الفصل الحادي عشر

تصوير القلب والأوعية الدموية
Cardiovascular Imaging

Daniel Nanz (*) **دانيال نانز**

يمكن فحص نظام القلب والأوعية الدموية بالرنين المغناطيسي عند مستويات مختلفة.

يمكن رؤية الأوعية مباشرة في مصور الأوعية (MR angiography, MRA) ويمكن تقيمها في الأجزاء التشريحية غير العادية وفي الضيق والتوسع أو الفحص. إن موضوع وسط التباين الجديد قد غير بشكل كبير تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR وقد سهل بشكل خاص دراسات الوقت التحليلية. إن صور الرنين المغناطيسي MR تعرض ليس فقط الدم، ولكن أيضاً جدار الأوعية وأمراضها.

بينما لا يمكن عادة رؤية الأوعية والشعيرات التي يقل قطرها عن واحد مليمتر مباشرة، ومع ذلك فإن الحقن يمكن تقيمه باستخدام طرق الرنين المغناطيسي MR والتي تعرض الأنسجة بكثافة إشارة تتغير مع تدفق الدم فيها. بهذه الطريقة يمكن مباشرة رؤية الاختلافات النسبية لمناطق الحقن في العضو.

تأثير اضطرابات الحقن التي تحدث بعد أي أزمة قلبية يمكن تقيمها على صور الرنين المعناطيسي MR موزونة الانتشار يمكن الحصول عليها في خلال دقائق من بداية الأعراض. في هذه الصور، تعكس كثافة الإشارة مقدار حركة جزيئات الماء عند المستوى الميكروسكوبي.

(*) مراجع

1- Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR) (2004) Consensus Panel report. European Heart Journal 25:1940–1965

في المخ، يحقق التصوير الوظيفي بالرنين المغناطيسي معلومات غير مباشرة عن النشاط المخي عن طريق عرض التغيرات في تشبع الأوكسيجين في الشعيرات الدموية.

تصوير الرنين المغناطيسي للقلب يعكس بعض المشاكل الخاصة. على الرغم من ذلك، فإن الكثير من الأسئلة يمكن الإجابة عليها عن طريق مجموعة من صور الرنين المغناطيسي لعضلة القلب باستخدام مجموعة من التتابعات المختلفة.

(١ ,١١) تصوير الأوعية Angiography

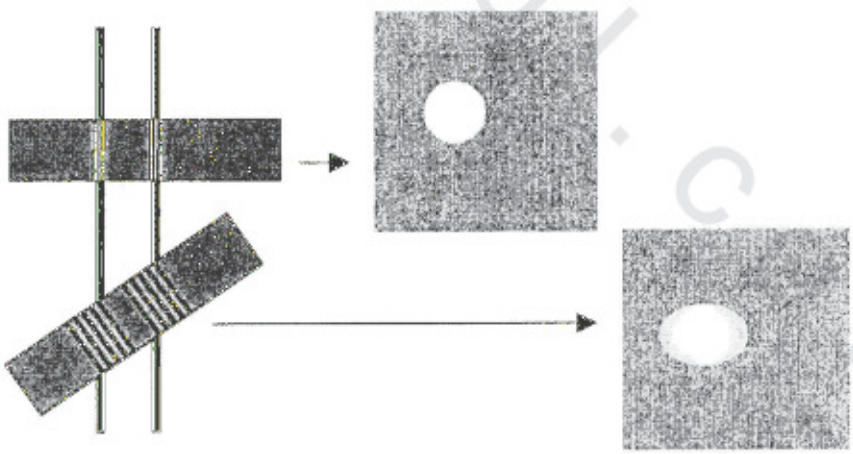
طرق تصوير الأوعية الدموية بالرنين المغناطيسي MR تم تحسينها لتصوير الدم والتشريح المحيط بإشارات ذات كثافات مختلفة. نقدم فيما يلي ثلاثة طرق (زمن الطيران time of flight وتباين الطور phase contrast، و الدم الأسود بالرنين المغناطيسي للأوعية MRA)، وهذا يمكن الحصول عليه عندما يتحرك الدم بسرعة أكبر من الهياكل المحيطة. الطريقة الرابعة، بالرنين المغناطيسي للأوعية MRA المحسن التباين، يختلف في أن النسيج يظهر مضيئا عندما يتم تقصير زمن التراخي الطولي إلى قيم أقل من ١٠٠ ملي ثانية عن طريق إدارة أو استخدام عامل تباين. بهذه الطريقة، فإن صورة الأوعية الدموية التي تستخدم عامل التباين تحسن إشارة الدم بعد الحقن في الأوعية الدموية مباشرة.

(١ ,١ ,١١) تصوير الدم المضيء Bright Blood Imaging

تقنيات تصوير الأوعية الدموية بالرنين المغناطيسي MRA الأوسع انتشاراً والمستخدمة في تركيبات العيادات تقوم بتصوير الدم باستخدام إشارة عالية الشدة (التصوير المضيء للدم). الأوعية ذات التباين الموجب تكون أكثر بروزاً، وفي المعالجة النهائية لبيانات التصوير بالرنين المغناطيسي، يمكن رؤيتها بسهولة أكثر على إسقاطات من خلال تكدسات من الصور. وعلى الرغم من ذلك، فإن كل تقنيات الدم المضيء تكون محدودة بحقيقة أنه لا تكون

هناك في العادة إشارة من الدم عندما يكون التدفق دواماً أو توربينياً. تحت هذه الظروف، لا يمكن تمييز الدم من الأنسجة المحيطة. يحدث التدفق الدوامي في مقاطع الأوعية المهمة مثل التفرعات أو في الأوعية البعيدة المتقلصة. عامة، الوسيلة الوحيدة لتقليل هذا التأثير هي بالحفاظ على أن يكون زمن الصدى أقصر ما يمكن.

يمكن استخدام تقنيات تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي للحصول على بيانات ثنائية الأبعاد (2D) أو ثلاثية الأبعاد (3D). يمكن إجراء معالجة متأخرة على البيانات ثنائية الأبعاد 2D للحصول على أحجام ثلاثية الأبعاد 3D. ميزة عامة في التصوير ثلاثي الأبعاد 3D هي أن الشرائح الرقيقة يمكن الحصول عليها بدون فراغات بين الشرائح، مما يحسن أيضاً من نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR في بعض التطبيقات. وفوق ذلك، فإن مجموعات البيانات الحجمية تسمح بإعادة التشكيل في العديد من المستويات بتباين جيد. عند إجراء تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA في حالة ثنائية الأبعاد 2D، يتم الحصول على نتائج مثالية مع وضع الشرائح عمودية على الوعاء المقصود ويتم المسح ضد اتجاه تدفق الدم. سيقلل هذا من التشبع غير المرغوب وتأثيرات الأحجام الجزئية (الشكل رقم ٣٩).



الشكل رقم (٣٩). تأثيرات الحجم الجزئي تحدث عندما تكون الشريحة التي يتم تصويرها مائلة على المستوى العمودي لمحور الوعاء الطولي. قطر الوعاء يظهر أصغر في الصورة المأخوذة من المستوى المائل.

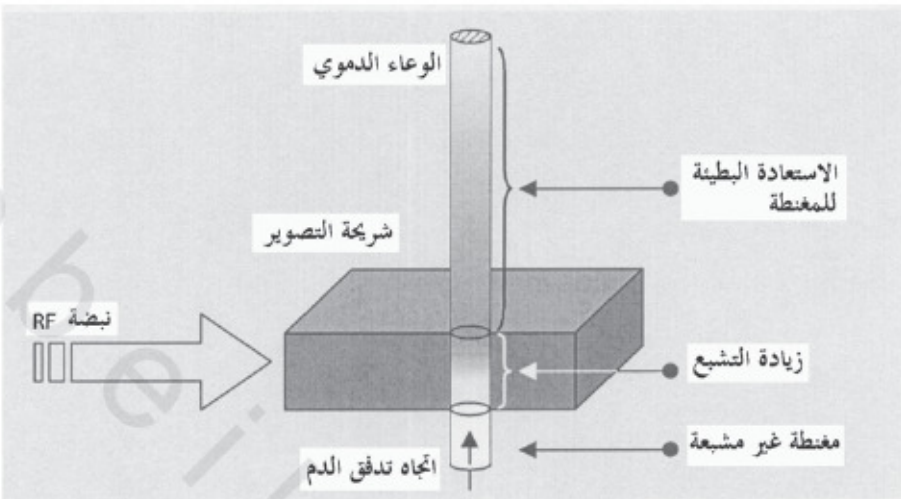
زمن الطيران لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي

Time-of-Flight (TOF) MR Angiography

زمن الطيران Time–of-flight, TOF لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي يقوم بعرض تدفق الدم (بسرعة) من خلال مستوى التصوير بإشارة ذات كثافة عالية (مضيء). زمن الطيران لتصوير الأوعية يتم إجراؤه عادة في وضع محوري لتقييم أوعية الرأس والرقبة مثل الشرايين السباتية ودائرة ويليس circle of Willis . نظريا، على الرغم من ذلك، فإن زمن الطيران لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR يكون اختياراً لتصوير الأوعية في كل أجزاء الجسم.

التعبير "زمن الطيران" من المحتمل أن يكون قد تم الأخذ به من تقنية القياس الطيفي للكتلة التي تفصل الشظايا الجزيئية التي لها كتل مختلفة على أساس الأزمنة المختلفة التي تحتاجها هذه الشظايا لتنتقل أو تسافر خلال أنبوبة مفرغة. بطريقة مشابهة، فإن تصوير الأوعية عن طريق زمن الطيران يبين دوران جزيئات الماء التي تتحرك في الدم من خلال الأوعية. يظهر الوعاء الدموي لامعاً عندما يكون هناك مصدر مستمر لمغازل حديثة تستبدل مكان المغازل في مستوى الصورة (تأثير التدفق الشكل رقم ٤٠).

تصوير الأوعية الدموية باستخدام زمن الطيران يتم باستخدام تتابعات انحدار الصدى GRE مع أزمنة تكرار قصيرة (٣٠ حتى ٥٠ ملي ثانية). ويجب الحفاظ على أزمنة الصدى أقصر ما يمكن. وتتراوح زوايا الانقلاب المستخدمة من ٢٠ حتى ٤٠ درجة تقريباً للتصوير ثلاثي الأبعاد وحتى ٥٠ درجة أو أكثر للتصوير ثنائي الأبعاد. إن المغازل التي تستقر خلال الشريحة بدون تحرك تكون متشبعة بدرجة كبيرة بنبضات الإثارة المتتابعة (انظر الشكلين رقمي ١١ و١٢) وتعطى فقط إشارة ضعيفة جداً، تجعل الأنسجة المستقرة تظهر أكثر إظلاماً في الصورة الناتجة. على العكس، فإن الدم المتدفق في مستوى الصورة لم يتعرض لنبضات الراديو RF. كنتيجة لذلك، فإن مغنطة طولية أكثر تكون متاحة للإثارة التالية والدم المتدفق يظهر لامعاً.



الشكل رقم (٤٠). أساس تصوير الأوعية عن طريق زمن الطيران. الظلال الرمادية المختلفة تمثل مقدار المغنطة الطولية.

إذا لم تترك المغازل حديثة الوصول من الحجم الممسوح في خلال فترة زمن التكرار TR واحدة، فإن المغنطة الخاصة بها ستتشبع أيضاً عن طريق نبضات إثارة الراديو RF التالية. لذلك فإن إشارة الرنين المغناطيسي الخاصة بها تصبح أقل ثم أقل مع تحركها بعيداً عن شريحة الدخول. إذا استمر الدم في الحجم المصور لزمن طويل فإنه يمكن أن تظهر مشكلة، فمثلاً، إذا كان هناك تدفق بطيء نتيجة مرض في الأوعية (مثل تشوهات الأوعية، أو جراحات في جدار الأوعية، أو تمدد الأوعية أو التجويف المزيف)، أو إذا كانت الأوعية تأخذ مسار منحنى خلال الشريحة، أو إذا تم التعامل مع شريحة سميكة (خاصة في التصوير ثلاثي الأبعاد). الفقدان المتزايد للإشارة يمكن تخفيفه إلى حد ما عن طريق الزيادة المتدرجة في زاوية الانقلاب المصاحبة للمغازل وهي في طريقها إلى حجم المسح (مثالية الانحناء، إثارة غير متشبعة، Tilted Optimized, Non-saturating Excitation, (TONE). بالتبادل، فإن الشريحة السميكة يمكن تقسيمها (اكتساب شرائح رقيقة متعددة متداخلة Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition, MOTSA).

يحدث أقصى تحسين للتدفق عند التعامل مع شرائح رقيقة ثنائية الأبعاد عمودية على اتجاه تدفق الدم. هذا هو السبب في لماذا تكون تقنيات تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA ثنائية الأبعاد متميزة في تصوير الأوعية الدموية ذات التدفق البطيء مثل نظام الوريد البابي.

يمكن أن نواجه بعض مشاكل تشبع المغنطة عندما لا يأخذ الوعاء مساراً مستقيماً ولكنه يترك مستوى المسح ثم يعود إليه مرة أخرى. إن هذا قد يؤدي إلى إشارات ضعيفة جداً في مقاطع الأوعية الأمامية.

إن الزيادة في الإشارة الناتجة عن التدفق الداخل للدم لا تعتمد على الاتجاه الذي يدخل منه الدم إلى مستوى التصوير. لهذا السبب فإن الأوردة لا يمكن تميزها من الشرايين في طريقة التصوير للأوعية بزمن الطيران. يمكن التغلب على هذه المشكلة عن طريق تطبيق تشبع مسبق في المنطقة قبل أخذ عينات البيانات. حتى هذه النهاية، فإن المغنطة تكون متشبعة تماماً إما في شريحة متقدمة لشريحة التصوير (تصوير شرياني) وإما في الخلف بالنسبة لها (تصوير وريدي). الدم المتدفق في حجم المسح من الشريحة التي سبق تشبعها تظهر داكنة (الشكل رقم ٤١).

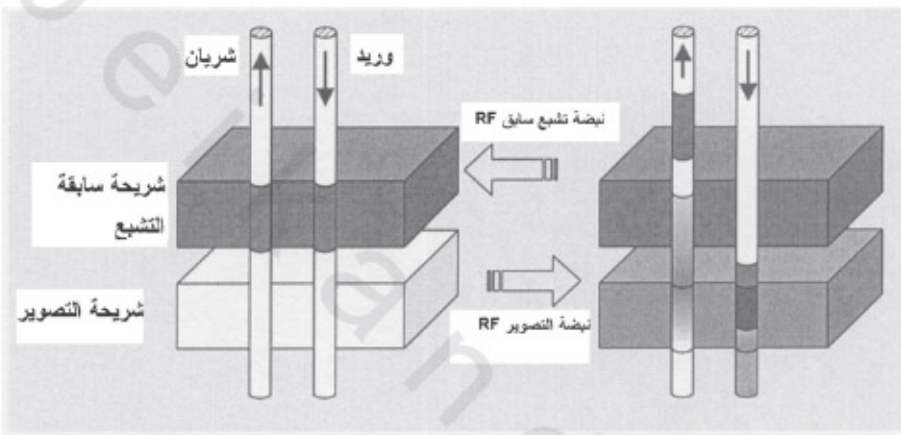
الإشارة من الأنسجة الثابتة يمكن قمعها أكثر عن طريق تشبع المغنطة في بركة البروتونات المترابطة (المقطع ٦, ٣)، والتي ستحسن تباين الأوعية في معظم الأحوال. إن قمع الدهون هو اختيار آخر لتحسين التباين.

وجود تركيزات محدودة من وسط تباين في تصوير الأوعية يزيد من إشارة الأوعية ولكن التفريق بين الشرايين والأوردة في هذه الحالة يكون أصعب.

إن طبيب الأشعة الذي يقرأ صور الأوعية المعتمدة على زمن الطيران TOF يجب عليه أن يكون مدركاً أن قطر الوعاء الدموي يكون مقدراً بأقل من قيمته بينما التقلص يكون مقدراً بأكثر من قيمته وأن التباين قد يكون ضعيفاً عندما يكون هناك تدفق بطيء للدم أو أن الوعاء الدموي لا يأخذ مساراً مستقيماً. يمكن أيضاً ظهور إشارة براقة غير

متوقعة عند تقصير أزمنة الاستقرار عن طريق الميثوموجلوبين methemoglobin، والذي قد يتواجد مع الأورام الدموية(الهيماتوما) أو الجلطة.

من مميزات تصوير الأوعية عن طريق زمن الطيران هي قوته في ظروف العيادات الروتينية والكفاءة في قراءة واكتساب البيانات.



الشكل رقم (٤١). التفريق بين الشرايين والأوردة في صور الأوعية الدموية باستخدام زمن الطيران TOF. بعد التشبع المسبق للدم على أي من جانبي شريحة التصوير، فإن كثافة إشارة الوعاء تصبح أكثر اعتماداً على اتجاه تدفق الدم.

تصوير الأوعية بتباين الطور Phase Contrast Angiography

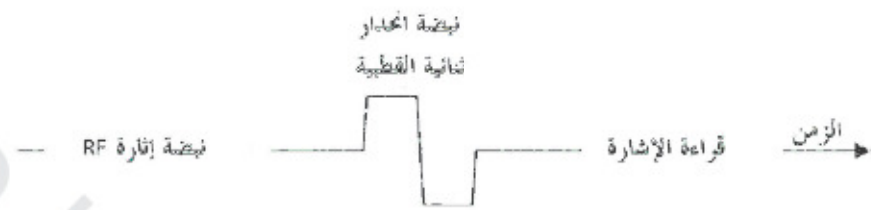
تصوير الأوعية عن طريق تباين الطور phase contrast, PC هو تقنية أخرى لسطوع الدم والتي تعتمد على استخدام انحدارات ثنائية الطور (تشفير التدفق). عن طريق اختيار الإشارة ومقدار الانحدار، فإن المشغل يمكنه أن يحدد اتجاه التدفق ومدى سرعات التدفق التي يكون التتابع حساساً بالنسبة لها. هذه التقنية تساعد على حساب السرعات المتوسطة للتدفق في كل الأحجام المصورة.

الصور ثنائية الأبعاد المأخوذة في اتجاه التدفق وعكس اتجاه التدفق، كمثال في الشريان الكلوي، يمكن استخدامها لتقدير الانخفاض في الضغط فوق مقطع الوعاء المتقلص. إن شريحة واحدة خلال التقلص تمكن الشخص من تحديد القيمة العظمى للسرعة ودرجة الضيق الطبقي.

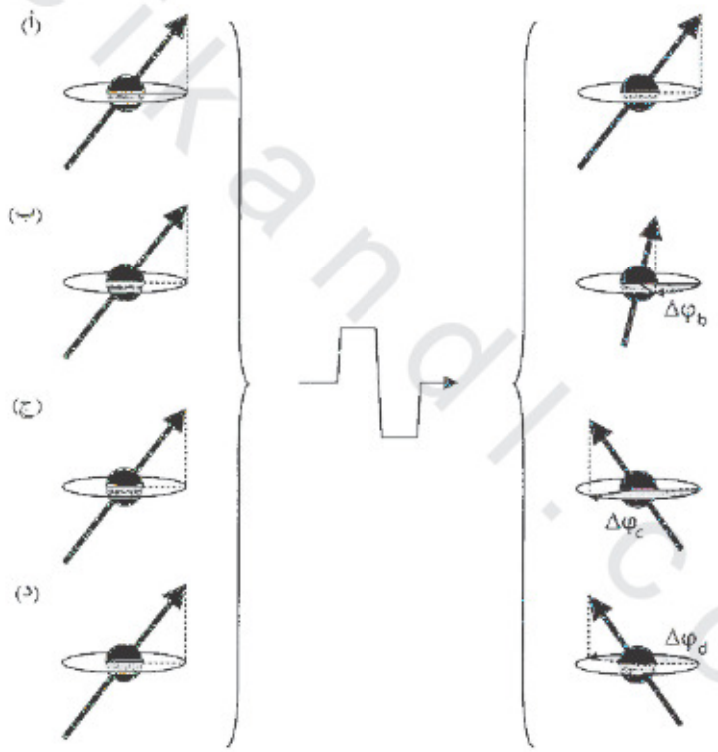
وضع شريحة ثنائية الأبعاد في التصوير القلبي في الأورطى الصاعد فوق صمام الأورطى سيوفر معلومات عن توزيع سرعات التدفق الخارج على مساحة المقطع العرضي للأورطى لكل أطوار إشارة القلب ECG (كمثال: ٢٠) للدورة القلبية. إلى هذا الحد، فإن تتابعاً من صور الأوعية بتباين الطور ثنائي الأبعاد المتزامن مع معدل ضربات القلب يمكن اكتسابه عند أوقات متفرقة خلال دورة القلب (التصوير بتباين الطور). من مثل هذه البيانات، فإن حجم الضربة وخرج القلب يمكن تقديرهما. فوق ذلك، فإن عدم الكفاءة في الصمام الأورطى يمكن تشخيصها وكذلك عدم الكفاية المقاسة عن طريق تحديد الارتجاع الحجمي نسبة إلى حجم الضربة. هذه الصور الحدية للسرعة توفر معلومات أيضا عن القوى القصية التي تؤثر على حائط الوعاء.

تقنيات تباين الطور ثلاثية الأبعاد تستخدم أساساً لتصوير الأوعية داخل الغرف حيث يمكن الحصول على نتائج ممتازة في الوضع السهمي.

تتابعات تصوير الأوعية بتباين الطور تكون تتابعات صدى انحداري GRE بأزمنة تكرار في المدى من ١٠ حتى ٢٠ ملي ثانية وأزمنة صدى يجب أن تكون أقصر ما يمكن (حوالي ٥ حتى ١٠ ملي ثانية). يمكن جعل التتابعات حساسة لظاهرة التدفق عن طريق انحدار ثنائي القطبية يتم تطبيقه بين نبضات إثارة الراديو RF وقراءة الإشارة (الشكل رقم ٤٢). نبضات انحدار تشفير التدفق تسبب إزاحة طورية في الدم المتدفق والتي تتناسب مع السرعة ولكنها لا تؤثر على الإشارة من المغازل المستقرة (الشكل رقم ٤٣).



الشكل رقم (٤٢). رسم بياني لتتابع تباين الطور في تصوير الأوعية.



الشكل رقم (٤٣أ– د): إعطاء نبضة انحدار ثنائية القطبية وإزاحة الطور الناتجة في المغازل المستقرة (أ، $\Delta\Phi_a = 0$)، ومغازل متدفقة ببطء في اتجاه انحدار المجال (ب، $0 < \Delta\Phi_b$)، ومغازل متدفقة بسرعة في اتجاه انحدار المجال (ج، $\Delta\Phi_c > \Delta\Phi_b$)، ومغازل متدفقة بسرعة في الاتجاه العكسي (د، $\Delta\Phi d = -\Delta\Phi_c$). في صورة تباين الطور يمثل التدرج الرمادي للبكسل زاوية الفرق المتوسطة، $\Delta\Phi$، المقاسة في الفوكسل المقابلة.

obeikandl.com

إن تأثير انحدار تشفير التدفق يكون مهملاً للمغازل التي تستقبل نصفي النبضة ثنائية القطبية عند نفس المكان. هذه المغازل تتعرض لتغيير في تردد لارمور Larmor الخاص بهم كنتيجة لتغيير في شدة المجال المغناطيسي ولذلك تعمل عند معدلات مختلفة. النصف الثاني من النبضة ثنائية القطبية تُعرض المغازل المستقرة لتغيير في المجال المغناطيسي والذي يساوي في المقدار لما حدث بالنصف الأول، في هذا الوقت فقط يحدث عكس للإشارة. بالنسبة للمغازل المستقرة، فإن النبضة ثنائية القطبية ليس لها تأثير تام وزاوية الطور لهم تكون هي نفسها كما لو أن النبضة لم تطبق على الإطلاق.

يكون الموقف مختلفاً بالنسبة للمغازل التي تتحرك خلال المجال عندما يتم بدء الانحدار ثنائي القطبية. نتيجة تغيير أماكنها، فإن هذه المغازل تتعرض لتغير مختلف في المجال عن طريق النصف الثاني من النبضة. هذا التغير في المجال لا يمكن تعويضه بإزاحة الطور الناتج من النصف الأول. كنتيجة لذلك، يكون هناك استدامة لإزاحة الطور المقابلة في المقدار للسرعة التي تتحرك بها المغازل في اتجاه الانحدار. تسمح الإزاحة في طور المغازل بحساب سرعة تدفق الدم اعتمادا على مقدار الانحدار ثنائي القطبية المطبق.

تتحدد إشارة إزاحة الطور عن طريق اتجاه تدفق الدم بالنسبة إلى اتجاه الانحدار. إذا كانت موجبة للشرايين (إزاحة الطور من صفر حتى ١٨٠ درجة)، تظهر الشرايين لامعة على صورة الرنين المغناطيسي MR، وتكون سالبة للأوردة (من صفر حتى – ١٨٠ درجة) وتظهر الأوردة داكنة والعكس صحيح.

حساب سرعات التدفق من زوايا الطور بين – ١٨٠ درجة و+ ١٨٠ درجة يكون بطريقة مباشرة. تنشأ مشاكل عندما تتحرك المغازل بسرعة كبيرة تزيد عندها إزاحة الطور عن ١٨٠ درجة. فمثلاً، إزاحة طور ٢٠٠ درجة سيتم التعرف عليها عن طريق الخوارزم كما لو كانت إزاحة طور سالبة مقدارها - ١٦٠ درجة. كنتيجة لذلك فإن الدم المتدفق قريباً من جدار الوعاء يمكن أن يظهر لامعاً، بينما الدم الأسرع في المركز يصبح

فجأة داكناً أو العكس . هذه الظاهرة تعرف بغلاف الطور أو التزوير في الطور ويمكن منعها عن طريق الضبط الصحيح لمعاملات تشفير السرعة ,Velocity ENCoding VENC. معاملات تشفير السرعة VENC يجب اختيارها لتشمل أعلى سرعة تدفق من المحتمل الحصول عليها في الوعاء الذي نهتم به. إن هذا يتطلب بعض المعرفة بسرعات الدم في الأوعية الدموية المختلفة. سرعات الدم في الشرايين تتغير على مدى كبير بداية من القليل من السنتمترات/ الثانية إلى أعلى من ٢٠٠ سنتمتر/ ثانية في الأورطى النازل. ومع ذلك، فإنه وبشيء من التأني يمكن اختيار قيمة منخفضة لتشفير السرعة VENC لجعل التتابع حساس للتدفق البطيء. إن هذا سيقلل من التقدير السيء لأقطار الأوعية. معامل تشفير السرعة VENC يضبط قوة زوج المنحنى الثنائي القطبية ومن ثم ثابت التناسب الخاص بإزاحة الطور وسرعة التدفق.

الزاوية المطلقة لأي إشارة تصوير رنيني تتأثر بعوامل وتداخلات متعددة. وهذا هو السبب في لماذا تجمع طرق تصوير الأوعية بتباين الطور بيانات ضعف ما هو في طرق تشفير انحدارات التدفق الأخرى. مجموعة البيانات الثانية يتم تجميعها بانحدار صفر أو عكس قطبية الانحدار ثنائي القطبية (مثلاً نبضة +/ – متبوعة بنبضة –/ +). لذلك ممكن تصحيح أي خطأ نظامي في قياس الطور عن طريق الطرح لمجموعتي البيانات. المقابل لذلك هو زمن مسح كلي أطول.

عند أخذ أربع مجموعات من البيانات، واحدة بدون تشفير للتدفق، وثلاثة مجاميع بتطبيق الانحدارات ثنائية القطبية على المحاور x و y و z، فإن الثلاث مركبات الخاصة بمتجه سرعة التدفق يمكن حسابها مع تحسين الخطأ. بهذه الطريقة، يمكن توليد مخططات أوعية باستخدام الرنين المغناطيسي تكافئ أو تشبه الصور المأخوذة بتقنيات تصوير الأوعية الأخرى حيث يظهر الدم المتدفق بصورة لامعة. ومع ذلك، فإن تصوير الأوعية بتباين الطور تكون أكثر تقدماً عن التقنيات الأخرى مثل زمن الطيران TOF لأن إضاءة الدم أو لمعانه تعكس حصرياً سرعة التدفق ولا تتأثر باتجاه التدفق.

كميات محدودة من وسط تباين في حالة تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA ستزيد من كثافة الإشارة من الدم ولذلك ستحسن نسبة الإشارة للضوضاء SNR.

إن تجميع بيانات صور الأوعية ثلاثية الأبعاد باستخدام تشفير التدفق في الاتجاهات المساحية الثلاثة من الممكن أن تأخذ وقتاً أكثر. التدفق السريع في الأوعية الكبيرة والدم شبه الراكد في الأوعية المتمددة والتشكل الخاطئ للوعاء الدموي لا يمكن وصفها بحساسية عالية في عملية قياس واحدة. تصوير الأوعية بتباين الطور، مثله مثل التقنيات الأخرى، يميل إلى التقدير القليل لأقطار الأوعية والتقدير الأعلى للتقلص.

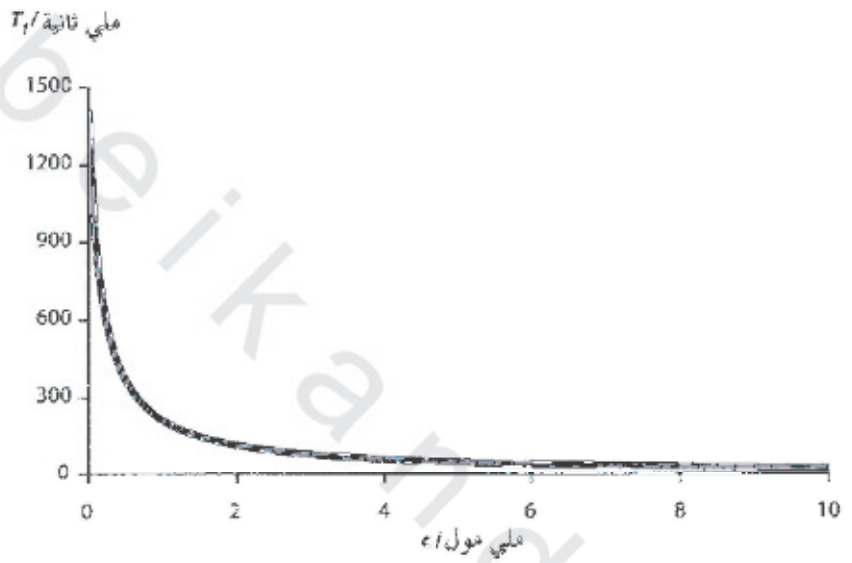
تشتمل مميزات تقنيات تباين الطور على التقدير الكمي والمساحي لسرعات التدفق واتجاهاته والقمع الجيد للإشارة من الأنسجة الثابتة. بالضبط الجيد للمعاملات، فإن تصوير الأوعية بتباين الطور يكون هو الأنسب لإظهار التدفق البطيء أو التدفق من خلال شريحة تصوير. لا توجد تقنية رنين مغناطيسي أخرى تحقق هذا النوع من المعلومات الكمية التي يمكن استنتاجها من التحليل الزمني للسرعة وشكل التدفق الذي يمكن الحصول عليه من تصوير الأوعية بتباين الطور لأطوار مختلفة للدورة القلبية.

التباين المحسن لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي

Contrast-enhanced MR angiography

يعطى الدم إشارة لامعة في صور الأوعية بالرنين المغناطيسي ذات التباين المحسن إذا كان زمن استقرارها الطولي تم تقصيره فعلياً عن طريق وسط تباين مناسب (الشكل رقم ٤٤). تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي المحسن ينشط الحصول السريع (في خلال ثواني) على مجموعات البيانات ثلاثية الأبعاد بنسبة إشارة لضوضاء SNR عالية ومقدرة تحليلية في مدى المليمتر، وبذلك تسمح بتصوير مقاطع كبيرة من النظام الدموي في كل

مناطق الجسم. تصوير الأوعية بالتباين المحسن تم تكوينه جيداً لتصوير معظم الأوعية في الجزع والأجزاء المحيطة ويستخدم أيضاً لتقدير الأوعية في الرأس والرقبة بالترابط مع تقنيات أخرى.



شكل رقم (٤٤). تقصير الزمن الأول T1 للماء في الدم عن طريق زيادة تركيز وسط التباين. قيم تقريبية لوسط التباين ذي استقرار مولى ٤١ ملي مول.ثانية وزمن T1 يساوي 1,4 ثانية بدون وسط تباين.

عامة، يتم حقن العامل المساعد للتباين في صور الأوعية بالرنين المغناطيسي في وريد في انحناء المرفق أو الكوع. العامل المساعد في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA يكون عبارة عن مركبات مغناطيسية تعتمد على عنصر الجادولينيوم (الفصل الثاني عشر) والتي تكون مجهزة بجرعات ٠,٠٥ حتى ٠,٣ ملي مول من الجادولينيوم لكل كيلوجرام من وزن الجسم. في تصوير الشرايين حيث تكون إشارة الشرايين المطلوبة كبيرة وإشارة ضعيفة من الأوردة المطلوبة أيضاً، فإن الصور يجب قراءتها

عند المرور الأول لوسط التباين من خلال الشرايين. التحسين في إشارة الشرايين يقل بسرعة نتيجة زيادة الإشارة التالية في الأوردة والأنسجة المحيطة. فيما عدا المخ، يكون هناك انتشار سريع لمعظم أوساط التباين خلال حوائط الأوعية للسوائل خارج الخلايا. نافذة تصوير تقدر بثواني قليلة تكون متاحة من أول دخول الوسط في الشرايين حتى وصوله إلى الأوردة. وهذا هو السبب في أن التزامن الصحيح وفترة المسح تكون أساسية في تصوير الأوعية الدموية. إن المسح النموذجي لا يأخذ أكثر من ٢٠ ثانية. هذه الأزمنة الصغيرة للمسح تسمح بتصوير الأوعية في المنطقة الصدرية والأمامية أثناء توقف التنفس.

عند استخدام أزمنة مسح قصيرة جداً، يمكن تكرار تصوير أي منطقة في الجسم لتقدير توزيع نموذج وسط التباين بطريقة تحليل الزمن.

اختيار آخر هو لنقل مستوى المسح مع تقدم وسط التباين ليغطي منطقة أكبر من الجسم وذلك بعدة قراءات (وهو ما يسمى بالمطاردة متعددة المحطات). يتم ذلك باستخدام تقنية جدول تغذية آلي. هذه المجاميع من البيانات يتم عمل معالجة مبدئية لها إلكترونياً ويمكن ترابطها لتعطى صورة مركبة واحدة. تحت الظروف المثالية، تسمح هذه التقنية بمسح النظام الشرياني من الرأس للكاحل بعد حقن وسط تباين واحد. الأوساط التباينية المتاحة هذه الأيام يمكن تكرار حقنها في الفحص الواحد.

تصوير الأوعية بالتباين المحسن يتم إجراؤه بتتابعات انحدار الصدى GRE مع أزمنة تكرار TR قصيرة جدا (تقريباً من ١,٧ حتى ٦ ملي ثانية) وزمن صدى TE قصير جداً (أقل من ٢ ملي ثانية). زوايا الانقلاب التي يمكن استخدامها تتراوح تقريباً من ١٥ درجة حتى ٥٠ درجة. التتابعات تشبه لحد كبير هذه التي تم استخدامها لتصوير الأوعية بزمن الطيران TOF ولكن مع تقليل ظاهر في أزمنة الصدى والتكرار. كنتيجة لذلك، سيكون هناك إخماد أكثر كفاءة للإشارة من المغازل الثابتة في حجم المسح. وعلى الجانب

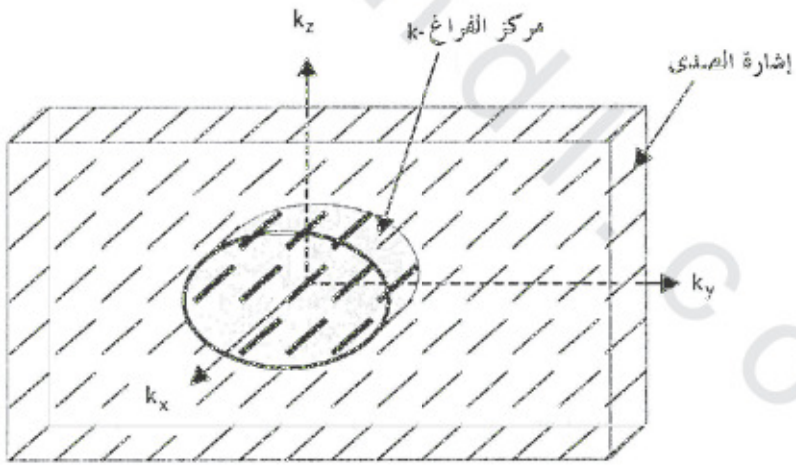
الآخر، فإن مغنطة الدم يتم استعواضها سريعاً عند حضور تركيز مناسب من وسط التباين (في المدى من ٥ ملي مول/ لتر اعتمادا على العامل المساعد المستخدم). بهذه الطريقة، فإن الدم يعطى إشارة قوية ويظهر لامعا بالرغم من نبضات إثارة الراديو RF المتكررة. يمكن تحسين التباين أكثر عن طريق ربط هذه التقنية مع تقنية تشبع الدهون.

زمن المسح يكون عاملاً خطيراً وحاسماً وكل أنواع الحيل يتم تطبيقها لتقصير زمن تجميع الصورة. معظم هذه التقنيات المتاحة تقلل من نسبة الإشارة للضوضاء SNR بذلك. هذه الطرق تضم:

- تقصير الصدى وزمن التكرار من خلال القراءة غير الكاملة للبيانات في اتجاه تشفير التردد (تصوير الصدى الجزئي، المقطع ٣, ٥).
- تقليل عدد تشفير الطور و/ أو خطوات اختيار الشريحة من خلال القراءة غير الكاملة لتشفير الطور وبيانات اختيار الشريحة (تصوير فورير الجزئي مقطع ٣, ٥). البيانات التي لم تقرأ إما أن تكمل اعتماداً على الترافق المتماثل للفراغ k وإما أن تستكمل عن طريق تطبيق خوارزم زكي.
- تقليل أقل صدى وأزمنة التكرار من خلال عرض مجال أوسع للمستقبل.
- التصوير المتوازي (الفصل العاشر) باستخدام مصفوفة ملفات استقبال مناسبة تسمح للشخص بتقليل آخر في تشفير الطور و/ أو خطوات اختيار الشريحة لاكتساب صور بمقدرة تحليلية محسنة في نفس وقت المسح.

وفوق ذلك فإن التقنيات الخاصة بتنظيم الفراغ k يمكن استخدامها لاكتساب بيانات شريانية في أثناء التحسين المثالي للتباين. هذه التقنيات تعتمد على حقيقة أن كثافة الإشارة والتباين لأي صورة تتحدد بدرجة كبيرة بالبيانات التي في مركز الفراغ

k (المقطع ٣, ٥) (الشكل رقم ٤٥). كل بيانات الفراغ k المركزية يمكن اكتسابها عند بداية المسح عن طريق تطبيق زاوية ضحلة أو سطحية وتدرجات في تشفير الشريحة في البداية. أخذ العينات عند مركز الفراغ k بينما يكون وسط التباين مازال موجوداً في النظام الشرياني يسمح بالحصول على صور بتباين جيد وأقل تداخل وريدي. يتم تطبيق ذلك أيضا بينما يتم ملء خطوط الفراغ k المحيطة بعد وصول كمية معقولة من وسط التباين إلى الأوردة. بهذا النوع من التنظيم المركزي للفراغ k ، يمكن الحصول على أزمنة مسح أطول وجودة محسنة للصورة بدون تأثر التباين الشرياني. التنفيذ العملي لهذه التقنيات متاح تجارياً ويعرف بـ CENTRA أو التنظيم المنحني للفراغ k.



الشكل رقم (٤٥). رسم تخطيطي يبين البيانات الخام للرنين المغناطيسي في الفراغ k لصورة ثلاثية الأبعاد. كل خط قطري يمثل إشارة صدى تم تسجيلها في خلال ١ أو ٢ ملي ثانية. تباين صورة الرنين المغناطيسي الناتجة يتحدد أساساً بالبيانات في مركز الفراغ k.

إنه من الأساسي تجميع الخطوط المركزية للفراغ k عندما يكون تركيز وسط التباين في الوعاء الدموي المستهدف أعلى ما يمكن. طرق عديدة متاحة للحصول على التزامن المثالي وهي:

- تقنية اختبار الكتلة الحجمية وهي طريقة يتحدد فيها زمن دوران المريض عن طريق قياس الزمن الذي يحتاجه وسط التباين ليمر من مكان الحقن إلى الوعاء الدموي المستهدف. للوصول لذلك، فإن كمية صغيرة من وسط التباين (١ إلى ٢ ملي مصحوبة بمحلول ملحي) يتم حقنها ويتم تصوير المنطقة المستهدفة تكراراً باستخدام تتابع سريع، مثل تتابع انحدار الصدى GRE ثنائي الأبعاد موزون بالزمن الأول T1 الذي يجدد الصورة مرة في الثانية. الكتلة الحجمية يجب أن تكون كبيرة بما يكفي لتسبب تحسين الإشارة عندما تصل إلى الوعاء المستهدف ولكنها يجب ألا تحسن إشارة الخلفية في البيانات ثلاثية الأبعاد المكتسبة بعد ذلك. اعتماداً على معرفة زمن الدوران الذي يحدد بهذه الطريقة وطريقة تنظيم الفراغ k المستخدمة، فإن تتابع تصوير الأوعية ثلاثية الأبعاد يمكن تنسيقه بطريقة مثالية مع حقن وسط التباين.
- تقنيات القدح الآلي تعتمد على القياس المستمر لإشارة الأوعية الدموية في حجم اختباري قريب. يبدأ التتبع مع حقن الكتلة من وسط التباين، وبعدها يبدأ قدح التتابع ثلاثي الأبعاد آلياً باستخدام تأخير يتم التحكم فيه عن طريق مشغل بمجرد زيادة كثافة الإشارة في منطقة الاهتمام فوق حد تشبع محدد. عند تصوير الشرايين الكلوية، فإن حجم الاختبار يمكن وضعه في الأورطى البطني.
- بطريقة مماثلة، يمكن بدء الاكتساب ثلاثي الأبعاد يدوياً بمجرد أن يلاحظ المشغل وصول وسط التباين في حجم الأهتمام على الصور ثنائية الأبعاد سريعة التجديد. هذه الطريقة يطلق عليها أحيانا القدح الفلوروسكوبى.

تقنيات القدح الآلي أو اليدوي تحقق صوراً بتباين شرياني مثالي عند ربطها مع تقنيات تنظيم الفراغ k التي تأخذ عينات الخطوط المركزية أولاً. ولذلك، فهذه التقنيات تكون عرضة للقدح الخاطئ المبكر أو المتأخر لاكتساب البيانات. وفوق ذلك، تكون هناك حاجة لتعليمات سريعة للمريض إذا كانت هناك حاجة ضرورية للتصوير بوقف التنفس. تزامن الكتلة على الجانب الآخر يكون متوافقاً مع أي طريقة من طرق ملء الفراغ k.

يمكن الوصول أحياناً إلى قمع أفضل لإشارة الخلفية عند اكتساب مجموعة بيانات تصوير الأوعية مرتين بنفس المعاملات قبل وبعد حقن وسط التباين. الصورة غير المحسنة، والتي تسمى القناع، تطرح بعد ذلك من الصورة محسنة التباين. الصور الفرقية الناتجة تركز أو تظهر تغيرات الإشارة التي تحدث بعد إدارة وسط التباين.

أظهرت دراسات عديدة أن تصوير الأوعية بالتباين المحسن لها دقة علاجية عالية بالمقارنة بطرق التصوير العادية أو الأشكال العلاجية المرجعية الأخرى. معظم المشاكل التي تظهر في التطبيقات العلاجية تكون مصاحبة للتزامن الصحيح لعملية اكتساب البيانات بالمقارنة بحقن وسط التباين. ربما تكون المشاكل مجرد مشكلة تقنية في طبيعتها أو أنها نتيجة تغيرات أحادية في أزمنة الدوران وتوزيع وسط التباين. التمدد في الأوعية أو التجويف الخاطئ أو التشكل الخاطئ للشريان أو الوريد قد لا يمكن ملأها بالكامل بوسط التباين عند زمن المسح حتى عندما يكون هناك تحسن معقول في باق النظام الشرياني. عند استخدام محطات عديدة من الكتل المتتبعة فإن الحصول على إشارة من وريد ساطع عند الإسقاط من صور الساق قد يحد من التحقق من شجرة الشرايين. هذه مشكلة تحدث عادة مع مرضى السكر. التدفق العكسي لوسط التباين قد يعوق تشخيص الانسداد في الأوعية. على الرغم من ذلك، وكما في التقنيات الأخرى، فإن تصوير الأوعية بالتباين المحسن عادة يغالي بدلاً من أن يبخس التجويف. مع صور التحليل الزمني (مقطع ٣, ١, ١١)، فإن معظم المشاكل المصاحبة لتزامن الكتل المثالي

يمكن التغلب عليها. حقن وسط التباين يكون أقل تداخل، كما أن أوساط التباين في الرنين المغناطيسي تكون مصحوبة بمعدل قليل جداً من الأشياء العكسية أو المضادة وردود فعل الحساسية تكون نادرة (الفصل الثاني عشر).

تضم مميزات تصوير الأوعية في الرنين المغناطيسي بالتباين المحسن ما يلي:

- زمن مسح قصير.
- عرض ثلاثي الأبعاد لأحجام كبيرة في أي وضع.
- نسب إشارة لضوضاء SNR عالية وتباين أوعية جيد.
- عدم التعرض لإشعاعات مؤينة.
- وسط تباين بسماحية عالية.
- أقل تدخل لحقن وسط التباين.
- قوة وتحمل في الاستخدامات الروتينية في العيادات.

(٢, ١, ١١) تصوير الدم الأسود Black Blood Imaging

تصوير الرنين المغناطيسي بالدم الأسود للأوعية الدموية هو عبارة عن تقنية تصوير للأوعية يتم فيها قمع لإشارة تدفق الدم بدلاً من تحسينها أو تحفيزها كما هو معروف في تصوير الأوعية كما في تقنيات زمن الطيران TOF. ينتج التأثير الأسود للدم من حقيقة أن الدم في مستوى المسح يتم استبداله بدم متجدد أثناء عملية المسح.

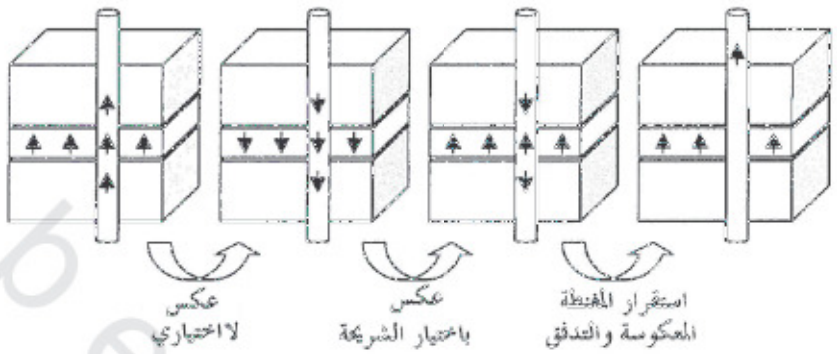
تتابعات تصوير الأوعية بتقنية التصوير الأسود للدم مناسبة جداً لفحص جدار الأوعية والعضلة القلبية. إنها تعطي معلومات عن سمك الجدار، ووجود مناطق ملتهبة في الجدار، ووجود خثرات thrombi في الجدار. مما سبق، نجد أن تقنيات التصوير الأسود للأوعية تستخدم لتصوير الأوعية الكبيرة مثل الأورطى البطني

وغرفات القلب أو الأوعية التي يسهل الوصول إليها مثل الشريان السباتي. مع ذلك، فإن التصوير الأسود للأوعية الدموية يظهر بوضوح الأوعية التاجية.

التأثيرات المختلفة للدم المتجدد المتدفق في مستوى المسح ترجع أساساً لحقيقة أن التصوير بزمن الطيران يتم تنفيذه بتتابعات صدى انحداري GRE بينما تتابعات الصدى المغزلي SE تستخدم مع تصوير الأوعية الأسود. الدم الذي يتم دوران مغنطته إلى المستوى العمودي عن طريق نبضة إثارة ٩٠ درجة في تتابع الصدى المغزلي SE وبعد ذلك يترك الشريحة قبل إعطاء نبضة التركيز ١٨٠ درجة لا يشع إشارة (المقطع ٢, ٧) حيث إن النبضتين يتم فصلهما بنصف زمن الصدى. بنفس الطريقة، لا يكون هناك إشارة من الدم الذي مازال خارج الشريحة عند إعطاء النبضة RF ٩٠ درجة والذي يتدفق بعد ذلك إلى الشريحة بين الإثارة والقراءة.

يمكن عمل قمع أكثر لإشارة الدم عن طريق العكس المزدوج للمغنطة الطولية قبل أخذ عينات البيانات ببعض المئات من الملي ثانية (استعادة العكس المزدوج، الشكل رقم ٤٦). في هذه الطريقة، يتم تطبيق نبضة ١٨٠ درجة غير اختيارية، يعقبها نبضة ١٨٠ درجة لاختيار الشريحة وذلك للدوران الاختياري للمغنطة خارج مستوى المسح فقط إلى الاتجاه z السالب. تستقر المغنطة وتمر خلال الصفر قبل أن تنمو مرة أخرى في الاتجاه z الموجب. ثلاثة شروط يجب تحقيقها للقمع الجيد لإشارة الدم عن طريق استعادة العكس المزدوج:

- يجب أن يكون الدم خارج مستوى المسح في أثناء نبضتي العكس لكي يتم عكس المغنطة الخاصة به.
- يجب أن يتدفق الدم في مستوى المسح بين العكس المزدوج وجمع الإشارة.
- مركز الفراغ k يجب تجميعه عندما يمر الدم المستقر الممغنط ماراً خلال الصفر. الفترة الزمنية بين العكس المزدوج وبدء تجميع البيانات يتم حسابها آلياً عن طريق برمجيات الماسح.



الشكل رقم (٤٦). رسم تخطيطي لتصوير الأوعية بالدم الأسود مع الاستعادة عن طريق العكس المزدوج. الأسهم السوداء تمثل المغنطة الطولية في وحدة الحجم المقابلة أو الفوكسل.

استعادة العكس المزدوج يمكن ربطها بنبضة عكس إضافية للدوران الاختياري للمغنطة الطولية للدهون إلى الاتجاه z السالب قبل المسح. لهذا سيحدث قمع إضافي للإشارة من الدهون كما في تتابعات STIR (المقطع ٥, ٧).

في وضع العيادات الروتيني، يتاح فقط التصوير ثنائي الأبعاد للأوعية بالدم الأسود. الإشارة من الدم المتدفق ببطء كما في هياكل الترابيكيولر trabecular قرب جدار غرف القلب من الممكن أن يكون من الصعب قمعها. استخدام تتابعات الصدى المغزلي SE يجعل هذه الطريقة أبطأ إلى حد ما عن الطرق المعتمدة على تتابعات صدى الانحدار GRE. تصوير الأوعية بالدم الأسود هي تقنية تصوير للأوعية بالمعنى الحقيقي للكلمة حيث أنها أساسا تعرض جدران الأوعية بدلا من الدم. الدقة التشخيصية لتصوير الأوعية بالدم الأسود لا تتأثر سلبيا بالتدفق الدوراني للدم وهذه الطريقة لها معدل أقل للنتائج الخطأ- السلبية عند تقييم أمراض التصلب الوعائية atherosclerotic lesions خاصة المرضى في المراحل المبكرة من المرض وقبل حدوث ضيق ظاهر في الوعاء.

(٣, ١, ١١) تصوير الرنين المغناطيسي للأوعية بالتحليل الزمني

Time Resolving MR Angiography

تستخدم عبارة تصوير الرنين المغناطيسي للأوعية الدموية بالتحليل الزمني للإشارة إلى الدراسة الديناميكية لتوزيع العامل المساعد للتباين في الجهاز الدوري. تقنياً، يتم ذلك عن طريق تصوير منطقة من الأوعية بسرعة وتكرارية بعد وضع جرعة واحدة من وسط التباين. الصور المنفردة للأوعية المأخوذة بهذه الطريقة تمثل مراحل مختلفة من التقدم في توزيع وسط التباين.

مثالياً، تصوير الرنين المغناطيسي بالتحليل الزمني يعرض المراحل المبكرة من تدفق وسط التباين، عندما يكون كل وسط التباين مازال محصورا في الشرايين، والأطوار اللاحقة للأوعية عند وجود وسط التباين في كل من الشرايين والأوردة. تصوير الأوعية بالتحليل الزمني يمكن أيضا أن يشمل تقييم الحقن المتواصل للأعضاء، كما رأينا بالنسبة للكليتين.

عند التجديد السريع لصور الأوعية بالتحليل الزمني، فإن الأوردة والشرايين يمكن التمييز بينها بسهولة حتى في أحوال التزامن الأقل مثالية لاكتساب البيانات. وفوق ذلك، فإن هذه الطريقة تعرض التجويف الخطأ في التشريح أو التحليل وتسهل تحديد التراجع في التدفق الداخل لوسط التباين.

في النهاية، فإن معلومات التحليل الزمني تنشط التقييم التفصيلي للجهاز الدوري الذي به خطأ شكلي في الأوردة أو الشرايين أو ورم.

إن الاحتياج لزمن المسح يكون عاليا في حالة تصوير الأوعية بالتحليل الزمني، مقارنة بتقنيات تصوير الأوعية بتحسين التباين. إن تقليل زمن المسح يكون مطلبا أساسياً ولكنه يكون عادة على حساب المقدرة التحليلية على مساحة الصورة. الطرق المتاحة لتقصير زمن المسح تكون خاصة بالتصوير الديناميكي من الطرق شائعة

الاستخدام وهي إعادة تشكيل مجموعات البيانات التي لا تجدد لها محيطات الفراغ k (تصوير التحليل الزمني للتباين الحركي، تصوير ثقب المفتاح TRICKS, time resolved imaging of contrast kinetics, keyhole imaging). في هذه الطريقة، فإن بيانات الفراغ k للمحيط من قياسات سابقة يتم ربطها مع بيانات الفراغ k المركزية والتي يتم تجديدها بصورة دورية. في الصور الناتجة، فإن البيانات من مركز الفراغ k تعكس آخر تغيير في كثافات الإشارة. الفراغ k ثلاثي الأبعاد المستخدم في هذه التقنية يتم تقسيمه إلى مساحات مختلفة حيث يتم تجديد معلومات الصورة في فترات زمنية مختلفة. يتم تجديد البيانات باستمرار، كلما كانت المساحة أقرب لمركز الفراغ k. عند ربط هذه التقنية لملء للفراغ k مع طرق تقليل زمن المسح التي شرحت سابقاً، فإنه يمكن كسب مجموعات بيانات ثلاثية الأبعاد في ثانية واحدة حتى ٦ ثوان، اعتماداً على الحجم الذي يتم تصويره والتحليلية المطلوبة.

إذا كانت هناك رغبة في اكتساب أسرع للصور، فإنه يمكن تنفيذ ذلك بتشفير الطور في اتجاه اختيار الشريحة. بهذه الطريقة، يمكن الحصول على صور ثنائية الأبعاد تمثل مساقط كثافات الإشارة خلال حجم المسح، مثل طرق التصوير بأشعة x العادية. اعتماداً على الموقف، يمكن تجديد الصور مرات عديدة في الثانية مع الاحتفاظ بتحليلية مساحية عالية.

(٢ ,١١) التصوير الموزون بالرش Perfusion Weight Imaging, PWI

تقنيات تصوير الرنين المغناطيسي التي تظهر تدفق الدم خلال الشعيرات الدموية لعضو من الأعضاء أو نسيج بكثافات مختلفة للإشارة تعرف بأنها تصوير موزون بالرش perfusion weight imaging (PWI). التصوير الموزون بالرش يعطى معلومات مباشرة عن رش الأنسجة ، بصرف النظر عمّا إذا كان الدم مغذي من وعاء دموي رئيسي أو فرعي. التصوير بالرش يستخدم أساسا لتقييم تدفق الدم في المخ، وعضلة

القلب والرئتين، والكليتين. يقاس تدفق الدم داخليا عن طريق ملاحظة التغيرات في الإشارة التي تحدث نتيجة اقتفاء أثر مادة تدخل النسيج المستهدف. يمكن التفريق بين مواد الأثر الخارجية أو الداخلية.

من أمثلة مواد الأثر الخارجية هو الجادولينيوم gadolinium المستخدم في تحسين التباين في تصوير الأوعية. هذه المواد لها تأثير قوي على إشارة الأنسجة عندما تتدفق في العضو المستهدف بحيث تظهر فروق موضعية في الرش مباشرة عندما تظهر الصورة (تصوير المرور الأول).

الدم نفسه يمكن استخدامه كمادة أثر داخلية. لعمل ذلك، فإن المغنطة الطولية للدم في أي شريان مغذى يتم تشبيعها أو عكسها (تعليم أو توسيم مغازل الشريان arterial spin labeling, ASL). عندما يصل الدم المعلم إلى المنطقة المستهدفة قبل حدوث الاسترخاء التام في المغنطة، فإنه يحدث نقص في الإشارة. لأن النقص في الإشارة الحادث عن طريق تدفق الدم الداخل يكون عادة صغيرا جدا للرؤية المباشرة، فإن التباين يمكن زيادته أو تأكيده عن طريق طرح الصور باستخدام مجموعتين من بيانات الصور التي تم الحصول عليها مع وبدون التشبع الأولى للدم المتدفق الداخل.

إن إمرار عامل مساعد للتباين المغناطيسي خلال الأنسجة يحدث تقصيراً لحظياً لزمن الاسترخاء، والذي يمكن رؤيته كزيادة في الإشارة في الصور الموزونة بالزمن الأول T1 ونقص في الزمن الثاني T2 أو الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. يستغل كل من التأثيرين بكثرة في التصوير بالرنين المغناطيسي.

التصوير المعتمد على رش وسط التباين للقلب، والرئتين، والكليتين يتم تنفيذه باستخدام تتابعات انحدار الصدى GRE موزونة بالزمن الأول T1. بالنسبة للتصوير بالرش للقلب، فإن التتابع يجب أن يتزامن مع الدورة القلبية ويعطي صورة واحدة على الأقل كل ضربة قلب تالية من مرحلة الدورة القلبية. التتابعات التي تعطى أكثر من صدى واحد لكل إثارة (التصوير المستوى ذو الصدى متعدد الإطلاق المقطع ٥, ٨)

تكون مفضلة نتيجة قصر زمن المسح لها. التصوير بالرش للرئتين والكليتين يتم تنفيذه عادة باستخدام تتابعات انحدار الصدى GRE ثلاثية الأبعاد موزونة بالزمن الأول T1. تقييم وصول وسط التباين إلى المنطقة المستهدفة يمكن تكملته عن طريق ملاحظة معدل تدفق التباين الخارج من النسيج. طبيعي أن تنتج هذه الخطوة الإضافية في أزمنة المسح الطويلة.

يستخدم التصوير بالرش عامة مع التتابعات ذات الصدى المستوى الموزونة بالزمن الثاني T2 ثنائية أو ثلاثية الأبعاد التي تعرض مرور وسط التباين كنقص لحظي في شدة الإشارة (تصوير الرنين المغناطيسي بتحسين التباين والقابلية الديناميكية). بهذه التتابعات، فإن معظم المخ يمكن تصويره مع اكتساب صورة جديدة تقريبا كل ثانية.

مثالياً، يمكن تحديد تدفق الدم المطلق لكل وحدة زمن لكل فوكسل في المنطقة المستخدمة، مثلاً، بالمليمتر لكل ثانية والجرام من النسيج. بهذه الطريقة، يمكن تحديد مساحات صغيرة بمعدلات تدفق منخفضة بالنسبة لما يحيط بها وعلى ذلك يتم تشخيص الرش المخفض في عموم العضو. لسوء الحظ، فإن التكميم المطلق لتدفق الدم يكون صعبا بكل من الأثر الخارجي والداخلي على الرغم من أن العديد من الدراسات المنشورة أظهرت قيما مطلقة. العديد من العوامل يجب أن تؤخذ في الاعتبار مع كل من التقنيتين والمراجعة لأشهر المؤلفات تظهر أنه مازال هناك عدم توافق على ما هي أنسب طريقة، على الأقل بالنسبة للطرق المعتمدة على وسط التباين.

مع هذه المشاكل في التكميم المطلق لتدفق الدم، فإنه تم افتراض عوامل مختلفة لتمييز تغيرات الإشارة وصفياً. العديد من هذه العوامل تم إيضاح أنه يمكن إعادة إنتاجها عندما تتكرر عملية القياس. عوامل الرش المحددة عن طريق تحسين التباين الديناميكي لصور الرنين المغناطيسي تشتمل على الزمن لقمة إشارة التحسين، مقاسة من لحظة رؤية أول تغيير، أو تغير الإشارة على الزمن (ميل التحسين). على الرغم من أن هذه العوامل تسمح بتحليل كمي ولا تعتمد بدرجة كبيرة على الفاحص، فإنها

محدودة لأن النتائج تتغير مع تتابع النبضات المستخدمة ومع معاملات المسح الأخرى كذلك. وعلى ذلك، فإن هذه العوامل يجب معايرتها بعد كل تغيير في وضع التجربة ومن الصعب مقارنة النتائج بين مراكز الدراسة المختلفة.

مقارنة بالأنماط الأخرى المختلفة، فإن تقنيات التصوير بالرنين المغناطيسي بالرش، تتمتع بميزة عدم التدخل أو أقل تدخل في تدفق الدم في أي نسيج مع الاحتفاظ بتحليلية مساحة جيدة. التصوير بالرنين المغناطيسي لا يشمل التعرض لأي إشعاعات مع كونه سريعاً نسبياً. لذلك يمكن تكرار فحص المرضى، مثلاً، لملاحظة علاج معين أو متابعة عملية. وفوق ذلك، قياسات الرش يمكن تنفيذها بالتوازي مع قياسات الرنين المغناطيسي الأخرى في نفس الوقت. أشكال البيانات الأخرى يمكن أن تحقق أو توفر معلومات تشريحية أخرى أو تساعد في تمييز المناطق الخطرة ذات الرش الأقل من الأنسجة المقرحة أو ذات القرح أو المساحات ذات السدادات الحادة.

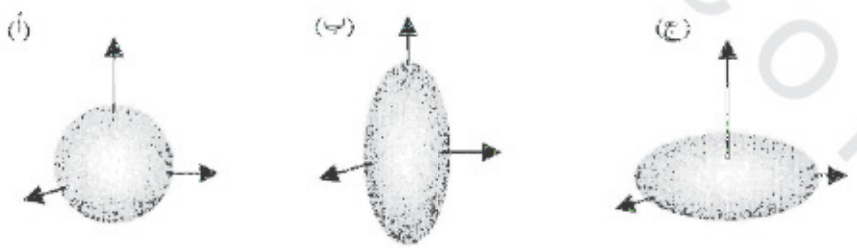
(١١,٣) التصوير الموزون بالانتشار Diffusion Weighted Imaging

التصوير الموزون بالانتشار Diffusion Weighted Imaging, DWI يبين تغيرات شدة الإشارة الناتجة من حركة جزيئات الماء عن طريق الانتشار. بالتحديد، فإن إشارة أي نسيج حيوي أو سوائل الجسم تحدد بالمسافة المتوسطة التي يتحركها جزيء الهيدروجين لكل وحدة زمن أثناء الحركة الانتقالية الميكروسكوبية العشوائية. الفقد في الإشارة الناتج عن الحركة الجزيئية الانتقالية في صور الرنين المغناطيسي يزداد مع زيادة السرعة التي تتحرك بها الجزيئات خلال تدرج المجال المغناطيسي. اتجاه ومقدار وزن الانتشار يمكن التحكم فيه عن طريق المشغل وذلك عن طريق تغيير اتجاه وشدة انحدار المجال المغناطيسي المطبق.

يمكن وصف حركة جزيئات الماء كمياً عن طريق ثابت الانتشار وفي العادة تتغير مع اتجاه الانتشار.

يحدث الانتشار الأيزوتروبى (موحد الخواص) عندما تكون المسافة المقطوعة بجزيئات الماء هي نفسها في كل الاتجاهات (الشكل رقم ٤٧). في أي وسط أيزوتروبى يكون تأثير حركة الجزيئات على صورة الرنين المغناطيسي الناتجة غير معتمد على اتجاه انحدار المجال. في الجسم البشرى، يحدث الانتشار الأيزوتروبى في سوائل الجسم التي بها جزيئات ماء حرة الحركة تقريبا مثل سائل الوعاء الدماغي وفي البطينين أو سوائل البنكرياس. ثوابت الانتشار لهذه الأنسجة تكون عالية ومتساوية في جميع الاتجاهات. ينتج عن هذا اضمحلال قوي لإشارة الصور الموزونة بالانتشار.

في الأوساط التي تتعدد صفاتها عند المستوى الميكروسكوبي، يكون انتشار جزيئات الماء معتمداً على الاتجاه وتسمى هذه الظاهرة بتباين الخواص. في المخ، مثلاً، تنتشر جزيئات الماء في اتجاه المحاور العصبية المغطاة جيداً بالميلين myelin أسرع منها في الاتجاه العمودي على هذه المحاور. ثابت الانتشار يكون أعلى في اتجاه المحور الطولي للمحور العصبي عنه في المستوى العمودي على هذا المحور. يكون الفقد الحادث في الإشارة نتيجة الانتشار أقل عندما يكون تدرج الانتشار مطبقاً في اتجاه عمودي على جسم الشعيرة وأكبر عندما يطبق في اتجاه المحور.

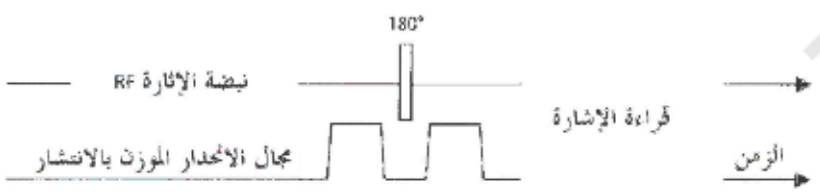


الشكل رقم (٤٧). منحنى اتجاه الانتشار (أ) الأيزوتروبى (ب) الأنبوبي (ج) وسط طبقات

تظهر عيوب في الصور الموزونة بالانتشار بسبب الجلطة في خلال أول ٦ ساعات من ظهور الأعراض قبل أن يظهرها التصوير بالرنين المغناطيسي العادي مثل الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. في المراحل الحادة، يكون الفقد في الإشارة الناتج عن الانتشار أقل ظهوراً في المساحات المتأثرة وتظهر هذه المساحات أكثر إضاءة بالمقارنة بمناطق المخ غير متأثرة. هذا التباين الموجب يفقد بالتدريج في خلال بعض الأيام وفي النهاية يصبح سالباً كنتيجة للحركة الكبيرة لجزيئات الماء.

يتم الحصول على الصور الموزونة بالانتشار باستخدام تقنيات الصدى المستوي للتصوير. يتم إعطاء زوج من نبضات الانحدار بين نبضة الإثارة وتجميع الإشارة لجعل التتابع حساسا للانتشار (الشكل رقم ٤٨). يختلف زوج النبضات هذه المرة عن الذي استخدم في تصوير الأوعية بتباين الطور في أن كلاً من النصفين لهما نفس القطبية. ومع ذلك، فإن التأثير يكون مشابهاً جداً نتيجة النبضة RF ١٨٠ درجة والتي يتم إعطاؤها بين نصفي النبضة. يتم نقل التغير في القطبية فقط لهذه المغازل التي تتحرك خلال تدرج المجال في أثناء تطبيق النبضات. كنتيجة لذلك، فإن المغازل التي في وحدة الحجم أو الفوكسل والتي تعرضت لإزاحات طوريه مختلفة لم تعد متزامنة أو متوافقة ولذلك فإنها تنتج إشارة رنين مغناطيسي ضعيفة. يعتمد اضمحلال الإشارة على قوة وزمن بقاء نبضات التدرج، والفترة بينها، وثابت الانتشار خلال اتجاه تدرج المجال.

إن كمية الانتشار الحادثة بناء على زوج من نبضات الانحدار مع نبضة عكس أو انقلاب بينهما تسمى بالقيمة– b أو b-value. هذا المعامل يحدد الفقد في الإشارة المتوقع من تتابع نبضات معين مع ثابت انتشار معين.



الشكل رقم (٤٨). رسم تخطيطي للتتابع الموزون بالانتشار.

في الأنسجة البيولوجية يمكن قياس ثوابت الانتشار عن طريق المسح المتكرر مع قيم مختلفة للقيمة–b مع ثبات جميع معاملات التصوير الأخرى، وبالذات عدم تغيير اتجاه الانحدار. يتم التعبير عن ثوابت الانتشار المقاسة بمعاملات الانتشار الظاهرية apparent diffusion coefficient (ADC)، والتي تكون مميزة من ثابت للانتشار غير المعاق في الماء.

الصور التي تمثل قيم مستوى الرمادية فيها القيمة المتوسطة لمعاملات الانتشار الظاهرية ADCs للفوكسل المقابلة تسمى خرائط معاملات الانتشار الظاهرية ADC. أي مساحة بها انسداد حاد والتي تكون في الصور الموزونة بالانتشار (حركة قليلة لجزيئات الماء) ستظهر داكنة في خرائط معاملات الانتشار الظاهرية ADC المقابلة (ثابت انتشار أصغر).

ثوابت الانتشار للاتجاهات المختلفة يمكن قياسها عن طريق تغيير اتجاه مجال الانحدار. مثل هذه القياسات توفر معلومات تفصيلية عن الشكل الهندسي المحلي للهيكل الميكروسكوبي الذي يعوق انتشار الماء. اعتماداً على قياسات ثوابت الانتشار في ستة اتجاهات مختارة، فإن الشكل الهندسي الكلي يمكن حسابه عن طريق الاستخدام الشكلي لمتجهات الأبعاد الثلاثية. هذه الطريقة من التصوير بالانتشار تعرف على أنها تصوير متجه الانتشار diffusion tensor imaging (DTI). توفر هذه الطريقة قيمة تقريبية لمتوسط انتشار جزيئات الماء في كل الاتجاهات في منحنى قد يختلف طول محاوره الأساسية الثلاثة في الطول عندما يكون هناك انتشارٌ غير أيزوتروبى (الشكل رقم ٤٧). يمكن الحصول على نموذج هندسي أكثر دقة للهياكل التي تعوق الانتشار في أي فوكسل أو وحدة حجم عند قياس ثوابت انتشار إضافية في الاتجاهات الأخرى.

التصوير بمتجه الانتشار يستخدم أساساً فيما يسمى تتبع الشعيرات fiber tracking (التصوير بالتتبع tractography) في مادة المخ البيضاء. تستخدم المعلومات المجمعة باستخدام تصوير متجه الانتشار DTI في تشكيل المجرى المساحي للشعيرة على مساحات أطول من الاتجاه النسبي وحجم منحنى الانتشار في الفوكسلات المتجاورة.

تكون الصور الموزونة بالانتشار حساسة جداً لكل أنواع الحركة. يشمل ذلك الدوران أو ارتعاش الرأس في التصوير المخي أو الحركة التنفسية في تصوير الجزع. إن هذا يبين أهمية قصر أزمنة المسح. الفتح السريع لنبضات الانحدار السريعة يتطلب ماسحاً رنيناً مغناطيسياً قوى. عند جعل تتابع حساساً للانتشار في اتجاه معين فقط، فإن المساحات العادية يمكن أن تظهر تبايناً موجباً خاطئاً إذا كان الاتجاه الغالب لمسار الشعيرة عموديا على اتجاه الانتشار الذي تم اختياره مبدئياً. لذلك، يجب على متخصص قراءة الأشعة أن يأخذ في اعتباره معلومات عن الانتشار في ثلاثة اتجاهات متعامدة، والتي يمكن الحصول عليها باستخدام مسحة واحدة.

إن زوج الانحدارات التي يتم تطبيقها لجعل التتابع حساساً لعملية الانتشار تضعف الإشارة فقط بالمقارنة بالصور التي يتم الحصول عليها بدون انحدار. الهياكل التي لها إشارة قوية مثل الـ CSF بالمقارنة بالصور غير الموزونة بالانتشار يمكن أن تظهر لامعة على الصور التي لها وزن انتشاري يتراوح من خفيف إلى معتدل عندما يكون ثابت الانتشار لها عالياً. إن هذا التأثير يسمى باللمعان الخلالي للزمن الثاني T2 ومن الممكن أن يكون من الصعب التفريق بينه وبين إعاقة الانتشار. وتكون قوة الإشارات محددة أساساً بالانتشار في الصور الموزونة بالانتشار بقوة فقط.

يعتبر التصوير الموزون بالانتشار مساحة للبحث المكثف لأنه يوفر معلومات وحيدة لا يمكن الحصول عليها من الطرق الأخرى أو فقط إلى امتداد محدود جداً.

(٤ ,١١) تأثير التباين المعتمد على مستوى أوكسيجين الدم BOLD في التصوير الوظيفي للمخ The BOLD Effect in Functional Cerebral Imaging

تصوير الرنين المغناطيسي الوظيفي FMRI للمخ يهدف لتحديد مساحات مخية تستجيب لتأثيرات خارجية محددة عن طريق تغيير في الإشارة (خرائط المخ). يتم الحصول على الصور الوظيفية باستخدام تقنيات الوزن بالزمن الثاني T2. إن الطرق

الكلاسيكية المستخدمة لإحداث استجابات عصبية تكون بصرية (مثل النظر إلى نماذج متغيرة) أو تأثيرات عصبية (مثل تتابع محدد من حركات الأصابع). وهنالك برتوكولات عديدة للتأثيرات العصبية وقراءة هذه التغيرات على صور الرنين المغناطيسي الوظيفي.

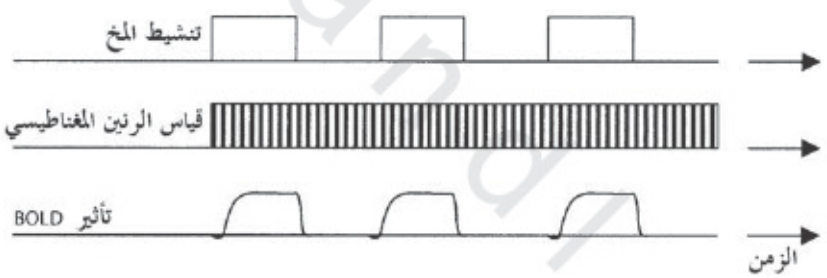
ويعتمد تصوير الرنين المغناطيسي الوظيفي على افتراض أن التأثير العصبي يزيد احتياجات الأوكسيجين في مساحة معينة من المخ والتي تنشط بهذا التأثير. لتحقيق هذا الطلب الزائد، فإن الدم يتدفق في الشعيرات الدموية وحجم الدم في المنطقة النشطة يزداد عن طريق توسيع الأوعية الدموية. بناء على ذلك، فإنه من المفترض أن يتم إمداد الأوكسيجين الزائد للمنطقة النشطة لأن الدم المتدفق الزائد يزيد الاحتياج للتحول الغذائي في هذه المنطقة بعد فترة. النسبة العالية من جزيئات الهيموجلوبين المرتبطة بالأوكسيجين تطيل الزمن T2* للماء المحيط، والتي يمكن ملاحظتها كزيادة في الإشارة في الصور الموزونة بالزمن T2*. هذه الآلية من التباين تعرف بالتباين المعتمد على مستوى أوكسيجين الدم blood oxygen level dependent (BOLD) contrast.

يعتمد معدل استقرار الزمن T2* للدم على ما إذا كان الهيموجلوبين مرتبطاً بالأوكسيجين أم لا. إن الهيموجلوبين غير المرتبط بالأوكسيجين يكون قابلاً للمغنطة نتيجة عدم تزاوج الإلكترونات ويقلل الزمن T2* في الماء المحيط. على العكس، فإن الهيموجلوبين المرتبط بالأوكسيجين يكون ضعيف المغنطة لأن جميع الإلكترونات تكون في صورة أزواج ويكون تأثيره مهملاً على أزمنة الاستقرار في الماء المحيط. وهذا يوضح كيف أن التشبع الزائد للأوكسيجين يطيل الزمن T2* في ماء الدم.

بينما يعتمد التصوير البولد BOLD على محتوى الأوكسيجين في الدم، فإن هناك تقنيات تصوير رنين مغناطيسي وظيفي تستفيد من ميزة التدفق العالي للدم أو زيادة حجم الدم في إظهار النشاط المخي.

يتم تنفيذ التصوير البولد BOLD باستخدام تتابعات انحدار الصدى وتصوير الصدى المستوي GRE EPI موزونة بالزمن T2* (المقطع ٥, ٨) والتي تسمح بمسح

المخ بالكامل في ثواني قليلة. لالتقاط التغيرات الضعيفة في الإشارة الناتجة من التنشيط، فإن كل الشرائح يتم تكرار تصويرها. يستمر التصوير لبعض الوقت مع التبديل بين دورات تشغيل وتوقيف (نموذج تصميم البلوك، الشكل رقم ٤٩). إن التعبير عن البيانات يتطلب طرقاً إحصائية متقدمة للربط بين تغيرات الإشارة على صور الرنين المغناطيسي مع النموذج المستهدف المعروض. بهذه الطريقة، يتم توليد خرائط تنشيط المخ حيث الفوكسلات التي تحدد على أن لديها نشاطاً حقيقياً نتيجة تطبيق مستوى تشيع إحصائي، يتم تلوينها. يتم إضافة خرائط النشاط النهائية على صور الرنين المغناطيسي ذات الشكل العادي التي توضح الهيكل التشريحي بمقدرة تحديد عالية، حيث بذلك تسمح بالتحديد التام لمساحات المخ النشطة.



الشكل رقم (٤٩). نموذج رسم تخطيطي لتصوير المخ الوظيفي.

يزداد تباين البولد BOLD مع قوة المجال المغناطيسي لماسح الرنين المغناطيسي. إن الضوضاء المصاحبة لمسح الرنين المغناطيسي تجعل من الصعب إلى حد ما قياس تنشيط المخ عن طريق التأثير السمعي. علاوة على ذلك، فإن التقنيات القياسية للإثارة لها مقدرة تحديديه محدودة في المجال الزمني لتسجيل التغيرات الفسيولوجية. لذلك، فإن

النماذج المتعلقة بفترات نشاط زمنية قصيرة أصبحت هي الأكثر شيوعاً. إن التحديد المساحي لتصوير البولد BOLD يكون محدوداً لأن المساحة التي يزداد دمها تشبعاً بالأوكسيجين من الممكن أن تكون أكبر بكثير من المنطقة التي تم تنشيطها حقيقة. في النهاية فإن الزمن T2* يتأثر بعوامل متضاربة عديدة عند المستوى الميكروسكوبي والتي يكون من الصعب فصلها. ولهذا لا يوفر مقدار التغير في الإشارة الذي يتم ملاحظته قياساً كمياً للتغيرات الفسيولوجية الناتجة من الإثارة.

بينما هناك تركيز كبير ومركز على التصوير الوظيفي للرنين المغناطيسي، فإنه يشغل حيزاً صغيراً جداً في التطبيقات العلاجية عند معظم مراكز التصوير بالأشعة. أكلينيكياً، يستخدم تصوير البولد BOLD في التخطيط للتدخل الجراحي في عمليات الأعصاب. بالرغم من محدوديته، فإن تصوير البولد BOLD الوظيفي يعطي تقديراً بدون أي تدخل وخالي من الإشعاعات للتغيرات الدقيقة في النشاط المخلى بتحديد مساحي في حدود ١ حتى ٢ مليمتر أو أحسن وتحديد زمني في حدود ١٠٠ ملي ثانية.

(١١,٥) التصوير القلبي Cardiac Imaging

تصوير القلب يختلف عن تصوير الأجزاء الأخرى في أن الحركة المستمرة للقلب تسبب ضبابية للصورة ومشاكل أخرى خلال تشفير اتجاه الطور في صور الرنين المغناطيسي المكتسبة مع أزمنة مسح طويلة. مع أحدث الأجهزة المتاحة، مع ذلك، فإن زمن المسح لشريحة واحدة يمكن تقليله إلى الحد الذي عنده يمكن ملاحظة حركة القلب على تتابع من الصور في زمن قريب من الزمن الحقيقي وبدون تقليل في جودة الصورة بسبب المشاكل التي تحدث نتيجة لحركة القلب أو التنفس. معظم هذه المشاكل يمكن التخلص منها بفاعلية عندما يكون زمن المسح أقل من ٥٠ ملي ثانية أثناء الضغط الانقباضي وأقل من ٢٠٠ ملي ثانية أثناء الضغط الانبساطي.

تصوير القلب في الزمن الحقيقي يتم أساساً للتحديد السريع للقلب، والنظرة السريعة للمحاور الطويلة– والقصيرة– لاكتساب البيانات اللاحقة.

لتحسين التباين المساحي أو الزمني لتصوير القلب في الزمن الحقيقي، يتم الحصول على الصورة على مدى عدة ضربات قلبية (ما يسمى الاكتساب المقسم). إن هذا يكون ممكناً لأن حركة القلب تكون دورية في الأحوال العادية وعضلة القلب ستكون في نفس المكان عند نقط زمنية معينة خلال الدورات المختلفة. وللتأكد من أن جميع البيانات لأي صورة يتم أخذ عيناتها في نفس الطور للدورة القلبية، فإن التصوير المقسم يجب ضبطه على معدل ضربات القلب لكل شخص. للوصول لذلك، فإنه يتم تسجيل رسم القلب الإلكتروني (ECG) وتستخدم البيانات عن طريق برمجية المسح لتحديد الموجة R في كل دورة قلبية. بيانات مخطط القلب ECG يمكن استخدامها بطريقتين، إما لإطلاق اكتساب الرنين المغناطيسي لطور معين في الدورة القلبية (إطلاق قلبي، بوابة قلبية محتملة) وإما العرض الاستعادي المستمر للبيانات المكتسبة للأطوار القلبية المقابلة (بوابة قلب استعادية).

يكون زمن المسح لكل دورة قلبية أقصر عندما يتم اكتساب الصورة على عدة دورات، مما ينتج عنه تحسين في التحديد الزمني لحركة القلب. ومع ذلك، فإن زمن المسح الكلي لكل صورة يكون أطول وتظهر تأثيرات حركة الجهاز التنفسي بصورة أطول بين المسحات.

هذه العوائق يمكن التغلب عليها بمسك التنفس أثناء التصوير. مثلاً، مع زمن تكرار TR مقداره ٣,٥ ملي ثانية وجمع خطوة تشفير طور واحدة لكل فترة R-R، فإن ١٤ خطوة تشفير طور يمكن أخذ عيناتها في ٥٠ ملي ثانية. إذا أردنا الحصول على صورة بتحديد مقداره ٢٢٤ بكسل في اتجاه تشفير الطور، فإن عملية الاكتساب يجب أن تقسم إلى ٢٢٤/ ١٤=١٦ نبضة قلب. على الرغم من ذلك، يمكن أن نجد بعض مرضى القلب لا يستطيع توقيف تنفسه لمدة ١٦ نبضة قلب.

بما أن الحركة التنفسية تكون هي الأخرى دورية، فإن اكتساب البيانات لا يمكن توزيعه فقط على عدة دورات قلبية ولكن أيضاً على عدة أنفاس. يتم ذلك عن طريق ملاحظة الإيقاع التنفسي للمريض. يتم التبادل بين المسح أحادي الأبعاد واكتساب الصورة لتحديد الحد الفاصل بين الحجاب الحاجز والرئتين خلال المحور الطولي للجسم. بهذه الطريقة، يمكن تخصيص بيانات الصورة للأطوار المختلفة في الدورة التنفسية (تقنية الاستكشاف). باستخدام تقنية المستكشف تصبح عملية المسح غير مقصورة على فترة وقف التنفس ولكن يمكن إجراؤها لمرضى يتنفسون بحرية. تقنيات المستكشف تكون محدودة بالاكتساب غير الكفأ أو غير الفعال وأزمنة المسح الطويلة. وفوق ذلك فإنها تعطى أحسن النتائج في حالة الأشخاص الأصحاء الذين لهم قلب منتظم النبضات والتنفس.

عندما تستخدم مرتبطة بالبوابات، فإن تقنيات تصوير الأوعية القلبية بالرنين المغناطيسي التي وضحت فيما سبق تسمح بالرؤية ثلاثية الأبعاد لكل غرف القلب التشريحية والأوعية الداخلة والخارجة منه، بدون التعرض لإشعاعات وبحساسية جيدة في الأحوال العامة. يمكن لذلك استخدام التصوير بالرنين المغناطيسي للفحص المتكرر للمرضى المشكوك في أن لديهم تشوهات خلقية، أو اعتلال عضلات القلب cardiomyopathy، أو صمام لا يعمل بكفاءة، أو اضطراب في غلاف القلب، ولمتابعة المرضى بعد جراحة تحويل، وملاحظة مرضى زرع القلب. أنواع عديدة من تتابعات النبضات وتعديلات في النبضات يتم استخدامها لتصوير الأوعية التاجية، وكلها لها عيوبها ومميزاتها الخاصة بها. الميزة الأساسية في تصوير القلب بالرنين المغناطيسي توجد في التقييم المتكرر للشكل، والأداء، والضخ بدون التعريض لإشعاعات بالذات في حالة المرضى بالأوعية التاجية كما هو أيضاً في حالة التحديد الدقيق للمساحات المصابة. بعض التطبيقات المحددة سيتم شرحها فيما يلي.

(٦ , ١١) التصوير القلبي باستخدام تتابعات SSFP

Cardiac Imaging With SSFP Sequences

لقد أصبح التصوير الدقيق المستقر مركبة أساسية في بروتوكولات تصوير القلب بالرنين المغناطيسي. مع قصر زمن التكرار TR الخاص به (حوالي ٢ حتى ٥ ملي ثانية) بالمقارنة بتتابعات صدى الانحدار GRE الأخرى، فإن تتابع حالة الاستقرار الدفة الحرة SSFP (المقطع ٧ , ٧) يعطى صوراً بإشارة دم أقوى. لذلك فإنه يمكن التصوير السريع للدم في الغرف القلبية بتباين جيد بالنسبة لعضلة القلب. هذا التباين الجيد يمكن الحصول عليه حتى في حالة التدفق القليل للدم في مستوى المسح وفي حالة أن تكون إشارة الدم غير محسنة من خلال تأثيرات التدفق الداخل. هذه تكون ميزة بالذات عند الحصول على منظر طولي للبطين الأيسر.

يتم اكتساب التتابع وعرضه في نمط العرض مع تصوير كل شريحة أثناء الأطوار المختلفة للدورة القلبية. إذا افترضنا، كمثال، الاكتساب بزمن مسح مقداره ٥٠ ملي ثانية وأن معدل ضربات قلب المريض كان ٧٠ ضربة في الدقيقة، فإن حركة القلب يمكن الحصول عليها بتتابع ١٧ صورة من الأطوار المختلفة للدورة القلبية التي تم الحصول عليها في اكتساب واحد. عند اكتساب عدة شرائح بهذه الطريقة أثناء توقف التنفس في عدة فترات، فإن حركة القلب كله يمكن التحقق منها كمياً. حتى قمة القلب أو رأسه يمكن إظهارها بجودة عالية في منظر ومحاور طولية.

مجاميع البيانات المكتسبة يمكن استخدامها لتحديد الشكل العام والمعاملات الوظيفية مثل كتلة عضلة القلب، وجزء الإخراج لكل من البطينين، أو حجم الضربة. هذه المعاملات يمكن تحديدها مباشرة بدون الحاجة إلى عمل افتراضات هندسية مثل طرق النمذجة العادية. هناك مراقبة جيدة وإنتاجية لهذه النتائج.

بجانب تقدير المعاملات العامة ، فإن تلك الطريقة توفر معلومات عن معاملات الوظائف المنطقية أو الخاصة بكل منطقة مثل الحركة الجداريه المحلية أو التضخم أو

الزيادة في سمك عضلة القلب من الانقباض إلى الانبساط. يمكن تشخيص الضخ المضطرب بدرجة عالية من الدقة إذا أظهرت منطقة من عضلة القلب حركة جداريه عادية أثناء الاستقرار وتصبح هذه المنطقة من عضلة القلب زائدة الحركة بسبب الإجهاد الناتج عن تأثير دواء (الدوبيوتامين dobutamine).

يمكن الحصول على زيادة تحسين بسيطة في إشارة الدم في صور الـ SSFP عن طريق استخدام كميات معتدلة من عامل تحسين التباين.

صور الـ SSFP تقل جودتها بسبب عدم التجانس في المجال المغناطيسي الثابت، وبالذات المتصل بتأثيرات التدفق، وتردد الراديو RF غير المناسب. وبالرغم من ذلك، فإن المشاكل التقنية قد تم حلها إلى الحد الذي أصبح عنده الـ SSFP يمكن الاعتماد عليه بدرجة كبيرة في التطبيقات العلاجية الروتينية.

(١١,٧) تصوير ضخ عضلة القلب Myocardial Perfusion Imaging

ضخ عضلة القلب يمكن التحقق منه عند رؤية التحسن في صور الرنين المغناطيسي الموزونة بالزمن الأول T1 والتي يمكن الحصول عليها أثناء المرور الأول لوسط تباين في خلال نسيج العضلة. نموذجياً، يتم تجديد الصورة لكل ضربة قلب. يتم حقن وسط التباين وريدياً، بجرعات منخفضة في العادة عن المستخدمة في تصوير الأوعية. المناطق التي يقل الدم فيها يمكن تحديدها مباشرة عن طريق التأخر في التدفق الداخل لوسط التباين و/ أو انخفاض في قوة قمة الإشارة أثناء مرور وسط التباين. الفروق في عضلات القلب المتجاورة ذات التدفق العادي تكون بارزة عند رؤية الصور في تتابع سريع في حالة العرض. بهذه الطريقة، يمكن أيضاً تحديد الضخ المضطرب المحصور في طبقات عضلة القلب الداخلية، والتي يكون من الصعب تحديدها باستخدام طرق التشخيص المنافسة.

يتم التصوير أثناء تأثير الدواء المعطى (أدينوسين adenosine، ديبيرادمول dipyridamol) وأثناء مسك التنفس. المسح الحقيقي يأخذ أقل من دقيقة. المناطق ذات

الضخ المنخفض يمكن تفريقها إلى مساحات ذات حيوية وأخرى ليس بها حيوية عن طريق الربط بين تصوير الإجهاد مع قياسات الضخ عند الاستقرار أو عند التصوير المؤخر التحسين (المقطع ٨, ١١).

التقنيات واسعة الاستخدام لتصوير عضلة القلب بالضخ هي صدى الانحدار GRE السريع وتصوير الصدى المستوي EPI المتعدد الإطلاق بالتوافق مع نبضة إعداد الراديو RF. نبضة الإعداد تكون إما نبضة تشبع ٩٠ درجة وإما نبضة عكس ١٨٠ درجة، تنتج على التوالي في تتابع استعادة التشبع أو تتابع استعادة عكس. يسمح الأخير بوزن أقوى للزمن الأول T1 بينما السابق يكون أكثر استقراراً حيث يكون أقل حساسية لمعدل ضربات القلب غير المنتظمة ويعطى نتائج أكثر إنتاجية. مع الضبط المثالي للمعاملات، والاختيارات المتاحة في ماسحات معينة ، يمكن الآن اكتساب حوالي أربع شرائح لكل ضربة قلب أو ثماني شرائح لكل ضربتي قلب.

لأغراض التحليل الكمي، فإن المسار الزمني لتركيز وسط التباين في عضلة القلب يتم ربطه بالمسار الزمني للتركيز في الدم في الشرايين المغذية. حيث إن المسار لا يمكن قياسه مباشرة في كل فوكسل، فإنه يتم استخدام التقريب لتحديد المسار في الدم في البطين الأيسر. هذه التقنية للتحليل الكمي يصاحبها عدد من المشاكل: التحسينات المختلفة للإشارة في عضلة القلب والدم، وتأثير غير واضح لتبادل الماء خلال الخلايا وجدران الشعيرات، والعبور البطيء غير المعروف لوسط التباين من غشاء الشعيرات الدموية، وفروق في الإشارة نتيجة تغيرات موضعية في حساسية ملف الاستقبال، والتحسين في الإشارة غير المحدد والناتج من الحركة النفسية للهياكل التشريحية في مستوى التصوير. هناك اختيارات عديدة للتعامل مع هذه المشاكل.

على الرغم من هذه المشاكل، فإن نتائج التقارير المطبوعة تعتقد أن البيانات المجمعة بهذه التقنية لا تعتمد بدرجة كبيرة على الفاحص ولها دقة تشخيصية عالية بالمقارنة بالطرق المرجعية الأخرى.

(٨, ١١) تصوير التحسين المتأخر Late Enhancement Imaging

في التحسين المتأخر، يتم أخذ الصور بعد إدارة عامل التباين في تصوير الأوعية بحوالي ١٠ حتى ٢٠ دقيقة، والإشارة اللامعة تدل على مساحة في العضلة القلبية ذات تراكم متزايد للتباين بالنسبة للعضلة القلبية المحيطة. بهذه الطريقة فإن كلاً من الأنسجة حادة الانسداد أو المتقرحة بعد سداد قديم يمكن تصويرها بتحديد مساحي دقيق ("اللامع يكون ميتاً"). تراكم وسط التباين في هذه المساحات يكون مرجعه للأحجام الكبيرة خارج الأوعية وخارج الخلايا و/ أو التخلص منه. الدراسات القائمة حتى الآن تعتقد أن التحسين المتأخر للصور تسمح بالتحديد الدقيق لحجم المساحة المسدودة.

التحسين المتأخر ليس سمة خاصة بانسداد العضلة القلبية. يمكن أيضا ملاحظة تحسين مشابه في الإشارة في مناطق من عضلة القلب تكون متأثرة بأمراض قلب أخرى. بينما يكون التحسين المصاحب للانسداد محصوراً على مناطق جانبية من عضلة القلب التي تكون متعلقة بامتداد الجدار في العديد من الأحوال، فإن التحسين المتأخر المرئي في الإعاقات الأخرى من الممكن أن يكون محصوراً في الطبقة المتوسطة للجدار.

وعلى الرغم من ذلك، فإن المساحات فقيرة الضخ، وغير الحية من الممكن ألا تظهر تحسيناً في التباين نتيجة فشل وسط التباين للدخول لهذه المساحات عند وقت اكتساب الصور. يطبق ذلك خاصة على الصور التي يتم الحصول عليها في خلال الدقائق الأولى من إدارة وسط التباين. قد يغيب التحسين في الانسدادات الكبيرة حيث يظهر المركز داكنا بينما المساحات المحيطة تكون لامعة. في بعض التقارير المنشورة، يتم وصف هذه الظاهرة بالعبارة "إعاقة الأوعية الدقيقة". لقد تم توضيح أن إعاقات الأوعية الدقيقة غير المتغيرة والمستمرة لعدة أيام تكون مصحوبة بتكهن أو تنبؤ ضعيف للغاية.

يتم اكتساب صور التحسين المتأخر بتتابعات صدى الانحدار GRE ذات انعكاس مسترد. زمن الاسترداد بين نبضة الراديو RF العاكسة واكتساب البيانات (زمن العكس الأول T1) يتم اختياره بحيث تمر مغنطة عضلات القلب الصحيحة خلال الصفر عند ملء خطوط مركز الفراغ k، بحيث تترك الأنسجة العادية داكنة على الصور الناتجة. إذا أخذ

المسح عدة دقائق، فإنه قد يكون من الضروري إعادة ضبط الزمن الأول T1 إلى تركيز وسط التباين المتغير. تصوير التحسين المتأخر يمكن إجراؤه مع التتابعات ثنائية وثلاثية الأبعاد.

بينما يكون التفريق بين النسيج المسدود والصحيح في العادة بسيطاً، فإن التفريق بين الانسداد في أوعية القلب والدم في البطين الأيسر من الممكن أن يكون صعبا ويحتاج لمسحات إضافية، مثلاً بقيم مختلفة للزمن الأول T1.

إنه من المقترح أن يكون التصوير بالتحسين المتأخر هو الطريقة ذات الاختيار الأول لتوضيح انسدادات عضلة القلب وتقدير امتدادها.

(٩ , ١١) تحديد الزيادة في تركيز الحديد في عضلة القلب

Detection of Increased Myocardial Iron Concentration

يبدو أن التصوير بالرنين المغناطيسي ستكون لديه المقدرة ليعتمد عليه في تحديد تركيزات الحديد العالية في عضلة القلب على أساس تأثيرهم في تقصير الزمن T2* عند استخدام بروتوكولات محددة بدقة لاكتساب البيانات وتحليلها. مثل هذه البروتوكولات تحتوي على شرائح قصيرة المحور خلال الجزء المركزي للبطين الأيسر الذي يتم الحصول عليه تكراريا بأزمنة صدى مختلفة باستخدام تتابع انحدار الصدى GRE. الفقد الملاحظ في الإشارة مع زيادة أزمنة الصدى يسمح بحساب ثابت الاستقرار للزمن T2* في منطقة الاهتمام الموجودة في الحاجز. النتائج الأولية التي يتم الحصول عليها في مرضى الثلاسيميا thalassemia تقترح أن القصر في الزمن T2* يتوقع انخفاضاً في وظيفة القلب فقط عندما تنخفض القيمة تحت مستوى تشبع معين . التشبع المحدد يكون حوالي ٢٠ ملي ثانية عند ٥ , ١ تسلا بالمقارنة بقيمة متوسطة مقدارها ٥٢ ملي ثانية في الأشخاص الأصحاء. قياسات أزمنة الاستقرار T2* يمكن أن تحقق كذلك قواعد لتحديد هؤلاء المرضى الذين يمكنهم الاستفادة من علاج الحديد المتخالب iron-chelating المكثف وبذلك يمكن توفير التنبؤات الفقيرة المصاحبة للقصور في وظيفة القلب.