บทความวิจัย

การจำลองการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอนใน 2 มิติ

จิตกร ผลโยญ[*]
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี อุบลราชธานี 34190
**Email: polyon@yahoo.com*

รับบทความ: 23 พฤศจิกายน 2564 แก้ไขบทความ: 30 พฤศจิกายน 2564 ยอมรับตีพิมพ์: 3 ธันวาคม 2564

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อจำลองการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอนใน 2 มิติ โดยออกแบบและเขียนโปรแกรมจำลองวัตถุตัวอย่าง คำนวณการสร้างภาพ k-space และคำนวณการสร้างภาพคืน โดยใช้โปรแกรม Visual C# วัตถุตัวอย่างแทนด้วยความเข้มของจุดภาพพื้นที่หน้าตัดของหลอดตัวอย่างบรรจุสารละลาย จำนวน 3 หลอด ที่ยาวเท่ากันมัดติดกัน มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของแต่ละหลอดเท่ากับ 20 mm ให้สัดส่วนของความเข้มของภาพในแต่ละหลอดเป็น 1 : 2 : 3 โดยความเข้มของจุดภาพในแต่ละหลอดตัวอย่างแทนความหนาแน่นของโปรตอน ในการคำนวณ ได้ใช้บริเวณในการสร้างภาพ (FOV) เป็น 50×50 mm^2 และใช้ความละเอียดของภาพเป็น 128 × 128 จุดภาพ ในงานวิจัยนี้ ได้คำนวณการสร้างภาพ k-space จากการแปลงฟูเรียร์ และการสร้างภาพคืนจากการแปลงฟูเรียร์กลับ โดยใช้เงื่อนไขการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอนใน 2 มิติ ผลการคำนวณ พบว่า ภาพ k-space ของวัตถุจำลองที่ได้ให้ภาพที่ชัดเจน และภาพที่คำนวณได้ในกระบวนการสร้างภาพคืน มีสัดส่วนความเข้มของภาพสอดคล้องกับความเข้มของภาพวัตถุตัวอย่าง แต่มีคมชัดของภาพลดลงเล็กน้อย เนื่องจากความเข้มของสีบางส่วนในภาพ k-space หายไปในระหว่างการแปลงค่าตำแหน่งจากการแปลงฟูเรียร์กลับ นอกจากนี้ ในการสร้างภาพคืนมีการเกิดภาพซ้อนกับภาพตรงข้ามที่อยู่นอก FOV แต่ยังสามารถแก้ไขได้โดยการปรับขนาดของภาพ k-space ให้ตรงกับขนาดของภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนโดยการปรับระยะของข้อมูลในแนวแกน k_x และระยะของข้อมูลในแนวแกน k_y ให้สอดคล้องกับระยะของข้อมูลในแนวแกน x และระยะข้อมูลในแนวแกน y ตามลำดับ

คำสำคัญ: การสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอน การแปลงฟูเรียร์ การแปลงฟูเรียร์กลับ การสร้างภาพคืน

อ้างอิงบทความนี้
จิตกร ผลโยญ. (2564). การจำลองการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอนใน 2 มิติ. **วารสารวิทยาศาสตร์และวิทยาศาสตร์ศึกษา**, 4(2), 178 - 189.

ลิขสิทธิ์โดย คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี

Research Article

Simulation of 2D Magnetic Resonance Imaging

Chittakorn Polyon*

Department of Physics, Faculty of Science, Ubon Ratchathani University, Ubon Ratchathani, 34190

**Email: polyon@yahoo.com*

Received <23 November 2021>; Revised <30 November 2021>; Accepted <3 December 2021>

Abstract

This research aims to simulate 2D Magnetic Resonance Imaging (MRI). A Visual C# program was designed and performed to simulate an object sample, calculate k-space images, and calculate reconstructed images. The pixel's intensity represents the selection, the cross-sectional area of 3 water sample tubes of the same length tied together. The diameter of each tube is 20 mm. The image intensity ratio in each tube is 1: 2: 3, where the intensity of the image spot in each sample tube represents the proton density. In the calculations, the field of view (FOV) was used as 50×50 mm^2, and the image resolution was 128 × 128 pixels. In this research, using 2D MRI conditions, the k-space images were calculated from the Fourier transform, and the reconstructed images were calculated from the inverse Fourier Transform. The calculation results showed that the k-space images of the simulated object were given clear pictures and images computed in the process of image reconstruction were a proportion of the image intensities corresponding to the intensities of the sample object image, but reducing image sharpness because some of the color intensities in the k-space image were lost during the inverse Fourier transform process. In addition, in the image reconstruction, the object image is overlapping (aliasing) with the opposite image outside the FOV. However, it can also be corrected by adjusting the size of the k-space image to match the size of the reconstruction image by adjusting the axial data distance k_x and the axial data distance k_y according to the axial data distance x and the axial data distance y, respectively.

Keywords: Magnetic Resonance Imaging, Fourier transform, inverse Fourier transform, image reconstruction

Cite this article:

Polyon, C. (2021). Simulation of 2D Magnetic Resonance Imaging (in Thai). **Journal of Science and Science Education**, 4(2), 178 - 189.

บทนำ

การสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอน (Magnetic Resonance Imaging, MRI) (Bushong, 1988; Partain, et al., 1988; Preston and Dietz, 1991; Hashemi, et al., 2017) เป็นเทคนิคการสร้างภาพบริเวณภายในของวัตถุ โดยใช้ปรากฏการณ์การสั่นพ้องแม่เหล็กนิวเคลียร์ (Nuclear Magnetic Resonance, NMR) ซึ่งจะเกิดเฉพาะนิวเคลียสที่มีค่าสปินไม่เป็นศูนย์ โดยทั่วไปนิวเคลียสที่นิยมศึกษาเป็นนิวเคลียสของไฮโดรเจนหรือเรียกว่า โปรตอน (^{1}H) ซึ่งเป็นส่วนประกอบของโมเลกุล เช่น น้ำ ไขมัน โปรตีน เป็นต้น มีค่าสปินเป็น ½ เมื่อนิวเคลียสของไฮโดรเจนได้รับพลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่เท่ากับความถี่ลาร์มอร์ (Larmor frequency) ของนิวเคลียสนั้น จะทำให้สภาวะสมดุลของแมกนิไตเซชัน (magnetization) เปลี่ยนไป และเมื่อหยุดให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไปแล้วแมกนิไตเซชันของนิวเคลียสนี้จะคายพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่เท่ากับความถี่ลาร์มอร์ออกมา และเกิดเป็นสัญญาณ NMR ในขดลวดรับสัญญาณ ซึ่งขนาดของสัญญาณ NMR ที่มาจากเนื้อเยื่อต่าง ๆ จะขึ้นกับปริมาณความหนาแน่นของโปรตอน จึงทำให้สามารถแยกชนิดของเนื้อเยื่อได้ ในการสร้างภาพที่เกิดจากความหนาแน่นของโปรตอน เราใช้การเข้ารหัสของตำแหน่งในรูปของความถี่ของสัญญาณที่ได้มาจากวัตถุ ซึ่งทำได้โดยใช้แม่เหล็กเกรเดียนต์ร่วมกับแม่เหล็กหลัก สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ (gradient magnetic fields) ที่เพิ่มเข้ามาในระบบ MRI มีความสำคัญอย่างมากต่อการสร้างภาพ MRI โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ลาร์มอร์ของนิวเคลียสของวัตถุกับความเข้มสนามแม่เหล็กหลัก ในการสร้างภาพ MRI ทำได้โดยการเปลี่ยนแปลงสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ ทั้ง 3 แกนที่ตั้งฉากกัน คือ ในแนวแกน x ในแนวแกน y และในแนวแกน z ในระบบพิกัดคาร์ทีเซียน ทำให้นิวเคลียสในบริเวณต่าง ๆของวัตถุที่อยู่ในสนามแม่เหล็กลัพธ์มีความเข้มแตกต่างกัน ทำให้ได้สัญญาณที่เป็นผลรวมของสัญญาณ NMR มีความถี่ต่างกัน ในการประมวลผลภาพจากสัญญาณที่ได้นี้ จะใช้วิธีการแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform) (Bracewell, 1986; Gallagher, et al., 2008) ในการแยกความถี่การสั่นพ้องของนิวเคลียสแต่ละตัวออกมา ทำให้สามารถสร้างภาพของวัตถุได้ ซึ่งความถี่ที่แยกออกมานี้จะเป็นตัวบ่งบอกตำแหน่งของนิวเคลียสที่ส่งสัญญาณนี้ออกมา

การวิจัยการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็ก (magnetic resonance) เพื่อให้ได้สัญญาณของภาพที่ดี มีนักวิจัยหลายกลุ่มที่ได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับการสร้างภาพนี้ ซึ่งแต่ละกลุ่มวิจัยมีวิธีในการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กที่แตกต่างกันออกไป เช่น การสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอน (Magnetic Resonance Imaging, MRI) (Edelstein, et al., 1980) การสร้างภาพการสั่นพ้องทางแม่เหล็กของอิเล็กตรอน (Electron Paramagnetic Resonance Imaging, EPRI) (Eaton and Eaton, 1984; Testa, et al., 1993; Alecci, et al., 1994) และการสร้างภาพการสั่นพ้องทางแม่เหล็กของโปรตอนและอิเล็กตรอนพร้อมกัน โดยการลดสนามแม่เหล็กสำหรับอิเล็กตรอน (Field-Cycled Proton-Electron Double-Resonance Imaging, FC-PEDRI) (Lurie, et al., 1998; Puwanich, et al., 1999; Li, et al., 2002; Polyon, et al., 2008) เป็นต้น โดยแต่ละวิธีก็จะพยายามทำให้เห็นสัญญาณของภาพที่ชัดเจนขึ้น ซึ่งจะมีการใช้สนามแม่เหล็กในการสร้างภาพที่แตกต่างกันไป เช่น มีการเพิ่มสนามแม่เหล็กในการสร้างภาพหรือถ้าต้องการสร้างภาพที่สนามแม่เหล็กต่ำและให้ได้ภาพที่มีสัญญาณชัด ต้องเลือกความถี่ที่เหมาะสม ในการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กด้วยเทคนิคนี้ก็ได้มีการวิจัยอย่างต่อเนื่อง โดยในปี 1999 มีกลุ่มนักวิจัยได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับการเข้ารหัสของ MRI ที่มีประสิทธิภาพและรวดเร็วมากขึ้น (Pruessmann, et al., 1999) โดยได้มีการกำหนดกรอบในการเก็บข้อมูลที่สัมพันธ์กันกับกรอบข้อมูลของบริเวณวัตถุที่ต้องการสร้างภาพ ทำให้ได้ภาพของวัตถุที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น เนื่องจากไม่มีสัญญาณที่มารบกวนภาพหรือทำให้เกิดภาพซ้อน (aliasing) ในภาพ ต่อมาในปี 2008 มีกลุ่มนักวิจัยได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับความสัมพันธ์ของการแปลงฟูเรียร์กับการสร้างภาพของ MRI (Gallagher, et al., 2008) ซึ่งในการใช้สมการแปลงฟูเรียร์ได้มีการปรับฟังก์ชันต่าง ๆ เช่น การเอาความถี่ต่ำออกจากภาพ ทำให้ได้ภาพที่ชัดขึ้น

ในงานวิจัยนี้ได้ศึกษาการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอนผ่านการจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ใน 2 มิติ โดยใช้เงื่อนไขของสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ ซึ่งเข้ารหัสข้อมูลโดยใช้ความถี่และเฟส ข้อมูลที่ได้อยู่ในโดเมนที่เป็นส่วนกลับกับโดเมนของภาพวัตถุซึ่งเรียกว่า k-space ข้อมูลที่ได้นี้จะนำไปประมวลผลโดยใช้การแปลงฟูเรียร์กลับ (Inverse Fourier transform) เพื่อถอดรหัสความถี่และเฟสซึ่งจะให้ตำแหน่งต่าง ๆของโปรตอนที่สอดคล้องกัน ทำให้ได้ภาพโปรตอนที่ต้องการได้ เราเรียกขั้นตอนนี้ว่าการสร้างภาพคืน (image reconstruction) การวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์อย่างมากในการศึกษาเพื่อทำนายลักษณะของสัญญาณภาพเบื้องต้นโดยไม่ต้องรอภาพสัญญาณของวัตถุที่ถ่ายด้วยด้วยเครื่อง MRI ทำให้ค่าใช้จ่ายในการดำเนินการสร้างภาพลดลง

Copyright by Faculty of Science, Ubon Ratchathani University

ทฤษฎี

การสร้างภาพการสั่นพ้องทางแม่เหล็กของโปรตอน (Magnetic Resonance Imaging, MRI)

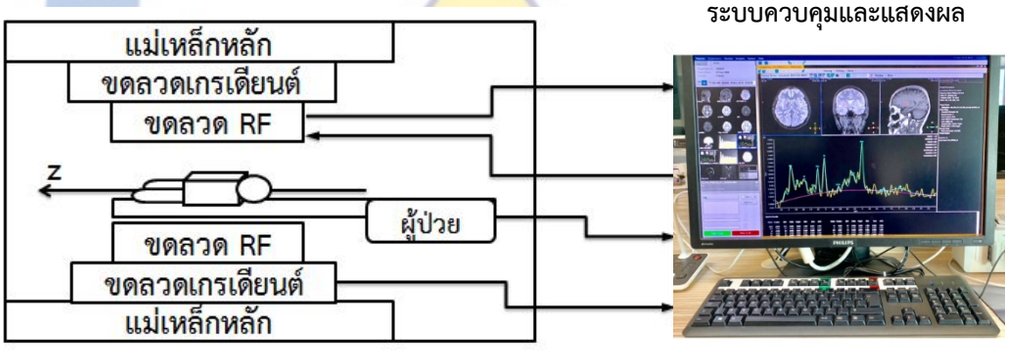
การสร้างภาพการสั่นพ้องทางแม่เหล็กของโปรตอน หรือ MRI เป็นเทคนิคที่ใช้สำหรับสร้างภาพอวัยวะภายในร่างกาย โดยใช้หลักการของแม่เหล็กไฟฟ้าและคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยการส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่ลาร์มอร์เข้าสู่ร่างกายขณะอยู่ในสนามแม่เหล็กความเข้มสม่ำเสมอ และรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจากโปรตอนในร่างกาย แล้วนำสัญญาณที่ได้มาประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์ ทำให้ได้ภาพอวัยวะภายในของร่างกายได้ เช่น สมอง กระดูกสันหลัง ตับ ไต ข้อ เป็นต้น ซึ่งจะให้ภาพที่มีความคมชัดมาก สามารถแยกเนื้อเยื่อของร่างกายที่ปกติและที่ผิดปกติออกจากกันได้โดยที่ไม่ก่อให้เกิดอันตรายใด ๆ ต่อผู้รับการตรวจ ระบบเครื่องมือที่ใช้ในการสร้างภาพ MRI แสดงดังภาพที่ 1 มีองค์ประกอบดังนี้

1) แม่เหล็กหลัก (main magnet) มีหน้าที่ในการจัดแมกนิไตเซชันของร่างกายให้อยู่ในแนวเดียวกัน ในปัจจุบัน เครื่อง MRI ที่ใช้ตามโรงพยาบาลมีความเข้มของสนามสูงในระดับ 1.5 T หรือสูงกว่า

2) ขดลวดเกรเดียนต์ (gradient coils) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้สร้างสนามแม่เหล็กความเข้มต่ำที่เปลี่ยนแปลงขนาดของสนามแบบเชิงเส้นตามตำแหน่ง ซึ่งมีอัตราการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กตามตำแหน่งคงที่ อุปกรณ์ชุดนี้เป็นส่วนสำคัญสำหรับการสร้างภาพโดยเฉพาะการเลือกส่วนของตัวอย่าง (slice selection) หรือการเข้ารหัสตำแหน่ง (frequency encoding)

3) ขดลวดคลื่นวิทยุ (radio frequency coils) หรือ เรียกว่าขดลวด RF ซึ่งใช้ในการส่งสัญญาณคลื่นวิทยุที่ใช้ในการกระตุ้นสปินของโปรตอนและใช้รับสัญญาณ NMR ของสปินโปรตอนในร่างกาย

4) ระบบควบคุม (control system) ทำหน้าที่ในการควบคุมกระแสไฟฟ้าสำหรับแม่เหล็กหลัก ควบคุมกระแสไฟฟ้าสำหรับขดลวดเกรเดียนต์ ควบคุมการส่งพัลส์ของคลื่น RF ที่ใช้ในการกระตุ้นโปรตอน ควบคุมการรับสัญญาณ NMR จากร่างกาย ซึ่งอยู่ภายในขดลวด RF และทำการประมวลผลของสัญญาณที่ได้ให้ออกมาเป็นภาพโดยการสร้างภาพคืน



ภาพที่ 1 ระบบการสร้างภาพ MRI

ขดลวดเกรเดียนต์จะมีขนาดความเข้มต่ำ สามารถเปลี่ยนแปลงสนามแม่เหล็กในแต่ละตำแหน่งในแต่ละช่วงเวลาได้ และสามารถเพิ่มหรือลดอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้ได้ตามความต้องการ อุปกรณ์ชุดนี้เป็นส่วนสำคัญสำหรับการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็ก สนามแม่เหล็กที่ได้จากขดลวดเกรเดียนต์ เรียกว่า เกรเดียนต์สนามแม่เหล็ก ซึ่งเป็นสนามแม่เหล็กที่มีความเข้มไม่สูงมาก โดยสนามแม่เหล็กนี้จะมีการรวมกับสนามแม่เหล็กหลัก ($\overrightarrow{B_0}$) ที่มีความเข้มสม่ำเสมอ ทำให้ผลของสนามแม่เหล็กรวมมีการเปลี่ยนแปลงความเข้มขึ้นกับตำแหน่ง เกรเดียนต์ (G) มีขนาดเท่ากับอัตราการเปลี่ยนแปลงของความเข้มสนามแม่เหล็กต่อหนึ่งหน่วยระยะทาง เกรเดียนต์ในระบบการสร้างภาพ MRI มีทั้งหมด 3 ทิศทางที่ตั้งฉากกัน คือ ทิศทางในแนวแกน x, y และ z แทนด้วยสัญลักษณ์ G_x , G_y และ G_z ตามลำดับ โดยที่ความเข้มของสนามแม่เหล็ก ($\overrightarrow{B_z}$) ที่ตำแหน่ง x, y และ z ใด ๆ

หลักการในการสร้างภาพ MRI ใน 2 มิติ เริ่มจากการเลือกส่วนของตัวอย่าง (slice) ในระนาบ 2 มิติ เพื่อทำให้โปรตอนที่อยู่ในส่วนของตัวอย่างเท่านั้นที่มีการตอบสนองต่อความถี่ในการสั่นพ้อง ซึ่งเลือกกระตุ้นเฉพาะแมกนิไตเซชัน ($\overrightarrow{M}$) ในส่วนของตัวอย่างนั้นเท่านั้น ขณะที่แมกนิไตเซชันของโปรตอนที่อยู่นอกส่วนของตัวอย่างจะไม่ถูกรบกวนเพราะว่าพัลส์ RF ที่ใช้ในการกระตุ้นแมกนิไตเซชันจะมีผลต่อความถี่ในการสั่นพ้องของโปรตอนในส่วนของตัวอย่างเท่านั้น ในการเลือกส่วนของตัวอย่างในวัตถุที่วางอยู่ในแนวแกน z เมื่อเปิดเกรเดียนต์ในแนวแกน z (G_z) และกระตุ้นด้วยพัลส์ RF ผลของ G_z ทำให้ความถี่ในการสั่นพ้องของโปรตอนมีการเปลี่ยนแปลงแบบเชิงเส้นกับระยะทาง ซึ่งทำให้ $\overrightarrow{M}$ ของโปรตอนมีการกระจายช่วงความถี่ในการสั่นพ้องตามระยะทาง ดังนั้น ในการเลือกกระตุ้น $\overrightarrow{M}$ ของโปรตอนในส่วนของตัวอย่างที่ต้องการก็เพียงแต่เลือกพัลส์ RF ที่มีช่วงความถี่ (profile) ที่ต้องการเท่านั้น

ในขั้นตอนการเลือกส่วนของตัวอย่าง (ในแนว z) จะทำให้ได้สัญญาณจากโปรตอนอยู่ในส่วนของตัวอย่าง การเข้ารหัสตำแหน่งของสัญญาณที่ได้จากส่วนของตัวอย่าง เราใช้เกรเดียนต์อีก 2 แนวที่เหลือ คือ แนวแกน x และแนวแกน y เพื่อแยกข้อมูลและเข้ารหัสตำแหน่งในส่วนของตัวอย่าง ซึ่งทำได้โดยการเข้ารหัสความถี่ (frequency encoding) ในแนวแกน x และการเข้ารหัสเฟส (phase encoding) ในแนวแกน y จากหลักการแปลงฟูเรียร์ใน 2 มิติ (2D Fourier transform) ในลำดับพัลส์ (pulse sequence) แบบ spin-warp (Edelstein, et al., 1980) ลักษณะการเข้ารหัสแสดงดังภาพที่ 2 ข้อมูลที่ได้จากการเข้ารหัสโดยใช้ความถี่และเฟส คือ สัญญาณ FID ที่มีขนาดขึ้นกับความหนาแน่นและคุณสมบัติของโปรตอน โดยมีความถี่และเฟสที่ใช้ขึ้นกับตำแหน่งของโปรตอนนั้น ๆ ในการสร้างภาพ MRI ข้อมูลที่ได้จากการกระตุ้นจะอยู่ในโดเมนที่เป็นส่วนกลับของภาพวัตถุ เรียกว่า k-space (D. Moratal, et al., 2008) นั่นคือ ส่วนที่ใหญ่ในโดเมนหนึ่ง จะเป็นส่วนที่เล็กในอีกโดเมนหนึ่ง ข้อมูลใน k-space ประกอบด้วยสัญญาณ NMR ที่ได้จากขั้นตอนในการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กซึ่งต้องส่งประมวลผลด้วยการแปลงฟูเรียร์กลับ ในการสร้างเป็นภาพ k-space จะเป็นข้อมูล 2 มิติ ดังแสดงในภาพที่ 3 โดยข้อมูลในแนวแกน x ได้มาจากข้อมูลในการเข้ารหัสจากการเก็บความถี่ (k_x) และมีข้อมูลในแนวแกน y ได้มาจากข้อมูลในการเข้ารหัสจากการเก็บเฟส (k_y) ซึ่งมีความสัมพันธ์กับเกรเดียนต์ G_x และ G_y ดังสมการ

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x t_x \tag{1}$$

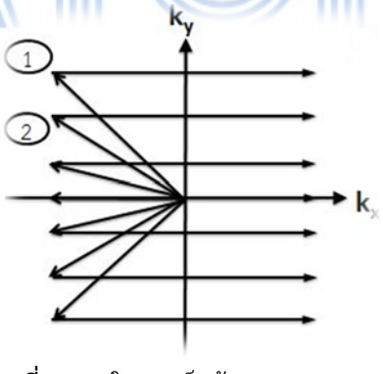
และ

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y t_y \tag{2}$$

เมื่อ t_x และ t_y คือ ช่วงเวลาที่เปิดเกรเดียนต์ G_x และ G_y ตามลำดับ และ γ คือ อัตราส่วนไจโรแมกเนติก (gyromagnetic ratio)

$\omega_1\phi_1$	$\omega_2\phi_1$	$\omega_3\phi_1$	$\omega_4\phi_1$	$\omega_5\phi_1$
$\omega_1\phi_2$	$\omega_2\phi_2$	$\omega_3\phi_2$	$\omega_4\phi_2$	$\omega_5\phi_2$
$\omega_1\phi_3$	$\omega_2\phi_3$	$\omega_3\phi_3$	$\omega_4\phi_3$	$\omega_5\phi_3$
$\omega_1\phi_4$	$\omega_2\phi_4$	$\omega_3\phi_4$	$\omega_4\phi_4$	$\omega_5\phi_4$
$\omega_1\phi_5$	$\omega_2\phi_5$	$\omega_3\phi_5$	$\omega_4\phi_5$	$\omega_5\phi_5$

ภาพที่ 2 ภาพส่วนของตัวอย่างที่มีขนาด 5x5 จุดภาพ ที่แสดงการเข้ารหัสตำแหน่งในส่วนของตัวอย่าง โดยใช้หลักการของ spin-warp ซึ่งใช้การเข้ารหัสทั้งความถี่ (ω) และเฟส (ϕ) ทั้งสองแนวของภาพ



ภาพที่ 3 ภาพในการเก็บข้อมูลแบบ k-space

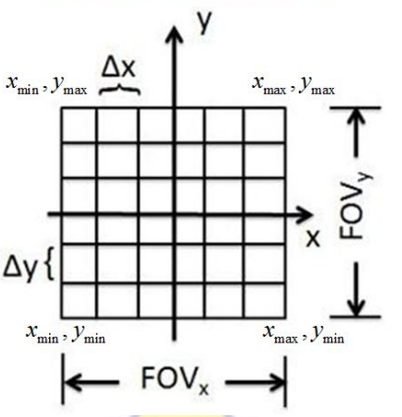
Copyright by Faculty of Science, Ubon Ratchathani University

ในการสร้างภาพ k–space จากการเข้ารหัสความถี่ (ω) และการเข้ารหัสเฟส (ϕ) ของตำแหน่งวัตถุตัวอย่างที่แสดงในภาพที่ 4 เราสามารถเขียนสมการการแปลงฟูเรียร์ $G(\omega,\phi)$ ของวัตถุตัวอย่าง $g(x,y)$ ได้เป็น

$$G(\omega,\ \phi)=\sum_{y_{\min}}^{y_{\max}}\sum_{x_{\min}}^{x_{\max}} g(x,\ y)\ e^{-i(\gamma G_x xt+\gamma G_y yt)}\Delta x\Delta y \tag{3}$$

หรือ ในเทอมของ $G\left(k_x,\ k_y\right)$ เป็น

$$G\left(k_x,\ k_y\right)=\sum_{y_{\min}}^{y_{\max}}\sum_{x_{\min}}^{y_{\max}} g(x,\ y)\ e^{-i2\pi(k_x x\ +\ k_y y)}\Delta x\Delta y \tag{4}$$



$$\Delta x=\frac{x_{\max}-x_{\min}}{m}\quad \text{และ}\quad \Delta y=\frac{y_{\max}-y_{\min}}{n}$$

ภาพที่ 4 การกำหนดขนาดของ Δx และ Δy ในวัตถุตัวอย่าง

จากสมการที่ (3) และ (4) ค่า Δx และ Δy เป็นระยะเล็ก ๆ ของด้านวัตถุ ซึ่งหาได้จากวิธีการแบ่งกรอบของภาพ (Field of View, FOV) ออกเป็น m และ n ส่วน ตามลำดับ ดังแสดงในภาพที่ 4 จากสมการ (4) จะเห็นว่าการแปลงฟูเรียร์อยู่ในรูปของฟังก์ชันเชิงซ้อน (complex function) ซึ่งสามารถแยกสมการออกเป็นสมการส่วนจริง (Real part) และสมการส่วนจินตภาพ (Imaginary part) ได้ดังนี้

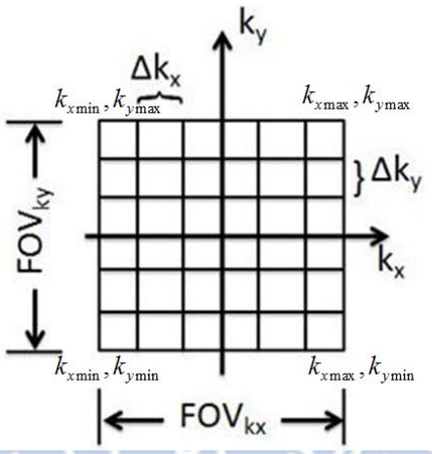
$$G\left(k_x,\ k_y\right)=\sum_{y_{\min}}^{y_{\max}}\sum_{x_{\min}}^{x_{\max}} g(x,\ y)\ \left\{\cos\left[2\pi(k_x x\ +\ k_y y)\right]-i\sin\left[2\pi(k_x x\ +\ k_y y)\right]\right\}\Delta x\Delta y \tag{5}$$

ส่วนจริง :
$$G_R\left(k_x,\ k_y\right)=\sum_{y_{\min}}^{y_{\max}}\sum_{x_{\min}}^{x_{\max}} g(x,\ y)\ \cos\left[2\pi(k_x x\ +\ k_y y)\right]\Delta x\Delta y \tag{6}$$

ส่วนจินตภาพ :
$$G_I\left(k_x,\ k_y\right)=-\sum_{y_{\min}}^{y_{\max}}\sum_{x_{\min}}^{x_{\max}} g(x,\ y)\ \sin\left[2\pi(k_x x\ +\ k_y y)\right]\Delta x\Delta y \tag{7}$$

ในการสร้างภาพคืนจากการถอดรหัสความถี่ (ω) และเฟส (ϕ) ของตำแหน่งวัตถุตัวอย่างที่อยู่ในรูปแบบของ k-space ทำได้โดยการแปลงฟูเรียร์กลับ (Inverse Fourier transform) ดังสมการ

$$g(x,\ y)\ =\sum_{k_{y\min}}^{k_{y\max}}\sum_{k_{x\min}}^{k_{x\max}} G\left(\omega,\ \phi\right)\ e^{-i(\omega t+\phi)}\omega\phi \tag{8}$$



$$\Delta k_x = \frac{k_{x\max} - k_{x\min}}{m} \quad \text{และ} \quad \Delta k_y = \frac{k_{y\max} - k_{y\min}}{n}$$

ภาพที่ 5 การกำหนดขนาดของ Δk_x และ Δk_y ในภาพ k-space

ทำนองเดียวกันกับสมการ (4) จากสมการ (8) เขียนใหม่ได้เป็น

$$g(x,\, y) = \sum_{k_{y\min}}^{k_{y\max}} \sum_{k_{x\min}}^{k_{x\max}} G(k_x,\, k_y)\, e^{-i2\pi(k_x x\, +\, k_y y)} \Delta k_x \Delta k_y \tag{9}$$

ซึ่งสามารถแยกได้เป็นวัตถุส่วนจริง (real part, g_R) และวัตถุส่วนจินตภาพ (imaginary part, g_I) ดังสมการ

ส่วนจริง : $$g_R(x,\, y) = \sum_{k_{y\min}}^{k_{y\max}} \sum_{k_{x\min}}^{k_{x\max}} G(k_x,\, k_y) \cos[2\pi(k_x x\, +\, k_y y)] \Delta k_x \Delta k_y \tag{10}$$

ส่วนจินตภาพ : $$g_I(x,\, y) = -\sum_{k_{y\min}}^{k_{y\max}} \sum_{k_{x\min}}^{k_{x\max}} G(k_x,\, k_y) \sin[2\pi(k_x x\, +\, k_y y)] \Delta k_x \Delta k_y \tag{11}$$

ค่า Δk_x และ Δk_y เป็นขนาดเล็ก ๆ ของ k_x และ k_y ซึ่งหาได้จากวิธีการแบ่งกรอบภาพออกเป็น m และ n ส่วน ตามลำดับ ดังแสดงในภาพที่ 5

ในการสร้างภาพจากโดเมนหนึ่งไปยังอีกโดเมนหนึ่ง อาจทำให้เกิดภาพซ้อน (aliasing) ได้ เนื่องจากข้อมูลแต่ละโดเมนไม่สัมพันธ์กัน โดยเราจะมีวิธีหลีกเลี่ยงการเกิดภาพซ้อน ได้โดยให้ค่า Δk_x และ Δk_y สอดคล้องดังสมการ

$$\Delta k_x = \frac{1}{FOV_x} \qquad \text{และ} \qquad \Delta k_y = \frac{1}{FOV_y} \tag{12}$$

วัตถุประสงค์การวิจัย

1. เพื่อสร้างภาพ k-space ของวัตถุตัวอย่างจำลองใน 2 มิติ
2. เพื่อสร้างภาพคืนใน 2 มิติ ของ k-space ของวัตถุตัวอย่างจำลอง

วิธีดำเนินการวิจัย

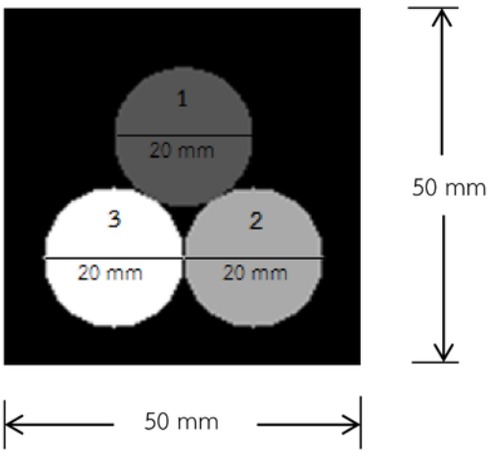
ในการวิจัย ได้ออกแบบและเขียนโปรแกรมจำลองการสร้างภาพของวัตถุตัวอย่างจำลองใน 2 มิติ โดยการออกแบบและเขียนโปรแกรมการสร้างภาพ k–space จากภาพวัตถุตัวอย่างจำลองที่สร้างขึ้น รวมทั้งออกแบบและเขียนโปรแกรมการสร้างภาพคืนจากภาพ k–space ที่ได้ มีขั้นตอนในการวิจัย ดังนี้

1) การออกแบบวัตถุตัวอย่างจำลอง

ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบให้วัตถุตัวอย่างจำลองแทนความเข้มของโปรตอน ซึ่งมีลักษณะเป็นหลอดทดลองจำนวน 3 หลอดวางติดกันเป็น 1 ชุด โดยแต่ละหลอดบรรจุโปรตอนที่กระจายกันอยู่อย่างสม่ำเสมอ โดยมีความหนาแน่นของโปรตอนในหลอดทดลองที่ 1, 2 และ 3 ด้วยอัตราส่วน 1 : 2 : 3 ตามลำดับ ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดทดลองแต่ละหลอดมีขนาดเท่ากับ 20 mm และบริเวณที่ใช้ในการสร้างภาพ (FOV) เท่ากับ 50 x 50 mm^2 ดังแสดงในภาพที่ 6 ในการจำลองการสร้างภาพ

Copyright by Faculty of Science, Ubon Ratchathani University

MRI โปรตอนของวัตถุตัวอย่างจำลองนี้ จะเก็บค่าความเข้มของโปรตอนในเทอมของจุดภาพด้วยความละเอียดของจุดภาพเท่ากับ 128 × 128 จุดภาพ โดยใช้สีของจุดภาพเป็นแบบ gray scale มีระดับสีเป็น 256 ระดับ



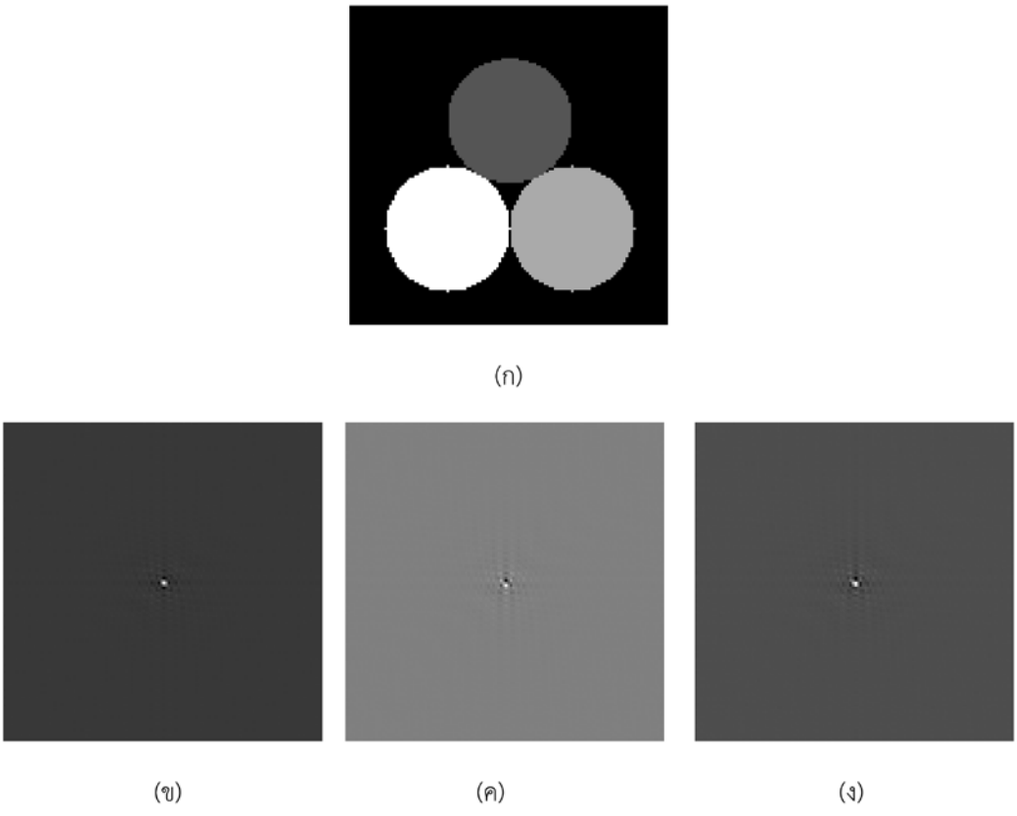
ภาพที่ 6 ลักษณะของวัตถุตัวอย่างจำลองที่ได้ออกแบบในงานวิจัยนี้

2) การออกแบบและเขียนโปรแกรม

การสร้างภาพ k–space จากภาพวัตถุตัวอย่างจำลองใช้สมการการแปลงฟูเรียร์ในสมการที่ (13)-(15) ซึ่งคำนวณและแสดงผลด้วยโปรแกรม Visual C# โดยจะทำการเข้ารหัสตำแหน่งของวัตถุตัวอย่างจำลอง เมื่อเราต้องการสร้างภาพคืนจากภาพ k-space จะต้องทำการถอดรหัสตำแหน่งของความถี่และเฟสในภาพของ k-space โดยการคำนวณด้วยสมการการแปลงฟูเรียร์กลับและแสดงผลการคำนวณเป็นภาพของวัตถุตัวอย่างจำลอง

ผลการวิจัยและอภิปรายผล

จากภาพที่ 7 เป็นภาพของวัตถุตัวอย่างจำลองและภาพ k-space ของวัตถุจำลอง พบว่า ภาพของวัตถุตัวอย่างจำลองที่ได้จากการเก็บข้อมูลจุดภาพสอดคล้องกับความเข้มของจุดภาพในภาพของวัตถุตัวอย่างจำลองที่ได้ออกแบบ ซึ่งได้แสดงพื้นที่หน้าตัดของหลอดทดลองทั้ง 3 หลอด โดยพื้นที่หน้าตัดของแต่ละวงจะมีความเข้มแตกต่างกัน ซึ่งจะแทนความหนาแน่นของโปรตอนที่กระจายในแต่ละหลอดไม่เท่ากัน โดยพื้นที่หน้าตัดของหลอดทดลองด้านล่างซ้ายจะมีความหนาแน่นของโปรตอนมากที่สุดเนื่องจากมีความเข้มของภาพสว่างที่สุด หลอดทดลองด้านล่างขวาจะมีความหนาแน่นของโปรตอนน้อยกว่าหลอดทดลองด้านล่างซ้ายเนื่องจากมีความเข้มของการสว่างของพื้นที่หน้าตัดลดลง และหลอดทดลองด้านบนจะมีความหนาแน่นของโปรตอนที่กระจายอยู่ภายในหลอดน้อยที่สุด เนื่องจากความเข้มของพื้นที่หน้าตัดมีความสว่างน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับความสว่างของพื้นที่หน้าตัดของหลอดทดลองบริเวณใกล้เคียง จากข้อมูลภาพที่เก็บได้ ความเข้มของภาพพื้นที่หน้าตัดของหลอดทดลองที่ 1 : หลอดที่ 2 : หลอดที่ 3 อยู่ในระดับ 85 : 170 : 255 หรือมีอัตราส่วนเป็น 1 : 2 : 3 ตามลำดับ



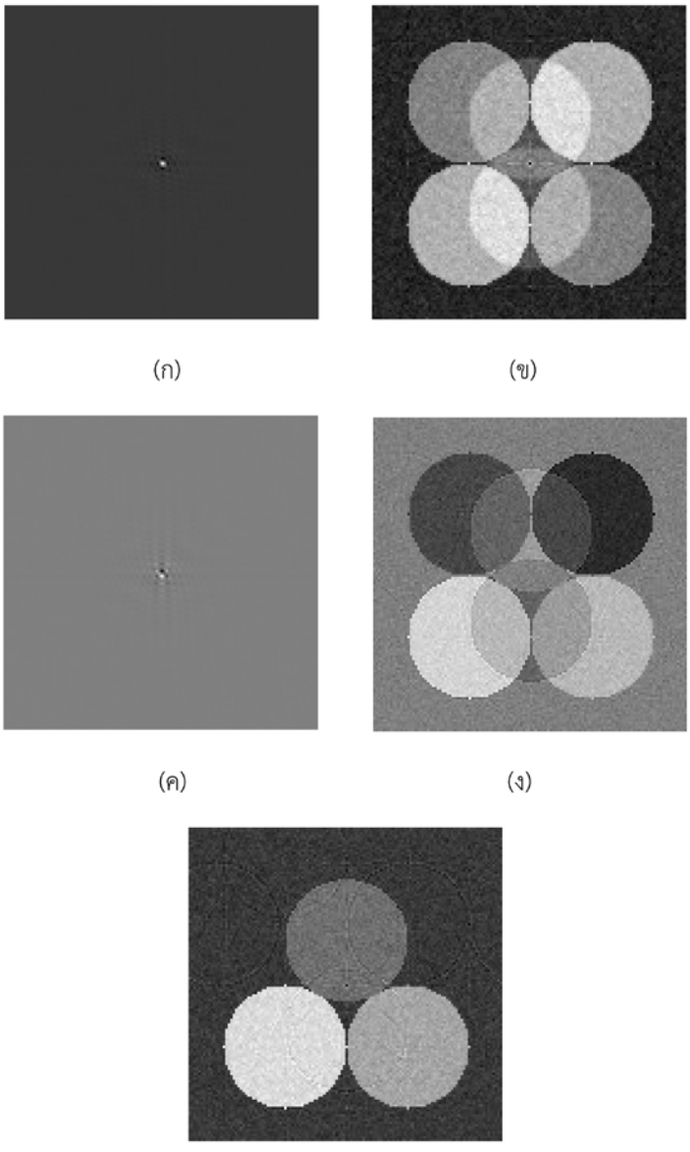
(ก)

(ข) (ค) (ง)

ภาพที่ 7 (ก) ภาพของวัตถุตัวอย่างจำลองจากการเก็บจุดภาพ (ข) ภาพ k-space ที่ได้จากการคำนวณของสมการของส่วนจริง (ค) ภาพ k-space ที่ได้จากการคำนวณสมการของส่วนจินตภาพ (ง) ภาพ k-space ที่ได้จากการรวมกันของภาพในส่วนจริงและในส่วนจินตภาพ กำหนดพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณนี้ ดังนี้ G_x = 0.005 T, G_y = 0.005 T, t_x = 0.012 s , t_y = 0.012 s และมีความละเอียดของของภาพเป็น 128 × 128 จุดภาพ

จากการสร้างภาพ k-space จากภาพของวัตถุตัวอย่างจำลอง พบว่า ภาพ k-space ที่ได้จากภาพของวัตถุตัวอย่างจำลองในส่วนจริง (ภาพที่ 7ก) มีลักษณะความเข้มของความสว่างบนภาพน้อยมาก (ภาพที่ 7ข) เป็นผลเนื่องมาจากการเกิดภาพสังยุค (conjugate) แบบเสริมในภาพ ทำให้ภาพ k-space ในส่วนจริงนี้มีความเข้มของความสว่างลดลง ส่วนภาพ k-space ที่ได้จากภาพวัตถุตัวอย่างจำลองในส่วนจินตภาพจะมีความเข้มของความสว่างมาก (ภาพที่ 7ค) เป็นผลเนื่องมาจากการเกิดภาพสังยุคแบบหักล้างในภาพ ทำให้ภาพ k-space ในส่วนจริงนี้มีความเข้มของความสว่างมาก เมื่อทำการคำนวณหาภาพ k-space ของภาพวัตถุตัวอย่างจากการรวมกันของภาพ k-space ของภาพวัตถุตัวอย่างทั้งในส่วนจริงและในส่วนจินตภาพ (ภาพที่ 7ง) ภาพที่ได้จะมีความเข้มของความสว่างมากกว่าภาพ k-space ในส่วนจริงแต่จะมีความเข้มของความสว่างของภาพน้อยกว่าภาพ k-space ในส่วนจินตภาพ เป็นผลเนื่องมาจากส่วนของภาพสังยุคแบบเสริมในภาพ k-space ส่วนจริงและส่วนของภาพสังยุคแบบหักล้างในภาพ k-space ส่วนจินตภาพ เมื่อรวมกันจะหายไปจากภาพ k-space ของภาพวัตถุตัวอย่างจำลอง ทำให้ได้ภาพ k-space ของภาพวัตถุตัวอย่างจำลองที่แท้จริง

Copyright by Faculty of Science, Ubon Ratchathani University



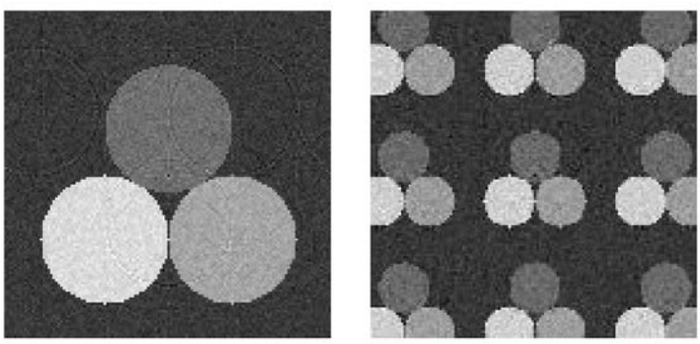
ภาพที่ 8 (ก) ภาพของ k-space จากการเก็บจุดภาพของภาพในส่วนจริง (ข) ภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของส่วนจริง (ค) ภาพของ k-space จากการเก็บจุดภาพของภาพในส่วนจินตภาพ (ง) ภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของส่วนจินตภาพ (จ) ภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของวัตถุตัวอย่างจำลอง กำหนดพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณนี้ ดังนี้ G_x = 0.005 T, G_y = 0.005 T, t_x = 0.012 s , t_y = 0.012 s และมีความละเอียดของของภาพเป็น 128 × 128 จุดภาพ

จากภาพที่ 8ก เป็นการแสดงภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนจากภาพ k-space ของวัตถุตัวอย่างจำลอง พบว่า ภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของวัตถุตัวอย่างในส่วนจริง (ภาพที่ 8ข) มีภาพวัตถุจำลอง 2 ชุด ซ้อนกันอยู่ ภาพของวัตถุตัวอย่างอีกชุดที่เพิ่มขึ้นมาเกิดจากการเกิดภาพสังยุคแบบเสริมกันในภาพ ทำให้ภาพสังยุคที่ได้มีความเข้มเหมือนกันกับภาพวัตถุตัวอย่างจำลอง แต่จะมีตำแหน่งของภาพตรงกันข้ามกับภาพตำแหน่งของวัตถุตัวอย่างจริง ส่วนภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของวัตถุตัวอย่างในส่วนจินตภาพ (ภาพที่ 8ง) พบว่า มีภาพวัตถุตัวอย่างจำลอง 2 ชุด ซ้อนกันอยู่แต่มีความเข้มของพื้นที่หน้าตัดของหลอดทดลองสลับกัน เกิดจากการเกิดภาพสังยุคแบบหักล้างกันในภาพ ซึ่งจะทำให้ได้ภาพวัตถุตัวอย่างและภาพสังยุคของวัตถุตัวอย่างจำลองมีความเข้มและตำแหน่งตรงข้ามกัน เมื่อคำนวณหาภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของวัตถุตัวอย่างจำลองโดยใช้ทั้งภาพในส่วนจริงและภาพในส่วนจินตภาพมารวมกัน (ภาพที่ 8จ) พบว่า ภาพที่ได้จะเป็นภาพของวัตถุตัวอย่างจำลองเพียงแค่ชุดเดียว แสดงว่า เมื่อนำภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนในส่วนจริงรวมกันกับภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนในส่วนจินตภาพ จะทำให้ภาพสังยุคของภาพในส่วนจริงและของภาพในส่วนจินตภาพหายไป เหลือเป็นเพียงแต่ภาพของวัตถุตัวอย่างที่แท้จริง

ลิขสิทธิ์โดย คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี

จากการคำนวณ พบว่า ความเข้มของภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของวัตถุตัวอย่างจำลองหลอดที่ 1 : หลอดที่ 2 : หลอดที่ 3 อยู่ในระดับ 111 : 165 : 218 ซึ่งจะมีอัตราส่วนความเข้มของภาพเป็น 1 : 2 : 3 ตามลำดับ มีความถูกต้องตรงตามข้อมูลของวัตถุตัวอย่างจำลองที่ได้ออกแบบ แต่ได้ความละเอียดของภาพลดลง ทั้งนี้ เนื่องจากในการสร้างภาพคืนดังกล่าว เป็นการนำเอาภาพ k-space ของวัตถุตัวอย่างจำลองมาสร้างภาพคืน อาจทำให้ข้อมูลบางส่วนหายไปในขณะที่แปลงค่าตำแหน่งกลับจากค่าความเข้มของสีในภาพ

ในขั้นตอนการคำนวณการสร้างภาพคืนในการวิจัยนี้ มีบางผลการคำนวณมีภาพซ้อนเกิดขึ้น ดังภาพที่ 9 ทำให้เห็นวัตถุตัวอย่างที่ได้จากการสร้างภาพคืนมีหลายชุดอยู่ในภาพเดียวกัน ซึ่งแก้ได้โดยการปรับค่า FOV ให้ได้ค่าเหมาะสม



(ก) (ข)

ภาพที่ 9 ลักษณะเกิดภาพซ้อนในการสร้างภาพคืนของวัตถุจำลอง (ก) ภาพจากการสร้างภาพคืนของวัตถุจำลอง และ (ข) ภาพซ้อน (aliasing) ที่เกิดขึ้นในภาพจากการสร้างภาพคืนของวัตถุจำลอง ในแต่ละภาพให้ Gx = 0.005 T , Gy = 0.005 T, tx = 0.030 s, ty = 0.030 s และมีขนาดของภาพ 128 × 128 จุดภาพ

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะจากการวิจัย

ในการวิจัยนี้ ได้ออกแบบและเขียนโปรแกรมการสร้างวัตถุตัวอย่างจำลอง การสร้างภาพ k-space และการสร้างภาพคืนของวัตถุตัวอย่างจำลองด้วยโปรแกรม Visual C# โดยใช้สมการการแปลงฟูเรียร์ การแปลงฟูเรียร์กลับ ร่วมกับเงื่อนไขการสร้างภาพการสั่นพ้องแม่เหล็กของโปรตอน ในการคำนวณหาภาพ k-space ของวัตถุจำลองที่สร้างขึ้นได้ด้วยการแปลงฟูเรียร์ จะได้ภาพ k-space ที่ชัดเจน และในการคำนวณเพื่อสร้างภาพคืนจากภาพ k-space ของวัตถุตัวอย่างจำลองด้วยการแปลงกลับฟูเรียร์ จะได้ภาพที่มีความถูกต้องตรงกับวัตถุจำลองที่สร้างขึ้น แต่ความคมชัดของภาพลดลงเล็กน้อย เนื่องจากความเข้มของสีบางส่วนในภาพ k-space หายไปในระหว่างการแปลงค่าตำแหน่งจากการแปลงฟูเรียร์กลับ นอกจากนี้ ในการสร้างภาพคืนมีการเกิดภาพซ้อนกับภาพตรงข้ามที่อยู่นอก FOV แต่ยังสามารถแก้ไขได้โดยการปรับขนาดของภาพ k-space ให้ตรงกับขนาดของภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนโดยการปรับระยะของข้อมูลในแนวแกน k_x และระยะของข้อมูลในแนวแกน k_y ให้สอดคล้องกับระยะของข้อมูลในแนวแกน x และระยะข้อมูลในแนวแกน y ตามลำดับ ภาพของวัตถุตัวอย่างใน k-space และภาพที่ได้จากการสร้างภาพคืนของวัตถุตัวอย่าง มีความละเอียดของเท่ากับ 128 × 128 จุดภาพ

กิตติกรรมประกาศ

ขอบคุณภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี ที่เป็นสถานที่สำหรับการวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

Alecci, M., Ferrai, M., Quaresima, V., Sotgiu, A. and Ursini, C.L. (1994). Simultaneous 280 MHz EPR imaging of rat organs during nitroxide free radical clearance. **Biophysical Journal**, 67, 1274-1279.

Bracewell, R.N. (1986). **The Fourier transform and its applications.** New York: McGraw-Hill.

Bushong, S.C. (1988)**. An overview of magnetic resonance imaging**, In D.T. Culverwell (Ed.). Magnetic resonance imaging: physical and biological principles. (pp. 1-17). Missouri: The C.V. Mosby Company.

Eaton, S.S. and Eaton, G.R. (1984). EPR imaging. **Journal of Magnetic Resonance**, 59, 474-477.

Copyright by Faculty of Science, Ubon Ratchathani University

Edelstein, W.A., Hutchison, J.M.S, Johnson, G. and Redpath T. (1980). Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging. **Physics in Medicine and Biology**, 25, 751-756.

Gallagher, T.A., Nemeth, A.J. and Hacein-Bey L. (2008). An introduction to the Fourier Transform: Relationship to MRI. **American Journal of Roentgenology**, 190(5), 1396-405.

Hashemi, R.H., Lisanti, C.J. and Bradley, Jr.W.G. (2017). **MRI: The Basics**, 4th Eds. Philadelphia: Wolters Kluwer.

Pruessmann, K.P., Weiger, W., Scheidegger, M.B. and Boesiger P. (1999). SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. **Magnetic Resonance in Medicine,** 42, 952-962.

Li, H., Deng, Y., He, G., Kuppusamy, P., Lurie, D.J. and Zweier, J.L. (2002). Proton-electron double-resonance imaging of the in vivo distribution and clearance of a triaryl methyl radical in mice. **Magnetic Resonance in Medicine**, 48, 530-534.

Lurie, D.J., Foster, M.A., Yeung, D. and Hutchison, J.M.S. (1998). Design, construction and use of a large-sample field- cycled –PERDI imager. **Physics in Medicine and Biology**, 43, 1877-1886.

Moratal, D., Vallés-Luch, A., Martí-Bonmatí, L. and Brummer, M.E. (2008). k-Space tutorial: An MRI educational tool for a better understanding of k-space. **Biomedical Imaging and Intervention Journal**, 4(1), e15.

Partain, C.L., Price, R.R., Patton, J.A., Kulkarni, M.V. and James, A.E. (1988). **Magnetic Resonance Imaging.** Philadelphia: W.B. Saunder Company.

Preston, D.W. and Dietz, E.R. (1991). **The art of experimental physics: Introduction to magnetic resonance.** Toronto: Wiley and Sons.

Polyon C., Lurie D.J., Youngdee W., Thomas C. and Thomas I. (2008). Comparison of ^{14}N and ^{15}N nitroxide free radicals Imaged by Field-Cycled Proton-Electron Double-Resonance Imaging (FC-PEDRI) at Low Magnetic Field. **Thai Journal of Physics**, 3, 122-124.

Puwanich, P., Lurie, D.J. and Foster, M.A. (1999). Rapid imaging of free radicals in vivo using field–cycled PEDRI. **Physics in Medicine and Biology**, 44, 2867-2877.

Testa, L., Gualtieri, G. and Sotgiu, A. (1993). Electron paramagnetic resonance imaging of a model of a beating heart. **Physics in Medicine and Biology**, 38, 259-266.

SCI UBU ATOMIC