

การประเมินเทคนิคสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สำหรับเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีเพื่อการวินิจฉัยกระดูกข้อมือ

Evaluate of correlation coefficient technique for automated stitching appendicular skeleton x-ray image

ธีรวุฒิ โรจนอัมพวัน^{1*}, พรชัย พุกภักขิทรานนท์¹, สวัสดิ์ ตันทนุช¹, นที อินา² และจงวัฒน์ ชิวกุล²

¹ สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

15 ถนนกาญจนวนิชย์ ตำบลคอหงส์ อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา 90112

² ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

15 ถนนกาญจนวนิชย์ ตำบลคอหงส์ อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา 90112

Thirawut Rojchanaumpawan^{1*}, Pornchai Phukpattaranont¹, Sawit Tanthanuch¹, Natee Ena² and Jongwat Chewakun²

¹ Biomedical Engineering Program, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University

Kho Hong, Hat Yai, Songkla, Thailand, 90112

² Department of Radiology, Faculty of Medicine, Prince of Songkla University

Kho Hong, Hat Yai, Songkla, Thailand, 90112

*ผู้นิพนธ์ประสานงาน : snow_tk@icloud.com เบอร์โทรศัพท์ 093-5766562

บทคัดย่อ

บทความชิ้นนี้กล่าวถึงอัลกอริทึมการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีเพื่อการวินิจฉัยกระดูกข้อมือโดยอาศัยความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มาช่วยระบุตำแหน่งในการเชื่อมต่อ ซึ่งใช้ภาพถ่ายทางรังสีที่ได้มาจากการถ่ายภาพหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสี และใช้เทคนิคเพื่อลดระยะเวลาในการประมวลผลภาพโดยการกรองสัญญาณและลดขนาดภาพ ประกอบกับการใช้เทคนิคในการสร้างกรอบสี่เหลี่ยมหรือหน้าต่างล้อมรอบพิกเซลของภาพ เพื่อระบุตำแหน่งในการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แทนการเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ทุก ๆ พิกเซลในภาพ ซึ่งผลจากการทดสอบค่าความถูกต้องในการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีกระดูกข้อมือส่วนบนและกระดูกข้อมือส่วนล่างพบว่าสูงถึง 97.60 เปอร์เซ็นต์และ 98.22 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ

คำสำคัญ เชื่อมต่อภาพ สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ 2 มิติ เทคนิคหน้าต่าง

Abstract

This article presents the X-ray image stitching algorithm for appendicular skeleton diagnosis based on correlation coefficients. The X-ray images samples were obtained from phantom models. The proposed technique decreased processing time by filtering and reducing image size, in contrast to the old technique which used all pixel points for finding correlation coefficient. Moreover, the proposed method reduced processing time by creating rectangular frames around connected points to identify the image reference for finding correlation coefficient. The accuracy results of the correlation between radiography of upper limb and lower scapula were 97.60 and 98.22 percent.

Keywords: stitching images, 2 dimensional correlation coefficient, window technique

1. บทนำ

ภาพถ่ายทางรังสีถือเป็นภาพถ่ายทางการแพทย์ที่ถูกเลือกใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของกระดูกในลำดับแรก จากข้อมูลสถิติของกรมกิจการผู้สูงอายุในปี 2559 พบว่ามีผู้สูงอายุมากถึง 16,981,509 คน ซึ่งคิดเป็น 14.764 เปอร์เซ็นต์ของประชากรทั้งหมดในประเทศ [1] และผู้สูงอายุเหล่านี้มีโอกาสเป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับกระดูก เช่น กระดูกพรุน กระดูกคด กระดูกหัก ซึ่งเมื่อได้รับการตรวจ มีความจำเป็นต้องใช้ภาพถ่ายทางรังสีเพื่อยืนยันความผิดปกติเหล่านี้ แต่ภาพถ่ายทางรังสีในปัจจุบันมีขนาดใหญ่สุดที่ 43.18 เซนติเมตร ทำให้การถ่ายภาพทางรังสีในบางส่วนของกระดูกจำเป็นต้องใช้การถ่ายภาพถึงสองครั้งขึ้นไปเช่น กระดูกสันหลัง หรือ กระดูกข้อมือ และนำภาพเหล่านั้นมาเชื่อมต่อกันเพื่อดูความผิดปกติ ดังนั้นการนำภาพถ่ายทางรังสีมาเชื่อมกันในตำแหน่งที่ไม่ถูกต้องจะส่งผลต่อการวินิจฉัยที่ไม่ถูกต้องและส่งผลเสียต่อตัวผู้ป่วย งานวิจัยชิ้นนี้จึงได้ทำการพัฒนาแบบจำลองการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีเพื่อการวินิจฉัยกระดูกข้อมือขึ้นมา เพื่อเป็นต้นแบบในการสร้างและพัฒนาแบบจำลองการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีในกระดูกที่สามารถใช้งานได้จริงในโรงพยาบาล และเพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีส่วนอื่น ๆ ต่อไป โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 แบบตามจำนวนข้อมือของร่างกายคือ 1 กระดูกข้อมือส่วนล่าง (lower extremities) และ 2 กระดูกข้อมือส่วนบน (upper extremities)

ในปัจจุบันมีการพัฒนางานวิจัยที่ช่วยในการเชื่อมต่อภาพโดยใช้เทคนิคหลายหลายรูปแบบ [2-5] เช่น เทคนิคของ Harris corner detection, Feature detection, SIFT (scale invariant feature transform), SURF (speed up robust feature), Edge detection และ correlation coefficient ซึ่งงานวิจัยเหล่านี้ เหมาะสำหรับการต่อภาพเชิงปริทัศน์ (panorama) ดังนั้นเมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับภาพถ่ายทางรังสีซึ่งมีการแปลกปน จึงส่งผลให้เกิดความผิดพลาดและความคลาดเคลื่อนสูง งานวิจัยนี้ใช้ภาพถ่ายทางรังสีซึ่งมีการปรากฏการณ์แอโนดฮิลล์เอฟเฟกต์เกิดขึ้นบนภาพที่นำมาใช้ทดลอง จึงทำให้งานวิจัยชิ้นนี้มีความแตกต่างจากงานวิจัยดังกล่าวและยังมีโอกาสที่จะพัฒนางานวิจัยไปประยุกต์ใช้กับภาพชนิดอื่นได้อีกด้วย

2. ทฤษฎีและวิธีการดำเนินการวิจัย

2.1 หลักการเกิดและการได้มาซึ่งภาพถ่ายทางรังสี

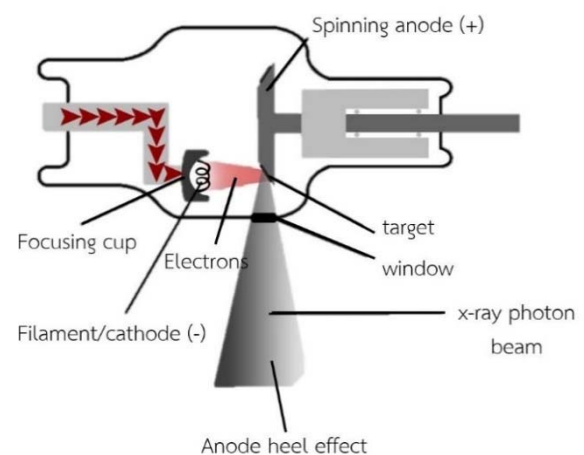
ภาพถ่ายทางรังสีเกิดจากการฉายรังสีเอกซ์ลงบนวัตถุที่มีความสามารถในการดูดซับรังสีที่แตกต่างกัน [6] วัตถุที่มีความหนาแน่นมากเช่น กระดูก จะดูดซับรังสีได้มากทำให้รังสีทะลุได้น้อยจึงเกิดภาพที่มีโทนสีขาว ส่วนวัตถุที่มีความหนาแน่น

น้อยเช่น เนื้อเยื่อ จะดูดซับปริมาณรังสีได้น้อยจึงเกิดเป็นภาพโทนสีดำ

การถ่ายภาพทางรังสีจะต้องมีการจัดทำของผู้ป่วยให้มีความเหมาะสมเพื่อให้ภาพถ่ายทางรังสีที่ได้มีความคมชัด ไม่เบลอ หรือเกิดเงาจนทำให้ภาพที่ได้มีลักษณะผิดเพี้ยน การจัดทำที่ต่างกันจะทำให้วัตถุเดียวกันมีมุมมองภาพที่ต่างกัน เช่น การจัดทำภาพถ่ายทางรังสี anterior posterior leg (AP leg) จะได้ภาพในมุมมองจากด้านหน้าขาไปยังข้างหลัง (น่อง) แต่หากจัดทำภาพถ่ายทางรังสี posterior anterior leg (PA leg) จะได้ภาพถ่ายทางรังสีในมุมมองจากด้านหลัง (น่อง) มายังหน้าขา เป็นต้น

2.2 แอโนดฮิลล์เอฟเฟกต์ (anode heel effect)

แอโนดฮิลล์เอฟเฟกต์เป็นปรากฏการณ์ที่อธิบายถึงการแผ่รังสีเอกซ์จากหลอดเอกซเรย์ออกมาในลักษณะเชิงมุม ดังแสดงในรูปที่ 1 อิเล็กตรอนถูกปล่อยออกมาจากขั้วลบ (cathode) ไปตกกระทบบังแผ่นโลหะเป้าหมายที่ขั้วบวก (anode) และสะท้อนรังสีเอกซ์ออกมาในลักษณะของความเข้มที่ไม่เท่ากัน โดยจะมีความเข้มของรังสีมากเมื่ออยู่ใกล้ขั้วลบ (cathode) และจะมีความเข้มของรังสีน้อยลงเมื่ออยู่ใกล้ขั้วบวก (anode) ผลกระทบจากการที่มีลักษณะความเข้มของรังสีที่ปล่อยออกมาอย่างไม่สม่ำเสมอทำให้ข้อมูลภาพมีความเข้มของระดับสัญญาณไม่เท่ากัน เกิดเป็นสัญญาณแปลกปนที่เกิดขึ้นกับภาพถ่ายทางรังสี



รูปที่ 1 การทำงานของหลอดเอกซเรย์

ที่มา : <https://radiopaedia.org/articles/anode-heel-effect>

2.3 การกรองสัญญาณภาพ

การกรองสัญญาณภาพเป็นวิธีหนึ่งที่ใช้ในการปรับระดับสัญญาณให้มีความเรียบเนียนมากยิ่งขึ้นโดยกระทำในลักษณะ 2 มิติ ซึ่งในงานวิจัยชิ้นนี้ได้เลือกใช้วิธีการกรองที่เรียกว่า การกรองแบบค่าเฉลี่ย (average filter) เข้ามากระทำกับ

ภาพถ่ายทางรังสีโดยผลจากการกรองสัญญาณด้วยวิธีนี้จะให้ผล ลัพธ์ทางเวลาที่รวดเร็วและการบิดเบือนข้อมูลภาพที่น้อย โดยรูปแบบการกรองสัญญาณภาพด้วยวิธีค่าเฉลี่ย F สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 1

$$F = \frac{1}{N} \sum_{p,q} A(p,q)B(x-p+1,y-q+1) \quad (1)$$

เมื่อ A คือ กรอบที่ใช้กำหนดขนาดของตัวกรอง
B คือ กรอบที่ใช้กำหนดขนาดของภาพ
p คือ ตำแหน่งในแนวคอลัมน์ของตัวกรอง
q คือ ตำแหน่งในแนวแถวของตัวกรอง
x คือ ตำแหน่งในแนวคอลัมน์ของภาพ
y คือ ตำแหน่งในแนวแถวของภาพ
N คือ จำนวนพิกเซลทั้งหมดของภาพ

2.4 การลดขนาดภาพ

ภาพถ่ายทางรังสีมีขนาดภาพที่ใหญ่ การประมวลผลภาพที่มีขนาดใหญ่หรือมีจำนวนข้อมูลเยอะจะส่งผลต่อจำนวนครั้งและเวลาในการคำนวณ วิธีการลดจำนวนครั้งในการคำนวณที่ง่ายที่สุดคือ การลดขนาดภาพให้เล็กลงโดยในงานวิจัยชิ้นนี้ได้เลือกวิธี การประมาณค่าในช่วง (interpolation) [7-8] เข้ามาช่วยในการลดขนาดภาพ โดยการปรับปรุงข้อมูลภาพสามารถทำได้ 2 ลักษณะคือ

- (1) การประมาณค่าในช่วง แบบเพิ่มจำนวน เช่น ข้อมูลพิกเซลที่ 1 มีค่าเท่ากับ 10 และข้อมูลในพิกเซลที่ 3 มีค่าเท่ากับ 30 ดังนั้นจึงสามารถประมาณค่าพิกเซลที่ 2 ได้เท่ากับ 20
- (2) การประมาณค่าในช่วง แบบลดจำนวน เช่น ข้อมูลพิกเซลที่ 1 มีค่าเท่ากับ 10 และข้อมูลในพิกเซลที่ 2 มีค่าเท่ากับ 20 ดังนั้นเมื่อนำพิกเซลทั้งสองมารวมกัน จะได้ข้อมูลในพิกเซลเท่ากับ 15

2.5 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (correlation coefficient)

สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เป็นค่าที่บ่งบอกถึงระดับความสัมพันธ์ของตัวแปร [9] ซึ่งในที่นี้คือความสัมพันธ์ของพิกเซลโดยระดับความสัมพันธ์นี้จะแบบเชิงเส้นมีค่าระหว่าง -1 ถึง 1 ซึ่งหมายความว่าหากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่าเป็น -1 ตัวแปรทั้งสองจะมีความสัมพันธ์แบบตรงกันข้าม แต่หากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่าเป็น 1 ตัวแปรทั้งสองมีความสัมพันธ์แบบตามกัน และหากมีค่าเป็น 0 แสดงว่าตัวแปรทั้งสองไม่มีความสัมพันธ์กันเลย และในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ชนิดเพียร์สัน (Pearson's correlation coefficient : P) มาเป็นสมการในการหาความสัมพันธ์ระหว่างภาพถ่ายทางรังสีทั้งสองภาพ ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2

$$P = \frac{\sum_{x,y} (A_{x,y} - \bar{A})(B_{x,y} - \bar{B})}{\sqrt{(\sum_{x,y} (A_{x,y} - \bar{A})^2)(\sum_{x,y} (B_{x,y} - \bar{B})^2)}} \quad (2)$$

เมื่อ A_{xy} คือ ค่าของตัวแปร A (ส่วนของภาพถ่ายทางรังสีภาพที่ 1) ในลำดับที่ x และ y
 B_{xy} คือ ค่าของตัวแปร B (ส่วนของภาพถ่ายทางรังสีภาพที่ 2) ในลำดับที่ x และ y
 $\bar{A}$ คือ ค่าเฉลี่ย 2 มิติของตัวแปร A
 $\bar{B}$ คือ ค่าเฉลี่ย 2 มิติของตัวแปร B
x คือ ตำแหน่งในแนวคอลัมน์ของภาพ
y คือ ตำแหน่งในแนวแถวของภาพ

2.6 วิธีดำเนินการวิจัย

การศึกษาการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสี ใช้ภาพที่ถ่ายโดยเครื่องเอกซเรย์ Samsung XGEO GC80 series ซึ่งเป็นเครื่องเอกซเรย์ชนิด DR (digital radiography) โดยภาพทั้ง 2 รูปแบบจะถูกเก็บเป็นไฟล์ดิจิทัลทางการแพทย์ (digital image and communication in medicine) หรือ ไดคอมไฟล์ (DICOM) จากนั้นจะนำมาเข้าสู่กระบวนการปรับแต่งภาพ และประมวลผลการเชื่อมต่อภาพต่อไปตามลำดับ

โดยรูปแบบที่ใช้ในการกำหนดฟังก์ชันการถ่ายภาพทางรังสีในงานวิจัยนี้มี 2 รูปแบบคือ

- (1) รูปแบบการถ่ายภาพทางรังสีกระดูกต้นขา มุมมองจากข้างหน้าไปข้างหลัง (thigh AP) โดยใช้แผ่นรับภาพขนาด 17x14 นิ้ว ระดับพลังงาน 72 kVp, 125 mA, 10 mAs และมีหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีส่วนสะโพกและขา (phantom hip/leg) เป็นตัวแบบในการถ่ายภาพทางรังสี
- (2) รูปแบบการถ่ายภาพทางรังสีกระดูกต้นแขน มุมมองจากข้างหน้าไปข้างหลัง (humerus AP) โดยใช้แผ่นรับภาพขนาด 17x14 นิ้ว ระดับพลังงาน 65 kVp, 100 mA, 6 mAs และมีหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีส่วนอกและแขน (phantom chest/arm) เป็นตัวแบบในการถ่ายภาพทางรังสี

2.6.1 การเก็บข้อมูลภาพ

ทำการเก็บภาพ 2 รูปแบบตามจำนวนชนิดกระดูกยางค์คือ

- (1) ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพทางรังสีกระดูกยางค์ส่วนล่าง (สะโพกไปจนถึงขา) ซึ่งจะทำให้การถ่ายภาพทางรังสี 2 ภาพ โดยภาพแรกเกิดจากการถ่ายหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีกระดูกส่วนสะโพกไปจนถึงหัวเข่า และภาพที่สองครอบคลุมบริเวณหัวเข่าไปจนถึงหน้าแข้ง ซึ่งทั้งสองภาพจะมีส่วนของภาพบริเวณหัวเข่าที่ซ้อนกัน (overlap)

(2) ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพทางรังสีกระดูกครายงค์ ส่วนบน (หัวไหล่ไปจนถึงมือ) ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับการถ่ายภาพทางรังสีรูปแบบที่ 1 คือมีการถ่ายภาพทางรังสี 2 ภาพ ภาพแรกเกิดจากการถ่ายภาพหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีครอบคลุมบริเวณบริเวณหัวไหล่ไปจนถึงข้อศอก และภาพที่สองครอบคลุมบริเวณข้อศอกไปจนถึงฝ่ามือ และภาพทั้งสองจะมีส่วนของภาพบริเวณข้อศอกที่ซ้อนกัน ส่วนที่ซ้อนกันของภาพทั้งในรูปแบบที่ 1 และรูปแบบที่ 2 นั้น ถูกควบคุมขณะถ่ายภาพให้มีส่วนที่ซ้อนกันเท่ากับ 20 เปอร์เซ็นต์ของขนาดภาพ ซึ่งจะมีความสำคัญอย่างมากในการเชื่อมต่อภาพเข้าด้วยกัน

2.6.2 การกรองสัญญาณภาพ

ภาพถ่ายทางรังสีทุกภาพจะถูกกรองสัญญาณภาพด้วยตัวกรองค่าเฉลี่ยแบบ 2 มิติ ก่อนที่จะเข้าสู่ขั้นตอนถัดไปเสมอ เพื่อให้การประมวลผลมีความง่ายและรวดเร็วมากขึ้น ซึ่งการกรองสัญญาณภาพจะทำให้เสียข้อมูลหรือมีการผิดเพี้ยนของภาพเล็กน้อย แต่ไม่ส่งผลกระทบต่อการใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

2.6.3 การปรับขนาดภาพ

ในขั้นตอนการเก็บข้อมูลภาพถ่ายทางรังสีจะใช้แผ่นรับภาพ wireless portable detector (S4335-W) ที่ติดตั้งอยู่ในเครื่องเอกซเรย์ ซึ่งมีขนาดของบริเวณการรับภาพอยู่ที่ 426 มิลลิเมตร x 345 มิลลิเมตร และให้ความละเอียดของการแสดงผลในเมทริกซ์ภาพเท่ากับ 3,040 แถวและ 2,466 คอลัมน์ แต่ในการแสดงผลที่ความละเอียดนี้จะทำให้สัดส่วนของอวัยวะที่สนใจในภาพถ่ายรังสีมีขนาดเล็กเมื่อเทียบกับขนาดภาพ ดังนั้นในบางครั้งนักรังสีจำเป็นต้องมีการตัด (crop) ภาพถ่ายทางรังสีเฉพาะในส่วนของอวัยวะที่สนใจทำให้มีการเปลี่ยนแปลงจำนวนเมทริกซ์ภาพทั้งในแนวแถวและแนวคอลัมน์ จึงต้องมีการปรับขนาดภาพที่ต้องการเชื่อมต่อให้มีจำนวนแถวและจำนวนคอลัมน์เท่ากันก่อนที่จะนำมาเชื่อมต่อภาพ ซึ่งในขั้นตอนนี้จะทำการปรับขนาดของภาพถ่ายทางรังสีในหลายขนาดเพื่อทดสอบว่าจะส่งผลต่อความถูกต้องในการเชื่อมต่อภาพและผลกระทบอื่น ๆ ที่เกิดขึ้นอย่างไร

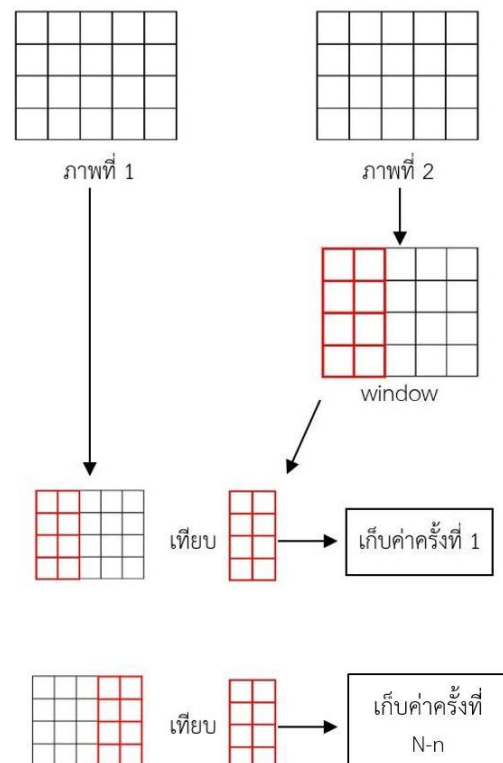
2.6.4 การระบุบริเวณที่ใช้สำหรับหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

การเชื่อมต่อภาพมีลักษณะคล้ายกับการเอาภาพมาชนกันและมีบางส่วนซ้อนทับกันอยู่ บริเวณส่วนที่ซ้อนทับกันนี้จะเป็นส่วนที่ใช้สำหรับหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ และเนื่องจากการชนกันของภาพเกิดจากการนำส่วนท้ายของภาพที่ 1 มาต่อกับส่วนต้นของภาพที่ 2 จึงสามารถใช้เทคนิคการสร้างหน้าต่าง (window) หรือกรอบสี่เหลี่ยมดังแสดงในรูปที่ 2 เพื่อคลุมเฉพาะบริเวณที่ต้องการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ได้ ซึ่งในการทดลองมีภาพขนาด M แถว N คอลัมน์จะสร้างหน้าต่างที่มีขนาด M แถว n คอลัมน์ มาคลุมบริเวณส่วนต้น

ของภาพที่ 2 เพื่อสร้างเป็นหน้าต่าง (โดย n จะต้องมีความไม่เกิน 20 เปอร์เซ็นต์ของ N) และใช้หน้าต่างนี้เทียบกับภาพที่ 1 เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์โดยเทียบตามลำดับเริ่มจากคอลัมน์ที่ 1 ของภาพที่ 1 จนไปสิ้นสุดที่คอลัมน์ N-n

2.6.5 การเชื่อมต่อภาพ

นำค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่ได้จากการเทียบภาพที่ 1 และภาพที่ 2 ด้วยเทคนิคการสร้างหน้าต่างมาพล็อตกราฟเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่สูงที่สุดว่าอยู่ในตำแหน่งคอลัมน์ที่เท่าไร และใช้ตำแหน่งนี้เป็นตำแหน่งอ้างอิงในการเชื่อมต่อภาพทั้งสองเข้าด้วยกัน



รูปที่ 2 เทคนิคการเทียบกลุ่มพิกเซลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ด้วยวิธีการสร้างหน้าต่าง

3. ผลการวิจัยและอภิปราย

3.1 การเก็บข้อมูลภาพ

ภาพที่เก็บได้จากการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีมี 2 รูปแบบดังแสดงในรูปที่ 3 ภาพถ่ายภาพทางรังสีหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีส่วนสะโพกและขา โดยภาพทั้งสองมีขนาด 2995 แถว 2435 คอลัมน์ และรูปที่ 4 ภาพถ่ายภาพทางรังสีหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับสาธิตฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีส่วนอกและแขน โดยภาพถ่ายทางรังสีส่วนอกมีขนาด 2867 แถว 2435 คอลัมน์ ภาพถ่ายภาพทางรังสีส่วนแขนมีขนาด 2995 แถว 2435 คอลัมน์



(ก)



(ข)

รูปที่ 3 ภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองสาธิตสำหรับฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสี (ก) ส่วนสะโพก (ข) ส่วนขา



(ก)

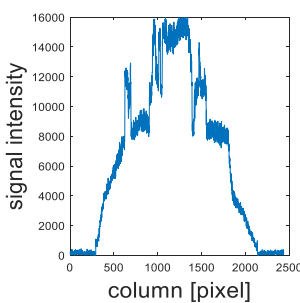


(ข)

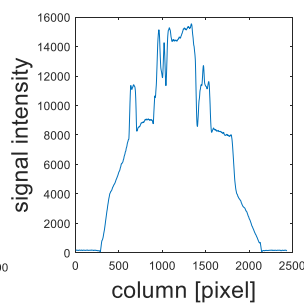
รูปที่ 4 ภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองสาธิตสำหรับฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสี (ก) ส่วนอก (ข) ส่วนแขน

3.2 การกรองสัญญาณ

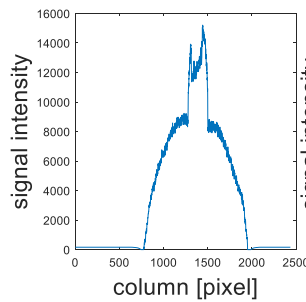
ผลที่ได้จากการกรองสัญญาณภาพทำให้สัญญาณภาพมีความเรียบเนียนและสม่ำเสมอมากขึ้นดังแสดงในรูปที่ 5 เปรียบเทียบผลลัพธ์การกรองสัญญาณภาพของภาพถ่ายทางรังสีกระดูกยางค์ส่วนล่างกับภาพต้นฉบับ และรูปที่ 6 เปรียบเทียบผลลัพธ์การกรองสัญญาณภาพของภาพถ่ายทางรังสีกระดูกยางค์ส่วนบนกับภาพต้นฉบับ โดยในภาพต้นฉบับและภาพที่ผ่านการกรองสัญญาณของทั้งสองรูปเป็นการพล็อตสัญญาณภาพที่ตำแหน่งเดียวกันในตำแหน่งแถวที่ 1,200 ของทุกคอลัมน์



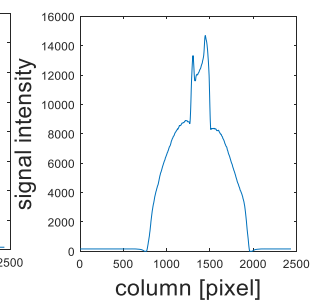
(ก)



(ข)

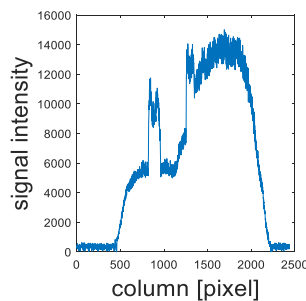


(ค)

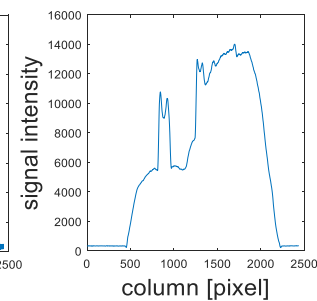


(ง)

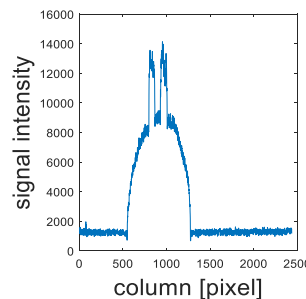
รูปที่ 5 (ก) และ (ข) สัญญาณภาพส่วนสะโพกก่อนการกรองและหลังการกรองตามลำดับ (ค) และ (ง) สัญญาณภาพส่วนต้นขาก่อนการกรองและหลังการกรองตามลำดับ



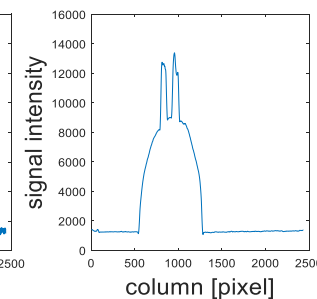
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

รูปที่ 6 (ก) และ (ข) สัญญาณภาพส่วนอกก่อนการกรองและหลังการกรองตามลำดับ (ค) และ (ง) สัญญาณภาพส่วนต้นแขนก่อนการกรองและหลังการกรองตามลำดับ

3.3 การลดขนาดภาพ

การลดขนาดภาพให้เล็กลงส่งผลโดยตรงต่อจำนวนครั้งในการคำนวณ โดยในขั้นตอนนี้จะทำการลดขนาดเมทริกซ์ภาพในแนวแถวและในแนวคอลัมน์ของทั้ง 2 รูปแบบคือ 1 ถ่ายภาพทางรังสีกระดูกยางค์ส่วนล่าง และ 2 ถ่ายภาพทางรังสีกระดูกยางค์บน ให้เล็กลงมาที่ 50 และ 25 เปอร์เซ็นต์ของภาพตามลำดับดังแสดงในตารางที่ 1 ข้อมูลภาพที่ถูกลดขนาดเทียบตามอัตราส่วนของขนาดภาพจริง

ตารางที่ 1 ข้อมูลภาพในแนวแถวและแนวคอลัมน์ที่ถูกลดขนาดของภาพถ่ายทางรังสีกระดูกยางค์ส่วนล่างและส่วนบน

อัตราส่วนภาพ 1 (เปอร์เซ็นต์)	กระดูกยางค์ส่วนล่าง	
	สะโพก	ขา
100	2995x2435	2995x2435
50	1498x1218	1498x1218
25	749x609	749x609
อัตราส่วนภาพ 2 (เปอร์เซ็นต์)	กระดูกยางค์ส่วนบน	
	อก	แขน
100	2867x2435	2995x2435
50	1434x1218	1498x1218
25	717x609	749x609

3.3 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

ทำการเก็บค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ทั้งหมด 2 ชุดโดยใช้เทคนิคการสร้างหน้าต่างรูปที่ 2 ซึ่งในภาพแต่ละชุดจะมีการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของขนาดหน้าต่างต่อความถูกต้องในการเชื่อมต่อภาพ โดยมีการกำหนดขนาดหน้าต่างให้มีความกว้างของคอลัมน์ (n) ที่ 20, 10 และ 5 เปอร์เซ็นต์ของขนาดภาพที่นำมาเปรียบเทียบหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์โดยชุดที่ 1 เก็บค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่ได้จากการเปรียบเทียบภาพถ่ายทางรังสีกระดูกยางค์ส่วนล่าง 2 ภาพคือ ภาพส่วนสะโพกและภาพส่วนขา ที่ถูกลดขนาดตามข้อมูลในตารางที่ 1 ส่วนชุดที่ 2 เป็นเก็บค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่ได้จากการเปรียบเทียบภาพถ่ายทางรังสีกระดูกยางค์ส่วนบน 2 ภาพคือ ภาพส่วนอกและภาพส่วนแขน ที่ถูกลดขนาดตามข้อมูลในตารางที่ 1

ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ในแต่ละชุดข้อมูลย่อยจะมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่สูงที่สุดซึ่งเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความเหมือนกันของภาพ จึงใช้ประโยชน์จากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่สูงที่สุดนี้มาเป็นตำแหน่งอ้างอิงในการเชื่อมต่อภาพ โดยตารางที่ 2 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่วัดได้จากการเปรียบเทียบภาพในแต่ละชุดข้อมูลย่อย พร้อมทั้งวัดค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสอง (mean square error) ในตำแหน่งที่มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่สูงที่สุด เพื่อยืนยันความถูกต้องในการเชื่อมต่อภาพ

โดยทั่วไปการเชื่อมต่อภาพทางรังสีจะยอมให้มีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองไม่เกิน 2 เปอร์เซ็นต์เทียบกับขนาดแผ่นรับภาพ และในงานวิจัยชิ้นนี้ได้ใช้แผ่นรับภาพที่มีขนาด 17x14 นิ้ว จึงหมายความว่าสามารถมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองที่ยอมรับได้ไม่เกิน 0.8636 จากข้อมูลในตารางที่ 2 จะพบว่าในแต่ละชุดข้อมูลภาพที่ 1 และชุดข้อมูลภาพที่ 2 มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่ใกล้เคียงกันมากทั้งที่มีการปรับ

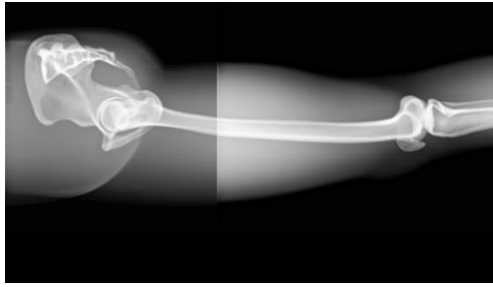
ลดขนาดภาพให้เล็กลง อีกทั้งยังมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองที่ไม่เกินค่าที่กำหนดไว้ เพื่อประสิทธิภาพในผลของการเชื่อมต่อและลดระยะเวลาในการประมวลผลข้อมูลของอัลกอริทึม ผู้วิจัยจึงเลือกการปรับลดขนาดภาพให้เหลือ 25 เปอร์เซ็นต์ และขนาดหน้าต่างเท่ากับ 5 เปอร์เซ็นต์ของขนาดภาพ ทั้งในการเชื่อมต่อกระดูกยางค์ส่วนล่างและกระดูกยางค์ส่วนบน

ตารางที่ 2 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่วัดได้ในแต่ละชุดข้อมูลย่อยและค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสอง

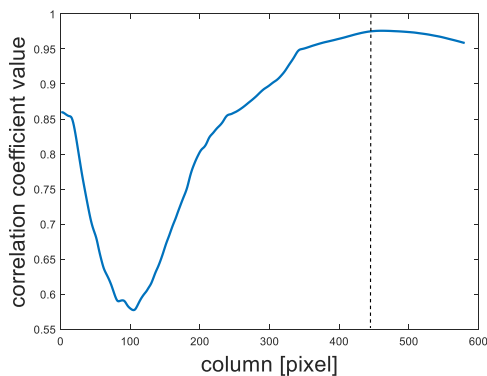
ภาพชุดที่ 1			
อัตราส่วนภาพ 1 (เปอร์เซ็นต์)	อัตราส่วนหน้าต่าง (เปอร์เซ็นต์)	correlation coefficient	mean square error
100	20	0.9782	0.6331
	10	0.9773	0.2448
	5	0.9762	0.2223
50	20	0.9781	0.4578
	10	0.9773	0.4179
	5	0.9762	0.4053
25	20	0.9781	0.8374
	10	0.9772	0.7875
	5	0.9760	0.7087
ภาพชุดที่ 2			
อัตราส่วนภาพ 2 (เปอร์เซ็นต์)	อัตราส่วนหน้าต่าง (เปอร์เซ็นต์)	correlation coefficient	mean square error
100	20	0.9846	0.0837
	10	0.9831	0.0842
	5	0.9820	0.0844
50	20	0.9845	0.1656
	10	0.9831	0.1732
	5	0.9819	0.1735
25	20	0.9850	0.3413
	10	0.9835	0.3481
	5	0.9822	0.3503

3.4 ผลจากการเชื่อมต่อภาพ

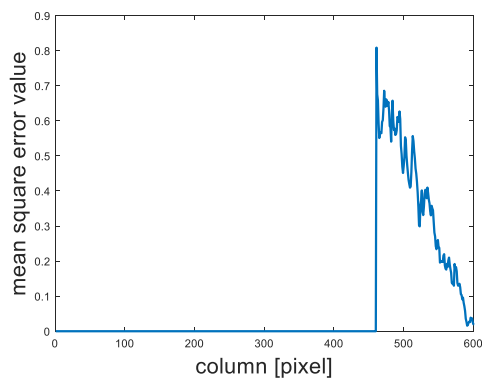
ผลจากการเชื่อมต่อภาพโดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่สูงที่สุดที่วัดได้จากการเปรียบเทียบภาพสองภาพที่ถูกปรับลดขนาดให้เหลือ 25 เปอร์เซ็นต์ของขนาดภาพเดิม



(ก)



(ข)



(ค)

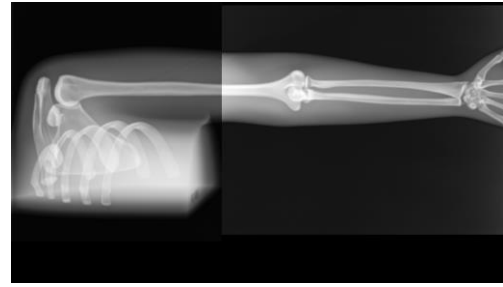
รูปที่ 7

(ก) ผลการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีกระดูกกรยางค์ส่วนล่าง

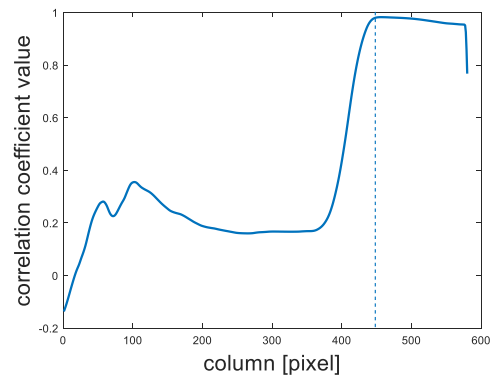
(ข) ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

(ค) ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสอง

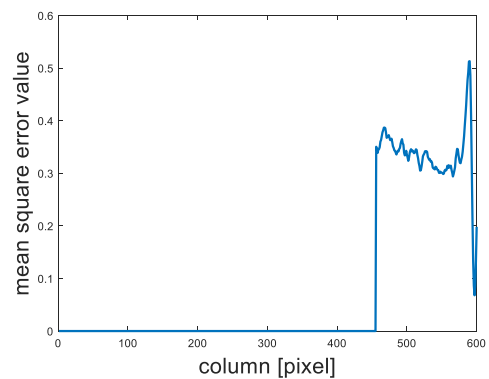
รูปที่ 7 กรณีที่ 1 เป็นผลจากการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีส่วนสะโพกและขา มีลักษณะการเชื่อมต่อภาพในตำแหน่งที่ไม่ทำให้รูปร่างไม่ผิดเพี้ยนเมื่อสังเกตด้วยตาเปล่า โดยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูงสุดที่วัดได้คือ 0.9760 ซึ่งอยู่ในตำแหน่งคอลัมน์ที่ 454 (เส้นประ) และมีความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองเท่ากับ 0.7087 ในตำแหน่งเดียวกัน



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 8

(ก) ผลการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีกระดูกกรยางค์ส่วนบน

(ข) ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

(ค) ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสอง

กรณีที่ 2 เป็นผลจากการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีส่วนอกและแขนดังแสดงในรูปที่ 8 มีลักษณะการเชื่อมต่อภาพในตำแหน่งที่ไม่ได้ทำให้รูปร่างผิดเพี้ยนเช่นเดียวกับภาพถ่ายทางรังสีส่วนสะโพกและขา โดยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูงสุดที่วัดได้อยู่ในตำแหน่งคอลัมน์ที่ 451 มีค่าเท่ากับ 0.9822 (เส้นประ) และค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองที่วัดได้คือ 0.3503



4. บทสรุป

บทความชิ้นนี้นำเสนออัลกอริทึมการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีเพื่อการวินิจฉัยกระดูกกรยางค์ โดยใช้เทคนิคของการเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างภาพ 2 ภาพที่ผ่านขั้นตอนการกรองสัญญาณและปรับขนาดของภาพเพื่อจัดองค์ประกอบและพารามิเตอร์ของภาพให้เหมาะสมก่อนการเชื่อมต่อ จากนั้นจะใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่สูงที่สุดซึ่งได้มาจากการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มพิกเซลของภาพ 2 ภาพ มาเป็นตำแหน่งอ้างอิงในการเชื่อมต่อภาพ ซึ่งในกระบวนการกรองสัญญาณและลดขนาดภาพจะส่งผลโดยตรงต่อจำนวนครั้งในการคำนวณและเวลาในการประมวลผลภาพ โดยจากการทดลองในภาพถ่ายทางรังสีกระดูกกรยางค์ส่วนล่างและกระดูกกรยางค์ส่วนบนพบว่าผลการลดขนาดภาพมีผลกระทบต่อการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์น้อยมาก จึงควรเลือกใช้การลดขนาดของภาพให้เหลือ 25 เปอร์เซ็นต์ของขนาดภาพจริง จะทำให้ได้จำนวนครั้งในการคำนวณน้อยที่สุดโดยไม่ทำให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองเกิน 0.8636 ทั้งกรณีภาพถ่ายทางรังสีกระดูกกรยางค์ส่วนล่างและกระดูกกรยางค์ส่วนบน นอกจากนี้ผลลัพธ์จากการประมวลผลโดยใช้ขนาดภาพที่ 25 เปอร์เซ็นต์ของขนาดภาพจริงประกอบกับเทคนิคการสร้างหน้าต่างทำให้ได้ค่าความถูกต้องในการเชื่อมต่อภาพถ่ายทางรังสีของกระดูกกรยางค์ส่วนล่างและกระดูกกรยางค์ส่วนบนเท่ากับ 97.60 เปอร์เซ็นต์และ 98.22 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ และแม้ว่าจะมีผลกระทบที่ทำให้ภาพมีระดับสัญญาณไม่สม่ำเสมอซึ่งเป็นผลมาจากปรากฏการณ์แอนดฮิลล์เอฟเฟกต์ก็ยังสามารถวัดค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองได้น้อยกว่าเกณฑ์ที่กำหนดคือเท่ากับ 0.7087 ในกรณีภาพถ่ายทางรังสีกระดูกกรยางค์ส่วนล่างและ 0.3503 ในกรณีกระดูกกรยางค์ส่วนบน

5. อ้างอิง

- [1] ข้อมูลสถิติจำนวนผู้สูงอายุประเทศไทยประจำปี 2559. Available from: <http://www.dop.go.th/th/Know/1/51> [Accessed 20th November 2017].
- [2] Fan Y, Yan H, Zhen ZD, Ang Y. Improvement of automated image stitching system for dr x-ray images. Comput Biol Med. 2016;71: 108-14.
- [3] Patil VP, Gohaatre UB. Performance comparison of image stitching methods under different illumination conditions. Int J Eng Technol Sci Res. 2017;4(9):249-59.
- [4] Rankov V, Locke RJ, Edens RJ, Barber PR, Vojnovic B. An algorithm for image stitching and blending. In: Conchello JA, Cogswell CJ, Wilson T, editors. Three- dimensional and multidimensional microscopy: Image acquisition and processing 12; 2005 Mar, p. 190-99.
- [5] Paudel K. Stitching of x-ray image. thesis. Uppsala university; 2012.
- [6] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt JR EM, Boone JM. X- ray production x- ray tubes and x- ray generators. In: Mitchell CW, editor. The essential physics of medical imaging. China: Lippincott Williams & Wilkins;2012: p. 171-206.
- [7] Sreegadha GS. Image Interpolation Based On Multi Scale Gradients. In: procedia. comput. sci. j. 2016; 85:713-24.
- [8] Fadnavis S. Image interpolation techniques in digital image processing: an overview. Int J Eng Res App. 2014;4(10):70-3.
- [9] Bracewell RB. Two-dimensional convolution. In: Oppenheim AV, editor. Two-dimensional imaging. New Jersey: Prentice-Hall;1995. p. 179-87.