

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 หลักการสร้างภาพของเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging, MRI)

เมื่อทำการสร้างภาพของอวัยวะภายในร่างกายด้วยเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) นิวเคลียสที่มี magnetic moment ($\vec{\mu}$) เช่น โปรตอน ในน้ำ หรือ ในเนื้อเยื่อ จะมีการจัดเรียงตัวตามแนวของสนามแม่เหล็กภายนอกถ้ามีการใช้ความถี่คลื่นวิทยุที่มีความถี่เท่ากับความถี่ในการกำทอนของโปรตอนนั้นๆ โปรตอนจะถูกกระตุ้นให้ออกจากสถานะสมดุลได้และเมื่อหยุดการกระตุ้นโปรตอนก็จะกลับเข้าสู่สถานะสมดุลอีกครั้งหนึ่ง โดยโปรตอนที่ถูกกระตุ้นจะปล่อยพลังงานออกมาในรูปของคลื่นวิทยุและสามารถใช้ขดลวดในการรับสัญญาณที่ถูกปล่อยออกมานั้นได้ สัญญาณที่รับได้นี้ มีความถี่ใกล้เคียงกันเนื่องจากสนามแม่เหล็กที่โปรตอนนั้นได้รับมีความเข้มคงที่เกือบเท่ากันตลอดทั้งร่างกาย ดังนั้นสัญญาณที่ได้จึงเป็นผลมาจากโปรตอนในทุกๆ ตำแหน่งรวมกันทำให้ไม่สามารถแยกความแตกต่างของสัญญาณโปรตอนในแต่ละตำแหน่งภายในร่างกายได้ ดังนั้นในการสร้างภาพด้วยเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจึงจำเป็นต้องมีการเข้ารหัสตำแหน่ง (encoding) เพื่อที่จะทำให้สัญญาณนั้นมีความสัมพันธ์กับตำแหน่งภายในร่างกาย โดยหลักการแล้วสามารถแบ่งได้เป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือ การเลือก slice หรือ volume และการเข้ารหัสตำแหน่งของสัญญาณ โดยทั้งสองส่วนนี้ต้องอาศัยหลักการที่ว่าความถี่ในการกำทอนของนิวเคลียส (Larmor frequency) ซึ่งขึ้นอยู่กับความเข้มของสนามแม่เหล็กหลักที่นิวเคลียส ณ ตำแหน่งนั้นๆ ได้รับ จากหลักการนี้ถ้าใช้สนามแม่เหล็กที่มีความเข้มเปลี่ยนไปตามตำแหน่งต่างๆ ของ magnetic field gradient ก็จะทำให้สัญญาณที่ได้มีความสัมพันธ์กับตำแหน่งที่โปรตอนนั้นดำรงอยู่

2.2 Pulse Sequence

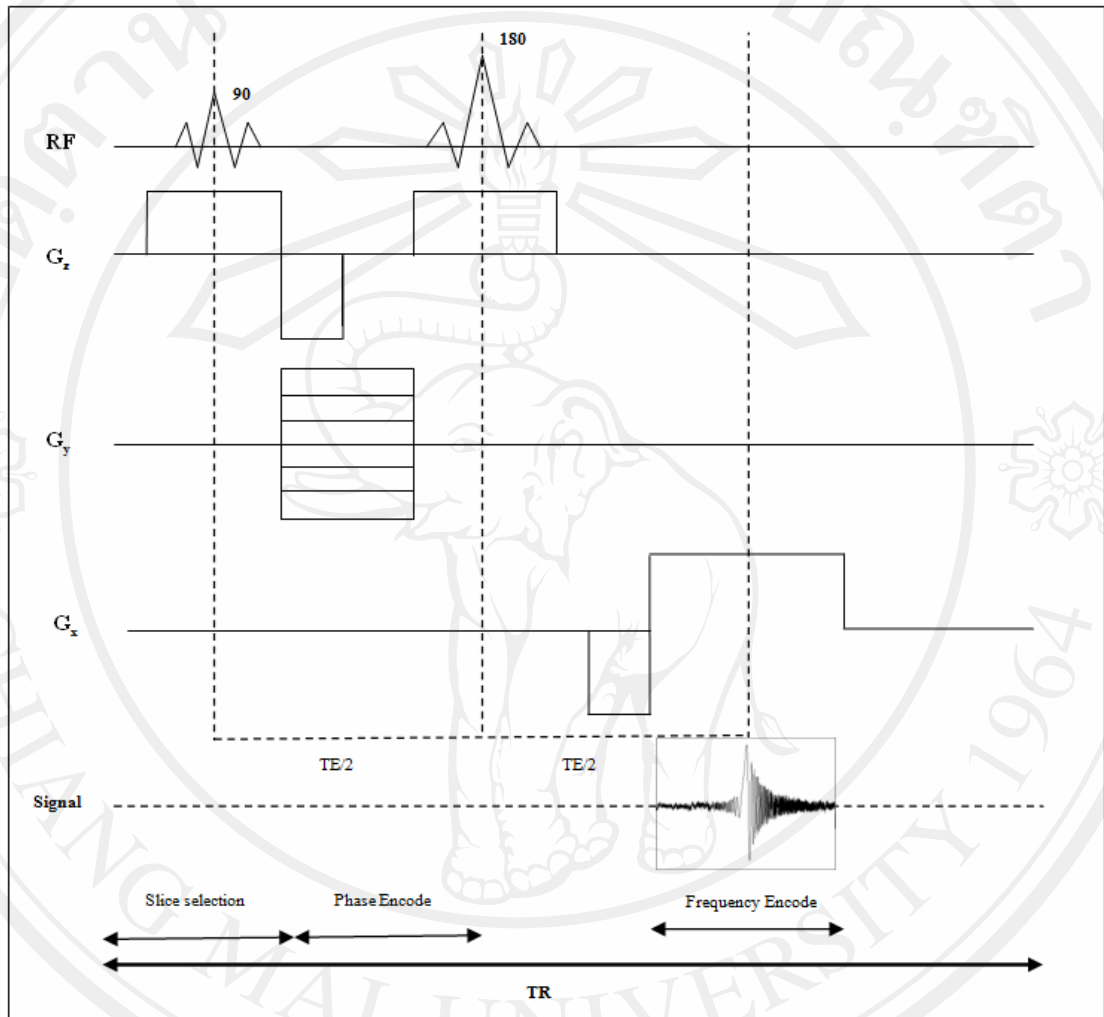
การสร้างภาพด้วยเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าประกอบด้วยขั้นตอนการกระตุ้นและเก็บข้อมูล ลำดับการทำงานดังกล่าวถูกกำหนดโดยโปรแกรมที่เรียกว่า Pulse Sequence Programming ซึ่งเป็นแผนผังที่แสดงถึงลำดับขั้นตอนและเวลาในการทำงานของคลื่นวิทยุของสนามแม่เหล็กเชิงลาดทั้งสามแกนและการเก็บสัญญาณ NMR โดยที่ Pulse Sequence นี้ใช้ในการควบคุมการทำงานของเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีวัตถุประสงค์เพื่อเก็บข้อมูลใน k-space ตามที่ต้องการ MR Pulse Sequence สามารถแบ่งออกได้เป็นสามส่วนใหญ่ๆ เรียกว่า preparation, excitation (หรือส่วนสร้างภาพคือ slice selection, phase และ frequency encoding) และ post-acquisition module สำหรับ Pulse Sequence พื้นฐานที่สำคัญในการสร้างภาพของเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า คือ Spin Echo (SE) และ Gradient Recalled Echo (GRE) Pulse Sequence

2.3 พัลส์สปิน เอคโค่ Spin Echo (SE) Pulse Sequence

สำหรับพัลส์แบบ Spin Echo (SE) Pulse Sequence ที่ใช้สำหรับการสร้างภาพ ดังแสดงใน (รูปที่ 2.1) ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็นสามส่วนหลักๆ ด้วยกัน คือ การเลือก slice การเข้ารหัสเฟส และการเข้ารหัสความถี่พร้อมกับเก็บข้อมูลซึ่งจะได้อธิบาย ดังต่อไปนี้

1. ในส่วน 90 องศา แรกของคลื่นวิทยุกับสนามแม่เหล็กเชิงลาดในแนว slice เป็นส่วนที่ใช้ในการเลือก slice ทั้งคลื่นวิทยุและสนามแม่เหล็กเชิงลาดนี้จะทำการกระตุ้นแมกเนไทเซชันที่อยู่ใน slice เท่านั้น ให้ไปอยู่ในแนวที่ตั้งฉากกับสถานะสมดุล (ในแนว xy)
2. การเข้ารหัสเฟสโดยใช้สนามแม่เหล็กเชิงลาดในแนวเฟส (G_y) ในการกระตุ้นแต่ละครั้งก็จะมี การเปลี่ยนขนาดของ G_y ไปด้วย สำหรับจำนวนข้อมูลใน k-space ที่ต้องการก็จะขึ้นอยู่กับจำนวนครั้งของการกระตุ้นในส่วนของระยะเวลาระหว่างการกระตุ้นจะมีค่าคงที่เรียกว่า Repetition Time (TR) สังเกตจาก Pulse Sequence ได้ว่าจะมีเพียงขนาดของ G_y เท่านั้น ที่เปลี่ยนแปลงไปในแต่ละครั้งของการกระตุ้น
3. เป็นส่วนที่เกี่ยวกับการเข้ารหัสความถี่และการเก็บข้อมูลซึ่ง SE Pulse Sequence จะมี 180 องศาของคลื่นวิทยุ ณ เวลา TE/2 โดยที่เวลา TE (Echo Time) คือ ระยะเวลาตรงกลางของการกระตุ้นแมกเนไทเซชันถึงช่วงเวลาที่สัญญาณมีค่าสูงสุด สำหรับในส่วน 180 องศา ของคลื่นวิทยุจะ

ทำหน้าที่ในการ refocus สัญญาณที่ได้จากการกระตุ้นซึ่งขั้นตอนต่อไปก็จะเป็นการเข้ารหัสโดยใช้ความถี่และการเก็บข้อมูล



รูปที่ 2.1 ภาพแสดงลำดับแบบพัลส์สปิน เอคโค่ Spin Echo Pulse Sequence

สำหรับข้อมูลที่ได้จาก Pulse Sequence จะมีการจัดวางตำแหน่งของข้อมูลภายใน k-space ตามความสัมพันธ์กับสนามแม่เหล็กเชิงลาด โดยที่สนามแม่เหล็กเชิงลาดใช้ในการเข้ารหัสเฟส (G_y) จะมีความสัมพันธ์กับข้อมูลในแนว K_y ของ k-space ขณะที่สนามแม่เหล็กเชิงลาดใช้ในการเข้ารหัสความถี่ (G_x) จะมีความสัมพันธ์กับข้อมูลในแนว K_x ของ k-space สำหรับ Pulse Sequence นี้ในแต่ละครั้งของการกระตุ้นจะได้ข้อมูลหนึ่งเส้นในแนว K_x (จำนวน N_x) และในการกระตุ้นแต่ละครั้งมี

การเปลี่ยนขนาดของ G_y ทำให้ได้ข้อมูลเส้นใหม่ในแนว K_y โดยที่ตำแหน่งของเส้นนี้ใน k -space จะขึ้นอยู่กับขนาดของ G_y ที่ใช้

2.4 การผ่อนคลายและความเปรียบต่างใน MRI (Relaxation and Contrast by MRI)

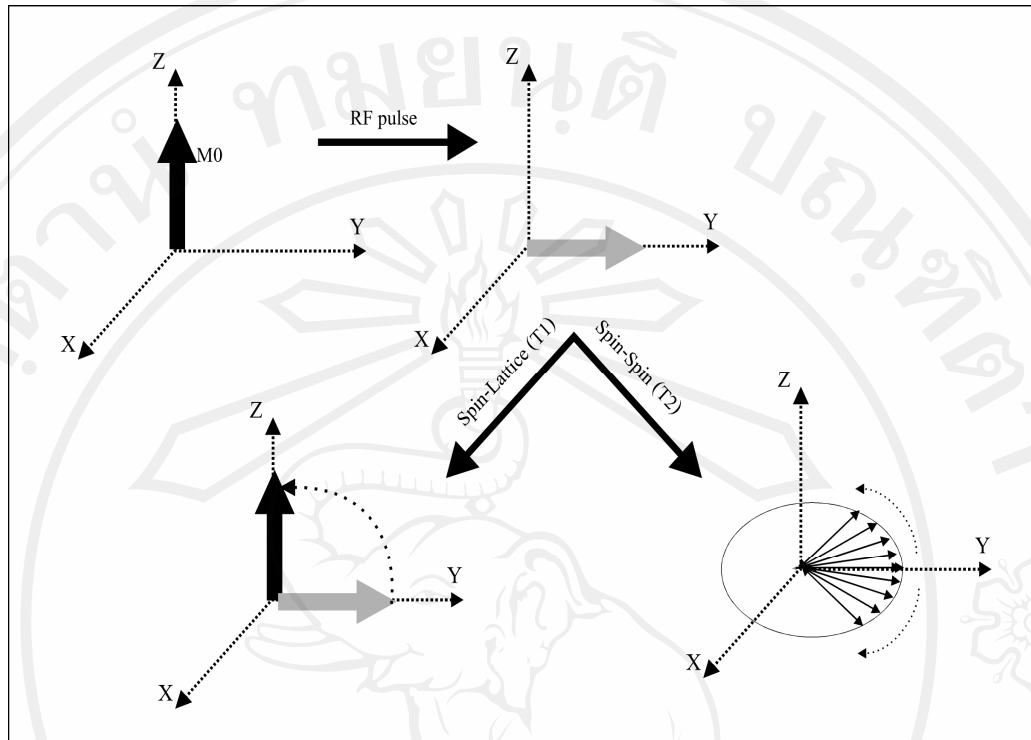
สำหรับเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นเครื่องมือการตรวจที่ให้คุณภาพของภาพที่มีความเปรียบต่างของเนื้อเยื่อได้หลายแบบขึ้นอยู่กับ การให้น้ำหนักบนภาพ (Image Weighted) ซึ่งมีประโยชน์อย่างมากสำหรับการวินิจฉัยเพื่อหาพยาธิสภาพต่างๆ ของเนื้อเยื่อ การให้น้ำหนักบนภาพ ขึ้นกับพารามิเตอร์ (Parameters) ที่เลือกใช้ในการสร้างภาพ โดยพารามิเตอร์เหล่านี้จะเป็นตัวกำหนดน้ำหนักบนภาพและทำให้สัญญาณภาพของเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าขึ้นอยู่กับคุณสมบัติต่างๆ ของแต่ละเนื้อเยื่อด้วย

2.5 คุณสมบัติของเนื้อเยื่อที่มีผลต่อภาพของเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

คุณสมบัติที่สำคัญของเนื้อเยื่อที่มีผลต่อภาพของเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า คือ ความหนาแน่นของโปรตอนและการผ่อนคลาย (Relaxation) ของแมกเนไทเซชันหลังจากถูกกระตุ้นด้วยคลื่นวิทยุ ในส่วนของความหนาแน่นของโปรตอนที่ดำรงอยู่ในเนื้อเยื่อแต่ละชนิด หรือ กล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือจำนวนของโปรตอนที่ทำให้สัญญาณต่อหน่วยปริมาตรที่ถูกกระตุ้น ในขณะที่การผ่อนคลายของแมกเนไทเซชันนั้นถูกแบ่งออกเป็นสองส่วน คือ การผ่อนคลายแบบ T1 และการผ่อนคลายแบบ T2

2.6 ค่าเวลาของการผ่อนคลาย (Relaxation time)

เมื่อมีการกระตุ้น โปรตอนด้วยคลื่นวิทยุโปรตอนจะออกจากสภาวะสมดุลและหลังจากหยุดกระตุ้นโปรตอนนั้นก็จะมีการคืนกลับเข้าสู่สภาวะสมดุลอีกครั้งหนึ่ง โดยในขั้นตอนนี้โปรตอนจะมีเวลาการผ่อนคลาย (Relaxation time) สองแบบที่เกิดขึ้นพร้อมกัน คือ จะมีการปล่อยพลังงานสู่สิ่งแวดล้อม แบบสปิน-แลตทิซ รีแลกเซชัน ไทม์ (spin-lattice relaxation time, T1) และมีการแลกเปลี่ยนพลังงานระหว่างโปรตอนด้วยกันเอง แบบสปิน-สปิน รีแลกเซชัน ไทม์ (spin-spin relaxation time, T2)



รูปที่ 2.2 ภาพแสดงการตอบสนองของแมกเนไทเซชัน ($\vec{M}$) ต่อการกระตุ้นด้วยคลื่นวิทยุที่มีการผ่อนคลายแบบ T1 และการผ่อนคลายแบบ T2

ในระหว่างขั้นตอนการผ่อนคลายของทั้งสองแบบนี้ ทั้งในแนวเดียวกับสนามแม่เหล็กหลัก (M_z) และในระนาบที่ตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กหลัก (M_{xy}) จะมีการกลับคืนสู่สถานะสมดุล ดังแสดงใน (รูปที่ 2.2) นั่นคือการหมุนควงของ $\vec{M}$ ที่มีการรวมเฟสกันก็จะกลับสู่สภาพแบบสุ่ม ($M_{xy} = 0$) และ M_z ที่ลดลงก็จะมีเพิ่มขึ้นจนกลับคืนสู่ค่า M_0 โดยที่ M_0 นี้เป็นสัดส่วนของความหนาแน่นของโปรตอน ณ ตำแหน่งนั้นๆ สำหรับการเพิ่มขึ้นในแกนของ M_z และการลดลงของ M_{xy} นี้จะเป็นแบบเอกซ์โพเนนเชียล (exponential form) ด้วยค่าเวลาของผ่อนคลาย T1 และค่าเวลาของผ่อนคลาย T2 ตามลำดับ สำหรับค่าเวลาของการผ่อนคลาย T1 และค่าเวลาของผ่อนคลาย T2 ของเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายนั้นมีค่าแตกต่างกันไป ดังแสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ค่า T1 และค่า T2 ของเนื้อเยื่อต่างๆ ที่สนามแม่เหล็กความเข้ม 1.5 Tesla [1, 2]

Tissue	T1 (msec)	T2 (msec)
Fat	240	85
Liver	420	43
Kidney	550	58
Spleen	400	60
Gray Matter	810	100
White Matter	680	90
Blood	1,340	250
CSF	2,400	160
H ₂ O	3,000	3,000

2.7 กลไกของการผ่อนคลาย (Mechanism of relaxation)

ในระหว่างการกระตุ้น โปรตอนด้วยคลื่นวิทยุพลังงานของคลื่นวิทยุจะถูกดูดกลืนด้วยโปรตอนใน lattice และทำให้โปรตอนมีการหมุนควงโดยมีเฟสเดียวกันหลังจากหยุดการกระตุ้น โปรตอนจะมีการตอบสนองสองแบบ ดังแสดงใน (รูปที่ 2.2) แบบแรกคือโปรตอนคายพลังงานสู่ lattice เรียกว่าผลของค่า T1 และแบบที่สองคือการหมุนควงของโปรตอนจะมีการสูญเสียการร่วมเฟส (dephase) เนื่องจากการแลกเปลี่ยนพลังงานระหว่างกัน เรียกว่าผลของค่า T2

ในการตอบสนองแบบสปิน-แลตทิซ (T1) โปรตอนที่ถูกกระตุ้นจากระดับพลังงานต่ำไปสู่ระดับพลังงานที่สูงกว่าจะมีการปล่อยพลังงานที่ได้รับนี้ออกมาหลังจากหยุดการกระตุ้น การปล่อยพลังงานนี้ทำให้โปรตอนกลับคืนสู่ระดับพลังงานต่ำได้อีกครั้งหนึ่ง สำหรับพลังงานส่วนเกินที่ถูกปล่อยออกมาสู่ lattice นี้ จะเป็นขั้นตอนการย้อนกลับกับการรับพลังงานเข้ามาของโปรตอน กล่าวคือในขั้นตอนของการกระตุ้น โปรตอนจะรับพลังงานจากคลื่นวิทยุที่มีความถี่เท่ากับความถี่กำทอนของโปรตอนนั้น ดังนั้นในขั้นตอนการกลับเข้าสู่ระดับพลังงานต่ำโปรตอนก็ต้องปล่อยพลังงานที่ได้รับมานี้ให้กับ lattice โดยที่จะเกิดการปล่อยพลังงานนี้ได้ก็ต่อเมื่อ lattice นั้นมีความแปรปรวนของสนามแม่เหล็กอันเนื่องมาจากการเคลื่อนที่ของโมเลกุลที่มีความถี่เท่ากับความถี่ใน

การกำหนดของโปรตอนความแปรปรวนของสนามแม่เหล็กใน lattice นั้น เกิดจากการเคลื่อนที่ หรือ การหมุนของนิวเคลียสใน lattice ดังนั้นโอกาสที่โปรตอนจะสามารถปล่อยพลังงานสู่ lattice จึงขึ้นอยู่กับอัตราการเคลื่อนที่ของโมเลกุลนั้นใน lattice โดยที่โปรตอนจะมีโอกาสปล่อยพลังงาน ได้ดีถ้าการเคลื่อนที่นั้นสามารถสร้างความแปรปรวนของสนามแม่เหล็กได้ใกล้เคียงกับความถี่ของการกำหนด ในทางกลับกันโปรตอนจะมีโอกาสปล่อยพลังงานได้ไม่ดีถ้าการเคลื่อนที่นั้นเร็วไป หรือเข้าไปซึ่งขึ้นอยู่กับขนาดของโมเลกุลด้วย

สำหรับการตอบสนองแบบสปิน-สปิน (T_2) เกี่ยวข้องกับการสูญเสียการร่วมเฟสในการ หมุนควงของโปรตอนซึ่งเป็นกระบวนการที่มีการแลกเปลี่ยนพลังงานแต่ไม่มีการเพิ่มขึ้นหรือลดลง ของพลังงาน สำหรับการตอบสนองแบบสปิน-สปิน (T_2) นี้จะมีการสูญเสียการร่วมเฟสที่สุดเมื่อ ค่าการเคลื่อนไหวของโมเลกุล (molecular correlation; τ_c) เข้าใกล้อินฟินิตี้ (∞) หรือเมื่อ ค่าความถี่ในการเคลื่อนไหวของโมเลกุลเข้าใกล้ศูนย์หรือย่านความถี่ต่ำ ในย่านที่ค่าความถี่ในการ เคลื่อนไหว (frequency of molecular motion; ω_c) ของโมเลกุล ω_c มีความถี่ต่ำการเปลี่ยนทิศทาง การเคลื่อนไหวของโมเลกุลมีอยู่น้อยจึงทำให้การเปลี่ยนเฟสเกิดขึ้นมีผลมาก ต่างจากเมื่อโมเลกุลมี การเปลี่ยนทิศทางของการเคลื่อนไหวได้บ่อยโดยที่จะทำให้ผลของการเปลี่ยนเฟสนี้มีค่าเฉลี่ยลดลง ไปทำให้เห็นผลของการเปลี่ยนแปลงน้อยลง

การสูญเสียการร่วมเฟสในการตอบสนองแบบสปิน-สปิน (T_2) นอกจากจะขึ้นอยู่กับ การเคลื่อนไหวของโมเลกุลแล้วยังขึ้นอยู่กับความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กที่โปรตอนได้รับด้วย เนื่องจากความถี่ในการหมุนควงของโปรตอนขึ้นอยู่กับความเข้มของสนามแม่เหล็กด้วย ดังนั้นถ้า สนามแม่เหล็กที่โปรตอนได้รับจริงแตกต่างกันก็จะทำให้ความถี่ในการหมุนควงแตกต่างกันไปด้วย ความแตกต่างของความถี่ในการหมุนควงนี้ก็จะทำให้เกิดการสูญเสียการร่วมเฟสได้เหมือนกัน

2.8 ค่าเวลาของการผ่อนคลาย T1 (T1 Relaxation time)

ค่าเวลาของการผ่อนคลาย T1 เป็นค่าเวลาคงที่ที่แสดงถึงการตอบสนองต่อการกระตุ้นแบบสปิน-แลตทิซ โดยที่การผ่อนคลายแบบนี้จะอยู่ในแบบเอกซ์โพเนนเชียลแทนได้ด้วย สมการที่ 2.1

$$M_z = M_0 (1 - \exp^{-t/T_1}) \quad (2.1)$$

เมื่อ M_z คือ ส่วนของแมกเนไทเซชันในแนวเดียวกับสนามแม่เหล็กหลัก

M_0 คือ แมกเนไทเซชันในสภาวะสมดุล

$T1$ คือ ค่าเวลาของการผ่อนคลายของเนื้อเยื่อต่างๆ

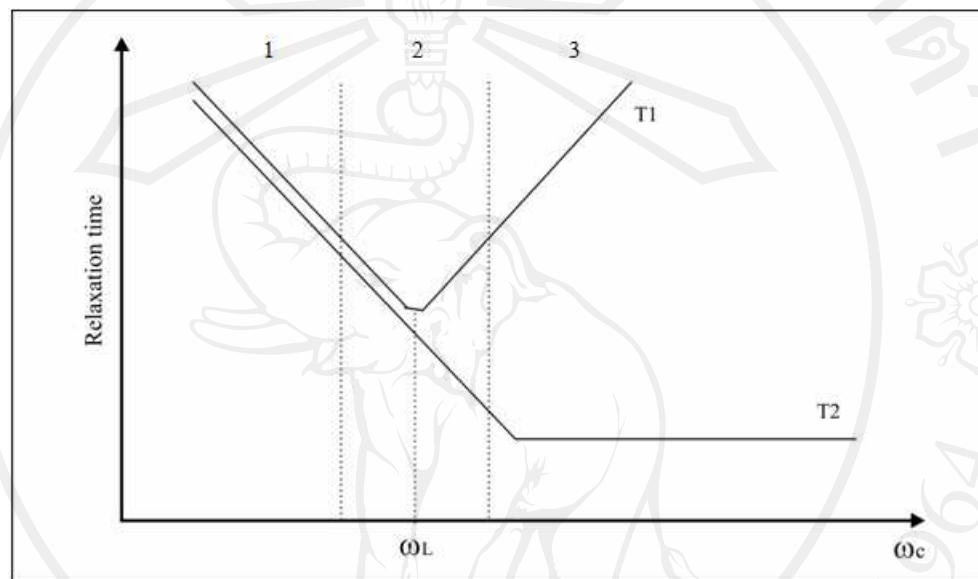
สมการนี้แสดงถึงค่าเวลา T1 ที่ใช้ในการเข้าสู่สภาวะสมดุลของแมกเนไทเซชันทั้งในกรณีที่เกิดจากสภาวะแบบสุ่ม (random) ก่อนที่สสารจะถูกนำเข้าสู่สนามแม่เหล็กและในกรณีที่ถูกระตุ้น 90 องศา ด้วยคลื่นวิทยุ โดยที่แมกเนไทเซชันจะมีการเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วในช่วงแรกและค่อยๆ ลดลงในช่วงหลังๆ (exponential form) ดังแสดงใน (รูปที่ 2.3) สำหรับค่า T1 ของแต่ละสสารมีความแตกต่างกันซึ่งแสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเวลาของการผ่อนคลายกับค่าความถี่ในการเคลื่อนที่ของโมเลกุล จากรูปที่ 2.3 จะเห็นว่า T1 จะมีค่าต่ำที่สุดถ้าค่าความถี่ในการเคลื่อนที่ของโมเลกุล ω_c มีความถี่เท่ากับค่าความถี่ของการกำทอน ω_L และค่าของ T1 จะมีค่ามากขึ้นเมื่อค่าความถี่ในการเคลื่อนที่ของโมเลกุล ω_c มีความถี่ห่างจากค่าความถี่ของการกำทอนเพิ่มขึ้น ยกตัวอย่างเช่นในของแข็งซึ่งมีค่าความถี่ในการเคลื่อนที่ของโมเลกุล ω_c ต่ำกว่าค่าความถี่ของการกำทอนมาก ค่า T1 จะอยู่ในช่วงเป็นนาฬิกาหรือชั่วโมง ขณะที่น้ำบริสุทธิ์ซึ่งมีค่าความถี่ในการเคลื่อนที่ของโมเลกุล ω_c สูงกว่าค่าความถี่ของการกำทอนแต่ไม่ห่างมากเท่ากับของแข็งจะมีค่า T1 ประมาณเป็นวินาที

2.9 ค่าเวลาของการผ่อนคลาย T2 (T2 Relaxation time)

ค่าเวลาของการผ่อนคลาย T2 เป็นค่าเวลาคงที่ที่แสดงถึงการตอบสนองต่อการกระตุ้นแบบสปิน-สปิน ซึ่งแสดงถึงการสูญเสียการร่วมเฟสเนื่องจากการเคลื่อนที่ของโมเลกุลเท่านั้น โดยที่การผ่อนคลายแบบนี้จะอยู่ในแบบเอกซ์โพเนนเชียลแทนได้ด้วย สมการที่ 2.2

$$M_{xy} = M_0 \exp(-t/T_2) \quad (2.2)$$

เมื่อ M_{xy} คือ ส่วนของแมกเนไทเซชัน ในระนาบตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กหลัก
 M_0 คือ แมกเนไทเซชันในภาวะสมดุล
 T_2 คือ ค่าเวลาของการผ่อนคลายของเนื้อเยื่อต่างๆ



รูปที่ 2.3 แสดงผลของความถี่ในการเคลื่อนไหวของโมเลกุลต่อค่าการผ่อนคลาย T_1 และ T_2 โดยที่ (ในช่วง 1) น้ำบริสุทธิ์จะมีค่า T_1 และ T_2 ที่ยาว (ช่วง 2) น้ำที่เกาะกับโปรตีนจะมีค่า T_1 ที่สั้น และมีค่า T_2 ปานกลาง (ช่วง 3) สำหรับของแข็งหรือโมเลกุลขนาดใหญ่จะมีค่า T_1 ที่ยาว และ T_2 ที่สั้น

2.10 ผลของ Pulse Sequence ต่อสัญญาณภาพ

Pulse Sequence สามารถมีผลต่อความขาว หรือ ดำ บนภาพเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ได้นั้นเนื่องจากมีความสัมพันธ์กับค่า T_1 และ T_2 ของเนื้อเยื่อต่อค่าตัวแปรที่ใช้ในการสร้างภาพ TR และ TE โดยที่ intensity ของภาพจะขึ้นอยู่กับการเลือกใช้ค่า TR และ TE นี้ สำหรับ SE Pulse Sequence ความสัมพันธ์เหล่านี้สามารถแสดงได้จาก สมการที่ 2.3 จากสมการจะเห็นว่า $S(\alpha, y)$ จะแปรตรงกับผลคูณของสามเทอม โดยที่เทอมแรกขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของโปรตอน เทอมที่สองขึ้นอยู่กับการสัมพันธ์ระหว่างค่า T_1 ของเนื้อเยื่อ และค่า TR ที่ใช้ สำหรับเทอมที่สามขึ้นอยู่กับการสัมพันธ์ระหว่างค่า T_2 ของเนื้อเยื่อ และค่า TE ที่เลือกใช้

$$S(x,y) \propto \rho(x,y) \left(1 - \exp \frac{TR}{T_1(x,y)}\right) \cdot \exp \frac{TE}{T_2(x,y)} \quad (2.3)$$

เมื่อ $S(x,y)$ คือ มีความสัมพันธ์กับ intensity ของภาพที่ตำแหน่ง (x, y)

$\rho(x,y)$ คือ ความหนาแน่นของโปรตอน

T_1, T_2 คือ ค่าเวลาของการผ่อนคลายของเนื้อเยื่อต่างๆ ของภาพที่ตำแหน่ง (x, y)

2.11 ภาพที่แสดงถึงความหนาแน่นของโปรตอน (Proton density-weighted image)

ความหนาแน่นของโปรตอนเป็นปัจจัยพื้นฐานที่มีผลต่อความเปรียบต่างของภาพ โดยที่ intensity ของภาพจะขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของโปรตอนในปริมาตร (voxel) จากสมการที่ 2.3 จะเห็นว่าถ้าต้องการให้ intensity ของภาพขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของโปรตอน ต้องเลือกใช้ค่า TR และ TE ที่ทำให้เทอมที่สองและเทอมที่สามในสมการที่ 2.3 นี้เข้าใกล้หนึ่ง ซึ่งสามารถทำได้โดยใช้ค่า TR ที่ยาวใน T_1 (ของเนื้อเยื่อ) และค่า TE ที่สั้นใน T_2 (ของเนื้อเยื่อ) โดยปรกติภาพแบบนี้จะใช้ค่า TR ที่ยาวอยู่ในช่วง 1,500-3,000 มิลลิวินาที และ ใช้ค่า TE ที่สั้นอยู่ในช่วง 10-40 มิลลิวินาที

2.12 ภาพที่แสดงถึงคุณสมบัติ T1 ของเนื้อเยื่อ (T1-weighted image)

ความหนาแน่นของโปรตอนเป็นปัจจัยที่มีผลต่อภาพเสมอ แต่ในการสร้างภาพเราสามารถเลือกให้ผลของ T_1 ของเนื้อเยื่อมีผลต่อภาพมากกว่าผลของความหนาแน่นของโปรตอนได้ โดยต้องเลือกค่า TR ที่ทำให้เทอมที่สองของสมการที่ 2.3 มีผลมากที่สุดคือจะใช้ค่า TR ที่สั้นใน T_1 และในขณะเดียวกันก็ไม่ต้องการผลของ T_2 ของเนื้อเยื่อและค่า TE ที่สั้นใน T_2 ในเทอมที่สาม หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือให้ค่า short TR และ short TE นั้นเอง โดยปรกติภาพแบบนี้จะใช้ค่า TR อยู่ในช่วง 300-800 มิลลิวินาที และใช้ค่า TE ในช่วง 10-40 มิลลิวินาที ภาพที่ได้จะมีความเปรียบต่างของภาพขึ้นอยู่กับค่าความแตกต่างของ T_1 จากเนื้อเยื่อ

2.13 ภาพที่แสดงถึงคุณสมบัติ T2 ของเนื้อเยื่อ (T2-weighted image)

สำหรับการสร้างภาพจากเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าถ้าใช้ SE Pulse Sequence จะได้ภาพที่ประกอบด้วยผลจากค่า T_2 ของเนื้อเยื่อ ทั้งนี้เนื่องจาก SE Pulse Sequence ใช้ 180 องศา จากคลื่นวิทยุ จึงทำให้ความไม่สม่ำเสมอจากสนามแม่เหล็กไม่ไปมีผลรบกวนในขณะสร้างภาพเนื่อง

จากการใช้ 180 องศา จากคลื่นวิทยุสามารถแสดงผลของความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กต่อโปรตอนได้ ถึงแม้ว่าความถี่ในการหมุนของโปรตอนจะมีความแตกต่างกัน แต่เมื่อได้รับ 180 องศา จากคลื่นวิทยุโปรตอนเหล่านี้ก็สามารถที่จะมีสัญญาณร่วมกันได้เสมือนกับว่าโปรตอนเหล่านี้อยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กค่าเดียวกัน

ดังนั้นในการสร้างภาพถ้าต้องการแสดงผลของ T2 weighted image ของเนื้อเยื่อ เลือกใช้ SE Pulse Sequence และในการสร้างภาพแบบนี้ต้องเลือกใช้ค่า TE ที่ทำให้เทอมที่สามของสมการที่ 2.3 มีผลมากที่สุด คือเลือกใช้ค่า TR ที่ยาวและค่า TE ที่ยาว เพื่อไม่ต้องการผลของ T1 ของเนื้อเยื่อ หรือ กล่าวอีกนัยหนึ่งคือให้ค่า long TR และ long TE นั่นเอง โดยปรกติภาพแบบนี้จะเลือกใช้ค่า TR อยู่ในช่วง 1,500-3,000 มิลลิวินาที และเลือกใช้ค่า TE ในช่วง 60-90 มิลลิวินาที สำหรับในกรณีที่ต้องการให้ T2 ของเนื้อเยื่อมีผลมากในภาพก็สามารถทำได้โดยเลือกใช้ค่า TE ในช่วง 100-180 มิลลิวินาที ซึ่งเรียกภาพแบบนี้ว่า heavily T2 weighted image

2.14 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

จากหลายการศึกษาที่ผ่านมาได้มีความพยายามที่จะศึกษาเพื่อจำแนกชนิดของแผ่นไขมันให้ได้ว่าเป็นแผ่นไขมันชนิดไหนและภายในแผ่นไขมันนั้นประกอบด้วยอะไรบ้าง เพื่อจะได้ง่ายต่อการวางแผนการรักษาของแพทย์ต่อไป ซึ่งมีเครื่องมือที่ใช้ศึกษาในการแยกส่วนประกอบภายในแผ่นไขมัน ดังต่อไปนี้

วิธีการตรวจหาส่วนประกอบภายในแผ่นไขมันของหลอดเลือดแดงแข็งตัวในปัจจุบันมี 4 วิธี

1. การใช้เครื่องอัลตราซาวด์ (Ultrasound, U/S) [52-55] เป็นการตรวจที่นิยมมากที่สุดสำหรับการคัดกรองโรค (screening test) เนื่องจากมีความแม่นยำสูงถึงร้อยละ 90-95 และประกอบกับมีค่าใช้จ่ายน้อย [56-58] แต่เครื่องอัลตราซาวด์สามารถตรวจหาเพื่อแยกประเภทของแผ่นไขมันได้เพียง 4 ประเภทเท่านั้น [59] จากทั้งหมด 8 ประเภท โดยแบ่งตามหลักเกณฑ์ของ American Heart Association (AHA) lesion type [60] ข้อจำกัดของภาพอัลตราซาวด์คือให้คุณภาพของภาพที่เป็น low-resolution contrast ทำให้เห็นภาพผนังของหลอดเลือดไม่ดี [61] ไม่สามารถแยกรูปร่างทางด้านพื้นฐานวิทยาของแผ่นไขมันได้ (limited characterization of plaque morphology) [53] และมีความยากลำบากในสร้างภาพในผู้ป่วยที่อ้วนมาก หรือ ผู้ป่วยที่มี common carotid bifurcation

ของหลอดเลือดแดงคาโรติดอยู่ในตำแหน่งที่สูงเนื่องจากไม่สามารถส่งคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านฐานของกะโหลกศีรษะได้และในผู้ป่วยที่มีแผ่นไขมันเป็นหินปูนแคลเซียมก็ไม่สามารถสร้างภาพของรอยโรคที่อยู่ใต้หินปูนแคลเซียมนั้นได้ เพราะคลื่นอัลตราซาวด์ไม่สามารถส่งผ่านหินปูนแคลเซียมไปได้เนื่องจากมีการสะท้อนกลับหมดของคลื่นอัลตราซาวด์ [9, 62]

2. การใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computer Tomography, CT) [63-69] สามารถสร้างภาพของหลอดเลือดแดงคาโรติดแข็งตัวจากแผ่นไขมันได้อย่างรวดเร็ว เป็นเทคนิคการตรวจแบบรุกล้ำ (invasive technique) เป็นเครื่องมือที่ทันสมัยและมีความน่าเชื่อถือในการตรวจมีการนำมาใช้ประโยชน์ได้อย่างกว้างขวางและสามารถแยกหินปูนแคลเซียมออกจากผนังของหลอดเลือดที่เป็นโรคได้ได้อย่างชัดเจน สำหรับข้อจำกัดของภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ คือ จะไม่สามารถแยกส่วนประกอบภายในแผ่นไขมันที่มีการดูดกลืนรังสีต่างกันเพียงเล็กน้อย (soft tissue contrast) ได้ [9, 69] นอกจากนี้แล้วภาพของหลอดเลือดและผนังของหลอดเลือดก็ไม่สามารถแยกจากกันได้ อย่างชัดเจนถ้าไม่มีการฉีดสารทึบรังสีร่วมด้วยและทำให้ผู้ป่วยได้รับอันตรายจากรังสี

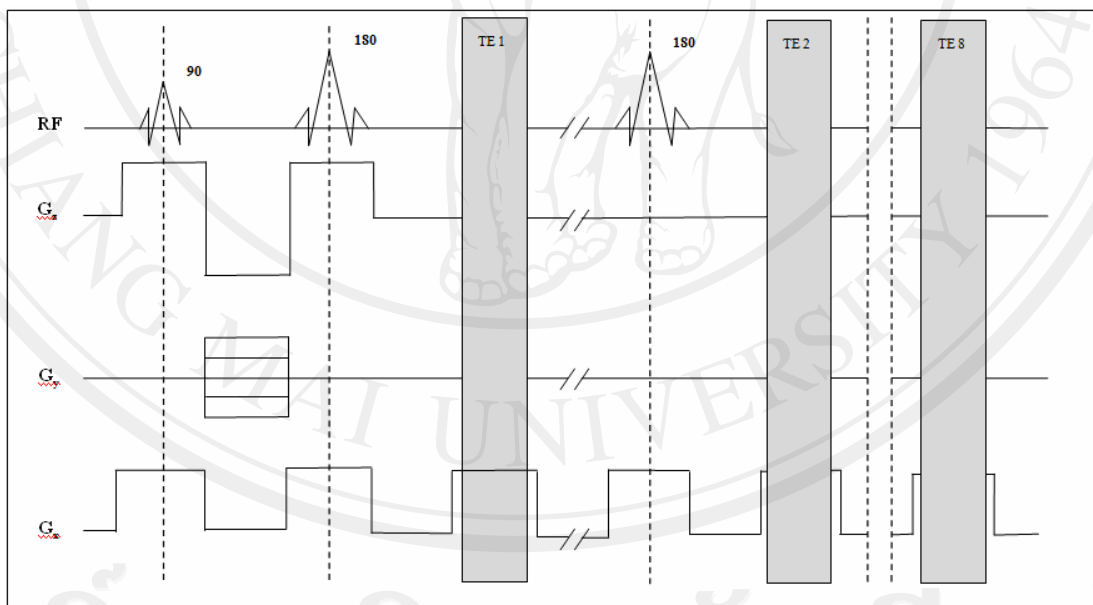
3. การใช้เครื่องตรวจรังสีหลอดเลือด (Digital Subtraction Angiography, DSA) หรือ การทำ Angiography [70, 71] สามารถบอกตำแหน่งของหลอดเลือดที่มีการตีบตันได้ แต่ไม่สามารถให้รายละเอียดภายในของแผ่นไขมันได้และเป็นเทคนิคการตรวจแบบรุกล้ำ (invasive technique) สำหรับการตรวจด้วย angiography ได้มีการพัฒนาอย่างรวดเร็วและมีการนำมาใช้อย่างกว้างขวางเพื่อนำมาประเมินโรคหลอดเลือดแดงคาโรติดแข็งตัวจากแผ่นไขมันทำให้สามารถมองเห็นหลอดเลือดที่มีการตีบแคบหรือมีการตีบตันได้ แต่ต้องใช้ร่วมกับสารทึบทางรังสี (contrast medium) และการทำ fluoroscopy ซึ่งข้อเสียของการตรวจด้วย angiography คือไม่สามารถแยกประเภทและส่วนประกอบของแผ่นไขมันได้ต้องมีการฉีดสารทึบรังสีร่วมด้วยจึงจะสามารถทำให้มองเห็นรูของหลอดเลือดได้

4. การใช้เครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging, MRI) [32, 72-76] ในการสร้างภาพของหลอดเลือดแดงคาโรติดแข็งตัวจากแผ่นไขมันเพื่อใช้แยกประเภทและส่วนประกอบภายในของแผ่นไขมันเป็นการตรวจแบบไม่รุกล้ำ (non-invasive technique) และเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นเครื่องมือที่ทันสมัยสามารถแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างของเนื้อเยื่อที่มีความแตกต่างกันเล็กน้อย (soft tissue contrast) ได้ดี แต่ยังมีปัญหาในเรื่องของความถูกต้อง (accuracy)

และความเที่ยงตรง (reproducibility) ในการแยกประเภทและส่วนประกอบของแผ่นไขมันจากหลายการศึกษาที่ผ่านมา [77-80] การวินิจฉัยเพื่อระบุชนิดของแผ่นไขมันต้องอาศัยรังสีแพทย์ที่มีความชำนาญและมีประสบการณ์สูงในการวินิจฉัยภาพจากเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและภาพของแผ่นไขมันต้องมีคุณภาพและรายละเอียดสูงจึงจะเพียงพอต่อการวินิจฉัย [77-81] ซึ่งจำเป็นต้องมีชุดลดรับสัญญาณเฉพาะและมีเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีสนามแม่เหล็กความเข้มสูง [82]

ในการวินิจฉัยเพื่อแยกประเภทและส่วนประกอบภายในแผ่นไขมัน โดยทั่วไปรังสีแพทย์จะใช้ภาพจากหลายๆ weighted images มาประกอบกันเพื่อช่วยในการวินิจฉัยในการแยกประเภทและส่วนประกอบภายในแผ่นไขมัน เช่น T1-Weighted images (T1W), T2-Weighted images (T2W), Proton Density Weighted image (PDW), 3-Dimensional Time of Flight weighted image (3D-TOF) และ Contrast-Enhanced MR Angiography (CE-MRA) [77, 79, 82-87] เป็นต้น จากการศึกษาที่ผ่านมา [79, 87, 88] ได้ทำการศึกษากับผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดแดงคาโรติดแข็งตัวจากแผ่นไขมัน โดยการแยกประเภทของแผ่นไขมันตามหลักเกณฑ์ของ AHA [60] ซึ่งทำการศึกษากับผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดแดงคาโรติดแข็งตัวจากแผ่นไขมันชนิดอ่อน เพื่อแยกประเภทและส่วนประกอบภายในแผ่นไขมันให้มีความถูกต้องและแม่นยำ ด้วยการใช้เทคนิค multiple contrast weighting images ซึ่งประกอบด้วยภาพ T1W, T2W, PDW และ 3D-TOF ในการวินิจฉัยเพื่อแยกองค์ประกอบภายในแผ่นไขมัน โดยทำการศึกษากับผู้ป่วยก่อนที่ผู้ป่วยที่จะได้รับการผ่าตัด Carotid Endarterectomy (CEA) และนำไปเปรียบเทียบกับผลทางพยาธิวิทยาจากสิ่งส่งตรวจของผู้ป่วยหลังการผ่าตัด จากการศึกษาจากภาพของเครื่องตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าพบว่าภาพ T1W และภาพ TOF สามารถที่จะแยกได้ว่าเป็นแผ่นไขมันชนิดที่มี Lipid Rich Necrotic Core (LRNC) และ Intraplaque Hemorrhage (IPH) ได้ โดยไม่ต้องฉีดสารเปรียบต่าง (contrast medium) อย่างไรก็ตามพบว่าแผ่นไขมันทั้งสองชนิดนี้มี signal intensity ที่ไม่แน่นอนบนภาพ T2W และ PDW คือ เป็นไปได้ทั้งสัญญาณภาพที่เป็นสีดำ (hypointensity) หรือสัญญาณภาพที่เป็นสีเทา (isointensity) ซึ่งน่าจะขึ้นอยู่กับระยะอายุของเม็ดเลือดแดงและระยะของฮีโมโกลบิน (hemoglobin) ที่อยู่ในแผ่นไขมันนั้น เพราะทั้งระยะอายุของเม็ดเลือดแดงและระยะอายุของฮีโมโกลบินมีผลต่อภาพ T2W และ PDW มากกว่าในภาพ T1W และ TOF ดังนั้น จากภาพ T2W และภาพ PDW น่าจะสามารถนำมาใช้เพื่อศึกษาการแยกประเภทและส่วนประกอบภายในแผ่นไขมันชนิดอ่อนได้

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาถึงความเป็นไปได้ในการแทนค่า T2 ทุกๆ พิกเซลบนภาพ ด้วยเทคนิค T2 mapping เนื่องจากค่า T2 เป็นค่าเฉพาะของแต่ละเนื้อเยื่อ ซึ่งส่วนประกอบภายในแผ่นไขมัน เช่น Lipid Core, Fibrous cap และเนื้อเยื่อปกติ (normal tissue) มีค่า T2 เท่ากับ 28 ± 6 มิลลิวินาที 51 ± 10 มิลลิวินาที และ เท่ากับ 48 ± 7 มิลลิวินาที [89] ตามลำดับ การมีค่า T2 ที่แตกต่างกันของเนื้อเยื่อแต่ละชนิดนี้น่าจะนำมาใช้แยกชนิดของแผ่นไขมันได้ ดังนั้นเทคนิคนี้จึงน่าจะมีความเป็นไปได้ในการใช้แยกชนิดและส่วนประกอบภายในของแผ่นไขมัน การศึกษานี้ได้ใช้เทคนิคการเก็บสัญญาณเพื่อสร้างภาพด้วยเทคนิคแบบลำดับพัลส์ สปิน-เอคโค มัลติพัลส์ซิแควน (Spin Echo multi-echo pulse sequence, 8 TE) ดังแสดงใน (รูปที่ 2.4) และเปรียบเทียบความถูกต้องของเทคนิคนี้กับภาพ multiple contrast weighted images ที่ตำแหน่งเดียวกัน ซึ่งเทคนิคนี้ต่างจากเทคนิคเดิมที่การวินิจฉัยอาศัยภาพเพียงภาพเดียวจากหลาย weighted images มาประกอบการวินิจฉัย ดังนั้นถ้าภาพใดภาพหนึ่งเกิดความบกพร่อง (artifact) อาจทำให้การวินิจฉัยเป็นไปได้ยาก



รูปที่ 2.4 แผนผังแสดงลำดับพัลส์ตามเวลา (timing diagram) ของลำดับพัลส์สปิน เอคโค มัลติเอคโค (spin echo multi-echoes pulse sequence) เก็บสัญญาณเพื่อสร้างภาพจำนวน 8 Echoes Time (8 TE)