บทที่ 1

บทนำ

เอ็มอาร์ไอ (Magnetic Resonance Imaging, MRI) คือ เครื่องตรวจร่างกายโดยการสร้างภาพเหมือนจริง ของส่วนต่างๆ ของร่างกายโดยใช้สนามแม่เหล็กความเข้มสูง และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในย่านคลื่นความถี่วิทยุ (Radio Frequency) ด้วยการส่งคลื่นความถี่วิทยุเข้าสู่ร่างกาย และ รับคลื่นที่สะท้อนออกจากร่างกาย นำมาประมวลผลและสร้างเป็นภาพด้วยระบบคอมพิวเตอร์ สามารถให้รายละเอียดและความคมชัดเสมือนการตัดร่างกายออกเป็นแผ่นๆ ทำให้แพทย์สามารถวินิจฉัยความผิดปกติภายในร่างกายได้อย่างละเอียด

ในปี ค.ศ.1946 นักฟิสิกส์ 2 กลุ่ม คือ เพอร์เซล (Edward Purcell) กับ บลอซ (Felix Bloch) และคณะ ค้นพบสิ่งที่ยิ่งใหญ่ คือ ปรากฏการณ์นิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์ (Nuclear Magnetic Resonance, NMR) ทำให้ทั้งสองได้รับรางวัลโนเบลสาขาฟิสิกส์ร่วมกันในปี 1952 ในช่วงปี 1950 – 1970 NMR ได้ถูกพัฒนาและนำมาใช้ในการวิเคราะห์คุณสมบัติทางเคมีและฟิสิกส์ของโมเลกุล จนกระทั่งปี ค.ศ.1973 เลาเตอร์เบอร์ (Paul C. Lauterbur) ได้ใช้สนามแม่เหล็กเกรเดียนท์ (magnetic gradient) เพื่อระบุตำแหน่งของสัญญาณ NMR ทำให้สามารถสร้างเป็นภาพเอ็มอาร์ (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ต่อมา ค.ศ. 1976 แมนฟิลด์ (Sir Peter Mansfield) ได้พัฒนาและนำมาใช้ในการสร้างภาพในมนุษย์เป็นครั้งแรก Paul C. Lauterbur และ Sir Peter Mansfield ได้รับรางวัลโนเบลสาขาสรีรวิทยาหรือการ แพทย์ร่วมกันในปี 2003

ปัจจุบัน เอ็มอาร์ไอ ได้เข้ามามีบทบาททางการแพทย์เป็นอย่างมากเพราะสามารถสร้างภาพเนื้อเยื่อหรืออวัยวะในร่างกายได้เกือบทุกระบบ นอกจากให้รายละเอียดทางกายวิภาค (anatomy) แล้วยังสามารถนำข้อมูลภาพเอ็มอาร์ มาวิเคราะห์ในเชิงปริมาณ (quantitative analysis) ได้ เช่น วิเคราะห์เส้นใยประสาทในสมอง (fiber tracking) วิเคราะห์การไหลของเลือด (blood flow) วิเคราะห์ปริมาตรของเลือด (blood volume) รวมไปถึงใช้วิเคราะห์การสะสมของธาตุเหล็กในเนื้อเยื่อ (tissue iron deposit) โดยประเมินจากค่า T2 และ T2* ซึ่งอาศัยคุณสมบัติทางแม่เหล็กของธาตุเหล็กที่สะสมในเนื้อเยื่อที่อยู่ในรูปแบบของเฟอร์ริทิน (ferritin) และเฮโมซิเดอริน (hemo siderin) ทั้งสองเป็นสารพาราแมกเนติกซ์ (paramagnetic) เมื่ออยู่ในสนามแม่เหล็กหลักจะมีผลทำให้เกิดความไม่สม่ำเสมอ เมื่อเฟอร์ริทินและเฮโมซิเดอรินอยู่ในสิ่งแวดล้อม ที่มีไฮโดรเจน เช่น น้ำ หรือ เนื้อเยื่อ จะทำให้ค่าเวลาในการผ่อนคลายสปินสปิน (spin-spin relaxation time, T2) ของสิ่งแวดล้อมนั้นลดลงตามความเข้มข้นของปริมาณเหล็กที่เพิ่มขึ้น เรียกผลของสารพาราแมกเนติกที่ทำให้เวลาผ่อนคลายของโปรตอนลดลงว่า “susceptibility induce relaxation” [1, 2]

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ Copyright© by Chiang Mai University All rights reserved

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

สาเหตุสำคัญของการเสียชีวิตในผู้ป่วยเบต้าธาลัสซีเมียคือเกิดภาวะเหล็กเกินในกล้ามเนื้อหัวใจ [3 , 4] เนื่องจากได้รับเลือดอย่างสม่ำเสมอเป็นเวลานาน ดังนั้นการคิดค้นหาวิธีการประเมินภาวะเหล็กเกินในกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อให้ทราบค่าที่ถูกต้อง และแม่นยำ เป็นสิ่งสำคัญมากเพราะจะช่วยให้แพทย์วางแผนการรักษาผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ ในปัจจุบันวิธีการที่ได้รับการยอมรับ น่าเชื่อ ถือ ปลอดภัย และ รวดเร็ว คือ การตรวจวัดภายใต้เครื่องเอ็มอาร์ไอ ซึ่งจะใช้ค่า T2* เป็นตัวบ่งชี้ถึงปริมาณธาตุเหล็กที่สะสม หลายการศึกษาได้อ้างอิงค่า T2* ที่ต่ำกว่า 20 มิลลิวินาที เป็นตัวบ่งชี้ว่ามีภาวะเหล็กเกินในกล้ามเนื้อหัวใจ และมีภาวะเหล็กเกินรุนแรงเมื่อค่า T2* ต่ำกว่า 10 มิลลิวินาที [5-7] ค่า T2* ของกล้ามเนื้อหัวใจวิเคราะห์จากภาพที่ได้จากลำดับพัลส์แบบเกรเดียนท์เอคโค (Gradient Recall Echo pulse sequence, GRE) เก็บสัญญาณภาพประสานเวลา (synchronize) กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) การสร้างภาพเอ็มอาร์ของหัวใจเป็นเรื่องที่มีความท้าทายเป็นอย่างมาก เพราะมีหลายปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพ เช่น การเต้นของหัวใจ การไหลของเลือด ความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก และ ผู้ป่วยต้องสามารถกลั้นหายใจได้ ค่า T2* ขึ้นอยู่กับภาพที่นำมาวิเคราะห์ต้องมีคุณภาพสูง ซึ่งใน ทางอุดมคติ ต้องปราศจากสัญญาณรบกวน (noise) และ สัญญาณแปลกปน (artifact) มีสัดส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวนสูง (high signal to noise ratio, SNR) ภาพต้องมีความคมชัดสูง (high resolution) รวมไปถึงวิธีการฟิตกราฟที่เหมาะสม (curve fitting model) จากการ ศึกษาที่ผ่านมาการสร้างภาพเอ็มอาร์ของหัวใจใช้เทคนิคแบบกลั้นหายใจ ทำให้มีข้อจำกัดในเรื่องสัญญาณรบกวน (noise) เนื่องจากไม่สามารถเก็บสัญญาณหลายครั้งเพื่อนำมาเฉลี่ยได้ (Number of Signal Average, NSA) การศึกษานี้จึงได้นำเทคนิคการสร้างภาพเอ็มอาร์ร่วมกับ Navigator ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลเพื่อนำมาเฉลี่ยได้หลายครั้ง มีเวลาในการเก็บสัญญาณที่นานขึ้นเพราะไม่ต้องกลั้นหายใจ จึงสามารถสร้างภาพที่มีสัญญาณรบกวนน้อย และ ให้รายละเอียดที่สูง ภาพเอ็มอาร์ที่มีคุณภาพสูงจะช่วยลดความคลาดเคลื่อนในการวัดค่า T2* ได้ นอกจากนั้นเทคนิคดังกล่าวสามารถใช้ตรวจเพื่อประเมินปริมาณเหล็กที่สะสมในกล้ามเนื้อหัวใจ ในผู้ป่วยที่ไม่สามารถกลั้นหายใจได้ หรือ ผู้ป่วยที่ได้รับยานอนหลับ เนื่องจากกลัวที่แคบรวมไปถึงเด็กเล็กที่ไม่ให้ความร่วมมือ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาผลของการเพิ่มจำนวนครั้งของการเก็บสัญญาณแล้วหาค่าเฉลี่ย (number of signals averaged, NSA) ต่อคุณภาพของภาพเอ็มอาร์ในหุ่นจำลอง โดยใช้ NSA เท่ากับ 1 ถึง 32 NSA จากการเก็บสัญญาณเพื่อสร้างภาพด้วยเทคนิค Black blood GRE multi-echo

2. เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างเฟอร์ริกคลอไรด์กับค่า R2* (1000/T2*) จากการเก็บสัญญาณเพื่อสร้างภาพด้วยเทคนิค Black blood GRE multi-echo ในหุ่นจำลองโดยใช้ค่า NSA ที่เหมาะสมจากการศึกษาในข้อ 1 เพื่อเป็นแนวทางในการศึกษาในอาสาสมัคร

3. เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการให้ค่า T2* ที่เหมือนเดิม (Reproducibility) จากภาพเอ็มอาร์ของหัวใจ โดยการเก็บสัญญาณด้วยสองเทคนิคระหว่าง Black blood GRE multi-echo single breath hold และ Free Breathing (Navigator) Black blood GRE multi-echo ในกล้ามเนื้อหัวใจอาสาสมัครสุขภาพดีและผู้ป่วยบีต้าธาลัสซีเมียเมเจอร์

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการศึกษา

1. เพิ่มทางเลือกในการวัดค่า T2* เพื่อประเมินระดับการสะสมของเหล็กในกล้ามเนื้อหัวใจสำหรับผู้ป่วยที่ไม่สามารถกลั้นหายใจได้ เช่น เด็กเล็ก และ ผู้ป่วยที่ได้รับยาสลบ
2. ได้เทคนิคการวัดค่า T2* ที่อาจมีความแม่นยำสูง
3. อาจเป็นแนวทางให้แพทย์สามารถวางแผนการให้ยาขับเหล็ก เพื่อรักษาผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved