الفصل الرابع

اختيار الشريحة والتشفير المكاني
Slice Selection and Spatial Encoding

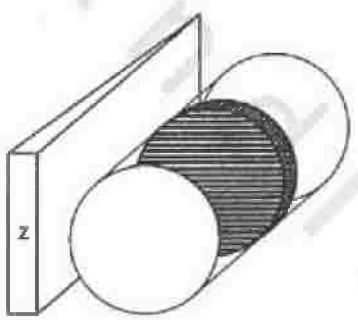
لقد أستعرضنا في الأجزاء السابقة ظاهرة الرنين المغناطيسي MR وشرحنا دور أزمنة التكرار والصدى. الآن، وفي النهاية، نحن نريد أن نصنع صورة. كتقنية التصوير الشعاعي المقطعي tomographic، فإن تصوير الرنين المغناطيسي يولد صوراً لمقاطع عرضية للجسم البشرى. لذلك فإن نبضة الإثارة تطبق على الشريحة التي نريد تصويرها وليس لكل الجسم. كيف يتم ذلك، وكيف تمدنا الإشارة بمعلومات عن أصلها في الشريحة ؟

لتوضيح ذلك، سنفترض شريحة عرضية (محورية) أو مقطع عرضي خلال الجسم. المجال المغناطيسي في معظم ماسحات الرنين المغناطيسي MR لا يتم توجيهها من القمة للقاع، كما في كل التوضيحات التي استخدمناها حتى الآن، ولكن من خلال محور الجسم للشخص الذي يتم تصويره. من الآن، سنرمز لهذا الاتجاه بالرمز "z" لأنه كما قلنا سابقاً فإن z تعني اتجاه المجال المغناطيسي الأساسي. الانحدار أو التدرج في المجال المغناطيسي الذي تم استخدامه يمكن التعبير عنه بأهداب، الجزء السميك من هذه الأهداب يمثل شدة المجال الأعلى والجزء الرفيع فيها يمثل شدة المجال الأقل.

كل من الإثارة لشريحة معينة وتحديد مكان أصل الإشارة داخل الشريحة يعتمد على حقيقة أن تردد لارمور يتناسب مع شدة المجال المغناطيسي. بالإضافة إلى ذلك، نتذكر أن البروتونات يتم إثارتها فقط بنبضات راديو RF والتي يكون ترددها تقريبا

يساوي تردد لارمور (حالة الرنين). إذا تم توليد مجالات بشدة متماثلة في كل الجسم، فإن كل البروتونات ستكتسب نفس تردد لارمور ويمكن إثارتها بشكل متزامن عن طريق نبضة راديو RF وحيدة.

لتنشيط الإثارة الاختيارية لشريحة معينة، فإن المجال المغناطيسي يتم ضبطه ليكون غير متجانس بطريقة خطية خلال الاتجاه z عن طريق ملف انحدار. كنتيجة لذلك، فإن شدة المجال المغناطيسي يكون لها انحدار منتظم بحيث، كمثال، تكون أضعف ما يمكن عند رأس المريض وأقوى ما يمكن عند الأقدام. لذلك فإن تردد لارمور يتغير تدريجياً خلال المحور z وسيكون لكل شريحة الآن ترددها الخاص. لذلك، فإن تطبيق نبضة RF التي توافق تردد لارمور عند الشريحة المطلوبة ستثير البروتونات عند الشريحة المختارة فقط بينما سيبقى باقي الجسم غير متأثر (الشكل رقم ١٤).



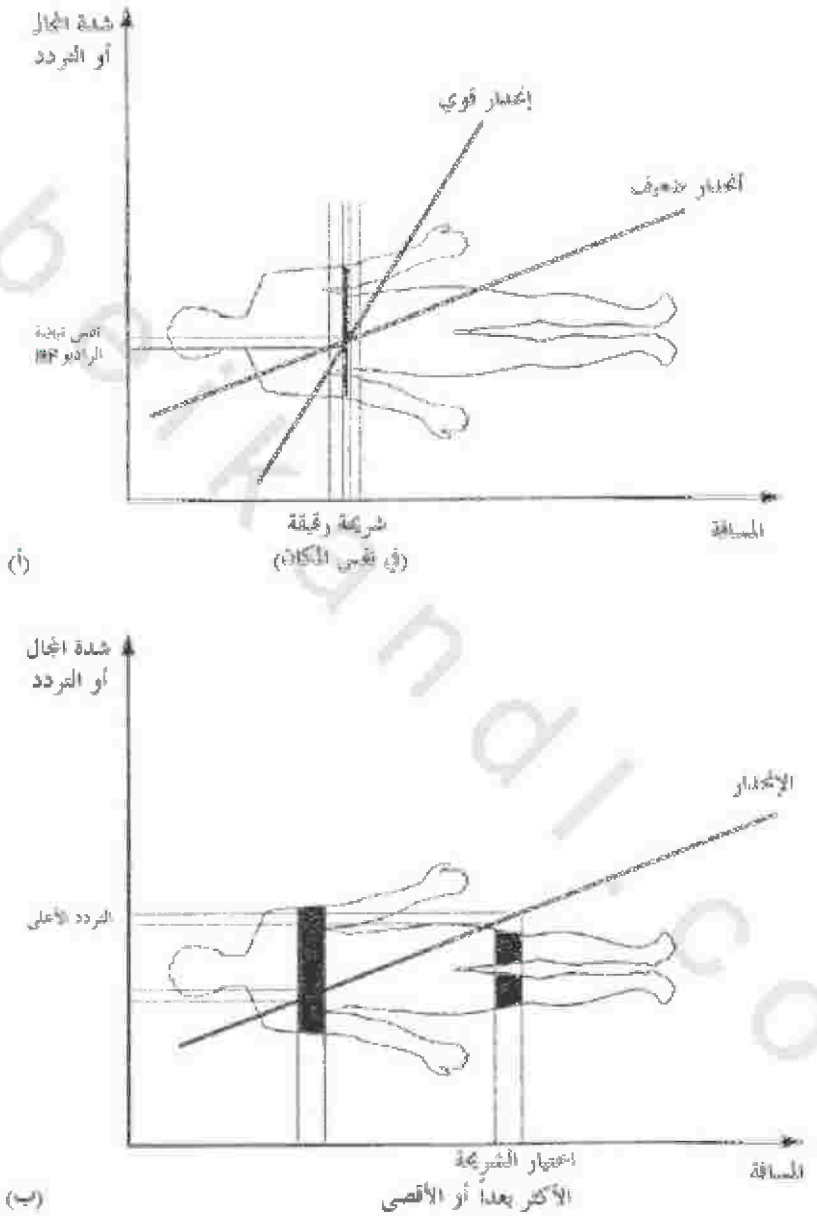
الشكل رقم (١٤). اختيار الشريحة عن طريق الانحدار في المحور z. نبضة راديو RF بتردد معين تثير شريحة واحدة محددة (المظللة) بحيث إن الشرائح المجاورة لن تتأثر لأن لها تردد رنيني مختلف.

الانحدارات هي عبارة عن مجالات مغناطيسية إضافية تولدت عن طريق ملفات الانحدار ويتم طرحها أو إضافتها من المجال المغناطيسي الأساسي. على حسب موقعها من خلال الانحدار، فإن البروتونات يتم تعريضها وقتيا لمجالات مغناطيسية بشدة

مختلفة وبذلك ستختلف في ترددها الدقيق. الانحدار الضعيف سيولد شرائح سميكة بينما الانحدار الشديد أو العالي سيولد شرائح أرفع أو أقل سمكاً (الشكل رقم ١٥أ). مكان الشريحة يتحدد بتغيير مركز التردد لنبضة الراديو RF المطبقة (الشكل رقم ١٥ب).

باختيار مكان وسمك الشريحة عن طريق تطبيق الانحدار المناسب لذلك، يمكننا الآن أن نستمر في شرح كيفية تحديد مكان إشارة الرنين المغناطيسي MR. يتم ذلك عن طريق التشفير المكاني spatial encoding والذي يعتبر الهدف الصعب في توليد صورة الرنين المغناطيسي MR ويتطلب ذلك تطبيق انحدارات إضافية لتغير من شدة المجال المغناطيسي في المحور y والمحور x. بمجرد فهمنا لمعنى التشفير المكاني، سيكون من السهل علينا فهم الأنواع المختلفة للعوامل التي تقلل من جودة الصورة عملياً. التشفير المكاني يحتوى على خطوتين، تشفير لزاوية الطور phase encoding و تشفير للتردد frequency encoding. سيتم شرح هاتين الخطوتين بترتيبهم السابق، مما يعني أننا يجب أن نبدأ بالخطوة الصعبة والتي هي تشفير الطور.

بالنسبة لتشفير الطور، فإنه يتم تطبيق انحدار في الاتجاه y (من أعلى لأسفل) بعد إثارة المغازل وعملها في المستوى xy. انحدار تشفير الطور هذا يغير في ترددات لارمور للمغازل تبعا لموقعهم في اتجاه الانحدار. كنتيجة لذلك، فإن المغازل التي في المستويات الأعلى من المسح تتعرض لمجال مغناطيسي أقوى ولذلك فإنها تكتسب طورا بالنسبة للمغازل الأكثر بطئا في اتجاه الانحدار. ستكون النتيجة هي إزاحة في طور المغازل بالنسبة لبعضها ببعض (الشكل رقم ١٦). درجة إزاحة الطور تتحدد بمقدار وسعة انحدار مشفر الطور وبالموقع الطبيعي لتذبذب النوى على امتداد طولها. إن كسب الطور يكون أعلى للنوى القريبة من قمة الماسح. عند غلق الانحدار أو توقيفه بعد فترة من الزمن، فإن كل المغازل تعود إلى بداية معدل عملها مع الاحتفاظ بطور للإمام أو للخلف بالنسبة لحالتها السابقة. يتغير الطور الآن خلال المحور y بطريقة خطية بحيث إن كل خط من خلال الشريحة يمكن تحديده بزاوية طور خاصة به وفريدة.



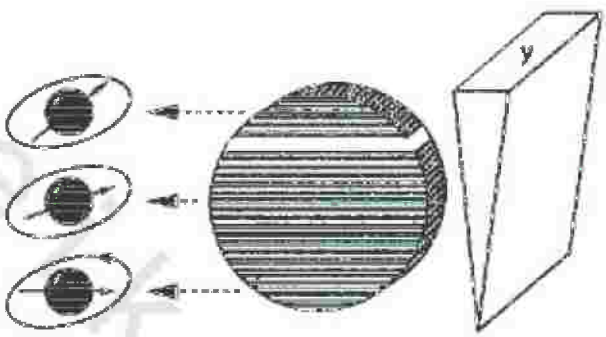
الشكل رقم (١٥). (أ) شدة الانحدار المطبق يحدد سمك الشريحة. نبضة الراديو RF لتردد عرض مجال معين تنتج شريحة رقيقة إذا كان الانحدار قوياً وشريحة سميكة إذا كان الانحدار ضعيفا. (ب) نبضة الراديو RF المركزية المطبقة تحدد مكان الشريحة.

البعد المكاني الثاني لإشارة الرنين المغناطيسي MR الذي نريد تحديده يكون مشفرا بالتغير في التردد خلال الاتجاه x. للوصول لذلك، يتم تطبيق تشفير ترددي انحداري، في المثال الحالي يكون في اتجاه المحور x. هذا الانحدار يولد مجالاً مغناطيسياً تزداد شدته من اليمين لليسار. التغيرات المقابلة في تردد لارمور تجعل المغازل على الجانب الأيسر تعمل أبطأ من المغازل على الجانب الأيمن. عند تجميع إشارة الرنين المغناطيسي MR في أثناء عمل مشفر التردد الانحداري، فإننا لا نحصل على تردد وحيد ولكن على طيف ترددي كامل (الشكل رقم ١٧) مسببا ترددات أعلى عند الحافة اليمنى للشريحة وترددات أقل عند الحافة اليسرى. لذلك فإن كل عمود في الشريحة يتحدد بتردد معين. التردد والطور معا ينشطان تحديد مكاني وحيد لكل عنصر حجمي (voxel).

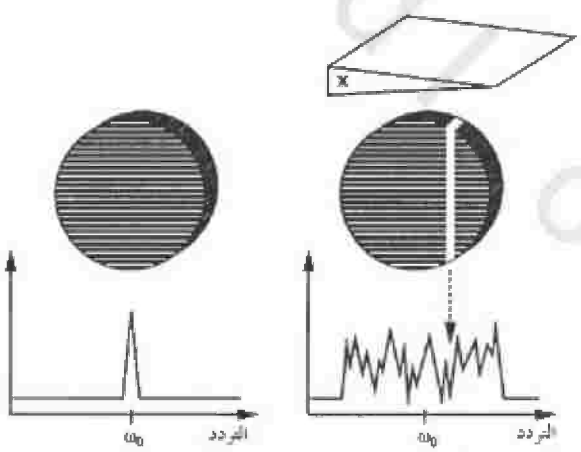
تحتوي إشارة الرنين المغناطيسي MR المقاسة في هذه الحالة على معلومتين. التردد الذي يحدد الإشارة خلال المحور x. هذه المعلومة يمكن استخلاصها مباشرة عن طريق تطبيق محول فورير (أو تحليل ترددي) لفك الإشارة إلى محتوياتها أو مركباتها الترددية في اتجاه التشفير الترددي. هذه العملية الحسابية تساعد في تحديد الترددات الخاصة التي تحدد الإشارة. توزيع الطور في كل تردد يعطي معلومات عن مكان أصل الإشارة المقابلة في خلال المحور y. كيف سنحصل على هذه المعلومة الثانية إذا كان لدينا كل المغازل تدور بنفس التردد وأطوار مختلفة؟ الزاوية الخاصة بكل مغزل لا يمكن استنتاجها من إشارة وحيدة ولكن من مجموعة من الإشارات. في هذا الإطار يتم مقارنة إشارة الرنين المغناطيسي MR مع معادلة حسابية بعدة مجاهيل (٢٥٦ مثلاً) نعرف نتيجتها ولا نعرف مجاهيلها.

لحساب هذه المجاهيل، فإننا نحتاج لعدد من المعادلات يساوي هذا العدد من المجاهيل. بتطبيق ذلك على إشارة الرنين المغناطيسي MR، فإن ذلك يعني أننا يجب أن نكرر هذا التتابع عدة مرات مع زيادة أو نقص شدة الانحدار. مجموعة الصدى التي نحصل عليها بتشفيرات مختلفة للطور تمكننا من استنتاج معلومات الطور المكانية المشفرة عن طريق تطبيق محول فورير ثاني، يكون في اتجاه المحور y هذه المرة. لذلك، فإنه للتشفير المكاني في بعدين، فإن محول فورير يتم تطبيقه مرتين، وهذا هو السبب في

تسمية هذه الطريقة بمحول فورير ذي البعدين (2D-FT). لإجراء مثل هذه الحسابات المعقدة، حل مجموعة من المعادلات تصل إلى ٢٥٦ معادلة في ٢٥٦ مجهولاً كمثال، فإن ماسح الرنين المغناطيسي MR يتم تجهيزه بحاسب خاص، يسمى معالج المصفوفات.



الشكل رقم (١٦). تشفير الطور عن طريق الانحدار في اتجاه y. كل خط أفقي (كمثال الخط الأبيض) يتحدد بكمية محددة من إزاحة الطور.



الشكل رقم (١٧). التشفير الترددي عن طريق الانحدار في اتجاه x. عند إغلاق الانحدار (اليسار) يتم استقبال تردد وحيد فقط، تردد لارمور ω_0. عند فتح الانحدار (اليمين) يتم استقبال طيف ترددي يتحدد فيه كل عمود بالتردد الوحيد والخاص به.

يتم إجراء قياسات متعددة بتأخيرات زمنية متعددة، وقد ذكر زمن التكرار مسبقا. عدد خطوات تشفير الطور التي يتم إجراؤها يعتمد على جودة الصورة المطلوبة. زيادة عدد خطوات التشفير يحسن من تباين وجودة الصورة ولكنه أيضا يطيل زمن المسح.

(٤, ١) التشفير المكاني ثلاثي الأبعاد Three-dimensional Spatial Encoding

أحياناً نحتاج لتصوير الحجم الكلي بدلاً من الاكتفاء بشرائح معينة، وذلك للأسباب التالية:

- مجموعة بيانات المصدر المكتسبة يكون مطلوباً معالجتها مبدئياً، كمثال، لتوليد إعادة هيكلة في مستويات مختلفة.
- رغبة أحدهم في الحصول على شريحة رقيقة بدون إغراق إشارة الرنين المغناطيسي MR في الضوضاء. الشرائح الرقيقة تؤدي إلى إشارات رنين مغناطيسي MR أضعف لأن المغازل المثارة تكون أقل. يمكن التغلب على هذا العيب عن طريق الاستفادة من الإشارة القوية المتولدة عن طريق حجم كامل واستخلاص الشرائح المعينة بعد ذلك.

إذا أردنا إثارة حجم كامل بدلاً من شريحة واحدة، فإننا سنحتاج لخطوة إضافية لتشفير المعلومات المكانية في الاتجاه الثالث (z). (هذه هي المعلومات المتوفرة عن طريق انحدار اختيار الشريحة عند مسح شريحة وحيدة).

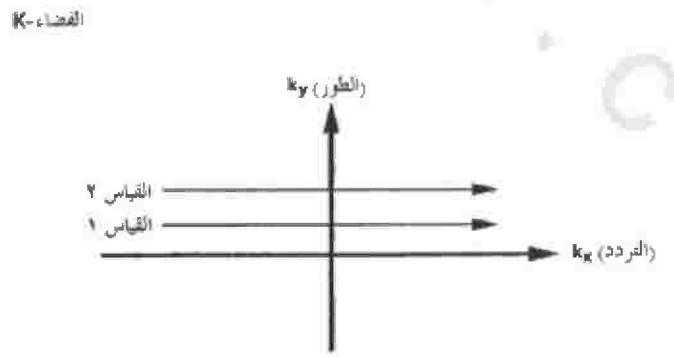
في التصوير الحجمي، فإن الوضع المكاني للإشارة في خلال الاتجاه z يتم تشفيره عن طريق تطبيق انحدار تشفير طور إضافي، يسمى بالانحدار z. كما في حالة تشفير الانحدار في المحور y، فإن عدد التكرارات التي يتم إجراؤها بقيم مختلفة للانحدار تحدد تباين الصورة في الاتجاه z، والذي يقابل سمك الشريحة في التصوير ثنائي الأبعاد. حساب الصورة الحجمية يستهلك وقتا أكثر؛ لأنه يتم استخدام محول فورير ثلاثي الأبعاد (3D-FT) مع وجوب إضافة محول في الاتجاه z. يعطى المحول 3D-FT بيانات

ثلاثية الأبعاد للحجم بدون فجوات بين الشرائح والتي يمكن منها إعادة هيكلتها في أي مستوى أو مسقط يمكن توليده بمساعدة خوارزم هيكلة مناسب. هذه التقنيات مفيدة جداً في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR.

العيب الأساسي في التصوير الحجمي هو أنه يمكن أن يطيل زمن المسح بطريقة غير مبررة أو مفرطة لأن التشفير المكاني في الاتجاه x و y لابد من إجرائه لكل خطوة تشفير للطور في اتجاه المحور z.

(٤, ٢) الفضاء-K K-space

البيانات المجمعة من الإشارات يتم تخزينها في مساحة حسابية تعرف بالفضاء K. الفضاء K له محوران، الأفقي منهم (K_x) يمثل بيانات التردد والمحور الرأسي (K_y) يمثل بيانات الطور (الشكل رقم ١٨). إنها مصفوفة شكلية لبيانات الرنين المغناطيسي MR الرقمية والتي تمثل صورة الرنين المغناطيسي MR قبل استخدام محول فورير. كل خط في الفضاء K يقابل واحداً من القياسات ويتم اكتساب خط لكل خطوة تشفير للطور. خط المركز (٠) يمتلأ بالبيانات التي لم تتأثر بتشفير انحدار الطور (مركز الانحدار).



الشكل رقم (١٨). الفضاء K. K_x هي محور التردد، و K_y هي محور الطور. البيانات من كل قياس تمثل خط أفقي مختلف.

يتم إنشاء صورة الرنين المغناطيسي MR من البيانات الخام عن طريق تطبيق محول فورير ثنائي الأبعاد 2D-FT بعد الانتهاء من المسح وامتلاء الفضاء K. الخطوط في الفضاء K لا تتقابل تماما مع الخطوط في الصورة الناتجة. البيانات في مركز الفضاء K تحدد أساساً التباين في الصورة بينما الخطوط الخارجية تمثل أساساً معلومات مكانية. عند شرح التتابعات السريعة (الفصل الثامن)، سنتعلم كيف نزيد من سرعة المسح عن طريق ملء أكثر من خط في الفضاء K بقياس واحد.

المراجع References

1- Wehrli FW (1997) Spatial encoding and k-space. In: Riederer SJ, Wood ML (eds). Categorical course in physics: The basic physics of MR imaging. RSNA Publications no 31, Oak Brook

2- Wood ML, Wehrli FW (1999) Principles of magnetic resonance imaging. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) Magnetic resonance imaging, 3rd edn. Mosby-Year Book no 28, Mosby, St. Louis