الفصل السابع

تتابعات النبضات الأساسية
Basic Pulse Sequences

دعنا للمرة الثانية نستعرض الخطوات المختلفة التي تصنع تتابع نبضات الرنين المغناطيسي MR.

- إثارة المنطقة المختارة
  - تشغيل إنحدار اختيار الشريحة
  - إعطاء نبضة الإثارة (نبضة RF)
  - وقف انحدار اختيار الشريحة
- تشفير الطور
  - تشغيل انحدار تشفير الطور تشغيلا متكرراً، بشدة مجال مختلفة في كل مرة، لتوليد العدد المطلوب من إزاحات الطور خلال الصورة.
- تكوين الصدى أو إشارة الرنين المغناطيسي MR
  - توليد الصدى الذى يمكن عمله بطريقتين (ستشرح فيما يلى).
- تجميع الإشارة
  - تشغيل التشفير الترددي أو انحدار القراءة
  - تسجيل الصدى.

يتم تكرار الخطوات عدة مرات، اعتماداً على جودة الصورة المطلوبة. هناك

أنـواع مختلفة مـن التتابعـات تسـتخدم في تصوير الرنـين المغناطيـسي MR الطبي. أهـم هذه الأنـواع هو تتابع الصدى المغزلي spin echo (SE)، وتتابع الاسـترجاع العكـسي inversion recovery (IR)، وتتابـع انحـدار الصـدى gradient echo GRE)، والتي تمثل تتابعات نبضات الرنين المغناطيسي MR الأساسية.

لقد ذكرنا الصدى باختصار مسبقاً (الفصل الثالث) وقلنا أنه يجب مرور بعض الوقت قبل أن تتكون إشارة الرنين المغناطيسي MR بعد إثارة بروتون الهيدروجين. والآن سنشرح لماذا:

- قبل أن يتم تجميع إشارة الرنين المغناطيسي MR، يجب تشغيل انحدار تشفير الطور للتشفير المكاني للإشارة.
- نحتاج لبعض الوقت أيضا لتوقيف انحدار اختيار الشريحة وتشغيل انحدار تشفير التردد.
- في النهاية، فإن تكوين الصدى نفسه يحتاج لبعض الوقت، والذي يتغير مع تتابع النبضة المستخدمة.

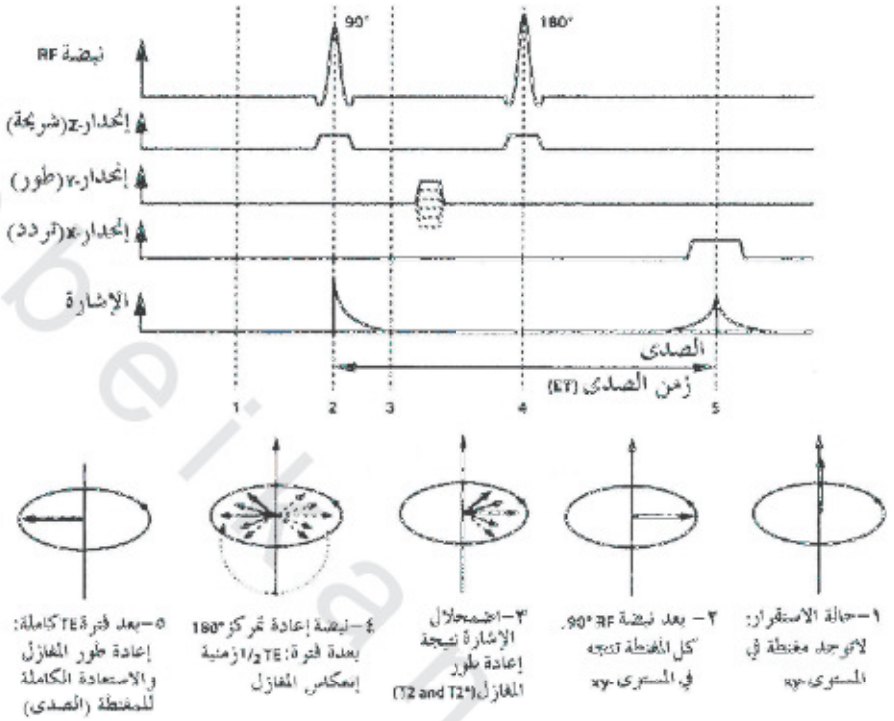
(١ ,٧) تتابعات الصدى المغزلي Spin Echo (SE) Sequences

تتابعات الصدى المغزلي تستخدم نبضة إثارة اختيار الشريحة ٩٠ درجة للإثارة، والتي بعدها تنقص المغنطة المستعرضة T2* كما شرحنا في الفصل الثاني. إن تغيير الطور dephasing يحدث بسبب أن بعض المغازل تتقدم أسرع من الأخرى نتيجة عدم التجانس في المجال المغناطيسي الثابت والتي تكون موجودة في العادة. هذا يوضح لماذا بعد مرور نصف زمن الصدى TE، يجب إعطاء نبضة راديو RF ١٨٠ درجة لعكس المغازل أو مركزتها: هذه المغازل التي كانت متقدمة تصبح الآن متأخرة والعكس. على الرغم من ذلك، فإن المغازل التي أصبحت الآن متأخرة ستستمر كما لو كانت متعرضة لنفس عدم التجانس في المجال والتي سببت الفروق في الطور في المقام الأول. لذلك، بعد مرور الفترة الزمنية

للصدى TE، فإن كل المغازل تتقابل مرة أخرى بنفس الطور. هذه هي اللحظة التي يتكون عندها الصدى (الشكل رقم ٢٨). الدور الذي تلعبه نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة في توليد صدى المغازل يمكن توضيحه عن طريق فرض سباق يبدأ فيه عدد من العدائين مع بعضهم، وبعد مرور بعض الوقت، يتم إعطاؤهم إشارة للرجوع مرة أخرى. عند إعطاء الإشارة، فإن أسرع عداء سيكون قد قطع مسافة أكبر وسيكون الأبعد في طريق العودة. إذا افترضنا أن كلاً منهم يجري بنفس السرعة التي بدأ بها، فإن جميعهم سيعود لنقطة البداية مع بعضهم. (التماثل هنا ليس صحيحا بالضبط لأنه ليس اتجاه التقدم هو الذي تم عكسه ولكن تقريبا مكان المغازل على طريق التقدم بالنسبة لبعضهم. بالتطبيق على مثال السباق، فإن الساحر فقط هو الذي يستطيع أن يعكس ترتيب العدائين بدون تنبيههم !!).

نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة تعمل على إلغاء تأثيرات عدم التجانس في المجال المغناطيسي T2* ولكنها لا تستطيع تعويض عدم التجانس المتغير الذي يميز التفاعل بين مغزل ومغزل (T2). لذلك، فإن الانخفاض في المغنطة الذي يحدث بعد الإثارة يكون أبطأ بسبب أنه دالة في T2 وليس T2*. بسبب هذا الاضمحلال، فإن مكون المغنطة العرضي يكون أصغر عند وقت تجميع الصدى عنه بعد الإثارة مباشرة، على الرغم من أن النقص في الإشارة يكون أقل بوضوح عنه بدون تطبيق نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة. عودة للمثال التوضيحي، فإن هذا يعني أنه ليس كل العدائين سيصلون لنقطة البداية مع بعضهم لأن جميعهم لا يجرون في العادة بسرعة ثـابتة.

تتابعات الصدى المغزلي تتميز بجودة صورة عالية أساسا بسبب أن تأثيرات عدم التجانس في المجال الثابت قد تم إزالتها عن طريق تطبيق نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة. المقابل لذلك هو زمن مسح أطول قليلاً، والذي يجعل التتابع عال الحساسية لتأثيرات الحركة. تتابعات الصدى المغزلي SE مازالت تستخدم كتتابع قياسي للحصول على صور موزونة بالزمن الأول T1 أو موزونة بكثافة البروتونات PD. إنها تكون مفضلة للتصوير بكثافة البروتونات PD لأنها أقل عرضة لتأثيرات الحركة بالمقارنة بتتابعات الصـدى المغزلي السريع FSE.



الشكل رقم (٢٨). تتابع الصدى المغزلي SE. نبضة الإثارة لها في العادة زاوية انقلاب ٩٠ درجة، المغازل التي أعيد طورها تكون متمركزة في الصدى المغزلي بنبضة ١٨٠ درجة. الخطوط المنقطة توضح خطوات تشفير الطور

(٢ ,٧) تأثير الدم الأسود Black Blood Effect

تأثير الدم الأسود، أو تأثير التدفق الخارج outflow، يقصد به التباين العالي الطبيعي بين الدم المتدفق والنسيج. إنها خاصية محددة لتتابعات الصدى المغزلي SE نتيجة طول زمن الصدى. الدم المتدفق يظهر أسود لأنه لا يعطى إشارة. وهناك سببان لذلك:

– معظم أو كل الدم يترك الشريحة المصورة أثناء فترة زمن الصدى TE الطويلة ولذلك فإن المغازل لا تتأثر بنبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة.

– في حالة التدفق الدوامي للدم، يكون هناك فقد إضافي للإشارة نتيجة تشتت الطور.

اعتماداً على حقيقة أن الدم المتدفق طبيعياً يكون أسود، يمكننا أن نشرح هذه الحالات حيث إن تأثيرات التدفق الخارج لا تتواجد:

– إذا كان هناك تدفق بطيء للدم، فإن الدم المثار يظل في الشريحة وينتج إشارة.

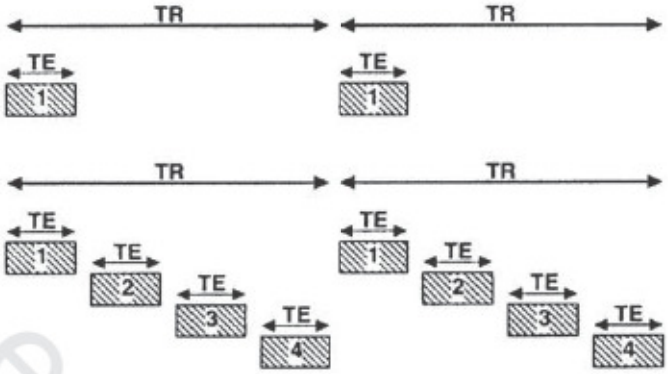
– الدم المثار يمكن أيضا أن يبقى في الشريحة ويصبح مرئياً إذا كان هناك مقطع طويل من وعاء دموي موجود في الشريحة المصورة.

– في حالة الجلطة، فإن الجلطة الحديثة ستعطى إشارة لامعة بينما الجلطة القديمة، تظهر أقل لمعاناً إلى حد ما.

(٣, ٧) التصوير متعدد الشرائح Multislice Imaging

التصوير العادي باستخدام أزمنة التكرار غير الفعال (TR) بين نبضتي إثارة متتابعتين يكون غير فعال بدرجة كبيرة، خاصة عند استخدام تتابعات مع أزمنة مسح كبيرة وأزمنة تكرار TRs كبيرة (مثلاً: زمن مسح في حدود ٣ min للحصول على صورة صدى مغزلي SE موزونة بالزمن الأول T1 مع ٢٥٦ إثارة وزمن تكرار TR يساوي ٥٠٠ ملي ثانية). أزمنة الانتظار "wait times" أو الأزمنة الميتة "dead times" يمكن استخدامها بصورة جيدة عن طريق الإثارة وتسجيل الإشارات من الشرائح الأخرى في أثناء هذه الفترة. بهذه الطريقة، يمكن الحصول على ١٢ شريحة بدلا من واحدة فقط في نفس الزمن (أو حتى ٣٠ شريحة في حالة تتابعات الوزن بالزمن الثاني T2 مع أزمنة تكرار TRs يساوي ٢٠٠٠ حتى ٤٠٠٠ ملي ثانية (الشكل رقم ٢٩).

هناك عيب للتصوير متعدد الشرائح وهو أنه نتيجة الشكل غير المنتظم للشريحة أو نبضة الراديو RF، فإن البروتونات خارج الشريحة المختارة سيتم إثارتها أيضاً. نتيجة لذلك سيكون هناك مغنطة طولية أقل وإشارة الرنين المغناطيسي MR أضعف.



الشكل رقم (٢٩). التصوير متعدد الشرائح (التجميع المتداخل). زمن التكرار غير الفعال، TR، للشريحة الأولى يستخدم إنتاجياً للحصول على بيانات من الشرائح الأخرى. في المثال الموضح، حصلنا على أربع شرائح بدلا من واحدة فقط في نفس الوقت. (المستطيلات تمثل الشرائح المختلفة).

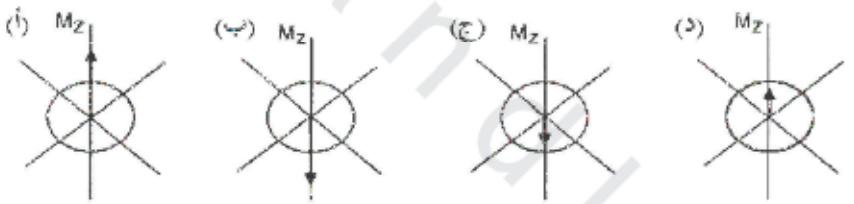
(٤ ,٧) تتابعات استرداد الانعكاس Inversion Recovery (IR) Sequences

تتابعات استرداد الانعكاس IR تستخدم في الأساس للصور الموزونة بالزمن الأول T1 ولكن يمكن استخدامها أيضاً للحصول على الصور الموزونة بالزمن الثاني T2.

تتابع استرداد الانعكاس IR هو تتابع صدى مغزلي SE مع نبضة انعكاس ١٨٠ درجة إضافية والتي تسبق نبضة الإثارة ٩٠ درجة العادية ونبض إعادة الطور ١٨٠ درجة في تتابع الصدى المغزلي SE العادي. نبضة العكس تقلب المغنطة الطولية من الاتجاه z الموجب إلى الاتجاه z السالب (الشكل رقم ٣٠)، والموضحة بمتجه المغنطة الطولية والذي يشير الآن في الاتجاه المعاكس. بما أنه ليست هناك مركبة لمتجه المغنطة في الاتجاه العمودي، فإنه لن تتكون إشارة بعد إعطاء نبضة الراديو RF ١٨٠ درجة. بدلاً من ذلك، فإن متجه المغنطة الطولية يتحرك خلال المستوى العمودي لتعود إلى وضعها الأصلي. بعد حدوث بعض السكون، يتم تطبيق نبضة الـ ٩٠ درجة لتتابع الصدى المغزلي SE. الزمن بين النبضة ١٨٠ درجة ونبضة الراديو RF ٩٠ درجة هو زمن العكس inversion time (TI).

تباين الصورة يمكن التعامل معه عن طريق تغيير زمن العكس. مع زمن T1 قصير وإعطاء نبضة إثارة ٩٠ درجة تماما بعد نبضة العكس ١٨٠ درجة، فإن كل المغنطة الطولية السالبة تنقلب إلى المستوى العرضي. مع فترة أكثر طولاً، فإن مغنطة طولية أقل يتم قلبها إلى المستوى المستعرض وتتولد إشارة ضعيفة. وبالرغم من ذلك، فإذا كان زمن العكس أطول بقيمة كافية ليسمح باسترخاء كامل، فإن الإشارة تصبح أقوى مرة أخرى.

طريقتان من طرق استرداد الانعكاس IR تستخدمان بكثرة في تطبيقات العيادات العادية: تتابع الاسترداد العكسي مع زمن T1 قصير (STIR)، وتتابع الاسترداد العكسي المضمحل (FLAIR)



الشكل رقم (٣٠ أ – د). تتابع الاسترداد العكسي مع تراخي T1. (أ) بعد نبضة العكس ١٨٠ درجة، (ب) متجه المغنطة الطولية يشير في الاتجاه المعاكس، (ج و د) تراخي T1 يوجد من –z حتى +z. لا تتكون إشارة طالما ليس هناك مركبة متجه في المستوى العرضي (نقطة الصفر null point للنسيج).

(٧, ٥) تتابعات استرداد انعكاس T1 القصير STIR Sequences

تتابعات استرداد انعكاس T1 القصير STIR short T1 inversion recovery تستخدم بكثرة لإخماد الدهـــون fat suppression لأنها تتخلص من الإشارة الناتجة من الدهون عند أي شدة للمجال المغناطيسي. تتابع استرداد انعكاس T1 القصير STIR

النموذجي يعكس المغنطة الطولية لكل من الدهون والماء عن طريق إعطاء النبضة ١٨٠ درجة، والمصحوبة بالزمن الأول T1 حوالي بعض المئات من ملي ثانية. لإخماد إشارة الدهون، يتم ضبط الزمن الأول T1 بحيث يتم بدء نبضة الراديو RF ٩٠ درجة تماما عند اللحظة التي تمر فيها الدهون بالصفر. إن الزمن الأول T1 اللازم لإخماد الدهون يكون حوالي ١٥٠ ملي ثانية مع شدة مجال مقداره ١,٥ T و ١٠٠ ملي ثانية عند شدة مجال مقدارها ٠,٥ T.

(٧,٦) تتابعات الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة FLAIR

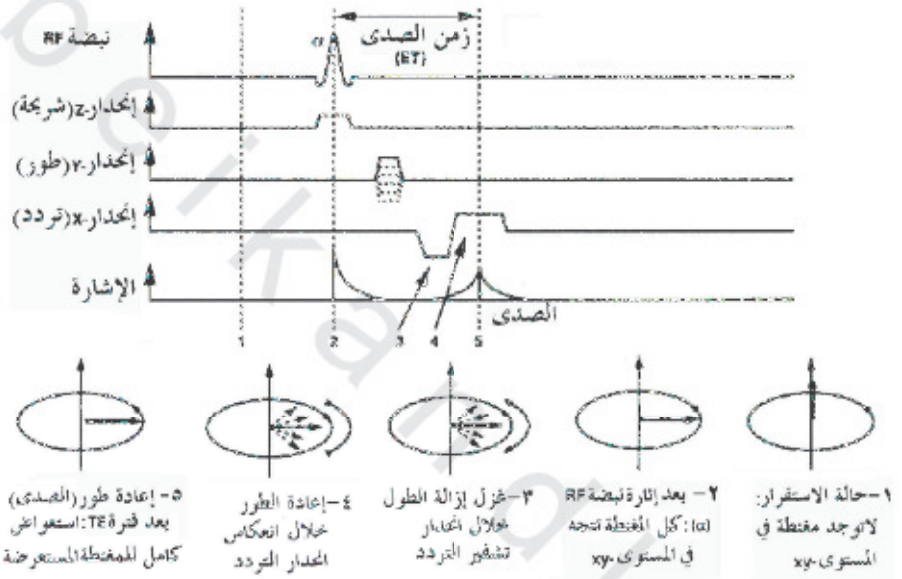
FLAIR Sequences

إن الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة fluid attenuated inversion recovery FLAIR هو طريقة استرداد عكسي تختلف عن الـ STIR حيث يتم استخدام قيم طويلة جداً للزمن الأول T1 (بالتحديد حوالي ٢٠٠٠ ملي ثانية). فرق آخر هو أن تتابعات الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة FLAIR هي تتابعات صدى مغزلي سريع FSE. مع أزمنة الانعكاس الطويلة كهذه، يكون هناك إخماد للإشارة من السوائل الدماغية (CSF)، بينما يكون هناك اكتشاف كامل للإشارات من نسيج المخ، والأورام، و الاستسقاء، والدهون. إن تتابعات الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة FLAIR تكون مفيدة لاكتشاف الأمراض مع تباين ضعيف من نسيج المخ المحيط.

(٧,٧) تتابعات انحدار الصدى Gradient Echo (GRE) Sequences

تعرف تتابعات انحدار الصدى أيضاً بتتابعات نداء الصدى gradient-recalled echo أو تتابعات مجالات الصدى السريعة (FFE). كما يتوقع من الاسم، فإن تتابعات

نداء الصدى GRE تستخدم ملفات الانحدار لإنتاج الصدى بدلاً من أزواج من نبضات الراديو RF. يتم عمل ذلك عن طريق تطبيق انحدار تشفير التردد بإشارة سالبة لتدمير التوافق في الطور في المغازل المتقدمة (تغيير طور dephasing). وبذلك، يتم عكس الانحدار، والمغازل تعيد طورها لتكون انحدار صدى (الشكل رقم ٣١).



الشكل ر قم (٣١). انحدار الصدى. بغرض التبسيط تم افتراض زاوية انقلاب a تساوى ٩٠ درجة.

بما أنه لا توجد هناك حاجة لنبضة إعادة تمركز ١٨٠ درجة refocusing pulse لتوليد انحدارات صدى، فإنه يمكن الوصول إلى أزمنة تكرار TR قصيرة جداً. بما أن زمن التكرار TR المحدد الأساسي لزمن المسح الكلي لتتابع نداء الصدى GRE- ولمعظم التتابعات الأخرى- فإنه من الممكن الحصول على تصوير أسرع كثيراً جداً بالمقارنة مع تتابعات الصدى المغزلي SE و استرداد الانعكاس IR، والتي هي أهم ميزة في التصوير نداء الصدى GRE. كنتيجة لذلك، فإن تتابعات نداء الصدى GRE

تكون أقل تعرضاً لتأثيرات الحركة ولذلك يتم تفضيلها عندما تكون هناك حاجة لزمن مسح قصير. من عيوب قصر زمن التكرار TR أن الزمن المتاح لاسترخاء الزمن الأول T1 يكون قصيراً أيضاً. وقد يؤدي هذا إلى التشبع وتقليل نسبة الإشارة للضوضاء SNR عند استخدام زاوية انقلاب كبيرة. لأنه لا يتم إعطاء نبضة راديو RF ١٨٠ درجة، فإن عدم التجانس في المجالات الثابتة لا يتم الاسترداد عنها وتضمحل الإشارة مع زمن T2*. تباين الصورة الناتج من الفروق في اضمحلال الزمن T2* في الأنسجة المختلفة يسمى بتباين زمن T2*. إن تباين الزمن T2* في صور نداء الصدى GRE يتأثر بزمن الصدى TE، والذي يجب أن يكون أقصر ما يمكن للحصول على وزن بزمن T1 مثالي (لتقليل تباين بزمن T2* وتقليل تأثيرات التعرض أو الحساسية). وبالعكس، فإنه يتم اختيار زمن تكرار TE أطول للتأكيد على تباين T2*. يتم تقليل تأثيرات الزمن الأول T1 عن طريق استخدام زمن تكرار TR أطول. الصور الموزونة بالزمن T2* تستخدم لاكتشاف التكلس أو تراكمات منتجات الدم في الأنسجة باستخدام زمن T2 قصير جداً مثل الأنسجة التوصيلية. تستخدم تتابعات نداء الصدى GRE أيضاً بالاستعانة بإدارة وسط من أكسيد الحديد– وسط تباين (الفصل الثاني عشر).

وبالرغم من ذلك، هناك مشكلة واحدة، تحتاج لأن نذكرها باختصار. بما أن بعض تتابعات نداء الصدى GRE تكون سريعة جداً وتستخدم زمن تكرار قصير جداً، فإنه من المحتمل جدا أن جزءاً من الإشارة سيتم تركه من دورة لأخرى. هذه الإشارة يجب تدميرها عند الحصول على الصور الموزونة بالزمن الأول T1. التدمير الهادف لإشارة الرنين المغناطيسي MR المتبقية يسمى الإفساد ويتم الحصول عليه عن طريق تشغيل انحدار اختيار الشريحة، زمن إضافي لإعادة طور المغازل قبل تطبيق نبضة الراديو RF التالية. وتستخدم تتابعات نداء الصدى GRE الخام بكثرة في تركيبات العيادات وهي متاحة من كل مصنعي ماسحات الرنين المغناطيسي MR.

إن تتابعات نداء الصدى GRE الخام هي انحدار صدى متهالك، spoiled gradient echo (SPGR) وطلقة سريعة بزاوية صغيرة fast low angle shot FLASH). التباين في تتابعات نداء الصدى GRE الخام يمكن التعامل معها كما يلي:

- الوزن بالزمن الأول T1 يزداد مع نقصان زمن التكرار TR
- الوزن بالزمن الأول T1 يزداد مع زاوية الانقلاب
- الوزن بالزمن T2* يزداد مع زمن الصدى TE

يتم الحصول على الصور الموزونة بكثافة البروتون باستخدام زمن تكرار TR طويل إلى حد ما (١٠٠– ٤٠٠ ملي ثانية)، وزاوية انقلاب صغيرة (أقل من أو تساوي ٢٠ درجة)، وزمن صدى TE قصيرة (٥– ١٠ ملي ثانية). تنتج الصور الموزونة بالزمن T2* عند استخدام زمن تكرار TR طويـــل (٢٠٠– ٥٠٠ ملي ثانية) وزمن صدى TE طويل (٢– ٥٠ ملي ثانية). يتم الحصول على الوزن بالزمن الأول T1 باستخدام زمن تكرار TR قصير (٢٠– ٨٠ ملي ثانية)، وزمن صدى TE قصير (٥– ١٠ ملي ثانية)، وزاوية انقلاب ٣٠– ٥٠ درجة.

يمكن الحصول على تتابعات نداء الصدى GRE الخام في الحالات ثنائية الأبعاد 2D وثلاثية الأبعاد 3D. إن طرق نداء الصدى GRE الخام في الحالة ثلاثية الأبعاد 3D تنشط التصوير الحجمي للشرائح الرقيقة بدون فجوات بين الشرائح وتسمح بإعادة التشكيل في المستويات المتعددة.

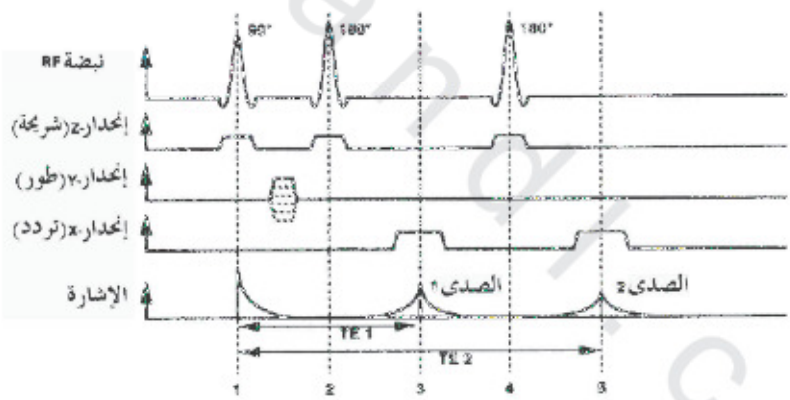
يستخدم نوع خاص من تتابع نداء الصدى GRE في تصوير الرنين المغناطيسي MR الروتيني وهو حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة (SSFP). إن التتابع حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP هو تتابع غير خام في هذا الجزء من توافق الطور للمغنطة العرضية ويتم الاحتفاظ به من فترة زمن التكرار TR إلى فترة زمن التكرار TR التالية لها. هذا يعني أن المغنطة العرضية المتولدة من نبضة راديو RF

واحدة تشارك في تكوين أكثر من صدى. اختصارات مختلفة تم استخدامها من مصنعين مختلفين لتمييز تتابعات حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP مثل اكتساب الانحدار الاستدعائي في حالة الاستقرار gradient recalled acquisition in the steady state (GRASS). أو التصوير السريع مع دقة حالة الاستقرار fast imaging with steady state precession (FISP). تطورات أخرى لطرق حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP هي التصوير السريع مع استخدام اكتساب حالة الاستقرار fast imaging employing steady state acquisition (FIESTA)، صدى المجال السريع المتوازن fast field echo (FFE)، والتصوير السريع مع دقة حالة الاستقرار FISP الحقيقي. التتابعات للتصوير السريع مع استخدام اكتساب حالة الاستقرار FIESTA والتصوير السريع مع دقة حالة الاستقرار FISP الحقيقية هي تتابعات نداء الصدى GRE موزونة بالزمن الثاني T2 يتحدد تباين صورها عن طريق النسبة T2/T1. الدم له نسبة T2/T1 عالية ولذلك فإنه يظهر لامع في صور حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP. ميزة أخرى لحالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP وهى أنه ليس معرضا بدرجة كبيرة للدم المتدفق. تتميز تتابعات حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP بأزمنة مسح قصيرة جداً ولذلك فإنها مناسبة جداً لتصوير الأوعية والتصوير في الزمن الحقيقي للأعضاء المتحركة مثل القلب (المقطع ٦ , ١١).

(٨ , ٧) تتابعات الصدى المتعدد Multiecho Sequences

يمكن توليد أكثر من صدى في دورة واحدة باستخدام كل من تتابعات الصدى المغزلي SE ونداء الصدى GRE: أكثر من صدى إضافي ينتج عن طريق نبضات تمركز تردد راديو RF إضافية ١٨٠ درجة بينما انحدارات الصدى المتعددة تتولد بالعكس المتكرر لانحدار تشفير التردد. تستخدم طرق الصدى المتعدد لسببين:

- توليد أكثر من صدى ينشط الحصول على تتابع بقياسات متعددة تختلف في أزمنة صداها والأوزان T2. فمثلاً، استخدام زمن تكرار ٢٠٠٠ ملي ثانية وأزمنة صدى ٢٠ ملي ثانية للأول و ٨٠ ملي ثانية للصدى الثاني يسمح بالحصول على صور موزونة بكثافة البروتون (٢٠ ملي ثانية) وصور موزونة بالزمن الثاني T2 (٨٠ ملي ثانية) بقياس واحد. تستخدم طريقة الصدى المتعدد روتينياً في تركيبات العيادات (الشكل رقم ٣٢).
- طرق الصدى المتعدد تعجل تجميع البيانات ويمكن استخدامها للتصوير فائق السرعة (الفصل الثامن).



شكل رقم (٣٢). تتابع SE متعدد الصدى. نبضة تمركز تردد راديو RF ١٨٠ درجة (٤) يتم تطبيقها لتوليد صدى ثاني (٥)، مما ينتج صورة موزونة بالزمن T2 نتيجة استخدام زمن تكرار TE أطول. النبضة ١٨٠ درجة الثانية يتم إعطاؤها في الوسط تماما بين (٣) والصدى الثاني (٥).

المراجع References

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

2- Elster AD (1993) Gradient-echo MR imaging: Techniques and acronyms. Radiology 186:1

3- Haacke EM, Frahm J (1991) A guide to understanding key aspects of fast gradient echo imaging. J Magn Reson Imaging 1:621

obeikandl.com