# الفصل الخامس

## العوامل المؤثرة في نسبة الإشارة للضوضاء
## Factors Affecting the Signal-to-Noise Ratio

لقد تعلمنا في الفصول السابقة كيف تتكون إشارة الرنين المغناطيسي MR وكيف يتم معالجة الإشارات المجمعة لتكوين صورة الرنين المغناطيسي MR. ما تم إهماله فيما سبق هو أن إشارة الرنين المغناطيسي MR يمكن أن تتأثر أو تنخفض عن طريق الضوضاء. الضوضاء على هذه الصورة تنتج من عدد من العوامل المختلفة:

- عيوب في نظام الرنين المغناطيسي MR مثل عدم التجانس في المجال المغناطيسي، والضوضاء الحرارية من ملفات الراديو RF، أو عدم الخطية في مكبرات الإشارة.
- عوامل مصاحبة مع عمليات معالجة الصورة نفسها.
- عوامل متعلقة بالمريض تنتج من تحريك جسمه أو حركاته التنفسية.

العلاقة بين إشارة الرنين المغناطيسي MR وكمية الضوضاء في الصورة يعبر عنها بنسبة الإشارة للضوضاء signal to noise ratio (SNR). حسابياً نسبة الإشارة للضوضاء SNR هي حاصل قسمة شدة الإشارة المقاسة في منطقة الاهتمام (ROI) والانحراف القياسي لشدة الإشارة في منطقة خارج التشريح أو الهدف الذي يتم تصويره ( بمعنى منطقة لا توجد عندها إشارة من الأنسجة).

القيم العالية لنسبة الإشارة للضوضاء SNR يكون مرغوباً فيها دائما في الرنين المغناطيسي MRI. تعتمد نسبة الإشارة للضوضاء SNR على العوامل التالية:

- سمك الشريحة وعرض المجال للمستقبل
- مجال الرؤية Field of view
- حجم (الصورة) المصفوفة
- عدد القياسات
- معاملات المسح (زمن التكرار TR وزمن الصدى TE وزاوية الانقلاب)
- شدة المجال المغناطيسي
- اختيار ملف الإرسال والاستقبال (ملف الراديو RF)

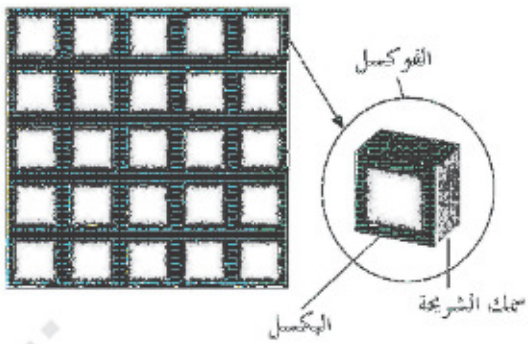
قبل البدء في شرح كل من هذه المعاملات، من الضروري أولاً أن نوضح بعض المفاهيم.

## (١ , ٥) البكسل والفوكسل والمصفوفة Pixel, Voxel, Matrix

إن صورة الرنين المغناطيسي MR صورة رقمية تتكون من مصفوفة من البكسلات أو عناصر الصورة. المصفوفة هي شبكة ثنائية الأبعاد من الصفوف والأعمدة. يمثل البكسل كل مربع في شبكة الصورة ويحدد بقيمة شدة الإشارة المفاسة فيه. كل بكسل في صورة الرنين المغناطيسي MR يعطى معلومات عن عنصر في حجم ثلاثي الأبعاد، يسمى الفوكسل (الشكل رقم ١٩). إن حجم الفوكسل يحدد التباين المكاني لصورة الرنين المغناطيسي MR.

**يمكن حساب حجم الفوكسل من مجال الرؤية، وحجم المصفوفة، وسمك الشريحة. على العموم، تباين صورة الرنين المغناطيسي MR يزداد مع تناقص حجم الفوكسل.**

obeikandl.com




**الشكل رقم (١٩). الفوكسل هو حجم نسيجي ممثل ببكسل في صورة الرنين المغناطيسي MR ثنائية الأبعاد.**

## (٢ , ٥) سمك الشريحة وعرض المجال المستقبل

**Slice Thickness and Receiver Bandwidth**

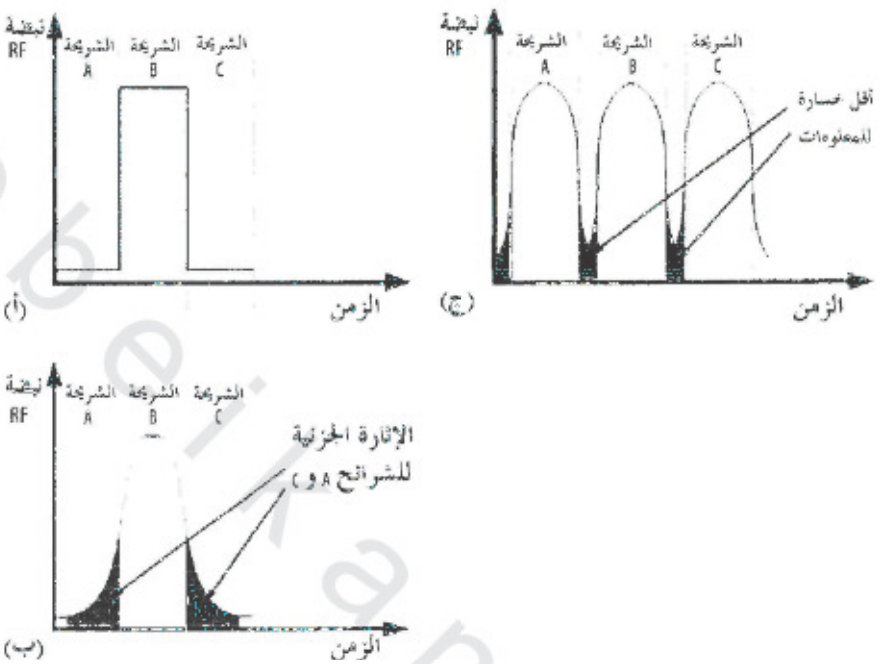
لتحقيق تباين مثالي للصورة، فإننا نحتاج لشريحة رقيقة جداً مع نسبة إشارة لضوضاء SNR عالية. ولكن الشرائح الرقيقة تكون مصحوبة بضوضاء أكثر، وعلى ذلك فإن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تقل مع تقليل سمك الشريحة. وبالعكس، فإن الشرائح السميكة تكون مصحوبة بمشاكل أخرى مثل الزيادة في تأثيرات الحجم الجزئي.

يمكن التغلب على تأثير ضعف نسبة الإشارة للضوضاء SNR مع الشرائح الرقيقة إلى حداً ما عن طريق زيادة عدد القياسات أو تطويل زمن التكرار TR. حتى هذا يتم فقط على حساب زمن قياس الصورة الكلية ويقلل كفاءة تكلفة نظام تصوير الرنين المغناطيسي MR.

عرض (أو اتساع) المجال للمستقبل band width هو مدى التردد الذي يتم تجميعه عن طريق نظام الرنين المغناطيسي MR أثناء التشفير الترددي. يتم وضع عرض المجال إما آليا أو يمكن تغييره عن طريق المشغل. عرض المجال الواسع ينشط التجميع السريع للبيانات ويقلل من مشاكل الإزاحة الكيميائية (المقطع ١٣,٣) ولكن أيضاً يقلل نسبة الإشارة للضوضاء SNR لإضافة ضوضاء أكثر. إنقاص عرض المجال للنصف يؤدى ذلك إلى زيادة نسبة الإشارة للضوضاء SNR للصورة بحوالي ٣٠٪. مع عرض المجال الضيق، على الجانب الآخر، سيكون هناك إزاحة كيميائية أكثر وعيوب حركية وسيكون عدد الشرائح التي يمكن اكتسابها في زمن تكرار TR معين محدوداً.

الفراغ بين الشرائح هو عبارة عن فراغ صغير بين شريحتين متجاورتين. ربما يكون من المرغوب فيه الحصول على شرائح متصلة ولكن الفراغ بين الشرائح يكون ضرورياً في تصوير الصدى المغزلي SE نتيجة العيوب في نبضات الراديو RF. لأن شكل الشرائح الناتجة لا يكون مستطيلا بالضبط (الشكل رقم ٢٠)، فإن شريحتين متجاورتين تنطبقان عند حوافهما عندما تكونان متجاورتين تماما بدون فراغ. تحت هذا الشرط، فإن نبضة الراديو RF لأحد الشرائح تثير أيضا البروتونات في الشرائح المجاورة. مثل هذا العيب يسمى cross talk أو التداخل.

التداخل ينتج عنه تأثيرات تشبعيه ولذلك فإنه يقلل نسبة الإشارة للضوضاء SNR (الشكل رقم ٢٠ب). عند اختيار فراغ مناسب بين الشرائح عليك المقارنة بين نسبة إشارة لضوضاء SNR جيدة، التي تتطلب فراغاً كبيراً ليقلل أو ينهي التداخل، والرغبة في تقليل كمية البيانات التي تفقد حينما تكون الفجوة كبيرة جداً. في أغلب التطبيقات العملية يكون الفراغ بين الشرائح حوالي ٢٥ – ٥٠٪ من سمك الشريحة.




**الشكل رقم (٢٠). (أ) شكل شريحة قياسي (ب) شكل شريحة مشوه وغير مستطيل في تصوير الصدى المغزلي SE مع الإثارة غير المنتظمة للشرائح المتجاورة يقلل نسبة الإشارة للضوضاء SNR. (ج) مع فراغات بين الشرائح، فإن التناقص في نسبة الإشارة للضوضاء SNR يكون أقل ما يمكن.**

على الجانب الآخر، فإن التشبع غير المرغوب فيه للبروتونات في الشرائح المتجاورة يمكن تقليله عن طريق تصوير شرائح متعددة، والذي سيتم شرحه في المقطع ٣,٧. أزمنة المسح تكون كبيرة إلى حد ما إلا إذا تم استخدام أزمنة تكرار TR قصيرة.

إن تتابعات صدى الانحدار Gradient echo (GRE) تكون مختلفة، لأنها لا تتطلب نبضة تركيز ١٨٠ درجة ولذلك تسمح بقياس الشرائح المتجاورة بدون فراغات بين الشرائح.

### (٣, ٥) مجال الرؤية والمصفوفة Field of View and Matrix

هناك علاقة وثيقة بين مجال الرؤية FOV و نسبة الإشارة للضوضاء SNR. عندما يكون حجم المصفوفة ثابتاً، فإن مجال الرؤية FOV يحدد حجم البكسل. يتم حساب حجم البكسل في اتجاه تشفير التردد عن طريق قسمة مجال الرؤية FOV بالملليمتر على المصفوفة في اتجاه تشفير التردد وحجم البكسل في اتجاه تشفير الطور.

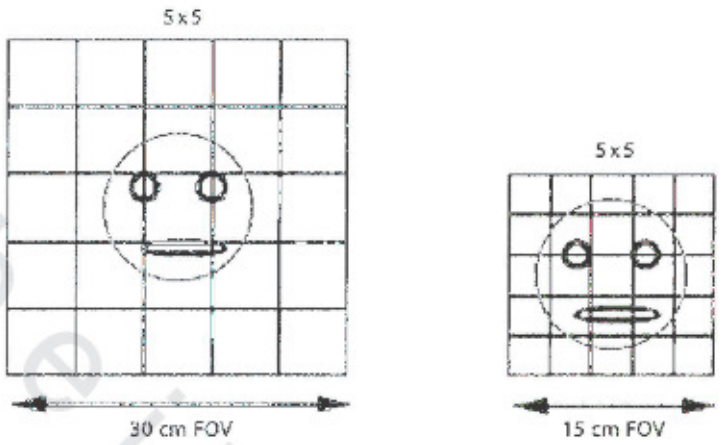
كما هو موضح في الشكل رقم (٢١)، فإن حجم البكسل يتغير مع مجال الرؤية FOV. إن مجال رؤية صغير ينتج عنه حجم بكسل صغير طالما أن المصفوفة لم تتغير. حجم البكسل يكون حرجاً لتحديد التباين المكاني لصورة الرنين المغناطيسي MR. لنفس مجال الرؤية FOV فإن المصفوفة الأدق (بمعنى المصفوفة التي تتكون من بكسلات أكثر) ينتج عنها تباين مكاني أحسن (انظر الشكلين رقمي ٢٢ و ٢٣).

وبالعكس فإن المصفوفة الأقل دقة ( بمعنى المصفوفة التي لها عدد بكسلات أقل) ينتج عنها تباين مكاني أسوأ عندما يكون مجال الرؤية FOV ثابتاً (الشكل رقم ٢٣).

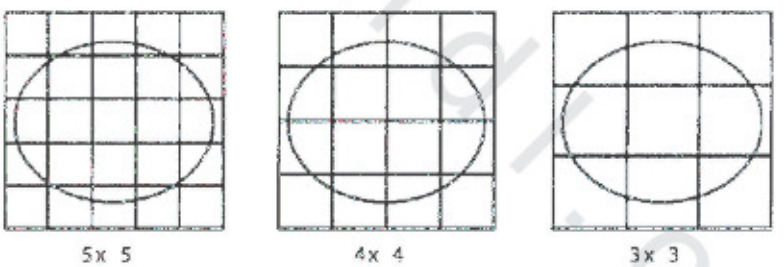
اعتماداً على ما قلنا فيما سبق، فإنه يمكننا أن نستنتج أن المصفوفة يجب أن تكون كبيرة بقدر الإمكان للحصول على عدد كبير من عناصر الصورة. هذا يكون حقيقيا بدلالة تباين الصورة، ولكن الحجم الأصغر للبكسل يكون محدودا بحقيقة أن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تقل مع حجم الفوكسيل.

عامل محدد آخر هو اكتساب الصورة أو زمن مسحها، والذي يزيد بطريقة مباشرة مع حجم المصفوفة. زمن المسح هو المفتاح للكفاءة الاقتصادية لكل أنظمة الرنين المغناطيسي MR ويمكن حسابه بمعادلة بسيطة.

**زمن المسح = زمن التكرار TR × عدد خطوات تشفير الطور × عدد متوسطات الإشارة (NSA) [طول تتابعات الصدى echo train length (ETL)].**



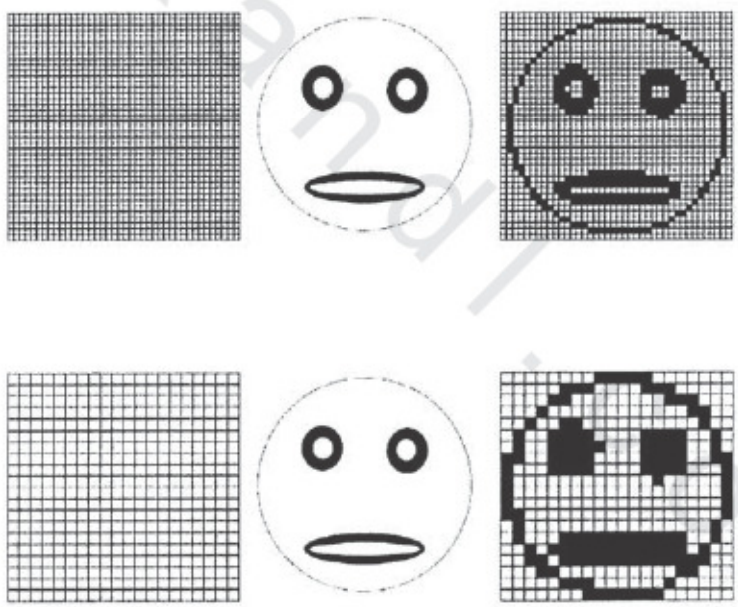

**الشكل رقم (٢١). تأثير مجال الرؤية FOV على حجم البكسل مع الاحتفاظ بحجم المصفوفة ثابت.**




**الشكل رقم (٢٢). حجم صغير للمصفوفة مع ثبات مجال الرؤية FOV ينتج بكسلات بحجم أكبر ولذلك يعطى تبايناً أسوأ.**

يمكن استخدام حيلة للحصول على تباين مكاني أعلى في زمن مسح معقول. يتم ذلك عن طريق تقليل مجال الرؤية في اتجاه تشفير الطور فقط (مجال رؤية مستطيل) وهذا ممكن لأن التباين المكاني يتحدد بحجم المصفوفة في اتجاه تشفير التردد بينما زمن المسح يتحدد بحجم المصفوفة في اتجاه تشفير الطور. لذلك فإن تقليل حجم المصفوفة في اتجاه تشفير الطور لا

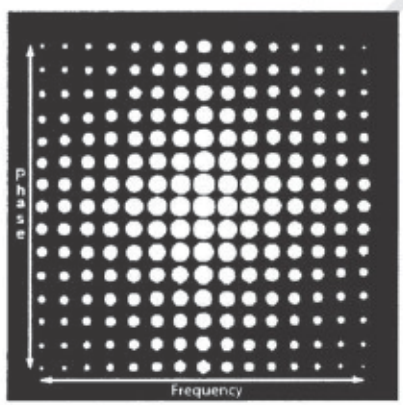
يقلل التباين المكاني. ملء نصف العدد العادي فقط من خطوط تشفير الطور في الفضاء K يقلل زمن التصوير ومجال الرؤية FOV بمقدار ٥٠٪. وبالتالي، فإن استخدام مجال رؤية FOV مستطيل يمكن أن يكون مصحوب بعيوب التفافية عندما تظهر إشارات من خارج مجال الرؤية FOV في اتجاه تشفير الطور في الصورة عند مواضع غير صحيحة (الفصل الثالث عشر). هذا النوع من الالتفاف يمكن التخلص منه عن طريق اختيارات معينة مثل "منع التفاف الطور no phase wrap". بالإضافة لذلك، فإن تقليل مجال الرؤية في اتجاه تشفير الطور يكون مصحوبا بانخفاض قليل في نسبة الإشارة للضوضاء SNR. مجال الرؤية المستطيل يستخدم تماما لتصوير العمود الفقري وتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR.



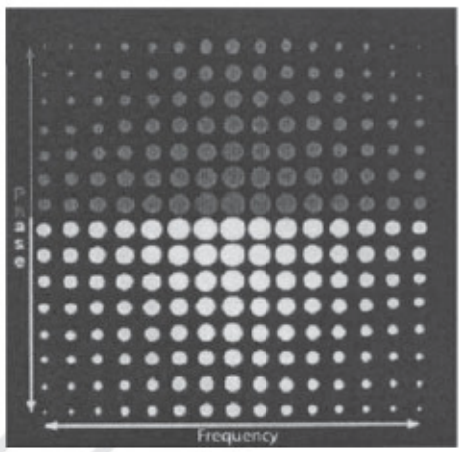
الشكل رقم (٢٣). تأثير حجم المصفوفة على التباين المكاني. افترض أننا نصور الوجه الضاحك باستخدام مصفوفة أدق (أعلى) ومصفوفة أقل دقة (أسفل). البكسلات التي تعبر عن الوجه سوداء. نلاحظ من الصورتين سوء التباين عند استخدام المصفوفة الأقل دقة (أسفل يمين): مركز العين والعين لم يمكن تميزهما وكذلك الفم المفتوح ظهر مغلقاً.

زمن المسح يمكن تقصيره أكثر في الماسحات الحديثة التي تمكن المستخدم من استخدام مجالات رؤية مستطيلة مع بكسلات مستطيلة.

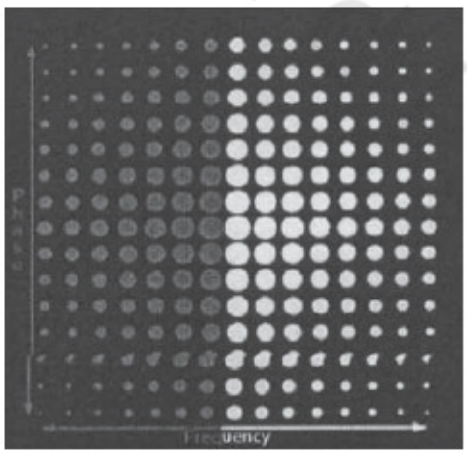
في النهاية، فإن تقنيات مختلفة لقياس الفضاء K الجزئي ( انظر الأشكال أرقام ٢٤، ٢٥، و ٢٦) توفر زمن المسح بدون الحاجة إلى تغيير حجم الفوكسيل. في تصوير فورير الجزئي، يتم ملء نصف (أو أعلى قليلا) الخطوط فقط في اتجاه تشفير الطور (الشكل رقم ٢٤) بينما تصوير الصدى الجزئي أو الكسري (الشكل رقم ٢٥) يقصد به تقنية الملء غير الكامل لخطوط تشفير التردد عن طريق أخذ عينات من جزء فقط من كل صدى. كل من الطريقتين تعتمد على التماثل الضمني للفضاء K والتي تسمح باستنتاج interpolate الخطوط غير المملوءة ومن ثم إنشاء صورة الرنين المغناطيسي MR عندما يكون نصف من خطوط الفضاء K أو أكثر قليلاً تم أخذها كعينات sampled. كل من الطريقتين تقصر زمن المسح ولكن ذلك يكون على حساب نسبة الإشارة للضوضاء SNR. فورير الجزئي وتصوير الصدى الجزئي تستخدم في تقنيات التصوير السريع (الفصل الثامن).




**الشكل رقم (٢٤). عينات كاملة للفضاء– K. كل نقطة بيانات تمثل خط تشفير تردد واحد وخط تشفير طور واحد.**




الشكل رقم (٢٥). تصوير فورير جزئي. أقل قليلاً من نصف الخطوط في الفضاء- K في اتجاه تشفير الطور لم يتم أخذ عيناتها (النقط الرمادي). هذه الخطوط يتم استنتاجها من الخطوط المجاورة **interpolation**.




الشكل رقم (٢٦). تصوير الصدى الجزئي. أقل قليلاً من نصف خطوط الفضاء- K في اتجاه تشفير التردد لا يتم ملؤها مباشرة (النقط الرمادية). الخطوط غير المملوءة تمثل جزء الصدى التي لم يتم أخذ عينات لها. صورة الرنين المغناطيسي **MR** الناتجة لها تباين مماثل ولكن نسبة الإشارة للضوضاء **SNR** أسوأ بالمقارنة مع الصورة المأخوذة بعينات كاملة للفضاء K ( شكل رقم ٢٤) ( نتيجة استخدام بيانات حقيقية أقل).

في تحويل فورير ثنائي الأبعاد 2D العادي أو تصوير الانحراف المغزلي spin warp imaging، يتم ملء الفراغ- K تتابعياً خطاً بعد الآخر (قياسات خطية أو كارتيزية Cartesian). تتابعات متقدمة أكثر تعقيدا تستخدم مسارات الفضاء K الحلزوني spiral والتي تملأ الخطوط من المركز إلى المحيط (ترتيب محوري منحنى للفضاء K أو CENTRA). في تصوير الرنين المغناطيسي MR للأوعية، كمثال، فإن هذه التقنية تستخدم لملء مركز الفضاء K بالبيانات المهمة لعمل تحسين شكلي للتباين.

### (٤ , ٥) عدد الإثارات Number of Excitations

عدد الإثارات (NEX)، أو عدد متوسطات الإشارة (NSA) تحدد كم عدداً من المرات سيتم قياس إشارة من شريحة معينة. إن نسبة الإشارة للضوضاء SNR، التي تتناسب مع الجذر التربيعي لعدد الإثارات NEX، تتحسن بزيادة عدد الإثارات NEX، ولكن زمن المسح أيضا يزيد خطياً مع عدد الإثارات NEX.

### (٥ , ٥) معاملات التصوير Imaging Parameters

معاملات أخرى تؤثر على نسبة الإشارة للضوضاء SNR وهي التتابع المستخدم، وزمن الصدى (TE)، وزمن التكرار (TR)، وزاوية الانقلاب. إن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تزداد مع زمن التكرار TR ولكن تأثير الزمن الأول T1 يفقد أيضاً مع أزمنة التكرار TRs الطويلة. وبالعكس، فإن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تنقص مع زيادة زمن الصدى TE. مع TE القصيرة، فإن تباين الزمن الثاني T2 يفقد. لهذا السبب، فإن اختيار تقصير زمن الصدى TE لتحسين نسبة الإشارة للضوضاء SNR يكون متاحا فقط للتابعات الموزونة بالزمن الأول T1.

### (٥ , ٦) شدة المجال المغناطيسي Magnetic Field Strength

تطبيق شدة مجال مغناطيسي أعلى يزيد المغنطة الطولية لأن بروتونات أكثر تتحاذى مع المحور الأساسي للمجال المغناطيسي، ينتج عنه زيادة في نسبة الإشارة للضوضاء SNR. ونسبة الإشارة للضوضاء SNR المحسنة التي نحصل عليها مع أنظمة المجال الأعلى (الفصل الرابع عشر) يمكن استخدامها لتحقيق صور بتباين مكاني أحسن أو للحصول على تصوير سريع.

### (٥ , ٧) الملفات Coils

وسيلة مهمة لتحسين نسبة الإشارة للضوضاء SNR، بدون زيادة حجم الفوكسل أو تطويل زمن المسح، هي عن طريق اختيار ملف ترددات راديو مناسب radiofrequency coil (RF). عامة، ملف الراديو RF يجب أن يكون أقرب ما يمكن للجسم الذي سيتم تصويره ويجب أن يحيط بالعضو أو الهدف المراد تصويره. كلما كان الملف قريبا من العضو المراد فحصه كلما كانت الإشارة الناتجة أحسن. ملفات الراديو RF يمكن استخدامها إما لإرسال إشارة الراديو RF واستقبال إشارة الرنين المغناطيسي MR، أو تعمل كملفات استقبال فقط. في الحالة الثانية فإن نبضات الإثارة يتم إعطاؤها من ملف الجسم body coil. أنواع الملفات الأساسية التي يمكن تمييزها سيتم شرحها فيما يلي:

### (٥ , ٧ , ١) ملفات الحجم Volume Coils

ملفات الحجم يمكن استخدامها ضمنياً كملفات استقبال فقط أو ملفات إرسال/ استقبال معا. ملفات الحجم تحيط بالعضو المراد تصويره مباشرة. هناك شكلان شائعان الاستخدام هما شكل السرج (البردعة) saddle وقفص الطيور birdcage. تتميز ملفات الحجم بإشارة متجانسة. نوع آخر من ملفات الحجم هي ملف الجسم، والذي يكون

جزءاً أساسياً في ماسح الرنين المغناطيسي MR والذي يكون عادة في ثقب المغناطيس نفسه. ملفات الرأس والأطراف عبارة عن أمثلة أخرى لملفات الحجم.

### (٥,٧,٢) ملفات السطح Surface Coils

معظم ملفات السطح يمكنها فقط استقبال إشارة الرنين المغناطيسي MR وتعتمد على ملفات الجسم في إعطاء نبضات الراديو RF. ملفات السطح متاحة أيضاً في صورة يمكنها إرسال/ استقبال للإشارات. تستخدم ملفات السطح في التصوير بالرنين المغناطيسي MRI للعمود الفقري وللأجزاء التشريحية الصغيرة.

### (٥,٧,٣) ملفات داخل التجويف Intracavity Coils

ملفات داخل التجويف أو الفراغ البيني هي ملفات صغيرة موضعية توضع في تجاويف الجسم لتحسين جودة الصورة لكونها تكون مجاورة للهدف الذي يراد تصويره. في عيادات التصوير بالرنين المغناطيسي MRI، تستخدم ملفات نهاية المستقيم لتصوير البروستاتة والعضلة العاصرة الشرجية Anal sphincter muscle. تتضمن التطبيقات التجريبية كذلك تصوير بطانة الأوعية endovascular وتصوير الأعضاء المجوفة.

### (٥,٧,٤) ملفات صف الطور Phased Array Coils

تستخدم ملفات صف الطور في استقبال إشارة الرنين المغناطيسي MR. يتكون نظام صف الطور من عدة ملفات لا تعتمد على بعضها وموصلة على التوالي أو التوازي. كل ملف يغذى مستقبل معين. تجمع البيانات من كل هذه المستقبلات لتكوين صورة واحدة. ملفات صف الطور تعطى صوراً بتباين مكاني عالي وتسمح بالتصوير في مجال رؤية عالي مما يحسن من نسبة الإشارة للضوضاء SNR وتجانس الإشارة.

الجدول رقم (٤) يلخص العوامل التي تؤثر في نسبة الإشارة للضوضاء SNR. الجدول رقم (٥) يلخص تأثير حجم المصفوفة، وسمك الشريحة، ومجال الرؤية FOV على التباين المكاني. الجدول رقم (٦) يلخص تأثير معاملات التتابع على نسبة الإشارة للضوضاء (SNR).

**الجدول رقم (٤). تأثير معاملات التصوير والتتابع على نسبة الإشارة للضوضاء SNR.**

| التغير في المعاملات | نسبة الإشارة للضوضاء SNR |
|---|---|
| زيادة سمك الشريحة | تزداد |
| زيادة مجال الرؤية FOV | تزداد |
| تقليل مجال الرؤية FOV في اتجاه تشفير الطور (مجال رؤية مستطيل) | تقل |
| زيادة زمن التكرار TR | تزداد |
| زيادة زمن الصدى TE | تقل |
| زيادة حجم المصفوفة في اتجاه تشفير التردد | تقل |
| زيادة حجم المصفوفة في اتجاه تشفير الطور | تقل |
| زيادة عدد الإثارات NEX | تزداد |
| زيادة شدة المجال المغناطيسي | تزداد |
| زيادة عرض مجال المستقبل | تقل |
| تشغيل الملفات الموضعية | تزداد |
| تصوير صدى جزئي | تقل |
| تصوير فورير جزئي | تقل |

obeikandl.com

**الجدول رقم (٥). تأثير حجم المصفوفة، وسمك الشريحة ، ومجال الرؤية FOV على التباين المكاني.**

| التغير في المعاملات | التباين المكاني |
|---|---|
| زيادة حجم المصفوفة | تزداد |
| استخدام شرائح سميكة | تقل |
| زيادة مجال الرؤية FOV | تقل |

**الجدول رقم (٦). تأثير معاملات التتابع المختلفة على زمن المسح.**

| التغير في المعاملات | زمن المسح |
|---|---|
| استخدام شرائح سميكة | يقل |
| زيادة مجال الرؤية FOV | لا تأثير مباشر |
| استخدام مجال رؤية FOV مستطيل(في اتجاه تشفير الطور) | يقل |
| زيادة زمن التكرار TR | يزداد |
| زيادة زمن الصدى TE | يزداد |
| زيادة حجم المصفوفة في اتجاه تشفير التردد | يزداد |
| تصوير فورير الجزئي | يقل |
| تصوير صدى جزئي | يقل |
| زيادة عدد الإثارات NEX | يزداد |

obeikandl.com

## المراجع References

1- Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging, 2nd ed. Mosby, St. Louis

2- Mitchell DG, Cohen MS (2004) MRI principles, 2nd ed. Saunders, Philadelphia

3- Hendrick RE (1999) Image contrast and noise. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) Magnetic resonance imaging, 3rd ed. Mosby-Year Book no 43. Mosby, St. Louis

obeikandl.com