

การศึกษาในหุ่นจำลองถึงผลกระทบจากการรบกวนสนามแม่เหล็กหลักระดับต่าง ๆ

ของเครื่องเอ็มอาร์ไอต่อการวัดค่า T_2^*

A Phantom Study of Impact from Different Degree of
the Main Magnetic Field Perturbations of MRI Scanner on T_2^* Measurements

■ ศิริพรรณ รักษาคำ¹ สุวิทย์ แซ่ไคว้^{1,2} เพทาย บุตตโคตร¹ อุเทน ยะราช¹
Siriphan Luxsakhum¹ Suwit Saekho^{1,2} Petai Buttakote¹ Uten Yarach¹

¹ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

² ศูนย์วิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อหาระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักของเครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีผลกระทบต่อความถูกต้องในการวัดค่า T_2^* ในหุ่นจำลอง

วิธีการ วัดความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก (Main Magnetic Field Homogeneity) ของเครื่องเอ็มอาร์ไอ 1.5 เทสลา ภายใต้ภาวะปกติและภาวะที่มีการรบกวนสนามแม่เหล็กหลักใน 7 ระดับศึกษาการเปลี่ยนแปลงของค่า T_2^* ในหุ่นจำลองเจลที่มีเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) แตกต่างกัน 8 ความเข้มข้น หาความสัมพันธ์ระหว่างระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่มีผลต่อค่า T_2^* ที่วัดได้จากภาพเอ็มอาร์ไอด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (Two-way ANOVA) และหาช่วงของค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่คาดว่าจะมีผลกระทบต่อค่า T_2^* ที่วัดได้ โดยเปรียบเทียบเป็นคู่และวิเคราะห์แบบฟิชเชอร์ (Fisher's least significant different) ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ ค่า T_2^* ได้จากการฟิตกราฟแบบ Simple mono-exponential ด้วยโปรแกรม MATLAB 7.0.1 (Mathworks, Natick, MA, USA) และหาค่าร้อยละสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (%CV) ของค่า T_2^* เฉลี่ยที่วัดได้ในแต่ละ ความเข้มข้นของ Fe^{3+} ภายใต้ภาวะที่สนามแม่เหล็กถูกรบกวนต่างกัน

ผลการวิจัย ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางพบว่า ความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักในหน่วย ppm มีผลต่อค่า T_2^* อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ ($P=0.000$) ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธีฟิชเชอร์ พบว่าค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่ต่ำกว่า 0.90 ppm มีแนวโน้มไม่ส่งผลให้การวัดค่า T_2^* เฉลี่ยมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ ($P=0.100$) สำหรับการวัดค่า T_2^* ในช่วง 10.2 ถึง 50.7 มิลลิวินาที นอกจากนั้นยังพบว่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักมีแนวโน้มส่งผลกระทบต่อค่า T_2^* ที่สูงกว่า 20 มิลลิวินาที มากกว่า ที่ค่า T_2^* ต่ำกว่า 20 มิลลิวินาที ด้วยช่วง % CV=3.15-4.85 และ 0.63-3.17 ตามลำดับ

สรุปผล ความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักส่งผลกระทบบต่อความถูกต้องในการวัดค่า T_2^* และพบว่าหากสนามแม่เหล็กหลักถูกรบกวนจากภายนอกต่ำกว่า 0.90 ppm มีแนวโน้มว่าจะไม่มีผลกระทบต่อความถูกต้องของการวัดค่า T_2^* นอกจากนั้นยังพบว่าระดับความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน ในช่วง 1.0 ถึง 2.0 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียก หรือค่า T_2^* ที่ต่ำกว่า 20 มิลลิวินาที ส่งผลกระทบต่อค่าการเปลี่ยนแปลงของการวัดค่า T_2^* เนื่องจากการรบกวนสนามจากภายนอกมีแนวโน้มลดลงสำหรับการวัดค่า T_2^* ในช่วง 10.2 ถึง 50.7 มิลลิวินาที

คำรหัส: การควบคุมคุณภาพเอ็มอาร์ไอ หุ่นจำลอง การวัดค่า T_2^* ความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก

Abstract

Objectives: To determine the levels of main magnetic field inhomogeneity that potentially affect to the accuracy of the T_2^* measurements in phantom.

Methods: The magnetic field uniformity of a 1.5 Tesla MRI scanner was measured under normal condition and 7 different levels of perturbations. The change of T_2^* of a gel phantom incorporated 8 different concentrations of Ferric iron, was monitored along with the levels of main magnetic field inhomogeneity. The correlation between the levels of main magnetic field inhomogeneity and measured T_2^* was evaluated by 2 way analysis of variance (2 way ANOVA). The range of magnetic field inhomogeneity affected measured T_2^* was evaluated by pair-Test based on Fisher's least significant different (LSD) analysis at 95% confident interval. The fitting model used to evaluate for T_2^* values was the simple mono-exponential model running on MATLAB 7.0.1 (Mathworks, Natick, MA, USA). The percent coefficient of variance (%CV) of mean T_2^* in each concentration of Fe^{3+} was measured.

Results: The two-way ANOVA demonstrated that magnetic field inhomogeneity (ppm) significantly affected to T_2^* values with 95% confident interval ($P=0.000$). Fisher's least significant different analysis showed that magnetic field inhomogeneity under 0.90 ppm resulted in significant differences (95% confident interval with $p=0.100$) of mean T_2^* measurements. In addition, main magnetic field inhomogeneity showed greater impact to T_2^* values at upper 20 milliseconds than lower 20 milliseconds with the ranges of percent coefficient of variation (%CV) = 3.15-4.85 and 0.63-3.17 respectively.

Conclusion: Magnetic field homogeneity affected the accuracy of T_2^* measurement. It was shown that when perturbation of main magnetic field was below 0.90 ppm, the accuracy of T_2^* measurements tended to have no effect. The results also showed that ferric iron concentrations of 1.0-2.0 mg/g wet weight or T_2^* values was lower than 20 milliseconds, the impact to T_2^* values due to external magnetic field perturbation tended to be reduced for T_2^* measurements at the ranged of 10.2-50.7 milliseconds.

Keyword: MRI Quality Control, phantom, T_2^* measurement, main magnetic field homogeneity

บทนำ

ค่า T_2^* คือ ค่าเวลาการผ่อนคลายที่เป็นผลรวมอันจากค่าเวลาการผ่อนคลายที่แสดงถึงการตอบสนองต่อการกระตุ้นแบบสปินสปินที่เรียกว่า T_2 และค่าเวลาการผ่อนคลายที่เป็นผลจากความ

ไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กภายนอกวัตถุและภายในวัตถุดังแสดงในสมการที่ (1)¹⁻⁶

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_{2M}} + \frac{1}{T_{2MS}} \quad (1)$$

เมื่อ T_2 คือ เวลาการผ่อนคลายที่แสดงถึงการตอบสนองต่อการกระตุ้นแบบสปินสปิน T_{2M} คือ ค่าเวลาการผ่อนคลายที่เป็นผลจากความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กภายนอกวัตถุ และ T_{2MS} คือ ค่าเวลาการผ่อนคลายที่เป็นผลจากความไม่สม่ำเสมอภายในวัตถุ

การวินิจฉัยโรคด้วยการวัดค่า T_2^* บนภาพเอ็มอาร์ได้รับ การยอมรับว่าเป็นวิธีการที่มีประโยชน์สามารถใช้ค่า T_2^* ที่วัดได้สำหรับประเมินภาวะเหล็กสะสมในอวัยวะต่างๆ ของผู้ป่วย

ได้⁵⁻¹⁷ โดยอาศัยความสัมพันธ์ที่ว่าปริมาณเหล็กที่สะสมในเนื้อเยื่อจะแปรตามค่า $R2^*$ ($1/T_2^*$) ของเนื้อเยื่อนั้น^{4, 5, 11, 13, 14} เช่น ในผู้ป่วยธาลัสซีเมียที่ได้รับเลือดเป็นประจำ จนเกิดภาวะปริมาณเหล็กสะสมเกินในกล้ามเนื้อ เนื้อหัวใจชั้นรุนแรงจะวัดค่า T_2^* ที่กล้ามเนื้อหัวใจได้ต่ำกว่า 20 มิลลิวินาที ในขณะที่คนปกติค่า T_2^* จะสูงกว่า 20 มิลลิวินาที^{9, 11-13} ข้อดีของวิธีการนี้คือ เป็นวิธีการที่ไม่รุกล้ำ (non-invasive) สามารถวัดปริมาณเหล็กสะสมได้รวดเร็วและสามารถพบการสะสมของเหล็กภายใน

อวัยวะได้ในระยะเริ่มต้น^{5, 11, 14} แต่มีข้อเสียคือ ขาดวิธีการวัดค่าที่เป็นมาตรฐานและยังมีข้อสงสัยเกี่ยวกับความถูกต้องของค่า T_2^* ที่วัดได้^{9, 11} ความถูกต้องของค่า T_2^* มีความสำคัญมากเนื่องจากแพทย์ผู้รักษาจะนำค่า T_2^* ที่วัดได้ไปประกอบการตัดสินใจวางแผนเพื่อการรักษาผู้ป่วย อีกทั้งยังใช้ในการติดตามการรักษาโรค ซึ่งสามารถช่วยยืดอายุของผู้ป่วยให้นานขึ้น^{4, 5, 9, 13, 14}

การวัดค่า T_2^* บนภาพเอ็มอาร์เป็นการวัดค่าความเข้มของสัญญาณ (signal intensity) ในภาพเอ็มอาร์ที่เวลาเอคโค (TE หรือ echo time) ต่างๆ ดังนั้นคุณภาพของภาพเอ็มอาร์ จึงมีความสำคัญมากที่ทำให้การวัดค่า T_2^* บนภาพเอ็มอาร์มีความถูกต้อง¹⁸⁻²⁸ ความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก อาจมีผลต่อความถูกต้องของค่า T_2^* ที่วัดจากภาพเอ็มอาร์^{20, 21, 29} เพราะเมื่อวัตถุที่เป็นสารเฟอร์โรแมกเนติกหรือสารพาราแมกเนติก อยู่ในสนามแม่เหล็กหลักของเครื่องเอ็มอาร์ไอ จะทำให้นสนามแม่เหล็กหลักเกิดความไม่สม่ำเสมอและส่งผลต่อการบิดรูปของวัตถุใน

ภาพ (image distortion) ความเข้มสัญญาณ (signal intensity) ในภาพเปลี่ยนไปและเกิดภาพวัตถุ ผิดปกติ (artifact)^{21, 30-34} ผลเสียที่เกิดบนภาพเอ็มอาร์เหล่านี้จะส่งผลโดยตรงต่อการวัดค่า T_2^* บนภาพเอ็มอาร์

ดังนั้นผู้วิจัยจึงสนใจที่จะศึกษาถึงผลกระทบจากความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักของเครื่องเอ็มอาร์ไอ ต่อการวัดค่า T_2^* ที่ได้จากภาพเอ็มอาร์โดยเปรียบเทียบค่า T_2^* ที่วัดได้เมื่อถูกรบกวนจากสนามภายนอกด้วยปัจจัยภายนอกเจือระดับสำหรับการรบกวน จากปัจจัยภายในใช้หุ่นจำลองเจลที่มีการผสมเฟอร์ริกไออน (Fe^{3+}) เข้าไปด้วยความเข้มข้นตั้งแต่ 0.2 ถึง 2.0 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียกใช้หุ่นจำลองน้ำที่ประดิษฐ์ขึ้นทำการตรวจสอบความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก และใช้หุ่นจำลองเจลเป็นตัวแทน ของค่า T_2^* ที่ระดับต่างๆ

วัตถุประสงค์

เพื่อหาระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักของเครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีผลกระทบต่อความถูกต้องในการวัดค่า T_2^* ในหุ่นจำลอง

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา

อุปกรณ์ที่ใช้ประกอบด้วยหุ่นจำลองน้ำ ที่ผลิตจากท่ออะคลิลิกทวง ความสูง 25 เซนติเมตร เส้นผ่าศูนย์กลาง 20 เซนติเมตร ภายในบรรจุด้วยสารละลายนิเกิลคลอไรด์ (nickel chloride) 129 มิลลิกรัม (ความเข้มข้น 10 มิลลิโมลาร์) และ

โซเดียมคลอไรด์ (sodium chloride) 435 มิลลิกรัม (ความเข้มข้น 75 มิลลิโมลาร์) มีค่า T_1 เฉลี่ยเท่ากับ 196 มิลลิวินาที และมีค่า T_2 เฉลี่ยเท่ากับ 145 มิลลิวินาที ดังรูปที่ 1 และหุ่นจำลองเจลที่อยู่ในประกอบด้วยอากาศโรสเจลที่มีการผสมเฟอร์ริกไออน (Fe^{3+}) เข้าไปด้วยความเข้มข้น ตั้งแต่ 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.4, 1.7 และ 2.0 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียก ซึ่งมีค่า T_2^* ในบริเวณทั้ง 8 เท่ากับ 50.7, 45.7, 31.4, 27.8, 20.3, 13.2, 10.5 และ 10.2 มิลลิวินาที ตามลำดับ ดังรูปที่ 2



รูปที่ 1 หุ่นจำลองน้ำ ที่ประกอบด้วยสารละลายนิเกิลคลอไรด์ 10 มิลลิโมลาร์และสารละลายโซเดียมคลอไรด์ 75 มิลลิโมลาร์ในภาชนะที่ประดิษฐ์ขึ้น



รูปที่ 2 หุ่นจำลองเจลที่เติมเฟอร์ริกคลอไรด์ (Ferric chloride, $FeCl_3 \cdot 6H_2O$) ให้มีความเข้มข้นแตกต่างกัน 8 ความเข้มข้นในภาชนะที่ประดิษฐ์ขึ้น

1. การตรวจสอบความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักกับการวัดค่า T_2^* บนภาพเอ็มอาร์ ภายใต้ภาวะปกติและภาวะที่มีการรบกวนสนามแม่เหล็กหลัก 7 ระดับ

ประกอบไปด้วย 2 ขั้นตอนคือ

2.1 การตรวจสอบความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักภายใต้ภาวะปกติและภาวะที่มีการรบกวนสนามแม่เหล็กหลัก 7 ระดับ

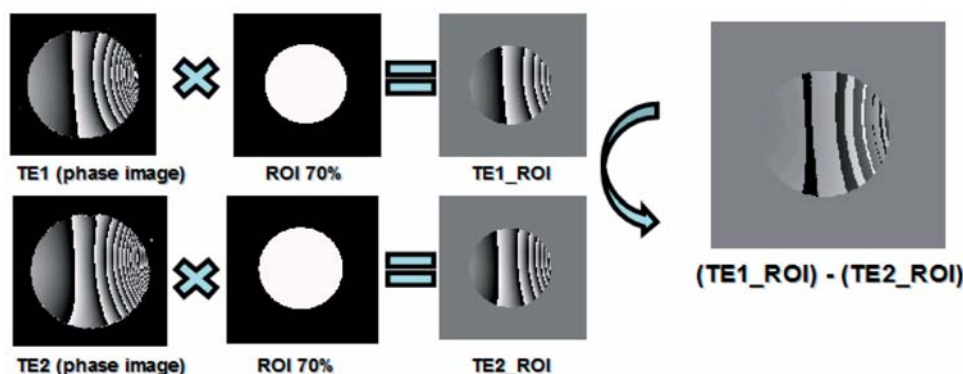
ทำได้โดยการสแกนหุ่นจำลองน้ำ โดยตั้งพารามิเตอร์ในการสแกน คือ ใช้ลำดับพัลส์ดูออลเกรเดียนเอคโค (Dual Gradient Echo) TR = 2000 มิลลิวินาที TE = 10 และ 12 มิลลิวินาที ความหนาของสไลด์ 10 มิลลิเมตร สร้างภาพเอ็มอาร์ชนิดเฟสการสแกนหุ่นจำลองน้ำ จะสแกนทั้งในภาวะปกติและภาวะที่มีการรบกวนสนามแม่เหล็กหลักใน 7 ระดับ คือมีการใส่โลหะขนาดต่างๆ เข้าไปในสนามแม่เหล็กหลักขณะทำการสแกนในแต่ละ

ครั้งเพื่อให้สนามแม่เหล็กหลักเกิดความไม่สม่ำเสมอในระดับที่ต่างกัน การคำนวณหาค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักทำได้โดย นำภาพเอ็มอาร์ชนิดเฟส (phase image) ของหุ่นจำลองน้ำที่เอคโคที่หนึ่ง (TE = 10 มิลลิวินาที) และเอคโคที่สอง (TE = 13 มิลลิวินาที) คูณกับภาพหน้ากาก (mask) ที่มีขนาดประมาณ 70 เปอร์เซ็นต์ของภาพชนิดเฟสที่มีค่าภายในวงกลมเท่ากับหนึ่งและภายนอกวงกลมเท่ากับศูนย์เพื่อหาค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กเฉพาะบริเวณ 70 เปอร์เซ็นต์ของภาพชนิดเฟสไม่นับรวมพื้นหลัง (Background) จากนั้นนำภาพที่ได้จากการลบหาค่าความแตกต่างของเฟส ($\delta\phi$) ในหน่วยเรเดียน (phase difference in radians) ภายในทรงกลมนำค่า $\delta\phi$ นี้ไปแทนในสมการที่ (2) เพื่อคำนวณค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก แล้วจัดบันทึกค่าที่คำนวณได้ในทุกๆ ระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก

$$\Delta B_0 = \frac{\delta\phi}{\gamma} \left(\frac{1}{TE_1 - TE_2} \right) \quad (2)$$

เมื่อ $\delta\phi$ คือ ความแตกต่างของเฟสภายในมุมของทรงกลม (phase difference in radians), γ คือ ไซโรแมกเนติกเรโซ (Gyromagnetic ratio) ($42,576 \text{ Hz} \cdot \text{m}^{-1} = 267,513 \text{ radians per second per m}^{-1}$ for protons), TE_1 คือ ช่วงเวลาที่ทำการกระตุ้นจนเกิด

เอคโคที่หนึ่ง และ TE_2 คือ ช่วงเวลาที่ทำการกระตุ้นจนเกิดเอคโคที่สอง รูปที่ 3 แสดงขั้นตอนการคำนวณค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก



รูปที่ 3 แสดงขั้นตอนการคำนวณค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก บนภาพเอ็มอาร์ชนิดเฟสจากการสแกนหุ่นจำลองน้ำที่เอคโคที่หนึ่ง (TE = 10 มิลลิวินาที) และเอคโคที่สอง (TE = 13 มิลลิวินาที) ภายในบริเวณที่สนใจ

2.2 การวัดค่า T_2^* บนภาพเอ็มอาร์ ภายใต้ภาวะปกติและภาวะที่มีการรบกวนสนามแม่เหล็กหลัก 7 ระดับ โดยการสแกนหุ่นจำลอง เจล สำหรับพารามิเตอร์ในการสแกนคือ ใช้ลำดับพัลส์มัลติเทอร์โบฟิลด์เอคโค (Multi-Turbo Field Echo) TR = 2000 มิลลิวินาที TE = 1.9, 5.1, 8.4, 11.7, 14.9, 18.2, 21.5, 24.7 มิลลิวินาที ความหนาของสไลด์ 10 มิลลิเมตร สร้างภาพเอ็มอาร์ชนิดแมกนิจูด (Magnitude) ทำการสแกนทั้งในภาวะปกติและภาวะที่มีการใส่โลหะเข้าไปรบกวนสนามแม่เหล็กหลัก 7 ระดับเช่นเดียวกับที่ทำในหุ่นจำลองน้ำ โดยการสแกนหุ่นจำลองเจล

จะมีการหมุนหุ่นจำลองทั้งหมด 7 องศา แล้วสแกน 7 ครั้งในทุกๆ ชุดสภาวะที่มีการรบกวนสนามแม่เหล็กหลัก เพื่อให้ทุกตำแหน่งความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) อยู่ในสนามแม่เหล็กที่ถูกรบกวนเท่าๆ กัน ภาพเอ็มอาร์ที่ได้จากหุ่นจำลองเจลทั้ง 8 ความเข้มข้นและ 7 องศาของการหมุนในแต่ละชุดของการรบกวนสนามแม่เหล็กหลักจะนำมาวัดค่าความเข้มของสัญญาณภาพ (signal intensity) ในแต่ละความเข้มข้นแล้วพิกัดกราฟกับสมการที่ (3) ด้วยโปรแกรม MATLAB version 7.0.1 เพื่อหาค่า T_2^* ในสภาวะที่สนามแม่เหล็กหลักถูกรบกวนที่ระดับต่างๆ

$$M_{xy} = M_0 (e^{(-TE/T_2^*)}) \quad (3)$$

เมื่อ M_{xy} คือ ส่วนของแมกเนไทเซชัน ในระนาบตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กหลัก M_0 คือ แมกเนไทเซชันในภาวะสมดุล และ T_2^* คือ ค่า เวลาการผ่อนคลาย T_2^* และ TE คือ เวลาเอคโคที่ใช้

2. การวิเคราะห์ข้อมูลและสถิติที่ใช้

ใช้โปรแกรม SPSS for window version 17 ในการวิเคราะห์ข้อมูลโดย

1. ทำการทดสอบความสัมพันธ์ เพื่อศึกษาผลของระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่มีผลต่อค่า T_2^* ที่วัดได้จาก ภาพเอ็มอาร์ของหุ่นจำลองเจล ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (Two - Way ANOVA)

2. หาระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่คาดว่าจะส่งผลกระทบต่อค่า T_2^* ที่วัดได้ โดยการเปรียบเทียบเป็นคู่ ด้วยวิธีฟิชเชอร์ (Fisher's least significant difference : LSD) ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซนต์ หรือค่าระดับนัยสำคัญที่ 0.05 (P -value < 0.05)

3. หาค่าเปอร์เซ็นต์สัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (%CV) ของทุกๆ ค่า T_2^* เมื่อสนามแม่เหล็กถูกรบกวนในระดับต่างๆ

ผลการวิจัย

จากการวิเคราะห์ค่าความแปรปรวนแบบสองทาง (Two-Way ANOVA) พบว่าระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่ต่างกันมีผลต่อค่า T_2^* ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซนต์ ($p = 0.000$) และการหาช่วงของค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่คาดว่า

จะมีผลกระทบต่อความถูกต้องของการวัดค่า T_2^* โดยการเปรียบเทียบ ค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ ด้วยวิธีฟิชเชอร์ (Fisher's least significant difference : LSD) พบว่าระดับค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักในช่วง 0.37 - 0.90 ppm และ 1.00 - 1.30 ppm มีผลทำให้การวัดค่า T_2^* เฉลี่ยมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซนต์ ($p=0.100$) ซึ่งแสดงให้เห็นว่าหากสนามแม่เหล็กหลักถูกรบกวนไม่เกิน 0.90 ppm มีแนวโน้มว่าจะยังไม่ส่งผลกระทบต่อค่า T_2^* ในช่วง 9.53 ถึง 50.74 มิลลิวินาที ข้อมูลแสดงดังตารางที่ 1 แสดงค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก (ppm) และค่าเฉลี่ยของค่า T_2^* ในแต่ละความเข้มข้นจากการหมุนทั้งหมดภายใต้ภาวะปกติและภาวะที่สนามแม่เหล็กหลัก ถูกรบกวน 7 ระดับ

นอกจากนี้ยังพบว่าเมื่อค่า T_2^* มีค่าลดลงหรือความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) มีค่ามากขึ้น ผลกระทบจากความไม่สม่ำเสมอ เนื่องจากปัจจัยภายนอกมีแนวโน้มลดลง ดังแสดงในกราฟรูปที่ 4 จะเห็นได้ว่าค่า T_2^* ที่ต่ำกว่า 20 มิลลิวินาที แทบไม่เปลี่ยนเมื่อสนามถูกรบกวนจากปัจจัยภายนอกตั้งแต่ค่า 0.37 ppm ถึง 1.30 ppm แต่จะสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงเมื่อค่า T_2^* สูงกว่า 20 มิลลิ วินาที

เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าเปอร์เซ็นต์สัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (Percent coefficient of variation, %CV) ของค่า T_2^* เฉลี่ยที่วัดได้ในแต่ละความเข้มข้นภายใต้ภาวะที่สนามแม่เหล็กถูกรบกวนต่างกัน (ตารางที่ 2) จะพบว่า ค่า T_2^* เฉลี่ยจะมีค่ามากเมื่อวัดจากระดับความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) ต่ำและค่าเฉลี่ยจะลดลง เมื่อระดับความเข้มข้นของ

ตารางที่ 1 แสดงค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก (ppm) และค่าเฉลี่ยของค่า T_2^* (มิลลิวินาที) ในแต่ละความเข้มข้นจากการหมุนทั้งหมด ภายใต้ภาวะปกติ และภาวะที่สนามแม่เหล็กหลัก ถูกรบกวน 7 ระดับ

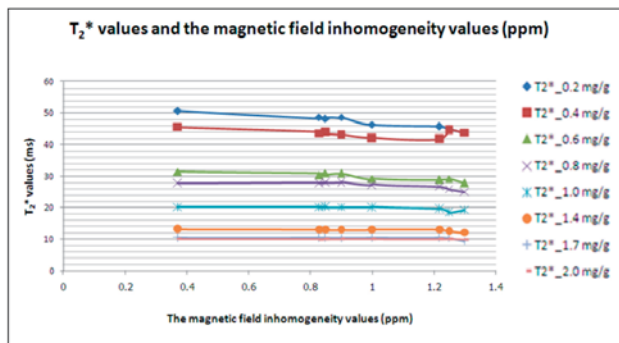
ค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก (ppm)	ค่าเฉลี่ยของค่า T_2^* (มิลลิวินาที) ที่วัดจากเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) ระดับต่างๆ (mg/g)							
	0.2	0.4	0.6	0.8	1.0	1.	1.7	2.0
0.37	50.74	45.70	31.41	27.83	20.32	13.20	10.52	10.21
0.83	48.35	44.16	31.06	28.09	20.40	13.12	10.55	10.10
0.85	48.68	43.66	30.40	27.83	20.30	13.11	10.51	10.04
0.90	48.32	43.20	30.89	28.04	20.28	13.08	10.48	10.13
1.00	46.31	42.08	29.22	27.17	20.18	13.11	10.53	10.11
1.22	45.75	41.88	28.90	26.91	19.73	13.09	10.52	10.09
1.25	45.07	44.68	29.24	25.92	18.62	12.65	10.38	10.11
1.30	43.88	43.88	27.80	25.04	19.34	12.17	9.53	9.99

เฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) เพิ่มขึ้น ซึ่งมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 47.18, 43.66, 29.87, 27.11, 19.90, 12.94, 10.38 และ 10.10 มิลลิวินาที ตามลำดับและพบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ สัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (%CV) จะมีค่ามากเมื่อวัดค่า T_2^* จากระดับความเข้มข้นของ เฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) ต่ำ และค่าเปอร์เซ็นต์ สัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (%CV) จะมีแนวโน้มลดลงเมื่อระดับความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) เพิ่มขึ้น ซึ่งมีค่าเท่ากับ 4.85, 3.15,

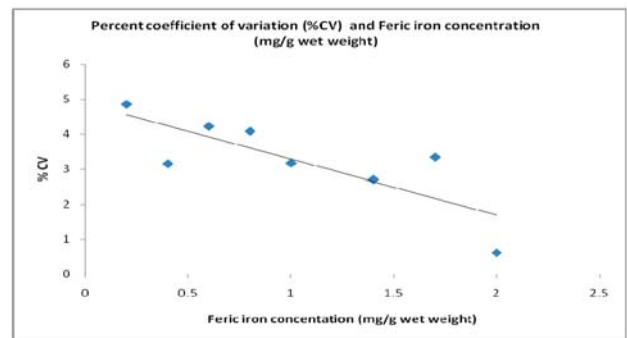
4.22, 4.08, 3.17, 2.71, 3.34 และ 0.62 ตามลำดับ ดังแสดงในกราฟรูปที่ 5

สรุปและวิจารณ์ผลการศึกษา

การวัดค่า T_2^* จากภาพเอ็มอาร์ มีประโยชน์เนื่องจากเป็นการประเมินภาวะเหล็กสะสมในอวัยวะต่างๆ โดยวิธีการที่ไม่รุกราน (non invasive)^{1, 5-9, 11-17, 35, 36} อย่างไรก็ตาม การหาค่า T_2^*



รูปที่ 4 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของค่า T_2^* แต่ละความเข้มข้นภายใต้ภาวะปกติ (0.37 ppm) และภาวะที่สนามแม่เหล็กหลักถูกรบกวนจากปัจจัยภายนอกในระดับต่างๆ (0.83 - 1.30 ppm)



รูปที่ 5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเปอร์เซ็นต์สัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (Percent coefficient of variation, %CV) กับค่าความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน (mg/g wet weight)

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าเปอร์เซ็นต์สัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (Percent coefficient of variation, %CV) ของค่า T_2^* เฉลี่ยที่วัดได้ในแต่ละความเข้มข้นภายใต้ภาวะที่สนามแม่เหล็กถูกรบกวนต่างกัน

Ferric iron concentration (mg/g wet weight)	ค่า T_2^* มิลลิวินาที	Mean	%CV
0.2	50.47	47.18	4.85
0.4	45.70	43.66	3.15
0.6	31.41	29.87	4.22
0.8	27.83	27.11	4.08
1.0	20.32	19.90	3.17
1.4	13.20	12.94	2.71
1.7	10.52	10.38	3.34
2.0	10.21	10.10	0.62

จากภาพเอ็มอาร์ อาจเกิดความผิดพลาดได้ถ้าสนามแม่เหล็กไม่มีความ สม่ำเสมอเพียงพอ การศึกษาครั้งนี้จึงได้ทำการศึกษาผลจากความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กค่าต่างๆ ต่อการวัดค่า T_2^* จากภาพ เอ็มอาร์

ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (Two-way ANOVA) พบว่าค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักจากปัจจัยภายนอกด้วยการเพิ่มการรบกวนสนามแม่เหล็กด้วยโลหะขนาดต่างๆ กัน และจากปัจจัยภายในด้วยการเพิ่มความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) มีผลต่อค่า T_2^* แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ ($p=0.000$) ซึ่งสอดคล้องกับสมการที่ (1) คือ ค่า T_2^* เป็นผลรวมของการผ่อนคลายแนวขวางแบบสปินสปิน (T_2) และความไม่

สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักที่ประกอบไปด้วยสองส่วน คือ ความไม่สม่ำเสมอที่เกิดจากภายในวัตถุ (T_{2MS}) และความไม่สม่ำเสมอที่เกิดจากภายนอกวัตถุ (T_{2M})¹⁻⁵

จากการศึกษาพบว่าที่ระดับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักในช่วง 0.37 ppm ถึง 0.90 ppm และช่วง 1.00 ppm ถึง 1.30 ppm สำหรับค่า T_2^* ในช่วง 10.2 ถึง 50.7 มิลลิวินาที มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ ($p=0.100$) ซึ่งแสดงให้เห็นว่า หากสนามแม่เหล็กหลักถูกรบกวนจากภายนอกต่ำกว่า 0.90 ppm มีแนวโน้มว่าไม่มีผลกระทบต่อค่า T_2^* สำหรับการวัดค่า T_2^* ในช่วง 10.2 ถึง 50.7 มิลลิวินาที

การเปลี่ยนแปลงของค่า T_2^* ภายใต้สภาวะที่สนามแม่เหล็กหลักถูกรบกวนจากปัจจัยภายนอก ตั้งแต่ค่า 0.37 ppm ถึง 1.30 ppm ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่า T_2^* ในแต่ละช่วงต่างกัน จากรูปที่ 4 แสดงให้เห็นว่าเมื่อความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) สูง ขึ้นถึงระดับ 1.0 ถึง 2.0 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียกหรือ ค่า T_2^* เท่ากับ 20.3 ถึง 10.2 มิลลิวินาที ผลจากการรบกวนสนามแม่เหล็กหลักที่มีต่อค่า T_2^* มีแนวโน้มลดลงดังแสดงด้วยค่าเปอร์เซ็นต์สัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (รูปที่ 5) เช่น ที่ความเข้มข้นเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) 0.2 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียก มีค่าเปอร์เซ็นต์สัมประสิทธิ์ความแปรปรวนของค่า T_2^* เฉลี่ยเท่ากับ 4.85 ในขณะที่ความเข้มข้นเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) 2.0 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียก มีค่าเปอร์เซ็นต์สัมประสิทธิ์ความแปรปรวนของค่า T_2^* เฉลี่ยเท่ากับ 0.62 ทั้งนี้ อาจเนื่องมาจากผลของความไม่สม่ำเสมอของเฟอร์ริกไอออน (Fe^{3+}) ภายในหุ่นจำลองเซลล์ (microscopic) ที่ระดับความเข้มข้น 1.0 ถึง 2.0 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียก ส่งผลกระทบต่อการเปลี่ยนแปลงของค่า T_2^* มากกว่าความไม่สม่ำเสมอจากภายนอกหุ่นจำลองเซลล์ (macroscopic)

สรุปผลการศึกษา ในการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้พบว่าความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลักส่งผลกระทบต่อความถูกต้องในการวัดค่า T_2^* โดยถ้าสนามแม่เหล็กหลักถูกรบกวนจากภายนอกต่ำกว่า 0.90 ppm มีแนวโน้มว่าจะไม่มีผลกระทบต่อค่า T_2^* นอกจากนั้นยังพบว่า ระดับความเข้มข้นของเฟอร์ริกไอออนในช่วง 1.0 ถึง 2.0 มิลลิกรัมต่อกรัมของน้ำหนักเปียกหรือค่า T_2^* ที่ต่ำกว่า 20 มิลลิวินาที ส่งผลกระทบต่อการเปลี่ยนแปลงของการวัดค่า T_2^* เนื่องจากการรบกวนสนามจากภายนอกมีแนวโน้มลดลง สำหรับการวัดค่า T_2^* ในช่วง 10.2 ถึง 50.7 มิลลิวินาที

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนงบประมาณจากสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย และทุนอุดหนุนการวิจัยจากงบประมาณรายได้คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประจำปีงบประมาณ 2551

เอกสารอ้างอิง

1. Pirat S. MRI. Principle and safety. Bangkok; 2008.
2. Zhi-Pei Liang, Paul C. Lauterbur. Principles of magnetic resonance imaging a signal processing perspective. Akay IPSiBEM, editor. New York; 1961.
3. A. Spisni, S. Polvi. Image quality assessment in MR scanners. IEEE. 2009; 1248-9.
4. Taigang He PhD, Gatehouse PD, Smith GC, et al. Myocardial T_2^* Measurement in Iron-Overloaded Thalassaemia: An In Vivo Study Investigate Optimal Methods of Quantification. Magnetic Resonance in Medicine. 2008; 60:1082-9.
5. L. J. Anderson, S. Holden, B. Davis, et al. Cardiovascular T_2 -star (T_2^*) magnetic resonance for the early diagnosis of myocardial iron overload. *European Heart Journal*. 2001; 22: 2171-9.
6. Thomas G. Maris, Olympia Papakonstantinou, Vasiliki Chatzimanoli, et al. Myocardial and liver Iron Status Using a Fast T_2^* Quantitative MRI (T_2^* qMRI) Technique. Magnetic Resonance in Medicine. 2007; 57: 742-53.
7. Taigang He PhD, Peter D. Gatehouse PhD, Gillian C. Smith MSc, et al. Myocardial T_2^* measurement in Iron-Overloaded Thalassaemia: An Ex Vivo Study to Investigate Optimal Method of Quantification. Magnetic Resonance in Medicine. 2008; 60: 350-6.
8. Cynthia Rigsby MD, Angela Nicholas DC, Monica Micholotti Ba. MR Imaging of Iron Overload. AGE Healthcare MR publication Autumn. 2008.
9. MD TJ. Thalassaemia. Iron Overload. Clinical Consequences and Iron Chelators. 2009.
10. Di Tucci AA, Matta G, Deplano S, et al. Myocardial iron overload assessment by T_2^* magnetic resonance imaging in adult transfusion dependent patients with acquired anemias. *Haematologica* 2008. 2008; 93(9): 1385-8.
11. Mavrogeni SI. Role of Magnetic Resonance Imaging in Myocardial Iron Assessment. Bentham Science Publishers Ltd. 2005; 1: 85-8.
12. YL Chan, HY Tse. Imaging in Thalassaemia. J HK Coll Radiol. 2002; 5: 155-61.
13. Jabbar DA, Davison G, Muslin AJ. Getting the iron out: Preventing and treating heart failure in transfusion-dependent thalassaemia. Cleveland clinic journal of medical. 2007; 74(11): 807-10

14. Taigang He PhD, Smith GC, Gatehouse PD, et al. On using T_2 to Assess Extrinsic Magnetic Field Inhomogeneity Effects on T_2^* Measurements in Myocardial Siderosis in Thalassemia. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2009 ; 61: 501-6.
15. Zhiyue J. Wang SL, Jhon C. Magnetic Resonance Imaging Measurement of Volume Magnetic Susceptibility Using a Boundary Condition. *Journal of Magnetic Resonance* 1999 ; 140: 477-81.
16. Vogel M, Anderson LJ, Holden S, et al. Tissue Doppler echocardiography in patients with thalassemia detects early myocardial dysfunction related to myocardial iron overload. *Eur Heart J* 2003; 24. 2003: 113-9.
17. Hoffband AV. A sensitive test for early myocardial iron loading. *European Heart Journal*. 2003.
18. Richard Lerski, Janet De Wilde, David Boyce, John Ridgway. *Quality Control in Magnetic Resonance Imaging*. New york: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 1998.
19. C J Koller MSc, J P EATOUGH PhD, P J MOUNTFORD PhD, G FRAIN MMath. A survey of MRI quality assurance programmes. *The British Journal of Radiology*. 2006; 79: 592-6.
20. Ronald R, Leon A, Tommie M, et al. Quality Assurance Methods and Phantoms for Magnetic Resonance Imaging. AAPM report No28. 1990; 17(2): 287-95.
21. Joseph G. Och, Geoffrey D. Clarke, Wladyslaw T. Sobol, et al. Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems. AAPM report No34. 1992; 19(1).
22. D W McROBBIE PhD, R A QUEST MSc. Effectiveness and relevance of MR acceptance testing : results of 8 year audit. *The British Journal of Radiology*. 2002; 75: 523-31.
23. Covell NM, Hearshen D O, Carson PL, et al. Automated analysis of multiple performance characteristics in magnetic resonance imaging systems. *Med Phys*. 1986; 13: 815-23.
24. Geoffrey D. Clarke PhD. Quality Control and the ACR's MRI Accreditation Program. University of Texas Health Science Center at San Antonio Radiological Sciences Division. 2009.
25. P. Colombo, Baldassarri A, Del Corona M, et al. Multicenter trial for the setup of a MRI quality assurance programme *Magnetic Resonance Imaging*. 2004; 22: 93-101.
26. Chien-Chuan Chen, Yung-Liang Wan, Yau-Yau Wai, Ho-Ling Liu. Quality Assurance of Clinical MRI Scanners Using ACR MRI Phantom: Preliminary Results. *Journal of Digital Imaging*. 2004; 17: 279-84.
27. M J FIRBANK PhD, R M HARRISON PhD, E D WILLIAMS PhD, A COULTHARD. Quality assurance for MRI: practical experience. *The British Journal of Radiology*, 2000; 73(2000): 376-83.
28. Chen HH, Boykin RD, Clarke GD, Gao JH, Roby JW. Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems. *Med Phys*. 2006; 33(11): 4299-306.
29. Jeffrey Hayden RTRMPW, ACR Ataff Member Marie Zinninger. *Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual* 2004. 2004.
30. Uwe Heinrichs, Jane F. Utting, Tobias Frauenrath, et al. Myocardial T_2^* mapping free of distortion Using susceptibility-weighted fast spin-echo imaging: a feasibility study at 1.5 T and 3.0 T. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2009; 62: 822-8.
31. Donald W. McRobbie, Elizabeth A. Moore, Martin J. Graves, Martin R. Prince. *MRI from picture to proton*. United Kingdom; 2003.
32. Abbas N. Moghaddam, Hamid Soltanian-Zadeh. Mapping of Magnetic field Inhomogeneity and Removal of its Artifact from MR images. *Medical imaging*. 2003; 5032: 780-7.
33. N. A. Thacker, A. J. Lacey, P. A. Bromiley. Validating MRI field homogeneity correction using image information measures. *Tina Memo*. 2002: 1-8.
34. Qing X. Yang, Jianli Wang, Michael B. Smith. Reduction of magnetic field inhomogeneity artifacts in echo planar imaging with SENSE and GESEPI at high field. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2004; 52: 1418-23.
35. Pennell DJ. T_2^* Magnetic Resonance and Myocardial Iron in thalassmia. *New York Academy of Science*. 2005; 1054: 373-8.
36. Di Tucci AA, Matta G, Deplano S., et al. Myocardial iron overload assessment by T_2^* magnetic resonance imaging in adult transfusion dependent patients with acquired anemias. *Haematologica* 2008. 2008; 93(9): 1385-8.