الفصل العاشر

التصوير المتوازي
Parallel Imaging

KLAAS P. PRUESSMANN

(١٠,١) خلفية عن الموضوع Background

إن تتابعات الرنين المغناطيسي MR التي تم تقديمها في الفصول السابقة هي في الحقيقة تتابعات طبيعية تعمل بسرعة. مع هذه التتابعات، تم الحصول على أزمنة مسح قصيرة ولكن المدى الذي يمكن الوصول إليه في تعجيل تجميع البيانات يحدد بما هو متاح من مكونات بنائية للنظام، وبالذات أداء ومعدل تسريع ملفات الانحدار المستخدمة في تشفير الطور والتردد. وفوق ذلك، فإن استخدام انحدارات أقوى وبمعدلات تسارع أعلى تكون محدودة باعتبارات وظيفية للأعضاء مثل مخاطر إثارة العصب المجاور.

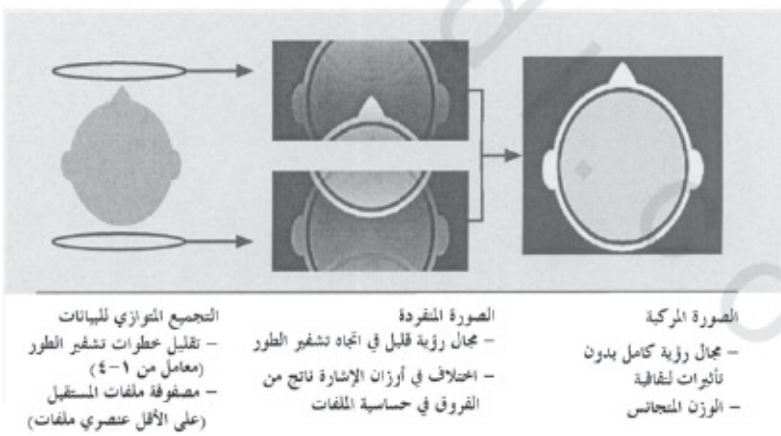
إن الاعتبار الآخر هو طاقة ترددات الراديو RF المتجمعة في النسيج والتي تؤدي إلى تسخينه (معدل الامتصاص الاعتباري specific absorption rate SAR). للتأكد من سلامة المريض، فقد تم تحديد معدل الامتصاص الاعتباري SAR للتصوير بالرنين المغناطيسي MR. هذه الحدود قد يتم تخطيها عند استخدام أنظمة تصوير سريعة بزوايا انقلاب كبيرة وأزمنة تكرار قصيرة.

(١٠,٢) أساسيات التصوير المتوازي Principles of parallel imaging

إن طرق التصوير المتوازي تقدم حلاً جيداً للحدود التي تم عرضها. تستخدم هذه الطرق مجموعة من ملفات السطح توضع جنباً إلى جنب للتجميع المتوافق لمجموعات

البيانات. مثل هذه الملفات الاستقبالية تسمح بتقصير زمن تجميع البيانات، ولكن بطريقة تختلف أساساً عن الطرق العادية للتتابعات السريعة. في التصوير المتوازي، يتم تقصير زمن المسح عن طريق تقليل عدد خطوات تشفير الطور بدلاً من تسريع الخطوات المتتابعة. لذلك فإن تقليل زمن المسح يتم الحصول عليه بدون معدلات انحدار أسرع وبدون مخاطر التسخين للأنسجة.

بالتحديد، فإن عدد خطوات تشفير الطور يتم تقليله عن طريق العينات غير المملوءة للفراغ K. عندما يتم ملء الفراغ K بكثافة أقل عن طريق تجميع أصداء مغازل تشفير طور أقل، فإنه ينتج تقليل خطي لأزمنة المسح وذلك لأن زمن الحصول على الصورة يتناسب مع عدد أصداء تشفير الطور التي يتم تجميعها. فعلى سبيل المثال فإن زمن المسح يمكن تقليله بنسبة ٥٪ إذا تم ملء خط من بين كل خطين. الأثر الفوري، مع ذلك، هو أثر غير مرغوب فيه، وهو مجال رؤية أصغر في اتجاه تشفير الطور (الشكل رقم ٣٨) مع حدوث تأثيرات إلتفافية. و هذا يعني أن أجزاء من الحجم المصور والتي تمتد خارج مجال الرؤية FOV سيتم توقيعها في الجانب المعاكس في الصورة.



الشكل رقم (٣٨). في التصوير المتوازي ، مصفوفة من الملفات تجمع بشكل متزامناً إشارات الرنين المغناطيسي MR. زمن المسح يتم تقصيره عن طريق تقليل عدد خطوات تشفير الطور. كنتيجة لذلك، فإن الصور المنفردة يتم الحصول عليها بمجال رؤية أصغر ويظهر فيه التأثير الالتفافي. صورة كاملة بدون التأثيرات الالتفافية يتم تركيبها عن طريق تجميع الصور المنفردة.

هذه التأثيرات الالتفافية يمكن التخلص منها باستخدام التصوير المتوازي. في هذه الطريقة، فإن كل عنصر في مصفوفة الملفات يعطي صورة منفصلة بمجال رؤية صغير حيث يتم اختفاء جزء من معلومات الصورة عن طريق التأثير الالتفافي. ولكن، الأجزاء التي التفت على بعضها تتميز بأوزان مختلفة تتغير مع الحساسية المكانية لعناصر الملفات المفترضة. في الشكل رقم (٣٨)، كمثال، الملفات الموضوعة في الأمام ستكون أكثر حساسية للوجه والملفات الموضوعة في الخلف ستصور أساساً خلفية الرأس. معرفة هذه الحساسيات تسمح بالفصل حسابياً للمعلومات وتكوين الصورة التي تعطي مجال رؤية كامل بدون التأثيرات الالتفافية. وفوق ذلك، فإن عملية تكوين الصورة تتخلص أيضاً من الأوزان المختلفة، مما ينتج عنه صورة نهائية بكثافة إشارة متجانسة.

(٣, ١٠) متطلبات خاصة Special Requirements

للمكونات البنائية للنظام، فإن أهم عنصر ضروري لأداء التصوير المتوازي هو مصفوفة مناسبة لملفات الاستقبال. على حسب التطبيق المفترض، فإن مصفوفة الملفات تتكون من اثنين إلى ثمانية عناصر. الترتيب الهندسي المناسب للملفات يكون عامل مهم في تحديد نسبة الإشارة للضوضاء SNR التي يمكن الوصول إليها. من المهم أيضاً أن نحافظ على الحساسية المكانية لعناصر المصفوفة بحيث تكون ثابتة أثناء التصوير. يتحقق ذلك عن طريق الترتيب الجيد، فمثلاً، يمكن استخدام شكل قفصي عند تصوير الرأس. وعلى العكس، يفضل استخدام ترتيبات مرنة يتم تثبيتها على المريض بطرق انفرادية عند التصوير المتوازي للصدر والمنطقة الأمامية. في النهاية، فإن ماسح الرنين المغناطيسي MR يجب أن يحتوي على عدد مماثل من قنوات الاستقبال المنفصلة لتوصيل كل عناصر الملفات.

للتأكد من تكوين صورة يمكن الاعتماد عليها في التصوير المتوازي، من المهم أن نحدد بدقة تأثيرات التشفير في حساسية كل مستقبل. يتم ذلك في العادة عن طريق إجراء قياس مرجعي إضافي عند بداية كل فحص (معايرة). بطريقة أخرى، يمكن الحصول على بيانات مرجعية منفردة مع كل عملية تصوير.

(٤, ١٠) تطبيقات Applications

يمكن استخدام التصوير المتوازي لتقصير زمن أخذ الصورة بالتعاون الافتراضي مع كل التتابعات المعروفة وآليات التباين. كقانون، التصوير المتوازي لا يغير من صفات التباين، ولذلك يمكن تفسير أو ترجمة الصورة بنفس الطرق العادية المتبعة مع نظائرها.

يتناسب الكسب في السرعة طردياً مع النقص في خطوات تشفير الطور. معامل التعجيل هو المعامل الذي تقل بمقداره خطوط عينات الفراغ K. يمكنها أن تأخذ أي رقم صحيح أو قيمة كسرية بين ١ (بدون تعجيل) حتى ٣ أو ٤. يمكن الحصول على تجميع أسرع للبيانات مع التقنيات ثلاثية الأبعاد 3D التي تحقق تعجيلاً أكثر على المقابل من نظائرها ثنائية تشفير الطور.

من البرمجيات المتاحة تجارياً للتصوير المتوازي SENSE و IPAT و ASSET و SPEEDER. إن زمن المسح الأسرع الذي يمكن الحصول عليه بهذه الأدوات يتم استخدامه في مدى عريض من التطبيقات. في تركيبات العيادات، يكون التقليل في زمن المسح له جاذبية خاصة في برتوكولات التصوير مع التتابعات الطويلة جداً أو التصوير أثناء مسك النفس. أزمنة المسح القصيرة تكون ذات فائدة أيضاً في دراسات الرنين المغناطيسي MR الديناميكية مثل تحقيق وسط تباين مروري أو حركة القلب. بالتبادل، فإن تقنيات التصوير المتوازي يمكن توظيفها لتحسين التباين المكاني أو الحصول على شرائح أكثر بدون زيادة زمن المسح.

في النهاية، فإن التصوير المتوازي يمكن أن يساعد التأثيرات الحركية. عند استخدام تتابعات بزمن تجميع طويل، فإن القراءات التتابعية يمكن أن تقلل التأثيرات غير المرغوبة التي تتداخل مع جودة الصورة. يطبق هذا خاصة على تصوير الصدى المستوي (echo planar imaging (EPI)، والتي تتأثر سلبياً عن طريق تأثيرات محددة وجدت بسبب عدم تجانس في المجال بسبب سرعة التأثر (قابلية التأثر) susceptibility المتغيرة والحركة والتدفق. فوق ذلك، فإن انعكاس الانحدار الفائق السرعة الضروري

في تصوير الصدى المستوي EPI يكون مصحوبا بمستوى عالٍ جداً من الضوضاء. التصوير المتوازي يكون أقل ضوضاء لأن معدل انعكاس الانحدار يقل بسبب تقليل القراءات في حين يظل زمن المسح الكلي هو نفسه.

عندما نفترض تطبيق تقنية التصوير المتوازي لأي سبب من الأسباب السالفة الذكر، فإنه يجب التنبيه أن التتابع المستخدم يجب أن تكون له نسبة إشارة للضوضاء SNR يجب الحفاظ عليها. هذا يكون ضرورياً، مع بعض الاستثناءات، فإن التصوير المتوازي يقلل نسبة الإشارة للضوضاء SNR.

المراجع References

1- Sodickson DK, Manning WJ (1997) Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn Reson Med 38:591–603

2- Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P (1999) SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 42:952–962

3- Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J et al (2002) Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med 47:1202–1210

obeikandl.com