m}Tc-sestamibi, ^{99m}Tc-sestamibi SPECT/CT, ¹¹C-methionine PET/CT, or selective venous sampling before reoperation of primary hyperparathyroidism?," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 54, pp. 739-747, 2013.

- [24] K. K. Wong, L. M. Fig, E. Youssef, A. Ferretti, D. Rubello, and M. D. Gross, "Endocrine scintigraphy with hybrid SPECT/CT," *Endocrine reviews*, vol. 35, pp. 717-746, 2014.
- [25] A. K. Buck, S. Nekolla, S. Ziegler, A. Beer, B. J. Krause, K. Herrmann, *et al.*, "Spect/ct," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 49, pp. 1305-1319, 2008.
- [26] N. Aide, E. Hindié, S. Bardet, and D. Taieb, "SPECT/CT Imaging in Hyperparathyroidism and Benign Thyroid Disorders," in *Clinical Applications of SPECT-CT*, ed: Springer, 2014, pp. 43-59.
- [27] Y. Rakvongthai, F. Fahey, K. Borvorntanajanya, S. Tepmongkol, U. Vutrapongwatana, K. Zukotynski, *et al.*, "Joint Reconstruction of Ictal/interictal SPECT Data for Improved Epileptic Foci Localization," *Med Phys*, Feb 16 2017.
- [28] L. A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 1, pp. 113-122, 1982.
- [29] J. Eng, "Receiver operating characteristic analysis: a primer1," *Academic radiology*, vol. 12, pp. 909-916, 2005.
- [30] พิเชฐร์ สัมปทานุกูล, หลักการทำวิจัย ความสำเร็จในการปฏิบัติ. ศูนย์วิทยาการวิจัย แพทยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ, 2555.
- [31] R. G. Swensson, "Unified measurement of observer performance in detecting and localizing target objects on images," *Medical physics*, vol. 23, pp. 1709-1725, 1996.
- [32] H. O. Hartley, "The maximum F-ratio as a short-cut test for heterogeneity of variance," *Biometrika*, vol. 37, pp. 308-312, 1950.



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



ตารางที่ ก.1 วิธีการคำนวณเพื่อหาจำนวนนับสำหรับหุ่นจำลองของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไตรรอยด์ และภาพคอมบายด์

ลำดับ	ภาพคอมบายด์			ภาพไตรรอยด์		
	จำนวน พิกเซล	ค่าเฉลี่ย จำนวนนับ	จำนวนนับ ทั้งหมด	จำนวน พิกเซล	ค่าเฉลี่ย จำนวนนับ	จำนวนนับ ทั้งหมด
1	4546.01	30.81	140071.51	4546.01	10.92	49619.64
2	5286.10	28.73	151858.94	5286.10	9.89	52284.77
3	6008.00	26.61	159866.90	6008.00	6.77	40698.20
4	5907.99	43.54	257216.12	5907.99	14.88	87899.06
5	6328.04	24.07	152303.24	6328.04	5.48	34652.34
6	5484.30	27.93	153192.98	5484.30	10.05	55117.23
7	7026.31	26.50	186176.03	7026.31	5.45	38307.42
8	4009.58	49.53	198582.32	4009.58	11.68	46815.82
9	3589.53	38.09	136707.10	3589.53	12.46	44707.55
10	5493.39	47.63	261633.83	5493.39	10.85	59614.30
11	3578.62	25.91	92721.91	3578.62	9.27	33159.45
12	4255.06	24.44	103993.69	4255.06	6.78	28832.29
13	4535.10	40.96	185766.56	4535.10	21.59	97899.10
14	4173.23	34.70	144811.19	4173.23	7.33	30589.80
15	5000.61	33.95	169760.57	5000.61	7.73	38659.68
16	4916.96	34.58	170033.36	4916.96	9.67	47566.66
17	4818.77	28.35	136621.65	4818.77	10.76	51840.28
18	4633.29	36.07	167118.10	4633.29	9.72	45049.47
19	4455.09	30.79	137176.52	4455.09	8.94	39824.00
20	5906.17	50.14	296158.99	5906.17	24.72	146006.43

ตารางที่ ก.1 วิธีการคำนวณเพื่อหาจำนวนนับสำหรับหุ่นจำลองของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพไตรอยด์ และภาพคอมบายด์ (ต่อ)

ลำดับ	ภาพคอมบายด์			ภาพไตรอยด์		
	จำนวน พิกเซล	ค่าเฉลี่ย จำนวนนับ	จำนวนนับ ทั้งหมด	จำนวน พิกเซล	ค่าเฉลี่ย จำนวนนับ	จำนวนนับ ทั้งหมด
21	4546.01	28.87	131229.53	4546.01	13.92	63289.48
22	5809.80	26.98	156748.27	5809.80	10.73	62356.53
23	3207.66	37.13	119087.62	3207.66	9.32	29898.61
24	4956.96	33.88	167917.16	4956.96	12.64	62665.94
25	6544.43	31.17	203983.31	6544.43	7.57	49528.24
26	5100.62	29.49	150407.02	5100.62	5.52	28155.41
27	4451.45	31.01	138057.21	4451.45	9.83	43748.83
28	4080.49	36.02	146995.72	4080.49	8.53	34786.21
29	2902.17	35.00	101564.34	2902.17	14.96	43422.27
30	4727.85	34.27	162018.55	4727.85	12.10	57183.30
31	4455.09	56.81	253111.20	4455.09	12.52	55755.39
32	3742.27	24.57	91936.40	3742.27	6.91	25851.61
		ผลรวม=	5224827.83		ผลรวม=	1625785.31
		ค่าเฉลี่ย=	163275.87		ค่าเฉลี่ย=	50805.79
		ค่า แอลฟา=	สัดส่วนของค่าเฉลี่ยบริเวณต่อมไตรอยด์ใน ภาพคอมบายด์และภาพไตรอยด์ =			3.21

ภาคผนวก ข

ค่าความชัด (Contrast) สำหรับการนำไปประมวลผลของข้อมูลหุ่นจำลอง



ตารางที่ ข.1 การคำนวณหาค่าความชัด (Contrast) เพื่อนำไปใช้ในการประมวลผลของข้อมูล
หุ่นจำลอง

ลำดับ ข้อมูล ผู้ป่วย	จำนวน ครั้ง	ตำแหน่งต่อม	จำนวนนับ พื้นที่ด้านซ้าย	ค่าเฉลี่ยของ จำนวนนับของ ต่อม	ค่าความชัด (contrast)
4	1	ต่อมพาราไทรอยด์	103.649	46.702	1.252
		ต่อมไทรอยด์	581.889	37.294	
	2	ต่อมพาราไทรอยด์	50.915	49.571	1.231
		ต่อมไทรอยด์	409.140	40.253	
	3	ต่อมพาราไทรอยด์	69.099	49.421	1.268
		ต่อมไทรอยด์	474.603	38.973	
11	1	ต่อมพาราไทรอยด์	467.329	99.323	1.358
		ต่อมไทรอยด์	1852.952	73.153	
	2	ต่อมพาราไทรอยด์	478.240	98.259	1.399
		ต่อมไทรอยด์	2014.790	70.255	
	3	ต่อมพาราไทรอยด์	400.048	100.623	1.422
		ต่อมไทรอยด์	2003.879	70.744	
15	1	ต่อมพาราไทรอยด์	89.102	83.469	1.439
		ต่อมไทรอยด์	598.254	58.003	
	2	ต่อมพาราไทรอยด์	80.010	83.409	1.479
		ต่อมไทรอยด์	641.896	56.397	
	3	ต่อมพาราไทรอยด์	110.923	80.852	1.442
		ต่อมไทรอยด์	663.717	56.060	

ตารางที่ ข.1 การคำนวณหาค่าความชัด (Contrast) เพื่อนำไปใช้ในการประมวลผลของข้อมูล
หุ่นจำลอง (ต่อ)

ลำดับ ข้อมูล ผู้ป่วย	จำนวน ครั้ง	ตำแหน่งต่อม	จำนวนนับ พื้นที่ด้านซ้าย	ค่าเฉลี่ยของ จำนวนนับของ ต่อม	ค่าความชัด (contrast)
17	1	ต่อมพาราไทรอยด์	110.923	80.934	1.563
		ต่อมไทรอยด์	925.567	51.794	
	2	ต่อมพาราไทรอยด์	118.196	77.292	1.498
		ต่อมไทรอยด์	954.661	51.596	
	3	ต่อมพาราไทรอยด์	87.283	82.667	1.545
		ต่อมไทรอยด์	863.741	53.514	
19	1	ต่อมพาราไทรอยด์	158.201	59.161	1.056
		ต่อมไทรอยด์	838.283	56.013	
	2	ต่อมพาราไทรอยด์	129.107	62.085	1.114
		ต่อมไทรอยด์	967.390	55.729	
	3	ต่อมพาราไทรอยด์	154.564	59.259	1.057
		ต่อมไทรอยด์	931.022	56.053	
20	1	ต่อมพาราไทรอยด์	114.559	62.857	1.372
		ต่อมไทรอยด์	929.203	45.802	
	2	ต่อมพาราไทรอยด์	130.925	62.375	1.334
		ต่อมไทรอยด์	907.383	46.752	
	3	ต่อมพาราไทรอยด์	96.375	63.340	1.393



ตารางที่ ค.1 ระดับของค่าแอลฟา (เท่า) ที่ใช้ในการประมวลผลของข้อมูลผู้ป่วย

ลำดับ	ระดับของค่าแอลฟา (เท่า)				
	0.90	0.95	1.00	1.05	1.10
1	2.5406	2.6818	2.8229	2.9640	3.1052
2	2.6140	2.7592	2.9045	3.0497	3.1949
3	3.5353	3.7317	3.9281	4.1245	4.3209
4	2.6336	2.7800	2.9263	3.0726	3.2189
5	3.9557	4.1754	4.3952	4.6149	4.8347
6	2.5015	2.6404	2.7794	2.9184	3.0573
7	4.3740	4.6170	4.8601	5.1031	5.3461
8	3.8176	4.0297	4.2418	4.4539	4.6660
9	2.7520	2.9049	3.0578	3.2107	3.3636
10	3.9499	4.1693	4.3888	4.6082	4.8277
11	2.5166	2.6564	2.7962	2.9361	3.0759
12	3.2462	3.4265	3.6068	3.7872	3.9675
13	1.7078	1.8027	1.8975	1.9924	2.0873
14	4.2606	4.4973	4.7340	4.9707	5.2074
15	3.9520	4.1716	4.3912	4.6107	4.8303
16	3.2172	3.3959	3.5746	3.7534	3.9321
17	2.3719	2.5037	2.6354	2.7672	2.8990
18	3.3387	3.5242	3.7097	3.8951	4.0806
19	3.1001	3.2723	3.4446	3.6168	3.7890
20	1.8256	1.9270	2.0284	2.1298	2.2312
21	1.8661	1.9698	2.0735	2.1772	2.2808
22	2.2624	2.3881	2.5137	2.6394	2.7651

ตารางที่ ค.1 ระดับของค่าแอลฟา (เท่า) ที่ใช้ในการประมวลผลของข้อมูลผู้ป่วย

ลำดับ	ระดับของค่าแอลฟา (เท่า)				
	0.90	0.95	1.00	1.05	1.10
23	3.5847	3.7839	3.9830	4.1822	4.3814
24	2.4116	2.5456	2.6796	2.8135	2.9475
25	3.7067	3.9126	4.1185	4.3245	4.5304
26	4.8078	5.0749	5.3420	5.6091	5.8762
27	2.8401	2.9979	3.1557	3.3135	3.4712
28	3.8031	4.0144	4.2257	4.4370	4.6483
29	2.1051	2.2220	2.3390	2.4559	2.5729
30	2.5500	2.6917	2.8333	2.9750	3.1167

ภาคผนวก ง

ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลหุ่นจำลอง (Phantom) ของจำนวนนับมีค่าปกติ
(Regular count level) ในภาพไตรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ ง.1 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.2

ระดับค่าแอลฟา	ค่าทางสถิติ	วิธีการลบ กัน	วิธีการสร้างภาพร่วม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.6735	0.4012	0.4444	0.5769	0.6231
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0588	0.0355	0.0418	0.0546	0.0568
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.7927	0.4052	0.4521	0.6093	0.6738
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0616	0.0362	0.0429	0.0572	0.0594
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9847	0.4089	0.4591	0.6392	0.7216
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0673	0.0368	0.0440	0.0595	0.0610
1.05	ค่าเฉลี่ย	1.3609	0.4122	0.4654	0.6663	0.7643
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.1680	0.0374	0.0450	0.0613	0.0615
1.10	ค่าเฉลี่ย	3.0368	0.4153	0.4710	0.6902	0.8006
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	5.4635	0.0379	0.0458	0.0628	0.0613

ตารางที่ ง.2 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.3

ระดับค่า แอลฟา (เท่า)	ค่าทางสถิติ	วิธีการลบ กัน	วิธีการสร้างภาพรวม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.7993	0.5501	0.6020	0.7310	0.7662
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0295	0.0222	0.0243	0.0262	0.0265
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.8831	0.5558	0.6122	0.7635	0.8111
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0311	0.0225	0.0248	0.0259	0.0255
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9917	0.5609	0.6213	0.7931	0.8515
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0350	0.0228	0.0251	0.0252	0.0238
1.05	ค่าเฉลี่ย	1.1382	0.5656	0.6296	0.8192	0.8859
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0471	0.0231	0.0255	0.0244	0.0217
1.10	ค่าเฉลี่ย	1.3479	0.5697	0.6370	0.8419	0.9137
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0819	0.0233	0.0258	0.0235	0.0194

ตารางที่ ง.3 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.4

ระดับค่า แอลฟา (เท่า)	ค่าทางสถิติ	วิธีการลบ กัน	วิธีการสร้างภาพรวม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.8550	0.6436	0.6940	0.8041	0.8309
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0198	0.0158	0.0165	0.0166	0.0171
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.9185	0.6497	0.7044	0.8323	0.8677
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0210	0.0159	0.0166	0.0160	0.0160
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9943	0.6553	0.7138	0.8575	0.8998
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0233	0.0160	0.0167	0.0151	0.0144
1.05	ค่าเฉลี่ย	1.0867	0.6603	0.7223	0.8793	0.9262
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0281	0.0162	0.0168	0.0141	0.0127
1.10	ค่าเฉลี่ย	1.2018	0.6648	0.7300	0.8978	0.9467
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0379	0.0163	0.0168	0.0130	0.0109

ตารางที่ ง.4 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าปกติ (Regular count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่งต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.5

ระดับค่า แอลฟา (เท่า)	ค่าทางสถิติ	การลบ กัน	การสร้างภาพร่วม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.8863	0.7063	0.7527	0.8459	0.8673
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0152	0.0119	0.0121	0.0122	0.0128
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.9372	0.7124	0.7627	0.8702	0.8980
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0162	0.0120	0.0121	0.0115	0.0118
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9955	0.7179	0.7717	0.8915	0.9242
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0178	0.0120	0.0121	0.0107	0.0104
r=1.05	ค่าเฉลี่ย	1.0631	0.7229	0.7798	0.9097	0.9453
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0204	0.0121	0.0121	0.0098	0.0090
1.10	ค่าเฉลี่ย	1.1424	0.7274	0.7871	0.9250	0.9614
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0249	0.0121	0.0120	0.0089	0.0076

ภาคผนวก จ

ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลหุ่นจำลอง (Phantom) ของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็น
ครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพทรอยด์ และภาพคอมบายด์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ จ.1 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมบายด์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่ง ต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.2

ระดับค่า แอลฟา (เท่า)	ค่าทางสถิติ	วิธีการลบ กัน	วิธีการสร้างภาพรวม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.6711	0.3976	0.4382	0.5550	0.5923
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0809	0.0430	0.0512	0.0697	0.0735
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.7916	0.4015	0.4454	0.5816	0.6307
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0890	0.0439	0.0528	0.0739	0.0790
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9904	0.4050	0.4519	0.6063	0.6666
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.1032	0.0447	0.0542	0.0780	0.0849
1.05	ค่าเฉลี่ย	1.4470	0.4082	0.4577	0.6287	0.6990
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.4150	0.0454	0.0555	0.0818	0.0908
1.10	ค่าเฉลี่ย	9.3675	0.4110	0.4630	0.6486	0.7273
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	76.3400	0.0461	0.0566	0.0856	0.0967

ตารางที่ จ.2 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมบายด์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่ง ต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.3

ระดับค่า แอลฟา (เท่า)	ค่าทางสถิติ	วิธีการลบ กัน	วิธีการสร้างภาพรวม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.8009	0.5480	0.5978	0.7168	0.7474
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0396	0.0292	0.0322	0.0355	0.0357
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.8855	0.5535	0.6075	0.7456	0.7853
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0413	0.0296	0.0328	0.0356	0.0352
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9957	0.5585	0.6162	0.7719	0.8198
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0449	0.0300	0.0333	0.0354	0.0342
1.05	ค่าเฉลี่ย	1.1458	0.5630	0.6241	0.7955	0.8502
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0587	0.0304	0.0338	0.0351	0.0330
r=1.10	ค่าเฉลี่ย	1.3645	0.5670	0.6313	0.8163	0.8761
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.1073	0.0307	0.0342	0.0347	0.0316

ตารางที่ จ.3 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมพิวเตอร์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่ง ต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.4

ระดับค่า แอลฟา (เท่า)	ค่าทางสถิติ	วิธีการลบ กัน	วิธีการสร้างภาพรวม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.8561	0.6411	0.6898	0.7929	0.8167
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0268	0.0207	0.0219	0.0224	0.0226
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.9200	0.6471	0.6999	0.8186	0.8487
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0282	0.0209	0.0221	0.0219	0.0216
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9966	0.6525	0.7090	0.8416	0.8773
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0305	0.0211	0.0223	0.0211	0.0202
1.05	ค่าเฉลี่ย	1.0902	0.6574	0.7171	0.8620	0.9018
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0353	0.0213	0.0225	0.0203	0.0186
1.10	ค่าเฉลี่ย	1.2073	0.6618	0.7245	0.8797	0.9222
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0462	0.0214	0.0226	0.0194	0.0171

ตารางที่ จ.4 ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนนับมีค่าต่ำเป็นครึ่งหนึ่งของค่าปกติ (Half count level) ในภาพโทรอยด์ และภาพคอมบายด์ของข้อมูลหุ่นจำลองของค่าความชัดของตำแหน่ง ต่อมพาราโทรอยด์ (LBC) = 1.5

ระดับค่า แอลฟา (เท่า)	ค่าทางสถิติ	วิธีการลบ กัน	วิธีการสร้างภาพรวม			
			10 รอบ	15 รอบ	50 รอบ	100 รอบ
0.90	ค่าเฉลี่ย	0.8880	0.7048	0.7498	0.8378	0.8569
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0199	0.0153	0.0157	0.0158	0.0161
0.95	ค่าเฉลี่ย	0.9391	0.7108	0.7596	0.8601	0.8840
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0210	0.0154	0.0158	0.0152	0.0152
1.00	ค่าเฉลี่ย	0.9978	0.7162	0.7683	0.8799	0.9077
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0227	0.0155	0.0158	0.0144	0.0140
1.05	ค่าเฉลี่ย	1.0659	0.7211	0.7762	0.8972	0.9277
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0255	0.0156	0.0158	0.0136	0.0128
1.10	ค่าเฉลี่ย	1.1459	0.7255	0.7833	0.9120	0.9440
	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.0304	0.0156	0.0158	0.0128	0.0115

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวรัชกาลันนภัทร ศรีศรีรัมย์ เกิดวันที่ 16 พฤศจิกายน พ.ศ. 2534 จังหวัดปทุมธานี สำเร็จการศึกษาในระดับปริญญาบัณฑิต จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมขนถ่ายวัสดุ และโลจิสติกส์ สาขาวิชาวิศวกรรมโลจิสติกส์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ปีพ.ศ. 2557 และเข้ารับการศึกษาต่อระดับปริญญาโทบัณฑิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษาพ.ศ. 2558

