الفصل الثاني والعشرون

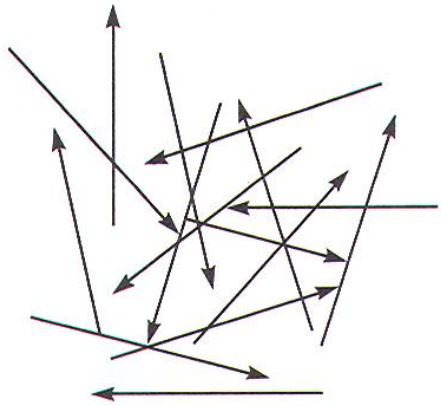
نظام التصوير بالرنين المغناطيسي
MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM

نشأ التصوير المقطعي بالرنين المغناطيسي النووي (NMR) كتقنية تصوير قوية في المجال الطبي بسبب مقدرتها ذات دقة التمييز العالية وإمكانيتها للتصوير النوعي الكيميائي. وبالرغم من تشابهها مع التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية (CT) إلا أنها تستخدم حقولاً مغناطيسية وإشارات تردد راديوية للحصول على معلومات تشريحية حول الجسم البشري كصور مقطعية في اتجاه مرغوب ويمكنها بسهولة التمييز بين النسج السليمة و المريضة.

إن صور الـ NMR بشكل أساسي هي خريطة لتوزع كثافة نوى الهيدروجين وبارامترات عاكسة لحركتها في الماء الخَلَوِيّ والشحوم. إن التجنب الكلي للإشْعاع المُؤَيِّن وضعف المخاطر المعروفة واختراق العظم والهواء بدون تضعيف يجعلها تقنية تصوير غير جراحية جذابة بشكل خاص. يؤمن الـ CT تفاصيل حول العظم وبنية النسيج لعضو ما في حين تُسَلِّط الـ NMR الضوء على المناطق المشابهة للسوائل في تلك الأعضاء ويمكن أن تُستخدم أيضاً لكشف السوائل الجارية مثل الدم. يمكن أن ينتج الماسح التقليدي بالأشعة السينية صورة عند زوايا قائمة على محور الجسم فقط، بينما يمكن أن ينتج ماسح الـ NMR إي مقطع عرضي مرغوب، ويقدم ميزة بارزة وهو نعمة كبيرة إلى أخصائي الأشعة.

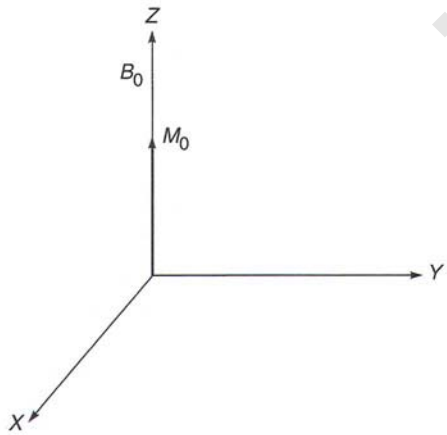
(٢٢,١) مبادئ أنظمة التصوير بالرنين المغناطيسي النووي (NMR)
Principles of NMR Imaging Systems

العزم المغناطيسي: تحتوي جميع المعادن على نوى تكون إما بروتونات وإما نيوترونات وإما اتحاد من كليهما معاً (Show, 1971). تمتلك النوى المتضمنة على عدد فردي من البروتونات أو النيوترونات أو كلاهما متحدين على "دوران مغزلي (spin)" نووي وعزم مغناطيسي يحتوي على مطال واتجاه معاً. إن العزوم المغناطيسية للنوى المُشكِّلة للنسيج في نسيج الجسم أو أية عينة أخرى تكون مرصوفة بشكل عشوائي (الشكل رقم ٢٢,١) وتملك مغنطة نهائية مساوية للصفر (M=0).



الشكل رقم (٢٢,١). رصف عشوائي لعزوم مغناطيسية للنوى المُشكلة للنسيج مؤديةً إلى مغنطة نهائية مساوية للصفر.

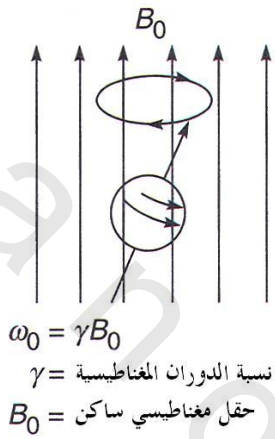
عندما يتم وضع مادة ما في حقل مغناطيسي B_0، تعاني بعض النوى الموجهة عشوائياً من عزم تدوير مغناطيسي خارجي يميل إلى رصف العزوم المغناطيسية الفردية المتوازية أو غير المتوازية باتجاه الحقل المغناطيسي المُطبق. توجد زيادة طفيفة في النوى مرصوفة على التوازي مع الحقل المغناطيسي وهذا يعطي النسيج عزماً مغناطيسياً نهائياً يساوي M_0. إن هذا التباين في العزم المغناطيسي هو الذي يسبب إشارة الرنين المغناطيسي النووي التي يتم بناء الصورة على أساسها. تلغي المكونات في المستوي X-Y بعضها عن بعض بسبب العزوم المغناطيسية الموجهة عشوائياً بالنسبة إلى بعضها عن بعض، بينما تُجمع المكونات Z على طول اتجاه الحقل المغناطيسي المُطبق لتنتج هذا العزم المغناطيسي M_0 (الشكل رقم ٢٢,٢).



الشكل رقم (٢٢,٢). يؤدي تطبيق الحقل المغناطيسي الخارجي إلى رصف العزوم المغناطيسية النووية لنفسها، منتجةً عزماً نهائياً في اتجاه الحقل B_0.

حسب النظرية الكهرومغناطيسية تحاول أي نواة مثل بروتون الهيدروجين، الذي يمتلك عزماً مغناطيسياً، أن ترصف نفسها مع الحقل المغناطيسي الذي تم وضعها فيه. ينتج عن هذا دوران (الشكل رقم ٢٢,٣) أو تذبذب العزم المغناطيسي حول الحقل المغناطيسي المُطبق بتردد زاوي رنان ω_0، ويتم تحديد ω_0 (يدعى تردد لارمور Larmor) بواسطة الثابت γ (نسبة الدوران المغناطيسية) وشدة الحقل المغناطيسي المطبق B_0. يتضمن كل نيوكليد قيمة مميزة لـ γ ولكن ω_0 وB_0 مرتبطة مع بعضها كما يلي:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$



الشكل رقم (٢٢,٣). دوران أو تذبذب النواة حول الحقل المغناطيسي المُطبق بتردد زاوي رنان ω_0.

يبين الجدول رقم (٢٢,١) بارامترات الـ NMR للنيوكليد ذو الأهمية في الطب.

الجدول رقم (٢٢,١). بارامترات NMR ذات الأهمية في الطب.

النوى	الدوران المغزلي النووي	$\gamma/2\pi$ (MHz/kg)
الهيدروجين[١] (^{1}H)	٢/١	٤,٢٦
الهيدروجين[٢] (^{2}H)	١	٠,٦٥
الكربون[١٣] (^{13}C)	٢/١	١,٠٧
النتروجين[١٥] (^{15}N)	١	٠,٣١
الفلورين[١٩] (^{19}F)	٢/١	٤,٠١
الفوسفور[٣١] (^{31}P)	٢/١	١,٧٢

obeikandl.com

إن الظاهرة المهمة الأخرى للـ NMR هي أن الحقل المغناطيسي الخارجي المُطبق يُحدِث حالة امتصاص للطاقة من وجهة النظر الإحصائية. عندما يتم وضع نواة ذات عزم مغناطيسي في حقل مغناطيسي فإنه يتم تقسيم طاقة النواة إلى مستويات طاقة منخفضة (عزم موازي مع الحقل) ومستويات طاقة عالية (غير متوازي). إن فرق الطاقة هو مثل ذلك البروتون ذو التردد الخاص (طاقة) الضروري لإثارة النواة من الحالة المنخفضة إلى الحالة العالية. تُعطى طاقة الإثارة E من خلال معادلة بلانك Plank's :

$$E = h\,\omega_0$$

حيث h هو ثابت بلانك مقسوماً على 2π. يتم تغذية هذه الطاقة عادةً بواسطة حقل مغناطيسي ذي تردد راديوي (RF).

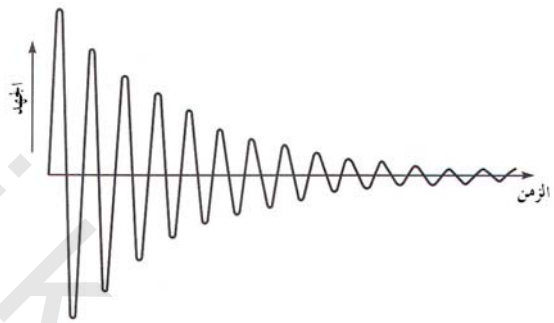
يمكن أن تكون الجزيئات المشحونة الدوارة مغزلياً إلكترونات، إما وحيدة وإما غير مزدوجة، وإما نوى مشحونة مثل بروتون الهيدروجين المُأيَّن. تحدد نسبة الجزيء المُستَثار إلى الجزيء عند الراحة والخصائص الأخرى للنوى المستقلة حساسية الـ NMR. يعطي الجدول رقم (٢٢,٢) ترددات الـ NMR وميزات أخرى لبعض النظائر البيولوجية العامة.

الجدول رقم (٢٢,٢). ميزات النظائر البيولوجية العامة.

العنصر	٪ من وزن الجسم	النظير	تردد الـ NMR [MHz/T]
الهيدروجين	١٠	^{1}H	٤٢,٥٧
الكربون	١٨	^{13}C	١٠,٧٠
النيتروجين	٣,٤	^{14}N	٠٣,٠٨
الصوديوم	٠,١٨	^{23}Na	١١,٢٦
الفوسفور	١,٢	^{31}P	١٧,٢٤

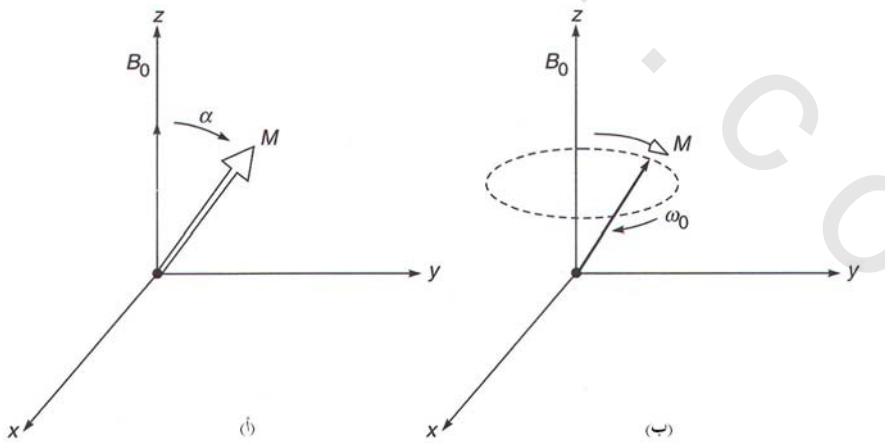
تلاشي التحريض الحر (FID) : يوجد في الـ NMR وفي درجة حرارة الغرفة بروتونات في حالة الطاقة المنخفضة أكثر من حالة الطاقة العالية. يميل البروتون المُستَثار إلى العودة أو الاسترخاء إلى حالته ذات الطاقة المنخفضة من خلال تلاشي تلقائي وإعادة إصدار الطاقة في زمن متأخر 't' على شكل فوتونات موجة راديوية. إن هذا التلاشي هو أُسّي في الطبيعة وينتج إشارة "تلاشي تحريض حر" (FID) (الشكل رقم ٢٢,٤) هي الشكل الأساسي للإشارة النووية الممكن الحصول عليها من نظام الـ NMR. بإيجاز، إذا تم في حقل ساكن تمرير أمواج RF بالترددات الصحيحة خلال

العينة ذات الاهتمام (أو النسيج) فسوف تمتص بعض البروتونات المتوازية طاقة ليتم إثارتها أو تهييجها إلى طاقة أعلى في الاتجاه غير المتوازي. في وقت ما متأخر سيتم إصدار التردد RF المُمتص كطاقة إلكترومغناطيسية بنفس تردد منبع الـ RF. إن كمية الطاقة اللازمة لتحويل البروتونات من الاتجاه المتوازي إلى الاتجاه غير المتوازي مرتبطة مباشرةً بشدة الحقل المغناطيسي ؛ وتتطلب الحقول الأقوى طاقة أكثر أو إشعاعاً بتردد أعلى.



الشكل رقم (٢٢,٤). إشارة تلاشي تحريض حر (FID) تم الحصول عليها في تجارب الـ NMR.

الإثارة: إذا تم تعريض المادة أو النسيج الآن إلى حقل مغناطيسي آخر، ليكن قضيب مغناطيس موضوع على طول المحور Y، فسوف يسبب ذلك إزاحة المغنطة النهائية بشكل طفيف عن المحور Z (اتجاه الحقل المغناطيسي B_0) بزاوية x (الشكل رقم ٢٢,٥).

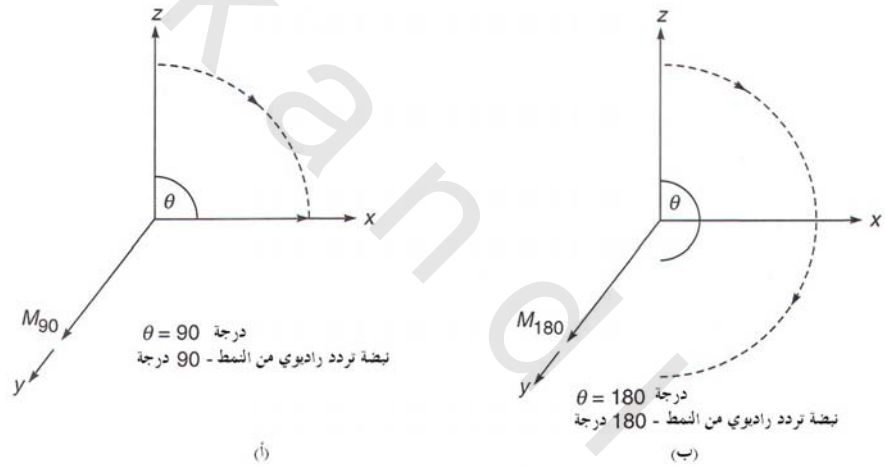


الشكل رقم (٢٢,٥). (أ) يتم تحويل العزم المغناطيسي عن توازنه من خلال تطبيق حقل مغناطيسي آخر. (ب) بعدئذ يدور العزم المغناطيسي حول اتجاه الحقل الخارجي بتردد زاوي عالي متناسب مع شدة الحقل.

إن التقنية البديلة للوصول إلى نفس النتيجة يمكن أن تكون بتطبيق نبضة RF عند التردد الرنان للبروتونات في النسيج. تعتمد زاوية الدوران α على المطال ولكن بشكل أولي على مدة نبضة التردد الراديوي المُطبقة ($\alpha = KT$، حيث T مدة النبضة بالثواني وK ثابت).

يُشار إلى نبضة الـ RF ذات المدة و الطاقة الكافية لتدوير M_0 بـ ٩٠ درجة بنبضة RF من النمط ٩٠ درجة (الشكل رقم ٢٢,٦ (أ)). بالإضافة إلى ذلك يدور الآن العزم المغناطيسي النهائي M بنفس التردد المُمَيِّز ω_0، لأن العزوم المغناطيسية الفردية المُسببة لهذه الإزاحة في M جميعها الآن متفقة في الطور مع الأمواج الراديوية المُطبقة.

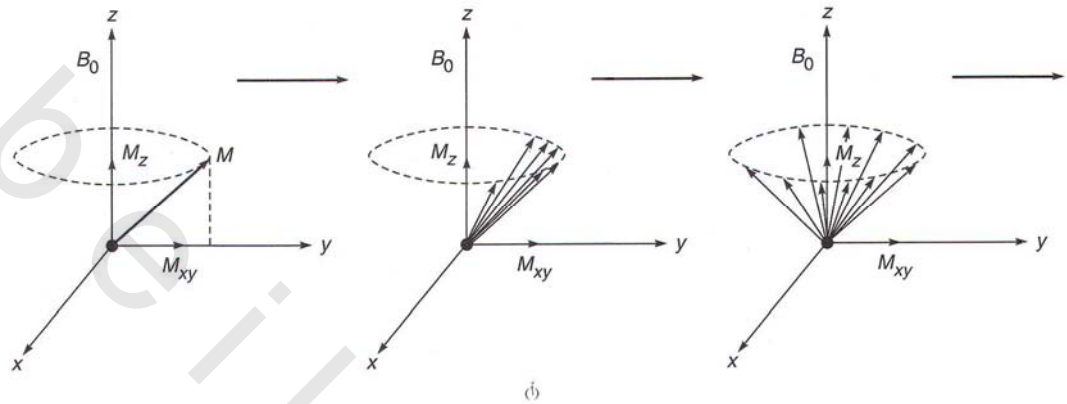
من الممكن إزاحة المغنطة النهائية M إلى أية زاوية مرغوبة من الانحراف من خلال تطبيق نبضة التردد الرنان بالمقدار المناسب من الزمن. ويمكن كذلك أن تكون M معكوسة تماماً وتُدعى النبضة المتطابقة نبضة RF من النمط ١٨٠ درجة (الشكل رقم ٢٢,٦ (ب)).



الشكل رقم (٢٢,٦). (أ) تدعى نبضة التردد الراديوي المطلوبة لتعطي شعاع العزم المغناطيسي النهائي M خلال زاوية تساوي (أ) ٩٠ درجة و(ب) ١٨٠ درجة بنبضة الـ ٩٠ و١٨٠ درجة على التوالي.

الإصدار: عندما يتم إغلاق نبضة الـ RF تبدأ مغنطة النسيج النهائية بالتأرجح عائدةً باتجاه المحور Z (اتجاه B_0)، مُحَرِّضةً إشارة NMR في وشيعة الاستقبال الموضوعة بشكل عمودي على الشعاع المغناطيسي المتحرك. في الواقع، تبدأ العزوم المغناطيسية الفردية بالاختلاف في الطور الواحد مع الآخر، البعض يدور أسرع قليلاً من التردد الرنان ω_0 بوضوح والآخر أبطء قليلاً. يختفي مُكَوِّن M في المستوي X-Y عندما تلغي مكونات العزم المغناطيسي الفردي في ذلك المستوي كلاً منهما الآخر (الشكل رقم ٢٢,٧ (أ)). إن المطال (A) للإشارة الابتدائية المُستقبلة بواسطة الوشيعة متناسب مع مقدار مُكَوِّن M في المستوى X-Y (M_{xy}) بالإضافة إلى عوامل هندسية متعددة. يتلاشى

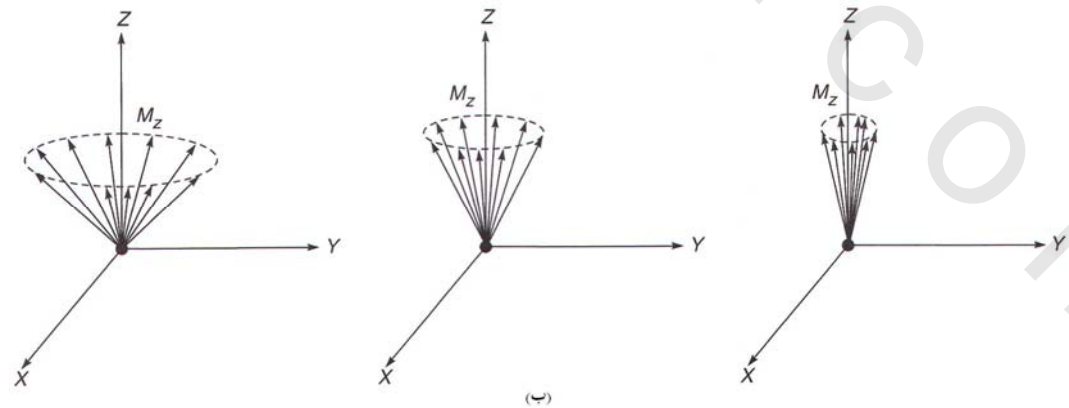
مطال هذه الإشارة بشكل أُسّي مع الزمن T ، هذا يعني، $A = A_0\, e^{-t/T_2}$ حيث أن T_2 هو زمن التلاشي المُمَيِّز أو الوسطي للعملية و $1/T_2$ هو ثابت التلاشي.



الشكل رقم (٢٢,٧). التلاشي للمغنطة (أ) تتلاشى الإشارة بثابت زمني T_2 لتعطي مكون X-Y.

يوجد في وقت واحد مع عملية التلاشي المؤدية إلى اختلاف بالطور استرخاء للمُكَوِّن Mz أيضاً (الشكل رقم ٢٢,٧ (ب)) إلى حالة الإثارة الأولية أو الراحة M_0. و هذه العملية أُسّية أيضاً بالطبيعة بزمن تلاشي وسطي T_1. إذا كان T_1 قصيراً كفاية فإن مطال الإشارة الناتج في عمليتي التلاشي معاً والمُساهم في تلاشي الإشارة الذي تتم ملاحظته سيكون:

$$A = A_0\, e^{-t/T_1} \cdot e^{-t/T_2}$$



الشكل رقم (٢٢,٧). التلاشي للمغنطة (ب) عودة المغنطة إلى وضعية توازنها متوازية مع المحور X بثابت زمني T_1.

يمكن الملاحظة بأن آليتي الاسترخاء التاليتين مترابطتين مع الدورانات المغزلية النووية المُسْتَثارة:

١- يُشار إلى زمن الاسترخاء T_1 كعملية استرخاء شبكي - مغزلي حيث إنه يُمَيِّز زمن النوى المضطربة لتعيد رصف نفسها مع التركيب الشبكي المُثير للمادة المضيفة. يُدعى هذا أيضاً الاسترخاء الطولي حيث إنه الثابت الزمني الذي يصف استرجاع المُكَوِّن Z لـ M إلى قيمة توازنه M_0 التي تكون على طول اتجاه الحقل المغناطيسي المُطبق.

٢- يُدعى زمن الاسترخاء T_2 الاسترخاء المغزلي - المغزلي حيث إنه يشير إلى الزمن المطلوب للدورانات المغزلية المضطربة المتفقة بالطور لتختلف بالطور بالنسبة إلى بعضها ببعض. يُدعى هذا الزمن أيضاً بعملية الاسترخاء العرضي حيث إنه يتعلق بتلاشي مُكَوِّن M في المستوي X-Y الذي يكون بشكل عادي متعامداً مع المحور Z أو مع اتجاه الحقل المغناطيسي المُطبق B_0.

إن الاسترخاء العرضي أسرع من الاسترخاء الطولي و هكذا فإن الثابت الزمني للاسترخاء المغزلي - المغزلي T_2 هو دائماً أصغر من الثابت الزمني للاسترخاء الشبكي - المغزلي T_1. من المهم ملاحظة أن زمني الاسترخاء معاً (T_1 وT_2) حساسين للتركيب الجُزَيئِيّ و للبيئة المحيطة بالنوى. على سبيل المثال تميل قيمة T_2 إلى الزيادة مع الحركة النووية المتزايدة من بضعة مايكرو ثانية في الجوامد إلى ثواني في السوائل. إن قيمة T_2 النموذجية للهيدروجين^1 (^{1}H) في الأنظمة البيولوجية هي من ٠,٠٤ إلى ٢ ثانية.

تنخفض قيمة T_1 عندما يزداد مقدار الحركة التي تملك مكونات طيف قريبة من التردد الرنان. ويمكن أن تتغير هذه القيمة من بضعة ميلي ثانية في السوائل إلى شهور في الجوامد. إن مجال الأنسجة الحيوية بشكل نموذجي هو من ٠,٠٥ إلى ٣ ثانية للهدروجين^1 (^{1}H).

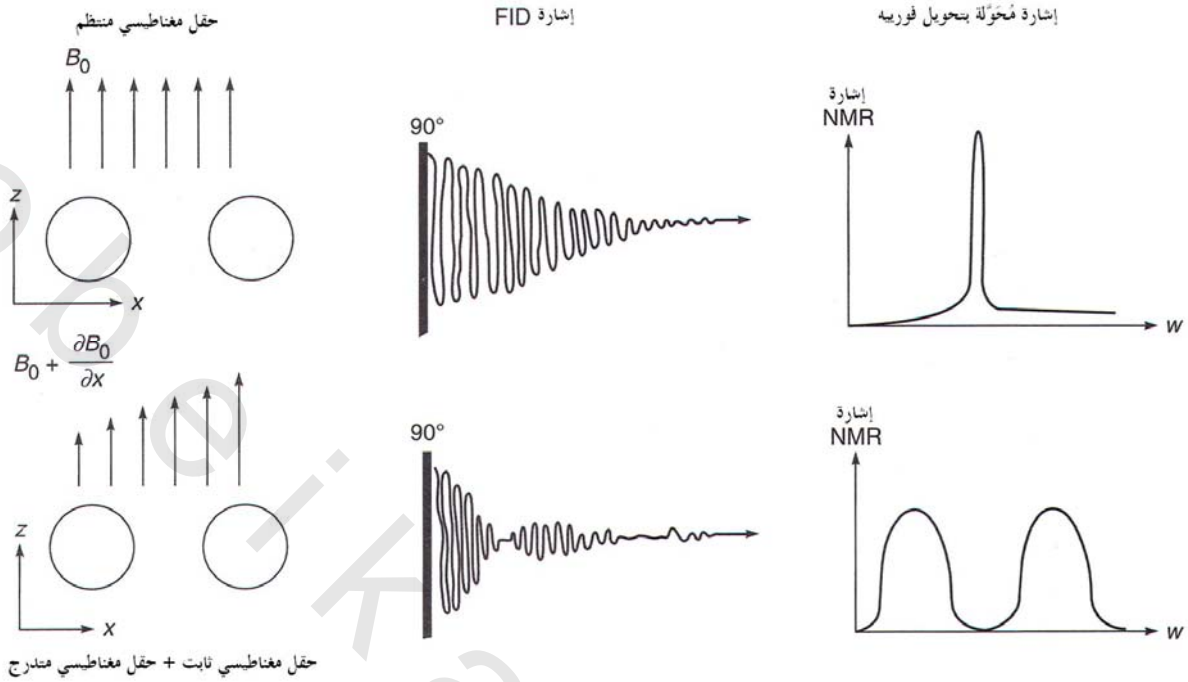
تلعب عملية التلاشي دوراً حاسماً في الـ NMR. تزود التغيرات في أزمنة الاسترخاء فيما بين أنواع الأنسجة البيولوجية المختلفة آلية التباين الرئيسية للتمييز التشريحي في التصوير. يمكن في حالة المرض أن تكون الاختلافات في أزمنة الاسترخاء بالنسبة إلى القيم العادية أكبر من ١٠٠٪ مُؤَمِّنَةً بذلك آلية قوية لكشف الباثولوجيا.

إن مقدرات التصوير لهذين البارامترين المهمين (T_1 وT_2) بالإضافة إلى كثافات البروتون للأجسام مثلاً تجعل من تصوير الـ NMR تقنية فريدة ومتعددة الجوانب وقوية في التصوير الطبي.

(٢٢,١,١) تحويل فوريه لتلاشي التحريض الحر (FID)

Fourier Transformation of the FID

يتم الاهتمام في أنظمة التصوير بالـ NMR بتنظيم الترددات الموجودة في طيف الـ NMR وبتحديد الشدة لكل الترددات الموجودة. إن إشارة الـ FID هي في المجال الزمني، وهذا يعني أنه يتم قياس المقدار كتابع للزمن ويحتاج للتحويل إلى تابع بالمجال الترددي. لأجل هذا يتم استخدام تحويل فوريه وتحديد شدات وترددات NMR المُمَيِّزة (طيف الـ NMR) الموجودة في الاستجابة الزمنية لنظام دوران مغزلي نووي مُعَرَّض لنبضة RF. يبين الشكل رقم (٢٢,٨) تحويل فوريه لإشارة FID.



الشكل رقم (٢٢,٨). تحويل فورييه لإشارة FID.

يُعطى تحويل فورييه *f(ω)* لتابع بالزمن *f(t)* من خلال العلاقة التالية :

$$f(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

حيث ω التردد الزاوي $(\omega = 2\pi\nu)$ و $i = \sqrt{-1}$

إذا كان *f(t)* هو تلاشي التحريض الحر الذي يلي نبضة ما ، فإن *f(ω)* يُمَثِّل الطيف المثالي. بشكل عام عوضاً عن قياس الطيف بواسطة طرق الموجة المستمرة التقليدية (التي تستغرق وقتاً طويلاً) ، يمكن تسجيل الـ FID (عادةً بثانية أو بحدود الثانية) والحصول على نفس المعلومات براحة أكثر إلى حد بعيد.

إن طريقة تحويل فورييه (FT) قيِّمَة بشكل خاص من أجل نوى أخرى غير البروتونات ؛ لأن الإشارات ضعيفة جداً بشكل عام ، ومن أجل مسحٍ تقليدي ما سوف تكون هناك حاجة إلى عدد كبير من عمليات المسح المتكرر كما إن أزمنة طويلة جداً ستكون مطلوبة. إن الزمن المطلوب من أجل اقتباس البيانات بطريقة الـ FT مستقل عن المجال الطيفي.

إن الزمن الذي يتم خلاله اقتباس البيانات من أجل كل FID مهماً جداً ؛ لأنه من الممكن أن يحدد دقة التمييز التي يتم الحصول عليها في الطيف المُحَوَّل بفوروييه. تبين نظرية الـ FT أن إشارة FID مأخوذة عيناتها في T ثانية تؤدي إلى خطوط بعرض $1/T$ هرتز في الطيف المُحَوَّل.

من ناحية ثانية، لا يمكن من خلال أزمنة اقتباس طويلة الحصول على دقة تمييز أفضل من تلك التي يتم التحكم بها بواسطة T_2 كما يمكن أن ينتج عن القطع المبكر لإشارة الـ FID توسيعاً للخطوط. إن العامل الآخر المهم الذي يجب أن يُؤخذ بالاعتبار هو تدهور نسبة الإشارة/الضجيج عندما يزداد زمن أخذ العينات وتتلاشى إشارة الـ FID إلى الضجيج. إن الحل الوسط الأفضل هو اقتباس البيانات بحدود $3T_2$ من وجهة نظر دقة التمييز بالإضافة إلى وجهة نظر نسبة الإشارة/الضجيج.

يتم تنفيذ تحويل فوروييه في تصوير الـ NMR بواسطة كمبيوتر صغير موصول بشكل مباشر ولا يقتبس هذا الكمبيوتر البيانات وينفذ تحويل فوروييه فقط وإنما يتحكم أيضاً بتوقيت عروض النبضات وبمعدّلات الإعادة واختيار متتاليات نبضة متعددة. إن حجم ذاكرة الكمبيوتر من أجل التابع FT هو حاصل ضرب عدد نقاط البيانات المأخوذة في الثانية والزمن الذي تم خلاله اقتباس البيانات من أجل كل FID. إن ذاكرة بحجم ١٦ كيلو كافية لمعظم أنظمة الـ NMR بتحويل فوروييه.

إن الحقيقة بأنه يمكن توليد صور NMR طبية بسهولة كبيرة من رنين نوى الهيدروجين محظوظة لأن الجسم البشري يتكون من ٧٥٪ من الماء وكل جُزَيء منه يحتوي على نواتيّ هيدروجين. علاوة على ذلك فإن توزع الجزيئات الغنية بالهيدروجين بالماء، بالإضافة إلى تلك الفقيرة الأخرى المتنوعة، (على سبيل المثال الشحوم) معروفة بأنها ستتغير من خلال عدة حالات مرضية. وهذا يكون من مرتبة $^{٢٢}١٠$ نواة هيدروجين لكل غرام من النسيج (Bottomley, 1983) لتأمين قاعدة عامة معتبرة يمكن من خلالها استقبال إشارة NMR الضعيفة. إن النوى الأخرى مثل الفوسفور (^{31}P) والكربون (^{13}C) والفلورين (^{19}F) والصوديوم (^{23}N) والنيتروجين (^{14}N) والأوكسجين (^{17}O) هي أقل غزارةً بعدة مراتب من حيث المقدار في الجسم وتملك عزوماً مغناطيسية أضعف.

توجد طريقتان لقياس إشارة الـ NMR. أحداهما هي طريقة الموجة المستمرة التي يتم فيها تسجيل استجابات الدوران المغزلي بواسطة مسح قوة الحقل المغناطيسي أو التردد المثير قرب النقطة الرنانة بواسطة إشعاع مستمر لأمواج إلكترومغناطيسية من أجل الإثارة. الطريقة الأخرى هي الطريقة النبضية التي يتم فيها تسجيل استجابة الدوران المغزلي بعد التأثير في الأمواج الراديوية المُعدَّلة نبضياً والتي تملك ترددات قرب التردد الرنان. يتم تطبيق بيانات الطيف بالمجال الترددي على مُشَكِّل وتطبيق إشارة تلاشي التحريض الحر بالمجال الزمني في المجال الزمني. تملك الطريقة النبضية عدة ميزات مثل الحصول على الطيف بمجال ترددي عريض في وقت واحد وبإمكانية قياس البارامترات T_1 و T_2 مباشرةً التي تصف الاستجابة الزمنية لنظام الدوران المغزلي. إن جميع طرق تصوير الـ NMR تستخدم الطريقة النبضية عملياً.

(٢٢,١,٢) معادلة بلوخ The Bloch Equation

تعطي معادلة بلوخ وصفاً ظاهرياً للتبعية الزمنية للمغنطة النووية $M(t)$ في وجود حقل مغناطيسي مُطبَّق $B(t)$. يمكن اعتبار عينة الـ NMR كصندوق أسود مع $B(t)$ كإشارة دخل أو إثارة و$M(t)$ كإشارة خرج أو استجابة. يتم تمييز الصندوق الأسود من خلال M_0 وT_1 وT_2 ويُحدد سلوكه بواسطة معادلة بلوخ كما يلي :

$$\frac{dM}{dt} = r\,M_x B - \left[\frac{(M_x i + M_r j)}{T_2}\right] - \left[\frac{(M_z + M_0)}{T_1}\cdot K\right]$$

حيث γ هي نسبة الدوران المغناطيسية وهي خاصية فيزيائية لنواة الذرة.

تبدي العناصر المختلفة و، في الواقع، النظائر المختلفة لنفس العنصر نسب دوران مغناطيسية مختلفة ذات أهمية. إن نسبة الدوران المغناطيسية للبروتونات هي ٤,٢٦ × ١٠^٧ هرتز/تسلا [T^{-1} Hz] أو ٢,٦٨ × ١٠^٨ راديان/ثانية تسلا [$rad\ S^{-1}T^{-1}$] .

تتألف $B(t)$ في تجارب التصوير من حقل متجانس ساكن B_0 وحقل RF متعامد $B(t)$ وتدرج حقل مغناطيسي خطي $B_g(x, y, z)$. يكون $B_g(x, y, z)$ عادة مهملاً أثناء نبضات الـ RF ويمكن حذفه، في حين يكون $B(t)$ ما بين النبضات هو الذي يساوي الصفر. ولذلك يمكن أن تتضمن معادلة بلوخ شكلين، أحدهما ذو B تابع للزمن والآخر ذو B مستقل عن الزمن.

إن نظام الإحداثيات المُستخدم في معادلة بلوخ هو المخبري أو الإطار المرجعي الثابت. يُؤخذ الاتجاه k ليكون موازياً لـ B_0 حيث B_0 هو الحقل لمغناطيس كبير (مغناطيس ساكن). إن k بالاصطلاح هي الاتجاه الطولي وi و j تحددان المستوي العرضي.

يحدد الثابت T_1 (الزمن الشبكي - المغزلي) تقدم M_2 باتجاه قيمة توازنها M_0 وتتضمن تبديد الطاقة من تَجَمُّع النوى و"نظام الدوران المغزلي" بالنسبة إلى المحيط الذري والجزيئي للنواة و"الشبكة".

يحدد الثابت T_2 (زمن الاسترخاء المغزلي - المغزلي) تقدم مقدار المغنطة العرضية، $M_x i + M_y j$، باتجاه قيمة توازنها المساوية للصفر. يمكن اعتبار العملية كإعادة توجيه عرضية للدورانات المغزلية الفردية التي تصبح مختلفة بالطور بحيث يذهب مجموع المكونات العرضية لحقول النوى في التَجَمُّع إلى الصفر.

إن مغنطة التوازن $M_0 k$ هي المغنطة النووية للعينة المحفوظة في الحقل الساكن لوقت طويل مقارنة مع T_i.

بالرغم من أن صلاحية معادلة بلوخ محدودة فإنها ومع ذلك تصف بشكل دقيق مبدأ التصوير بالـ NMR وحَلِّه تحت شروط متعددة يخدم كأساس "مجموعة أدوات" في فهم سلوك المغنطة للنواة (Hinshaw and Lent, 1983).

(٢٢,٢) تقنيات إعادة بناء الصورة

Image Reconstruction Techniques

تم خلال العقدين الماضيين افتراض و عرض تقنيات متنوعة تُمكِّن من التمييز الحيزي ورسم خريطة لإشارات الرنين المغناطيسي النووي (NMR) في الأجسام المتغيرة الخواص. وكما شُرح سابقاُ فإنه من الضروري، لإنتاج صور بواسطة الـ NMR، التمييز بين مساهمات إشارة الـ NMR الناشئة عن مناطق مختلفة من العينة، ومن أجل هذا الغرض يتم تركيب تدرج حقل مغناطيسي خارق فوق الحقل المغناطيسي الرئيسي المتجانس بمساعدة وشائع إضافية حاملة للتيار. وهكذا يكون تردد الرنين ثابت في المستويات المتعامدة مع اتجاه التدرج. إذا تم تحليل طيف إشارات الـ NMR المُقاسة، يتطابق بعدئذ المطال الطيفي للتردد الخاص مع مساهمة الإشارة لجميع الدورانات المغزلية النووية في مستوي مرافق عمودي على تدرج الحقل المُطبق. وهكذا يمثل طيف الـ NMR الكلي الإسقاط لكثافة الدوران المغزلي النووي على اتجاه تدرج الحقل.

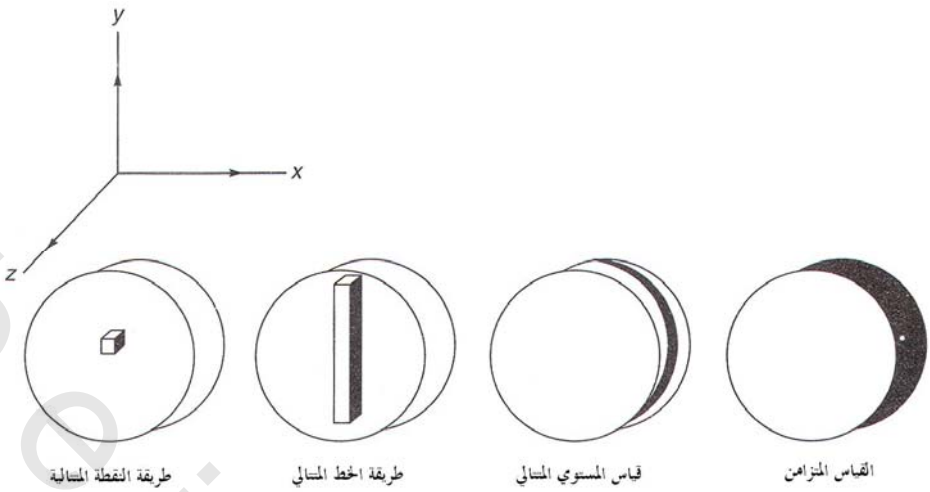
إن المظهر المثير للـ NMR هو مقدرته على إنتاج صور طبية مبنية على أساس أربع خصائص منفصلة للنسيج. مثلاً، يمكن أن يتم تركيب إحدى صور الـ NMR مبنية على أساس كثافة بروتون النسيج؛ ويمكن إنشاء أخرى ممثلةً توزُّع زمن الاسترخاء T_1 لنفس المقطع، وبنفس الطريقة يمكن توليد صورة ثالثة للمقطع ممثلة توزُّع زمن الاسترخاء T_2 ويمكن أيضاً إعادة بناء صورة NMR أخرى حساسة للجريان.

بالرغم من أن بعض تجهيزات التصوير بالـ NMR قادرة على إنتاج صورٍ لـ T_1 و T_2 محسوبة، في الأداء الفعلي، فإن معظم صور الـ NMR الحالية تمثل خليطاً من البارامترات الأربعة، المتحدة لِتُحَسِّن التشريح الوصفي أو الباثولوجيا للعضو أو المنطقة ذات الاهتمام.

بشكل مختلف عن التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية التي تُمَكِّن من إعادة بناء صورة عن الإسقاطات فقط فإنه توجد إجراءات مسح بديلة للتصوير بالـ NMR. يتم تقسيم حجم التصوير الإجمالي إلى مصفوفة شبكية من الخلايا المستطيلة الشكل تُدعى الفوكسلات (عناصر حجميه) على طول المحاور الحيزية الثلاثة.

يتم مشاهدة المسح على أنبوب أشعة مهبطية مُمثَّلاً كصورة ثنائية الأبعاد. إن العنصر الأساسي المُستخدم عادةً في معظم أنظمة ماسحات الـ NMR هو البيكسل أو عنصر الصورة الذي يكون سطحاً نهائياً محدوداً بشكل اعتباطي.

لقد تم استخدام عدة مخططات لتصنيف الطرق المتعددة للتصوير بالـ NMR. يوضح الشكل رقم (٢٢,٩) بعض هذه التقنيات. إن نظام الإحداثيات المُستخدم هو الذي يكون فيه المحور Z متطابق مع المحور الأسطواني لأنبوب العينة.



الشكل رقم (٢٢,٩). تصنيف طرق متعددة للتصوير بالـ NMR (١) طريقة النقطة المتتالية (٢) طريقة الخط المتتالي (٣) قياس المستوى المتتالي (٤) قياس متزامن. يتطابق المحور z في جميع الطرق مع المحور الأسطواني لأنبوب العينة.

طريقة النقطة المتتالية: إذا تم تقسيم حجم العينة إلى n_x, وn_y وn_z عنصر حجمي (فوكسل) عبر المحاور الديكارتية الخصوصية الثلاثة، تكون بعدئذ القيم المُقاسة بشكل مستقل $n_x n_y n_z$ لإشارة الـ NMR مطلوبة لإعادة بناء الصورة بشكل كامل ضمن هذا الحجم. ولذلك تم التعبير عن هذه الطريقة بطريقة النقطة المتتالية.

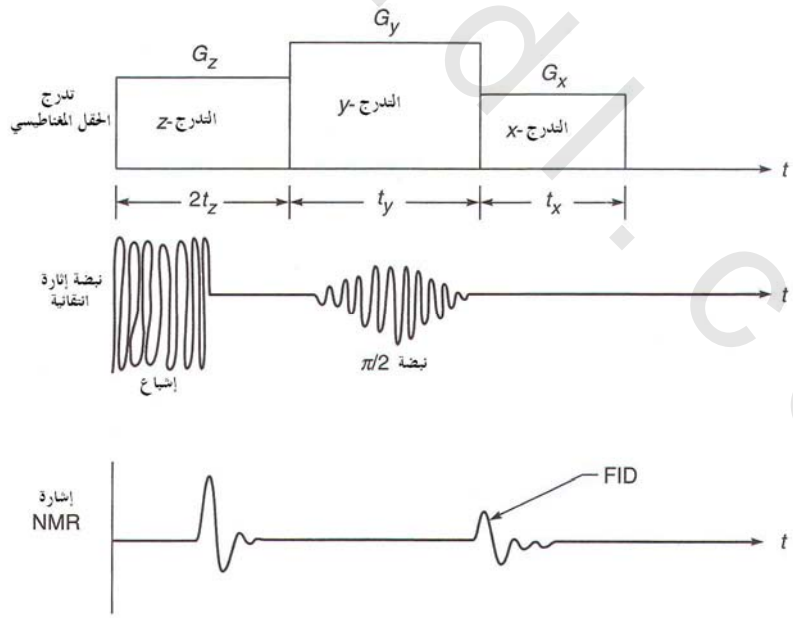
لقد لوحظ أنه يمكن الحصول على إشارة رنين مستمرة من خلال تعريض عينة إلى سلسلة مستمرة من نبضات الـ RF الشديدة. يجب أن تكون نبضات الـ RF قريبة من تردد لارمور (Larmor) وأن يكون الفاصل بين النبضات قصير بالمقارنة مع أزمنة استرخاء العينة. تُدعى تقنية النبضة هذه "بالدوران الحر للحالة المستقرة (SSFP)". تنتج تقنية الـ SSFP إشارة رنين مستمرة وكبيرة نسبياً وهذا مثالي من أجل تطبيق النقطة الحساسة. شرح Hinshaw, 1976 طريقة النقطة الحساسة التي لا تحتاج إلى وشائع متحركة أو قناطر لتحريك الجسم. يتم تحقيق التوضّع الحيزي في هذه الأبعاد بواسطة تطبيق ثلاثة حقول مغناطيسية ذات تدرج خطي متعامدة تابعة للزمن بوجود سلسلة مستمرة من نبضات الـ RF المتناوبة بالطور والمتقاربة جداً.

يتم مسح موقع النقطة الحساسة عبر عينة ما بواسطة تغيير نسبة التيارات في كل نصف من مجموعة وشائع التدرج المناسبة وتغيير حجمها بواسطة تبديل فترة إعادة نبضة الـ RF أو قوة التدرج. إن شدة إشارة الـ NMR هي تابع معقد لكثافة الدوران المغزلي النووي وأزمنة الاسترخاء T_1 وT_2.

تمتلك طريقة النقطة الحساسة لتشكيل الصورة ميزات بارزة. إن المطالب المفروضة على انتظام الحقل المغناطيسي هي أقل بكثير. إن هذه الطريقة بسيطة ومباشرة أيضاً كما أن العملية الحسابية المستهلكة للوقت وغير الدقيقة المتأصلة لإعادة بناء الصورة غير مطلوبة.

طريقة الخط المتتالي: يتم في طريقة الخط المتتالي مراقبة العناصر الحجمية على طول الخط المُختار بالكامل، على سبيل المثال في الاتجاه Y، في وقت واحد مخفّضةً بذلك العدد الكلي للتجارب المطلوبة لصورة كاملة إلى $N=n_x n_z$. وهكذا تستخدم الطريقة تدرُّجيّن لحقلين مغناطيسيين تابعين للزمن ومتعامدين و متتالية لنبضة SFP وتوسيطاً للإشارة لكي تُمَركِز حيزياً حساسية مستقبل الـ NMR بالنسبة إلى خط ما كما في طريقة النقطة الحساسة. يتم تحديد توزع الدورانات المغزلية على طول الخط بواسطة تطبيق تدرج حقل مغناطيسي خطي ثالث في اتجاه الخط التابع للزمن. وهكذا سوف يكون تردد الـ NMR متطابق مباشرة مع توزع كثافة الدوران المغزلي على طول الخط ويمكن الحصول عليه بواسطة تحويل فوريه لإشارة FID موسَّطة زمنياً.

لقد عرض Mansfield and Morris, (1982) طريقة بمسح خط تستخدم دورة تشعيع مبينة في الشكل رقم (٢٢,١٠). تتضمن هذه الطريقة ثلاثة فواصل $2t_z$ وt_y وt_x يتم خلالها تطبيق حقول التدرج Z وY وX. يتم خلال t_z عزل مستوي متعامد مع المحور-Z من خلال إشباع جميع العينات بشكل انتقائي (مغنطة الدورانات المغزلية) الواقعة خارجه بوجود G_z. يتم تحقيق هذا من خلال تطبيق نبضة RF مُعدَّلة بحيث يثير طيفها الترددي بشكل انتقائي الدورانات المغزلية التي تتطابق ترددات لارمور الخاصة بها مع مواضع خارج المستوى المُختار عندما يتم تطبيق التدرج Z (G_z).



الشكل رقم (٢٢,١٠). متتالية نبضة تصوير بالـ NMR بمسح خط. عن (redrawn from Mansfield and Morris, 1982).

يتم في الفاصل الثاني t_y إثارة خط من الدورانات المغزلية ضمن المستوى غير المضطرب بشكل انتقائي بواسطة نبضة RF من النمط π/2 مطبقة بوجود التدرج G_y. يتم مراقبة الـ FID الناتجة عن إثارة الخط المُختار في الفاصل t_x الذي يتم خلاله تطبيق التدرج X- (G_x). ينتج تحويل فورييه للـ FID توزعاً لإشارة الـ NMR على طول الخط بالاتجاه X-. يتم مسح الشرائط المتتالية إلكترونياً بواسطة تغيير تردد الإثارة للنبضات RF من النمط π/2 من خلال التحكم الكمبيوتري.

طرق المستوي المتتالي: تسمح طرق المستوى المتتالي بمراقبة متزامنة لكامل مستوي التصوير ومن أجل هذا الموضوع يكون $N=n_z$. تحتاج المراقبة المتزامنة ودقة التمييز لمستوى كامل من النقاط إلى مجال ديناميكي بقدرة تساوي n_xn_y بيكسل تضع متطلبات قاسية على التجهيزات وعرض الحزمة. لقد تم ابتكار عدد من المخططات للتغلب على هذه المشكلة. إن طرق المستوى المتتالي المُستخدمة بشكل عام هي كما يلي:

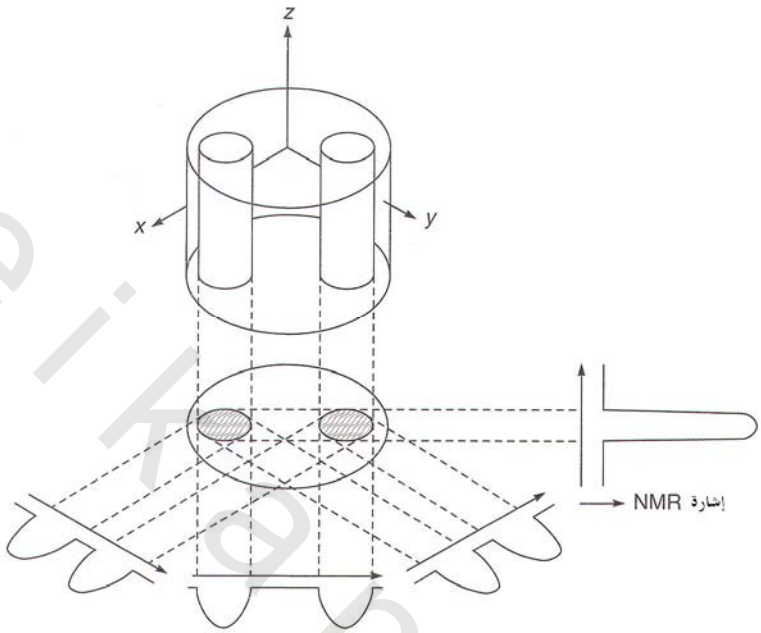
التصوير الجامع (Zeugmatography) بالإسقاط الراجع: تم وصف التصوير الجامع كما هو مطبق في تصوير الـ NMR من قِبَل Lauterbur, 1973. وهذا التصوير مبني على الحقيقة بأنه يمكن إعادة بناء التغير الحيزي ثنائي الأبعاد أو صورة الخاصية الفيزيائية لجسم ما من سلسلة من الإسقاطات أحادية البعد للبارامتر الذي تم تسجيله عند اتجاهات مختلفة بالنسبة إلى العينة. وهذا المبدأ مُستخدم في التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية.

يمكن الحصول على إسقاط أحادي البعد بواسطة تسجيل طيف الـ NMR بوجود تدرج حقل مغناطيسي خطي وذلك عند تطبيق التصوير بالـ NMR. يتم الحصول على إسقاطات متعددة من خلال تغيير الاتجاه النسبي للتدرج والبيانات (كثافة البروتون) المُعالجة في كمبيوتر بواسطة لوغاريتم إعادة بناء إسقاط معياري لتوليد صورة مُميزة بأبعاد ثنائية.

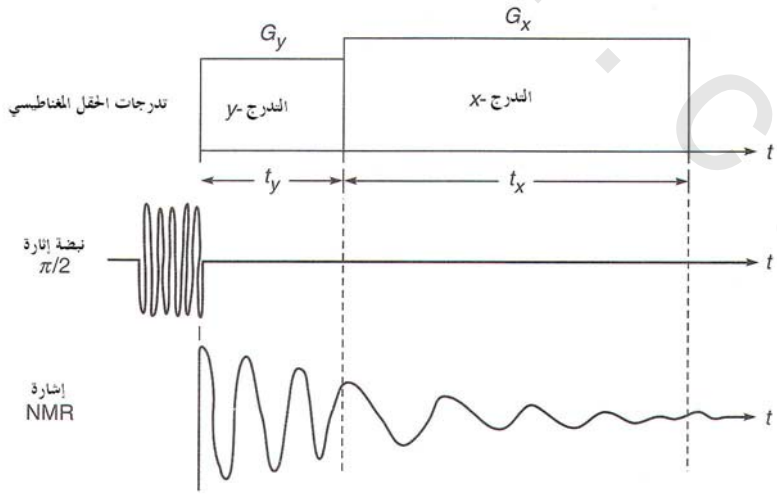
يُوضح الشكل رقم (٢٢,١١) تقنية الإسقاط الراجع المُرشح (Bottomley, 1983). يتم استخدام مطال إشارة الـ NMR لتحديد كمية أو عدد النوى الموجودة ويُستخدم تردد الإشارة لتحديد الموقع الحيزي. يتم الحصول على إسقاطات أو زوايا رؤية متعددة بواسطة الإسقاط الراجع لهذه المشاهد كما يمكن تمييز الأجسام المُحتواة ضمن منطقة المسح. في الواقع، وبقصد التصوير هناك حاجة إلى مصفوفة من n.n بيكسل وn زاوية رؤية في قوس زاويته π راديان مع n نقطة (كواشف) لكل مشهد.

إن الطريقة الأخرى لإعادة بناء الصورة في الأبعاد الثنائية هي التصوير الجامع بفورييه ثنائي الأبعاد للـ NMR المُقترحة من قِبَل Kumar et el, 1975. تستخدم الطريقة متتالية من تدرجات حقل مغناطيسي مُحَوَّل تم تطبيقه أثناء الـ FID بالاتحاد مع طرق تحويل فورييه ثنائية الأبعاد. يُبين الشكل رقم (٢٢,١٢) متتالية النبضة في هذه التقنية. بعد تمركز المستوي Z- يتم تطبيق نبضة من النمط π/2 متبوعة بالتدرجات الخطية المتعامدة G_y وG_x أثناء الفواصل t_y وt_x. يتم تسجيل الـ FIDs في الفاصل t_x من أجل t_y مختلفة. يحتوي تابع الإشارة ثنائي الأبعاد على جميع المعلومات الضرورية لإعادة بناء صورة ثنائية الأبعاد. تتأثر إعادة بناء الصورة بتحويل فورييه ثنائي الأبعاد لتابع الإشارة. إن

إحدى قيود هذه الطريقة هو أنه يتم اقتباس الإشارة فقط أثناء جزء من الـ FID الذي ينتج عنه انخفاض في الحساسية بالنسبة إلى طرق مثل إعادة بناء الإسقاط التي تأخذ بعين الاعتبار كامل الـ FID.



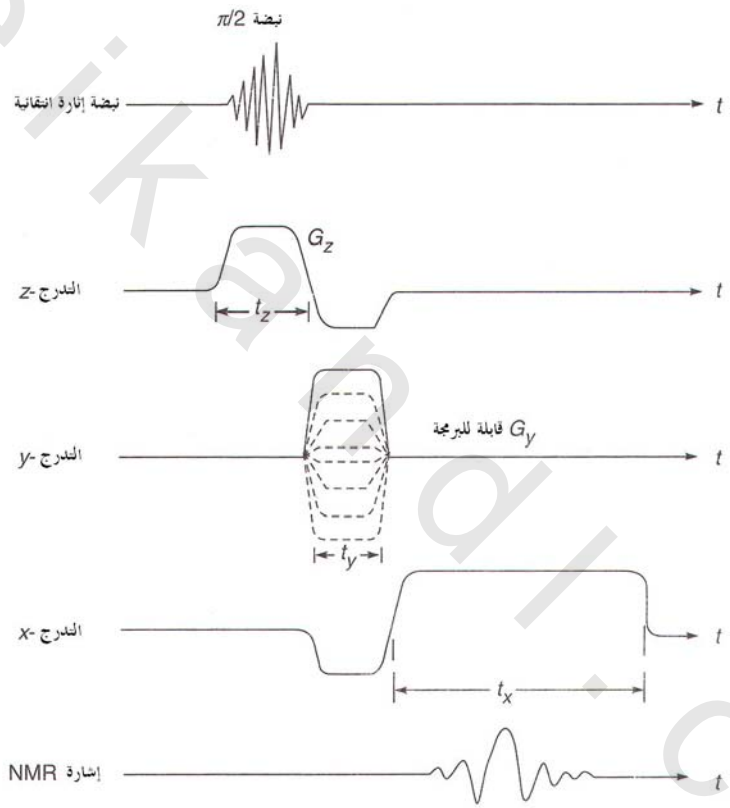
الشكل رقم (٢٢,١١). تقنية إعادة بناء الإسقاط الراجع. يمكن بناء صورة NMR ثنائية الأبعاد لجسم ما من سلسلة من الإسقاطات أحاديـة البعد التي تم الحصول عليها بواسطة تسجيل إشارات الـ NMR في تدرجات موجه باتجاهات مختلفة. عـن (after Bottomely, 1983)



الشكل رقم (٢٢,١٢). متتالية النبضة بالتصوير الجامع بفوريه ثنائي الأبعاد للـ NMR.

إن طريقة التصوير باللف المغزلي هي تقنية مُحَسَّنة تُمَكِّن من مراقبة جميع إشارات الـ NMR على شكل صدى مغزلي ويتم تغيير نبضات التدرج بالمطال أكثر منه بالزمن. إن متتالية النبضة المُستخدمة في طريقة التصوير باللف المغزلي مُبينة في الشكل رقم (٢٢,١٣).

يتم اختيار مستوي من الدورانات المغزلية أثناء t_2 بواسطة نبضة انتقائية من النمط $\pi/2$ بوجود G_z. تُطّبق نبضة G_y قابلة للبرمجة أثناء t_y ويتم تسجيل n_y صدى مغزلي في الفاصل t_x باستخدام n_y من مطالات نبضة التدرج-y المختلفة من تحويل فوريه ثنائي الأبعاد بالنسبة إلى t_x وG_y.

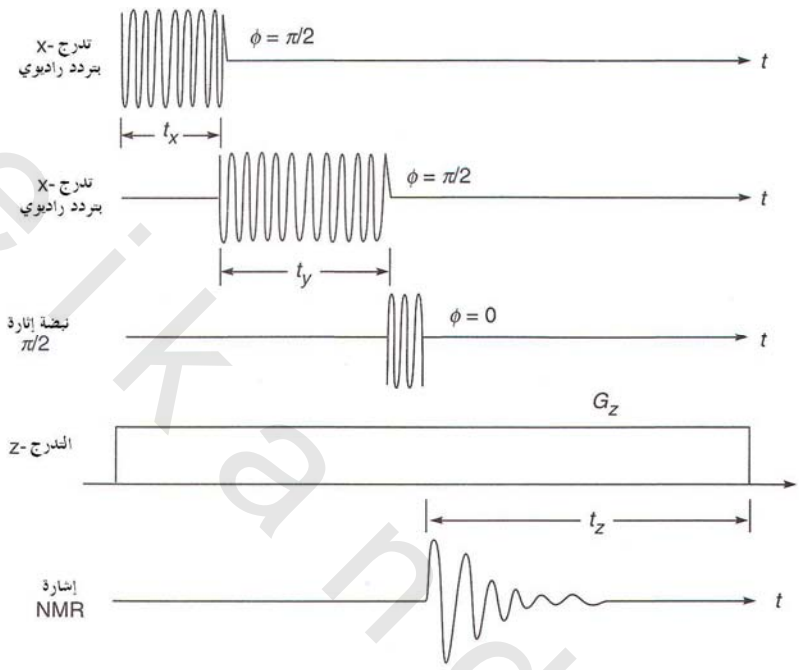


الشكل رقم (٢٢,١٣). متتالية النبضة المُستخدمة من أجل التصوير باللف المغزلي.

الطرق ثلاثية الأبعاد: يتم في التصوير الجامع بالـ NMR ثلاثي الأبعاد حذف خطوة تمركز المستوي وبدلاً من ذلك يتم إعادة توجيه التدرج في المستويات الثلاثة كلها. تحتوي الإسقاطات أحادية البعد التي تم الحصول عليها من أجل كل توجيه تدرج على مكونات إشارة من كامل العينة. يتم إعادة بناء الصورة ثلاثية الأبعاد باستخدام نسخة ثلاثية الأبعاد للوغاريتم إعادة البناء وإظهار الصورة كسلسلة من المستويات في أي اتجاه مرغوب.

openkandi.com

يبين الشكل رقم (٢٢,١٤) مخطط التوقيت من أجل التصوير الجامع بإطار دوّار ثلاثي الأبعاد. تُطبق تدريجات حقل RF في الاتجاهات x وy من أجل فواصل متغيرة t_x وt_y. تتم مراقبة الـ FID أثناء t_z في تدرج Z- الساكن ويتم إعادة بناء الصورة ثلاثية الأبعاد بواسطة تحويل فوريه ثلاثي الأبعاد بالنسبة إلى t_x وt_y وt_z.



الشكل رقم (٢٢,١٤). مخطط التوقيت للتصوير الجامع ثلاثي الأبعاد.

يمكن للتقنيات مثل البلانر (planar) وبلانر- الصدى و الإثارة الانتقائية بمسح متعدد الخطوط أن تُوسّع جميعها إلى طرائق ثلاثية الأبعاد إلى تصوير بالصدى المغزلي متعدد المسّويات (multi-planer) وتصوير المسح متعدد الخطوط متعدد المسّويات على التوالي.

(٢٢,٢,١) التمييز المبني على أساس معدلات الاسترخاء

Discrimination Based on Relaxation Rates

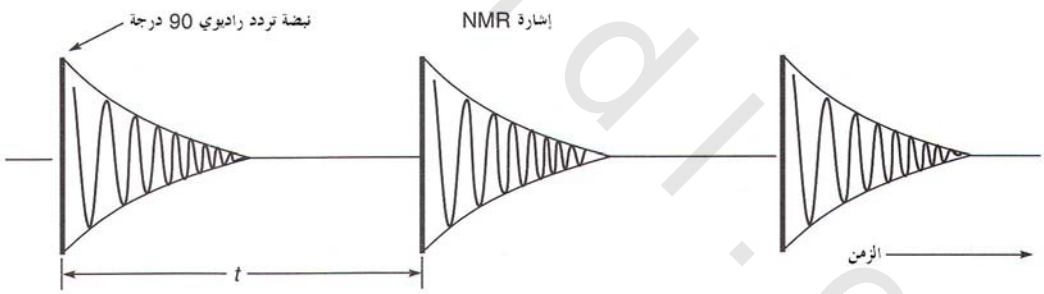
يمكن أن يكون لعمليات الاسترخاء أثر واضح على مقدار المغنطة و بالتالي على شدة (تباين) الصورة. تقدم تبعية شدة الصورة هذه لمعدلات الاسترخاء إمكانية فريدة لاستخدام معدلات الاسترخاء كعامل تمييز شريطة أن يكون هناك تغييراً لمعدلات الاسترخاء يمكن تقديره ضمن الأنسجة البيولوجية التي توجد في الواقع.

بينت نتائج التجارب أن معدلات دوران البروتون بين أنسجة الأعضاء المهمة تعتمد بشكل كبير على محتواها المختلف من الماء وأنه يمكن تمييز مثل هذه الأنواع من الأنسجة تقريباً بواسطة محتوياتها من الماء. على سبيل المثال، في

الفئران، يملك الدماغ محتوى من الماء يساوي ٨٠ ٪ تقريباً بينما يملك الكبد ما بين ٦٦ ٪ إلى ٧٠ ٪ ولهذا تأثير مباشر على زمن الاسترخاء T_1. لقد تم ملاحظة اتجاه مشابه في T_2 بالرغم من أن مقداره المطلق أقل بكثير. تنشأ حساسية الـ NMR من الحقيقة بأن تغيراً في تركيز الماء من ١٥ ٪ إلى ٢٠ ٪ يؤدي إلى تغير في معدل الاسترخاء بحدود ٢٠٠ ٪.

يتم عادةً استخدام معدلات الاسترخاء لتعديل شدات البيكسل المفردة أكثر من قياس قيمها. يمكن القيام بذلك بسهولة من خلال جعل أزمنة الاسترخاء تتحكم بمقدار المغنطة الذي يسبب الإشارة النووية بدلاً من السماح للمغنطة من العودة إلى قيمة توازنها قبل أن يتم أخذ كل إسقاط. ولقد حاولت عدد من الوسائل تحقيق هذا والتقنيات الثلاث المُستخدمة عموماً موصوفة أدناه:

استرجاع الإشباع: يتم في متتالية نبضة استرجاع الإشباع (الشكل رقم ٢٢,١٥) تطبيق سلسلة من النبضات ذات النمط ٩٠ درجة بفراغ داخلي بين النبضات t (دور اقتباس البيانات) أطول من زمن التلاشي T_2 وتقريباً نفس طول T_1. عندما يتم تغيير قيمة t فسوف تظهر التغيرات في T_1 في أجزاء مختلفة من العينة كاختلافات في شدة الصورة ويمكن أن يتم إنتاج خريطة لـ T_1. إذا كانت t أقصر بكثير من T_2 فسوف لن تتلاشى الإشارة إلى الصفر بين النبضات المتعاقبة مُنتجةً حالة SSFP. بالرغم من أنه يمكن إنتاج صور بجودة عالية جداً بهذه التقنية فإنه ليس من السهل فصل المساهمة الفردية لـ T_1 وT_2 في شدة الصورة الناتجة.

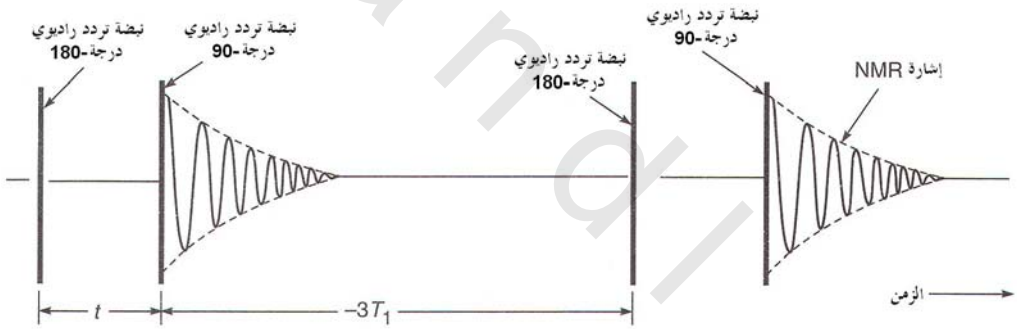


الشكل رقم (٢٢,١٥). متتالية النبضة في طريقة استرجاع الإشباع.

تأخذ تقنية استرجاع الإشباع بعين الاعتبار الإشارات المضغوطة من المناطق التي يكون زمنها T_1 أطول من دور اقتباس البيانات ويمكن استخدام هذه الخاصية لإظهار السوائل المتحركة خلال الشريحة التي يتم تصويرها. سيتم من خلال جعل دور اقتباس البيانات أقصر بالنسبة إلى T_1 للماء البيولوجي إشباع النوى الموجودة بشكل دائم في الشريحة وتعطي بذلك ازدياداً للإشارات الصغيرة جداً في حين أن السائل الجاري الذي يكون جديداً من نقطة الـ NMR سوف يعطي إشارة كبيرة وينتج منطقة أكثر سطوعاً في الصورة.

استرجاع الانقلاب: تشبه متتالية "استرجاع الانقلاب"متتالية استرجاع الإشباع حيث إنه يمكن استغلال تغيرات T_1 في العينة للحصول على تباين أفضل. يتم في هذه التقنية عكس شعاع المغنطة من خلال تطبيق أولي لنبضة من النمط ١٨٠ درجة على العينة. ينشأ الاسترخاء T_1 خلال فاصل للنبضة مُختار يتم بعده تطبيق نبضة "قراءة" من النمط ٩٠ درجة. تُستخدم إشارة الـ FID التي تتلو نبضة "القراءة" لإنتاج الصورة.

يبين الشكل رقم (٢٢,١٦) متتالية النبضة في تقنية استرجاع الانقلاب. يشمل هذه النظام متتالية إثارة استعداديه متضمنة نبضتين، إحداهما من النمط ١٨٠ درجة والثانية من النمط ٩٠ درجة و يتم تطبيق التدرج خلال النبضة (٩٠ درجة) الأخيرة في المتتالية. سوف يثير التدرج Z بشكل انتقائي المستوي (X-Y) ذو المقطع العرضي. وبالتالي يتم أخذ إسقاط وحيد بمطال يعتمد على تركيز البروتون المُعدَّل بقيمة T_1 بسبب الترتيب الكيميائي للنوى. وسوف يكون هناك حاجة لتجارب متعددة لإعادة بناء صورة ما. استخدم Doyle and Young, 1981 مجموعة من ١٨٠ إسقاط من أجل إعادة بناء الصور. من الممكن إظهار صورة T_1 من خلال تحديد شدة البيكسل أو من خلال التدريج اللوني بالنسبة إلى تقديرات T_1.

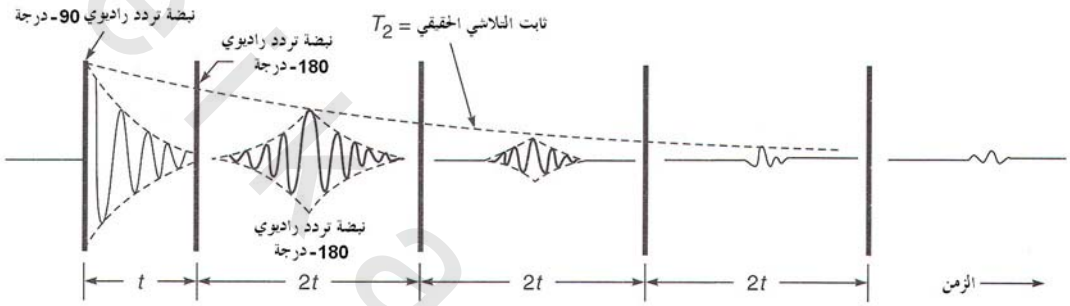


الشكل رقم (٢٢,١٦). متتالية النبضة في طريقة استرجاع الانقلاب.

تولِّد متتالية استرجاع الانقلاب صورة بتباين أعلى من متتالية استرجاع الإشباع. من ناحية ثانية تحتاج متتالية استرجاع الانقلاب إلى وقت أطول أو دقة تمييز مُخفَّضة. وهذا يكون بسبب أنه إذا كان يجب تجنب الأخطاء في تحديدات T_1 فإنه ينبغي الأخذ بعين الاعتبار انقضاء زمن تأخير مساوي على الأقل ثلاث مرات قيمة T_1 قبل إعادة زوج النبضات من النمط ١٨٠ درجة و٩٠ درجة.

تقنية التصوير بالصدى المغزلي: إن تقنية التصوير بالصدى المغزلي مفيدة لإنتاج صور تكون بشكل أولي أو مجرد أنها تابعة إلى T_2. يُوضح الشكل رقم (٢٢,١٧) متتالية النبضة المُستخدمة في هذه التقنية. تتألف هذه التقنية من

تطبيق نبضة من النمط ٩٠ درجة لتدوير المغنطة إلى المستوي X-Y. يتلو ذلك قلب المغنطة X-Y بشكل دوري خلال ١٨٠ درجة بواسطة نبضة RF من النمط ١٨٠ درجة. تنخفض الأصداء المتعاقبة بالحجم تدريجياً بسبب الاسترخاء المغزلي- المغزلي. سوف تنخفض مساهمات الأصداء من تلك المناطق التي تملك T_2 قصير بشكل أسرع من المساهمات من المناطق التي تملك T_2 طويل. لذلك ومن خلال استخدام صدى مفصول جيداً عن نبضة النمط ٩٠ درجة يمكن وبشكل انتقائي تسليط الضوء على المساهمات من T_2 بقيم متعددة، وعلى سبيل المثال ستبدو مناطق T_2 الطويلة ساطعةً بينما ستظهر مناطق T_2 القصيرة سوداء على صورة الـ NMR.



الشكل رقم (٢٢,١٧). متتالية النبضة المُستخدمة في تقنية التصوير بالصدى المغزلي.

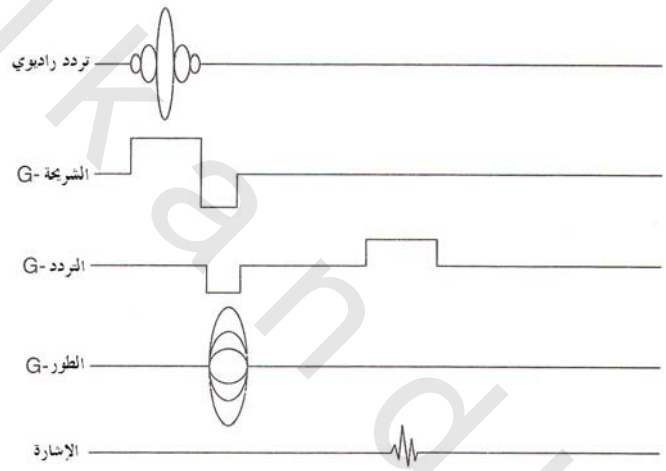
يمكن التذكير بأن منطقة T_1 القصيرة تظهر ساطعةً في طريقة استرجاع الإشباع بينما تكون مناطق T_2 الطويلة بالتصوير بالصدى المغزلي ذات شدة أكبر. يُمكن بناء صور حرة من خلال التعديل بواسطة T_1 من ناحية أو بواسطة T_2 من ناحية أخرى.

(٢٢,٢,٢) أنواع متتاليات التصوير Types of Imaging Sequences

دائماً ومنذ بداية أنظمة التصوير بالـ NMR فقد سيطرت منطقتان على مجال البحث والتطوير المُركَّز. وهما: (١) التوسُّع والتحسين في تمييز النسيج و(٢) الإمكانيات لتقصير زمن المسح المطلوب. وفي السعي وراء هذه الأهداف تم تطوير عدد كبير من المتتاليات ومازالت قيد التطوير.

يمكن أن يشمل نظام الـ NMR على عمليتين. أولاً، يتم ترميز المعلومات المُميزة حيزياً إلى إشارة قابلة للقياس وثانياً، يتم فيما بعد فك ترميز الإشارة المُرمَّزة حيزياً لإنتاج صورة ما. يتم تحقيق عملية الترميز الحيزية بواسطة اقتباس إشارات الـ NMR تحت تأثير ثلاثة تدرجات لحقل مغناطيسي متعامدة. توجد عدة وسائل يمكن بواسطتها للتدرج أن يؤثر ويتفاعل مع نظام الدوران المغزلي. يوضح الشكل رقم (٢٢,١٨) متتالية نبضة عامة ومبدأ الترميز الحيزي المُستخدم في أنظمة التصوير بالـ NMR التقليدية (Riederer, 1988).

تبدأ متتالية النبضة بتطبيق نبضة RF تكون عند تردد لارمور الحامل ولكنها مُعدَّلة كما هو مبين بالتابع sin(t)/t أو التابع المشابه "sinc". إن مدة النبضة من المرتبة ٣ ميلي ثانية والمطال مضبوط للحصول على زاوية المغنطة المطلوبة، وهي بشكل نموذجي ٩٠ درجة. يسبب التعديل sinc تقييداً لعرض حزمة نبضة الـ RF إلى عدة كيلو هرتز حول تردد لارمور. يتم بنفس الوقت مع RF تطبيق تدرج (شريحة-G) لتزويد ملف التدرج-z بالطاقة. بسبب عرض الحزمة المحدود لنبضة الـ RF، تخضع فقط الدورانات المغزلية في الجسم المتعامدة مع الاتجاه z، والموجودة ضمن طبقة أو شريحة رقيقة، لإشعاع RF يوافق تردد لارمور الخاص بها. تُستخدم الحلقة السالبة في الشريحة-G التي تتلو النبضة RF من أجل إعادة التوافق في الطور للدورانات المغزلية ضمن الشريحة المُسْتَثارَة.



الشكل رقم (٢٢,١٨). متتالية نبضة عامة مستخدمة في التصوير بالرنين المغناطيسي.

بعد اختيار الشريحة كما شُرح سابقاً يجب أن تُرمَّز الدورانات المغزلية حيزياً ضمن الشريحة، هذا يعني على طول الاتجاهات x وy. يقوم التردد-G بالتدرج الثاني بمثل هذا الترميز على طول الاتجاه x. تُستخدم النبضة الأولى المبينة للتأكد بأن كل الدورانات المغزلية الدوارة التي تم قياسها في الإشارة التالية متفقة بالطور.

تُطبق النبضة الثانية عند الزمن المطلوب لقياس الإشارة عندما تؤدي بشكل فعّال إلى تغير تردد لارمور النهائي بشكل خطي في موقع ما على طول المحور x. إن مدة الإشارة المُقاسة هي عموماً من ٢ إلى ٨ ميلي ثانية، معتمدة على قوة التدرج ذي التردد-G وعلى عدد النقاط المأخوذة عيناتها خلال الإشارة. إضافة إلى تحويل فورييه للإشارة المُقاسة فإن مقدار كل مركبة تردد مؤقتة هو مقياس للمغنطة العرضية النهائية عند موقع متطابق على طول الاتجاه x.

يقوم الطور-G للتدرج النهائي بالترميز على طول الاتجاه y. ويتم تطبيقه بمطال ومدة بحيث يتطابق تراكم الطور المتزايد المزَوَّد إلى المغنطة العرضية ضمن الشريحة المُستَثارَة مع طاقات التوابع الأسية المعقدة. يتم تطبيق مطال تدرج بترميز طوري مستقل أثناء كل دورة من التقاط صورة الـ MR مع كل دورة مطابقة للتابع الأسي المستقل.

يتم وبشكل نموذجي استخدام ١٢٨ ترميز طوري في التصوير المعياري الذي يؤدي بالترابط مع زمن إعادة مقداره ٢٠٠٠ ميلي ثانية إلى أزمنة مسح تقدر بحدود ٨ دقائق لكل شريحة. تم عرض تقنيات متعددة من قبل مُصنِّعين مختلفين لحل معضلة أزمنة المسح الطويلة من خلال مسح أصداء متعددة لكل إثارة. يوضح Nitz, 1996 a, b عائلات متتاليات الصورة التي تم تطويرها للحصول على تصوير عالي السرعة. إن تفاصيل هذه المتتاليات هي أبعد من مجال هذا الفصل ولكن يتم أدناه إعطاء ذكر مُختصر لنفس العائلات:

عائلة متتالية الصدى المغزلي

- الصدى المغزلي التوربيني (TSE)، مُستخدم من قبل سيمنز Siemens وفيلبس Philips ؛
- Turbo Spin Echo (TSE), uses by Siemens and Philips;
- الصدى المغزلي السريع (FSE)، مُستخدم من قبل جنرال إلكتريك General Electric ؛
- Fast Spin Echo (FSE), used by General Electric;
- الاقتباس السريع وتحسين الاسترخاء (RARE) ؛
- Rapid Acquisition and Relaxation Enhancement (RARE);
- استرجاع الانقلاب التوربيني (TIR) ؛
- Turbo Inversion Recovery (TIR);
- مقدار استرجاع الانقلاب التوربيني (TRIM) ؛
- Turbo Inversion Recovery Magnitude (TIRM);
- استرجاع الانقلاب المُضعَّف بالسائل (FLAIR) ؛ و
- Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR); and
- الصدى المغزلي التوربيني بلقطة وحيدة مُقتبسة بنصف فورييه (HASTE).
- Half Fourier Acquired Single Shot Turbo Spin Echo (HASTE).

عائلة متتالية صدى التدرج

- لقطة سريعة محدودة الزاوية (FLASH)، مُستخدمة من قبل سيمنز Siemens ؛
- Fast limited-Angle Shot (FLASH), used by Siemens;
- الحالة المستقرة المُقتبسة بسرعة المعطوبة (spoiled FAST)، مُتَبَناة من قبل بيكر Picker ؛
- Spoiled Fast Acquired Steady State (spoiled FAST), adopted by Picker;
- الاقتباس ذو التدرج المُستدعى المعطوب في الحالة المستقرة (spoiled GRASS أو SPGR) قُدمت من قبل جنرال إلكتريك General Electric ؛
- Spoiled Gradient Recalled Acquisition in Steady State (spoiled GRASS or SPGR) introduced by General Electric;

- التصوير السريع مع تقدم الحالة المستقرة (FISP) ؛
- Fast Imaging with Steady State Precession (FISP);
- صدى الحقل السريع (FFE)، مُستخدم من قبل فيلبس Philips ؛
- Fast Field Echo (FFE), used by Philips;
- الاقتباس ذو التدرج المُستدعى في الحالة المستقرة (GRASS) جنرال إلكتريك General Electric ؛ و
- Gradient Recalled Acquisition in the Steady State (GRASS), General Electric; and
- تقنية الحالة المستقرة المُقتبسة بسرعة (FAST)، بيكر Picker.
- Fast Acquired Steady State Technique (FAST), Picker.

أنواع متنوعة لمتواليات التصوير

- تقنية الحالة المستقرة المُقتبسة بسرعة ذات التباين المُحَسَّن (CE FAST) ؛
- Contrast Enhancement Fast Acquired Steady State Technique (CE FAST);
- الاقتباس ذو التدرج المُستدعى ذو التباين المُحَسَّن في الحالة المستقرة (CE GRASS) ؛
- Contrast Enhanced Gradient Recalled Acquisition in the Steady State (CE GRASS);
- الحالة المستقرة مزدوجة الصدى (DESS) ؛
- Double Echo Steady State (DESS);
- الصدى المغزلي التدرجي التوربيني (TGSE) ؛
- Turbo Gradient Spin Echo (TGSE);
- صدى التدرج و الصدى المغزلي (GRASE) ؛ و
- Gradient and Spin Echo (GRASE); and
- صدى التدرج السريع المُحَضَّر بالمغنطة (MP RAGE).
- Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo (MP RAGE).

(٢٢,٣) المكونات الأساسية للرنين المغناطيسي النووي

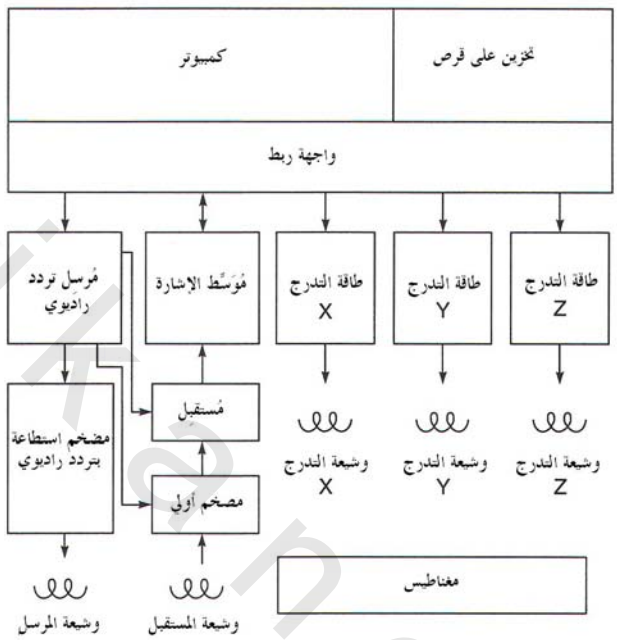
Basic NMR Components

يبين الشكل رقم (٢٢,١٩) المكونات الرئيسية لنظام تصوير NMR. هذه المكونات هي :

- مغناطيس، يؤمن حقلاً مغناطيساً B_0 منتظم بقوة ومستقر ؛
- مرسل *RF*، يزود حقلاً مغناطيسياً بتردد راديوي إلى العينة ؛
- نظام تدرج، ينتج حقولاً مغناطيسية متغيرة بالزمن لعدم الانتظام الحيزي المُتحكم به ؛
- نظام كشف، ينتج إشارة الخرج ؛ و
- نظام مُصَوِّر، يتضمن الكمبيوتر الذي يعيد بناء الصور وإظهارها.

يتم تأمين تعاقب التصوير في النظام بواسطة الكمبيوتر. إن جميع الوظائف مثل البوابات والأغلفة لنبضات الـ NMR والفراغ للمضخم الأولي ومضخم الطاقة RF وأشكال أمواج حقول الجهود من أجل الحقول المغناطيسية المتدرجة هي تحت التحكم البرمجي.

ينجز الكمبيوتر أيضاً مهام المعالجة للبيانات المتعددة متضمناً تحويل فورييه وإعادة بناء الصورة وترشيح البيانات وإظهار وتخزين الصورة. بناءً عليه يجب أن يحتوي الكمبيوتر على ذاكرة وسرعة كافية للتعامل مع مصفوفات صورة كبيرة ولمعالجة البيانات بالإضافة إلى الربط بين المَرافِق.



الشكل رقم (٢٢,١٩). الأنظمة الجزئية لنظام تصوير بالـ NMR نموذجي.

المغناطيس: يجب أن يكون الحقل الأساسي في التصوير بالرنين المغناطيسي منتظماً إلى أبعد حد في الفراغ وثابتاً بالزمن كما إن هدفه هو رصف المغانط النووية بشكل تكون فيه متوازية مع بعضها البعض في الحجم المراد فحصه. تزداد نسبة الإشارة - إلى- الضجيج أيضاً بشكل خطي تقريباً مع قوة الحقل المغناطيسي للحقل الأساسي ولذلك يجب أن يكون كبيراً قدر ما أمكن.

توجد أربعة عوامل تميز أداء المغانط المُستخدمة في أنظمة الـ MR ؛ وهي ؛ قوة الحقل والاستقرار المؤقت والتجانس وحجم التجويف. لقد تمت دراسة قوة الحقل المغناطيسي في وقت مبكر. إن الاستقرار المؤقت مهم ؛ لأن عدم استقرار الحقل يؤثر عكسياً على دقة التمييز. يؤدي عدم التجانس العرضي إلى تشويه الصورة بينما يحد قطر التجويف من حجم أبعاد العينة التي يمكن تصوريها.

يمكن إنتاج مثل هذا الحقل المغناطيسي بواسطة أربعة طرق مختلفة هي: المغانط الدائمة والمغانط الكهربائية والمغانط المقاومة والمغانط فائقة التوصيل.

يتم في حالة المغناطيس الدائم وضع المريض في الفجوة بين زوج من وجوه أقطاب مغناطيس ممغنطة بشكل دائم. تتضمن مواد المغناطيس الدائم المُستخدمة عادة في ماسحات الـ NMR خلائط حديد ذات كربون عالٍ مثل النيكو (alnico) أو حديد النِّيُوديميُوم (خليط من النِّيُوديميُوم والبور والحديد) والخزفيات مثل فيريت الباريوم. وبالرغم من أن المغانط الدائمة تملك ميزات إنتاج حقل ثانوي صغير نسبياً ولا تحتاج إلى تغذيات بالطاقة فإنها تميل لأن تكون ثقيلة جداً (حتى ١٠٠ طن) وتنتج حقولاً منخفضة نسبياً من مرتبة ٠,٣ تسلا أو أقل.

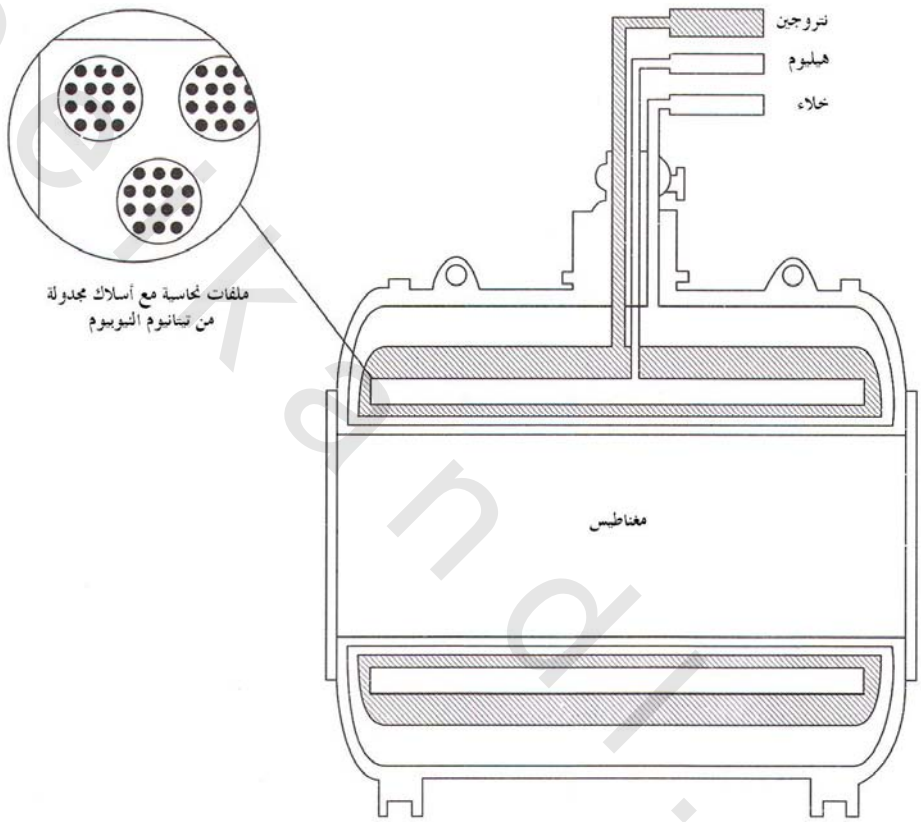
تستخدم المغانط الكهربائية مواد مغناطيسية طريه مثل وجوه أقطاب المغناطيس التي تصبح ممغنطة فقط عندما يتم تمرير تيار خلال الوشائع الملتفة حولها. تحتاج المغانط الكهربائية بوضوح إلى تغذية بالطاقة الكهربائية الخارجية.

كانت أنظمة التصوير بالـ NMR البدائية مجهزة بمغانط مقاومة وذلك لاعتبارات الكلفة. تستخدم المغانط المقاومة وشائع حاملة للتيار كبيرة من شرائح الألمنيوم أو أنابيب النحاس. يزداد متطلب الطاقة الكهربائية في هذه المغانط بشكل متناسب مع مربع قوة الحقل التي تصبح عالية إلى حد ممنوع عندما تزداد قوة الحقل. علاوة على ذلك تتحول الطاقة الكلية في الوشائع إلى حرارة يجب تبديدها بواسطة التبريد بالسائل. على سبيل المثال إن متطلب الطاقة عند ٠,٢ تسلا هو ٧٠ كيلو وات تقريباً (Oppelt, 1984) وبالتالي فإن زيادة كبيرة في قوة الحقل فوق ٠,٢ تسلا في المغانط المقاومة تكون محدودة فنياً. نادراً ما تُستخدم المغانط المقاومة في الوقت الحاضر إلا من أجل تطبيقات بقوة حقل منخفض جداً ومحدودة عموماً على ٠,٠٢ إلى ٠,٠٦ تسلا.

تستخدم معظم آلات الـ NMR الحديثة المغانط فائقة الناقلية. وتستفيد هذه المغانط من خاصية مواد معينة تفقد فيها مقاومتها الكهربائية تماماً عند درجة حرارة أدنى من درجة حرارة محددة. إن المادة فائقة التوصيل المُستخدمة عموماً هي خليط الـ Nb Ti (نيوبيوم تيتانيوم) والتي من أجلها تقع درجة حرارة التحول عند ٩ كلفن (-٢٦٤ درجة مئوية). بهدف منع تدمير الناقلية الفائقة من خلال حقل مغناطيسي خارجي أو من خلال التيار المار خلال النواقل يجب أن تُبَرَّد هذه النواقل تماماً إلى درجات حرارة أدنى من هذه النقطة بشكل كبير وعلى الأقل إلى نصف درجة حرارة التحول. لذلك يتم تبريد وشائع المغانط فائقة الناقلية بالهليوم السائل الذي يغلي عند درجة حرارة تساوي ٤,٢ كلفن (-٢٦٩ درجة مئوية). تكون حاوية الهليوم مع لفاتها فائقة الناقلية محصورة في فراغ مخلى من الهواء للمحافظة على معدّل التبخير منخفضاً. إن التحجيب الداخلي المُبرد بالنتروجين السائل يمنع التسخين الناتج عن الحرارة المُشعة المارة خلال الوعاء المخُلى من الهواء.

إن التوصيل للتغذية بالتيار في المغناطيس فائق الناقلية ضروري فقط من أجل رفع التزويد بالطاقة إلى قوة الحقل المطلوبة. بعد هذا يتم قصر الوشائع بدارة ولا تحتاج إلى طاقة كهربائية إضافية. إن الحقل المغناطيسي مستقر مؤقتاً. بسبب تبخير الهليوم السائل والنتروجين السائل فإنه من الضروري القيام بتعبئة شهرية للهليوم وتعبئة أسبوعية للنتروجين. إن معدّل التبخير في الماسحات البدائية كان حوالي ٠,٥ لتر/الساعة للهليوم السائل و٢ لتر/الساعة للنتروجين السائل. في الوقت الحاضر تستخدم عدة مغانط الآن بَرَّادات مولدة للبرودة تخفض أو تلغي

الحاجة إلى إعادة تعبئة خزان الهليوم السائل. يبين الشكل رقم (٢٢,٢٠) مخطط توضيحي لمغناطيس فائق الناقلية. أصبحت المغانط فائقة التوصيل المصدر المفضل والأكثر استخداماً على نطاق واسع من أجل الحقول المغناطيسية الرئيسية لماسحات الـ MRI وذلك بسبب مقدرتها على تحقيق قوى حقول مغناطيسية مستقرة وقوية جداً بدون أي استهلاك مستمر للطاقة.



الشكل رقم (٢٢,٢٠). رسم تخطيطي لمغناطيس فائق التوصيل.

يتم الآن إنتاج مغانط رنين مغناطيسي فائقة الناقلية بقطر داخلي للفتحة يساوي ١ متر، كما هو مرغوب فيه من أجل فحوصات كامل الجسم، من أجل قوى حقول تصل حتى ٢ تسلا. إن التيار المطلوب بالوشائع فائقة التوصيل هو من مرتبة الـ ٢٠٠ أمبير وذلك في حقل مغناطيسي ١,٥ تسلا نموذجي. إن قطر الوشائع هو حوالي ١,٣ متر ويمكن أن يكون الطول الكلي للسلك ٦٥ كيلو متر. يتم تشغيل المغناطيس في النمط الدائم، هذا يعني أنه حالما يتم تأسيس التيار فمن الممكن أن يتم توصيل النهايات معاً، وسوف يجري تيار دائم ثابت بشكل غير محدود طالما أنه تتم المحافظة على حرارة الوشائع أدنى من درجة حرارة التحول فائق التوصيل.

بالإضافة إلى الميزات التي لا تقبل الجدل والتي تملكها قوى الحقول المغناطيسية العالية على جودة الصورة، فإنها تتضمن أيضاً تعقيدات فنية زائدة في بناء تجهيزات الرنين المغناطيسي بالإضافة إلى تقنية التردد الراديوي المطلوبة معاً. إن انتشار الحقل الثانوي الحرج لمغناطيس ما متناسب مع الجذر التكعيبي لقوة حقله. إذا تم بواسطة مغناطيس ٠,٢ تسلا تجاوز قوة حقل الأرض بعشرة أضعاف عند مسافة بحدود ٦ أمتار عن المركز، فإن هذه القوة للحقل الثانوي تحدث عندئذ بواسطة مغناطيس ٢ تسلا عند مسافة ١٣ متراً. وهذا يمكن أن يؤثر جدياً على وظيفة التجهيزات الإكلينيكية القريبة مثل مكثفات الصورة والمونيتورات.

إن قوة حقل تساوي ٠,٥ تسلا تعني أن المطلوب هو تردد رنين نووي يساوي ٢١,٣ ميغا هرتز للبروتونات وقوة حقل تساوي ٢ تسلا تعني أن هناك حاجة إلى ٨٥,٢ ميغا هرتز. لا يمكن عند هذه الترددات العالية تطبيق وشائع الهوائيات السرجية الشكل العادية المُستخدمة من أجل الترددات المنخفضة؛ لأن السعة الذاتية للنواقل كبيرة جداً وتأثيرات الموجة المنتقلة تلعب دوراً هاماً. كذلك فإن طول الناقل قابل للمقارنة مع ربع طول الموجة لحقل التردد الراديوي.

تتضمن أنظمة التصوير بالـ NMR عادةً مغانط بكثافة جريان أعظمي من ٠,٥ تسلا إلى ١,٥ تسلا. إن "التسلا" (T) في النظام الدولي للواحدات (واحدات الـ SI) هي وحدة كثافة الجريان المغناطيسي. يتم في بعض البلدان استخدام وحدة "غوص" (G) 'Gauss' أيضاً. ومن أجل التحويل فإن ١ تسلا=١٠٠٠٠ غوص=١٠ كيلو غوص.

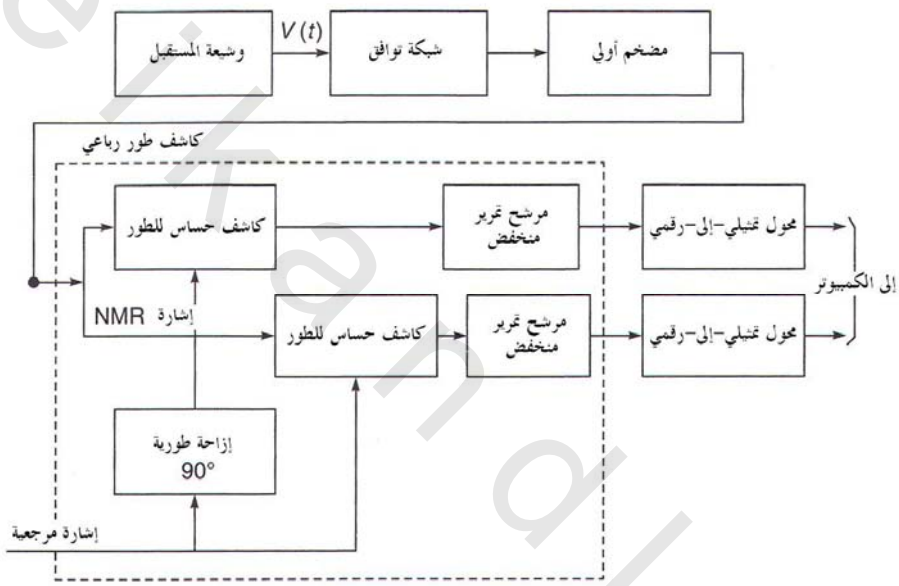
تعتمد جودة صورة المسح بالـ NMR على انتظام الحقل المغناطيسي الساكن وعلى استقراره خلال مدة طويلة من الزمن. ويجب أن يكون انتظام هذا المغناطيس على الأقل ٢٠ جزء من المليون (ppm) ضمن منطقة المسح والاستقرار عند مستوى يساوي ٢ ppm أثناء الفترات القصيرة و تحت الـ ١٠ ppm خلال الفترات الطويلة.

نظام المرسل RF: بهدف تنشيط النوى بحيث تصدر إشارة مفيدة، يجب نقل الطاقة إلى العينة. وهذا ما يقوم به المرسل. يتألف النظام من مرسل RF ومضخم طاقة RF ووشائع ناقلة RF. يتألف المرسل RF من مولد ذبذبات بلوري RF عند تردد لارمور. يتم تبويب الجهد RF بواسطة أغلفة نبضات من واجهة الربط الكمبيوترية لتوليد نبضات الـ RF التي تثير الرنين. يتم تضخيم هذه النبضات إلى مستويات تتغير من ١٠٠ وات إلى عدة كيلو وات معتمدة على طريقة التصوير ومن ثم يتم تغذيتها إلى وشيعة المرسل. إن مستويات الطاقة العالية ضرورية من أجل أحجام العينات الكبيرة التي يتم مصادفتها في تجارب كامل الجسم.

يمكن أن تكون وشائع الـ RF إما وحيدة وتخدم كمرسل ومستقبل معاً أو وشيعتين منفصلتين متعامدتين كهربائياً. يملك الترتيب الأخير ميزة اختراق النبضة المُخفَّضة إلى المستقبل أثناء النبضة. في كلتا الحالتين تنتج جميع الوشائع حقول RF متعامدة مع اتجاه الحقل المغناطيسي الرئيسي. إن الهندسة النموذجية لوشائع RF هي وشائع الـ RF التي تكون لولبية أو سرجية الشكل. يتم توليف الوشائع على تردد الـ NMR وتكون عادةً معزولة عن بقية النظام بواسطة سياج في قفص تحجيب لـ RF.

تهبط ترددات الرنين إلى حزمة التردد الراديوية وذلك للحقول المغناطيسية في المجال من ٠,٠٥ إلى ٢ تسلا والمُستخدمة من أجل تصوير الجسم البشري. على سبيل المثال في حقل يساوي ١ تسلا، تهتز ^{1}H عند ٤٢,٥٧ ميغا هرتز و^{19}F عند ٤٠,٠٥ ميغا هرتز و^{31}P عند ١٧,٢٤ ميغا هرتز و^{13}C عند ١٠,٧١ ميغا هرتز. ويكون الرنين عادة حاداً جداً. إن الاتساعات في المجال ١٠ هرتز تكون نموذجية للأنظمة البيولوجية.

نظام الكشف: إن وظيفة نظام الكشف (المستقبل) هي كشف المغنطة النووية وتوليد إشارة خرج للمعالجة بواسطة الكومبيوتر. يبين الشكل رقم (٢٢,٢١) مخططاً صندوقياً لمستقبل نموذجي.



الشكل رقم (٢٢,٢١). مخطط صندوقي لنظام كشف NMR. عن (Adapted from Hinshaw and Lent, 1983)

تحيط وشيعة المستقبل عادة بالعينة و تعمل كهوائي لالتقاط المغنطة النووية المتموجة للعينة وتحويلها إلى جهد خرج متموج *V(t)*. لقد شرح Hinshaw and Lent, 1983 إشارة الـ NMR تلك:

$$V(t) = -\frac{d}{dt} \cdot M(t,x) \cdot B_c(x) d_x$$

حيث *M(t,x)* هي المغنطة الكلية في حجم ما و*$B_c(x)$* حساسية وشيعة المستقبل عند نقاط مختلفة في الفراغ. تصف *$B_c(x)$* نسبة الحقل المغناطيسي الذي يتم إنتاجه بواسطة وشيعة المستقبل إلى التيار في الوشيعة.

إن تصميم وشيعة المستقبل وتوضعها يكون بحيث تملك $B_c(x)$ أكبر مكون عرضي ممكن. يساهم المكون الطولي لـ $B_c(x)$ بمقدار صغير في جهد الخرج ويمكن تجاهله. وهذا لأن المشتق الزمني لـ $M_z(t,x)$ أقل بكثير من المشتق الزمني للمكون العرضي. تتلاشى $M_z(t,x)$ أسياً بثابت زمني مقداره T_1 ، نموذجياً من ٠,١ إلى ١ ثانية، بينما يكون المكون العرضي مُهتز بدور من ٠,٠٥ إلى ٠,٢ مايكرو ثانية بشكل نموذجي.

تُشكِّل إشارات الـ RF المتغير المُقاس في التصوير المقطعي بالرنين المغناطيسي. إن هذه الإشارات ضعيفة جداً وتملك مطالاً في مجال الـ nV (نانو فولت) لذلك تحتاج إلى هوائيات RF مُصمَّمة خصيصاً لها. بناءً عليه تعتمد حساسية ماسح الـ MR على جودة هوائي استقبال الـ RF الخاص به. تعتمد نسبة الإشارة-إلى-الضجيج (SNR) عند المستقبل في الطريقة التالية على هوائي استقبال الـ RF وذلك من أجل مغنطة عينة ما وقوى حقول مغناطيسية ساكنة وحجم عينة مُعطاة.

$$SNR \sim K(Q/V_c)$$

حيث K هو ثابت عددي خاص بهندسة الوشيعة

Q هو عامل مغنطة الوشيعة و

V_c هو حجم الوشيعة.

- يتضمن ذلك أنه يمكن تحسين الـ SNR للمسح بالـ MR من خلال زيادة نسبة المغنطة إلى حجم الوشيعة إلى أقصى حد. يناقش Sauter et al, 1986 التصميم لوشائع RF خاصة من أجل تطبيقات متعددة بالإضافة إلى المعايير الفيزيائية والتشريحية المسئولة عن الأشكال والنماذج المطلوبة. وبعض الوشائع المتوفرة عموماً هي:

- **وشائع الجسم**

- مبنية على أشكال وشائع اسطوانية بقطر يتراوح من ٥٠ إلى ٦٠ سنتمتر لتحيط بجسم المريض بشكل كامل.

- **وشائع الرأس**

- مصممةً فقط من أجل تصوير الرأس بقطر نموذجي يساوي ٢٨ سنتمتر.

- **وشائع السطح**

- وشيعة محجر العين/الأذن: وشيعة مسطحة وحلقية الشكل مسطحة بقطر ١٠ سنتمتر

- وشيعة الرقبة: وشيعة مرنة وذات سطح مستطيل الشكل (١٠ سنتمتر × ٢٠ سنتمتر) قادرة على التكّيف مع تشريح المريض الخاص.

- وشيعة العمود الفقري: وشيعة اسطوانية أو حلقية الشكل بقطر ١٥ سنتمتر.

openkandi.com

- **وشائع الأعضاء الداخلية**

- وشيعة الصدر: وشيعة اسطوانية أو حلقية الشكل بقطر ١٥ سنتمتر

- وشيعة من نوع هيلمهولتز Helmholtz-type: زوج من الوشائع الحلقية المسطحة لكل منها قطر ١٥ سنتمتر بمسافة متغيرة بين الوشيعتين من ١٢ إلى ٢٢ سنتمتر.

يتلو وشيعة المستقبل شبكة توافق تربط وشيعة المستقبل مع المضخم الأولي بهدف زيادة نقل الطاقة إلى المضخم إلى أقصى حد. و تُدْخِل هذه الشبكة إزاحة طورية Ø إلى طور الإشارة.

إن المضخم الأولي هو مضخم ذو ضجيج منخفض يضخم الإشارة ويغذيها إلى كاشف طور تربيعي. يتقبل الكاشف إشارة الـ NMR ذات التردد الراديوي (RF) التي تتألف من توزُّع للترددات مُتمركز حول أو بالقرب من التردد المنقول ω ويزيح الإشارة للأسفل بالنسبة إلى التردد بمقدار ω. لا يتغير توزُّع الترددات من خلال هذه العملية ما عدا أنه الآن مُتمركز حول الصفر.

تتقبل دارة الكاشف المدخلين، إشارة الـ NMR $V(t)$ والإشارة المرجعية، وتضاعفهما بحيث يكون الخرج هو حاصل الضرب للمدخلين. إن تردد الإشارة المرجعية هو نفس التردد لنبضة الـ RF المُشعِّعة. يتألف خرج الكاشف الحساس للطور من مجموع مكونين، أحدهما مجالاً ضيقاً من الترددات مُتمركزاً عند $2\omega_0$ والآخر مجالاً ضيقاً مُتمركزاً عند الصفر.

يزيل مرشح التمرير المنخفض الذي يتلو الكاشف الحساس للطور جميع المكونات ماعدا تلك المتركزة عند الصفر للإشارة. من الضروري تحويل الإشارة المعقدة (قناتين) إلى إشارتين من الأعداد الرقمية بواسطة محولات تمثيلية- إلى- رقمية (A-D). يتم تمرير خرج المحول A-D على شكل بيانات تسلسلية إلى الكمبيوتر من أجل المعالجة.

نظام التدرج من أجل الترميز الحيزي: يمكن الحصول على معلومات التوزُّع الحيزي من خلال استخدام الحقيقة بأن تردد الرنين يعتمد على قوة الحقل المغناطيسي. من الممكن اختيار منطقة العينة التي تم اشتقاق المعلومات منها على أساس تردد الإشارة بواسطة تغيير الحقل بطريقة معروفة من خلال حجم العينة.

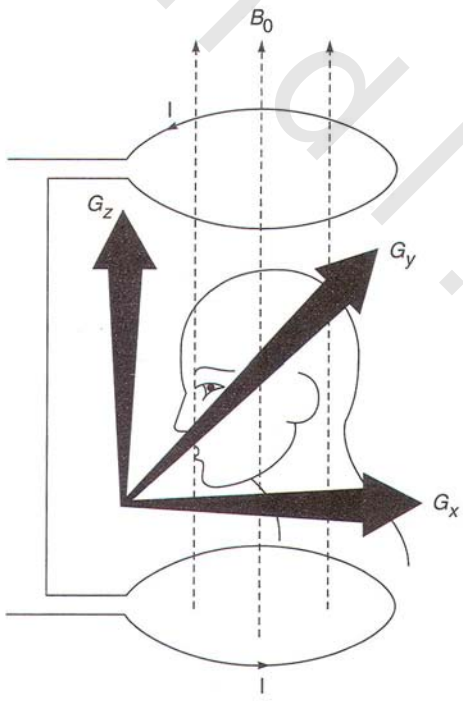
يمكن تفسير قوة الإشارة عند كل تردد بأنه كثافة نوى الهيدروجين في المستوي ضمن الجسم حيث يتطابق الحقل المغناطيسي مع التردد. تستغل طرق التصوير بالـ NMR هذه الخاصية من خلال تدرجات مُحددة بشكل جيد ومُتحكم بها بدقة لتعديل إشارة الـ NMR بطريقة معروفة بحيث يمكن لاحقاً فك ترميز المعلومات الحيزية ورسمها كصورة. يتم اختيار التدرجات نموذجياً بتابعية حيزية خطية بحيث يتطابق الطيف الترددي للـ NMR مباشرة مع الموقع أو حتى مع واحد أو أكثر من محاور الإحداثيات الحيزية. تختلف طرق التصوير بشكل رئيسي في طبيعة التبعية الزمنية للتدرج (ساكن أو تابع للزمن بشكل مستمر أو نبضي)، كما تختلف في نوع متتالية نبضة الـ NMR المُستخدمة.

تم تقديم فكرة الحصول على معلومات حيزية و بناءً عليه الحصول على صور من قِبَل Lauterbur, (1973). لقد أحدث تقدماً رئيسياً من خلال تركيب تدرج حقل مغناطيسي خطي على حقل مغناطيسي منتظم مُطبق على

الجسم الذي يتم تصويره. عندما يتم القيام بذلك فسوف تعتمد ترددات الرنين للنوى الدوارة بشكل أولي على المواقع على طول اتجاه التدرج المغناطيسي. ينتج هذا إسقاطاً أحادي البعد لبنية الجسم ثلاثي الأبعاد. يمكن من خلال أخذ سلسلة من هذه الإسقاطات عند اتجاهات تدرج مختلفة إنتاج صورة ثنائية الأبعاد أو حتى ثلاثية الأبعاد.

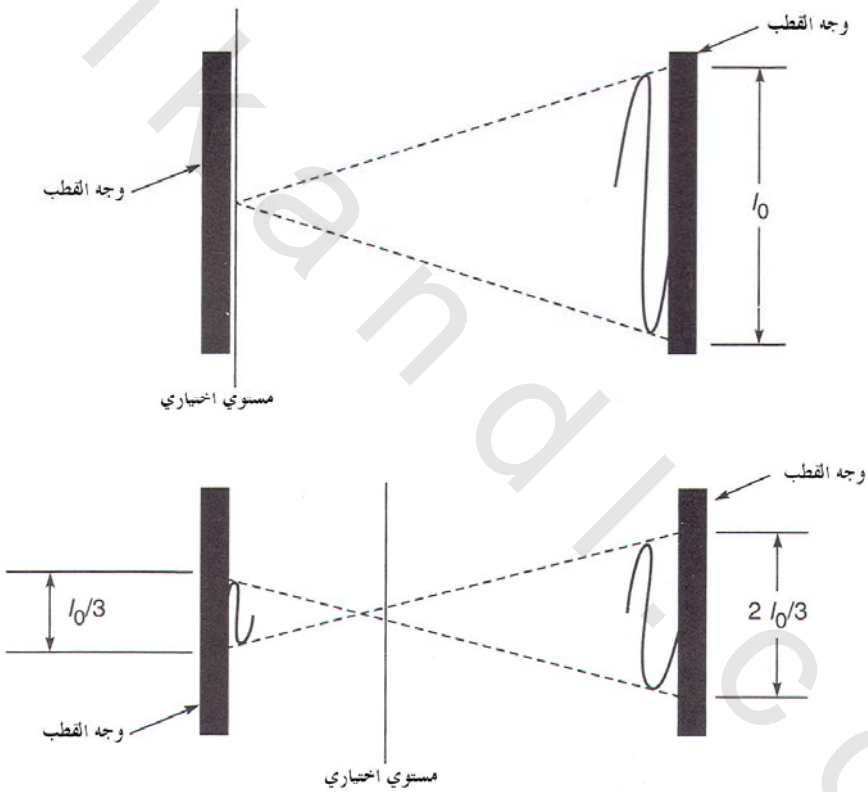
توجد طرق متعددة من أجل اختيار الشريحة، ولكن طريقة "الإثارة الانتقائية" في الوقت الحاضر هي الطريقة المُستخدمة كثيراً وعلى نطاق واسع في كل مكان من العالم. تُغطي هذه الطريقة فقط المنطقة التي يتم عليها تطبيق نبضات أمواج راديوية لها نفس قيمة التردد الرنان ؛ لأن التردد الرنان يتغير بنفس الاتجاه إذا تم التأثير في وقت واحد على حقل ساكن منتظم وعلى حقل مغناطيسي متدرج يتغيران خطياً في الاتجاه العمودي للطبقة التي تتم مناقشتها. سيتم تحديد الصفة المميزة للشريحة من خلال شكل النبضة وسيتم تحديد سماكة الشريحة بواسطة عرض وتدرج النبضة.

يتم في أنظمة الـ NMR، من أجل تمييز الإشارات الصادرة بواسطة الجسم حيزياً، تغطية الحقل المغناطيسي المتجانس الابتدائي B_0 في الأبعاد الحيزية الثلاثة كلها X وY وZ بواسطة حقول ذات تدرج- حقول مغناطيسية خطية صغيرة G. يتم تمثيل حقول التدرج هذه في الشكل رقم (٢٢,٢٢) بواسطة أسهم ذات سماكة متزايدة لتوضيح الزيادة الخطية في قوة الحقل المغناطيسي. يتم إنتاج حقول التدرج بمساعدة وشائع حاملة للتيار ويمكن تشغيلها أو إطفائها كما هو مرغوب أثناء تطبيق طاقة الـ RF وأيضاً في أي طور من عملية القياس معاً.



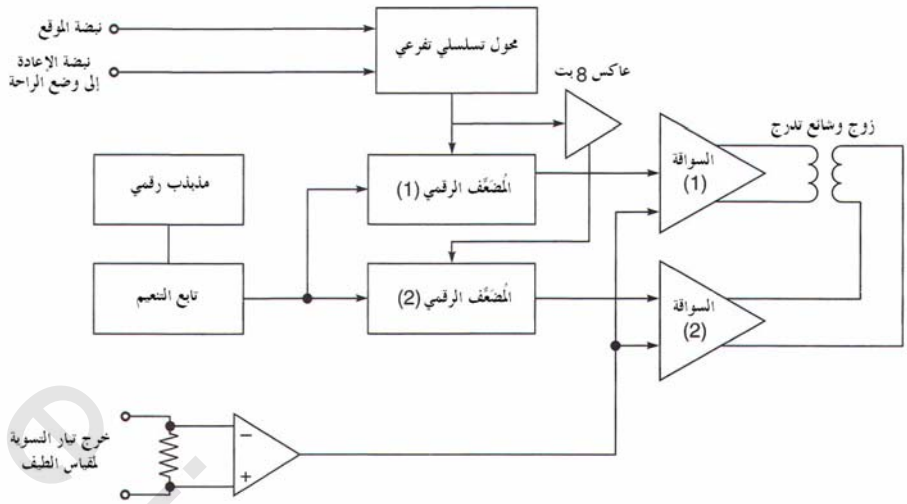
الشكل رقم (٢٢,٢٢). ترتيب تدرجات الحقل.

يبين الشكل رقم (٢٢,٢٣) مبدأ استعمال حقل التدرج من أجل انتقاء مستوي ما. وكما وُصِفَ سابقاً يتم استخدام تدرجات متناوبة بمكان ما بطريقة النقطة الحساسة. إن الغاية من التدرجات المتناوبة هي تأمين مستوي متغير بالزمن منفصل ولكن قابل للحركة (أو حساس) بحيث يمكن التحسس لعدة مواقع دون الحاجة إلى تحريك المكونات الفيزيائية للعينة أو نظام المغناطيس. يستطيع المرء بواسطة زوج من وشائع الحقل ومن خلال تدرجات متممة متناوبة وضع مستوي حساس ما تحت التحكم المغناطيسي وبناءً عليه تحت التحكم الإلكتروني. وكما هو مبين في الشكل رقم (٢٢,٢٣) يستطيع المرء تحريك مستوي حساس ما إلى أي مكان بين وشيعتي التدرج من خلال التحكم بالمطال النسبي للإشارات لكل وشيعة.



الشكل رقم (٢٢,٢٣). استخدام مطال النبار الجيبي لتحديد موضع المستوي الانتقائي.

يتم في المراجع وصف ترتيبات متعددة للدارات من أجل التحكم بتدرجات الحقول المغناطيسية. استخدم Fitzsimmons, 1982 كمبيوتراً للتحكم بحقل التدرج. يبين الشكل رقم (٢٢,٢٤) مخططاً صندوقياً للنظام المُستخدم. يمكن تجزيء البيئة الصلبة (Hardware) إلى أربعة أنظمة جزئية.



الشكل رقم (٢٢,٢٤). مخطط صندوقي لنظام التحكم بالتدرج. كل زوج من الملفات X وY وZ يملك دارة الـتحكم الخاصـة بـه. عـن (Fitzsimmons, 1982).

يتضمن النظام الجزئي الأول واجهة الربط بين الكمبيوتر ونظام التحكم بالتدرج. إن وظيفته الأولية هي السماح بالتوضع المستقل للمستويات الثلاثة غير المتغيرة بالزمن (X وY وZ). إن الدارة بشكل أساسي هي عبارة عن محول من تسلسلي إلى تفرعي بأزمنة إعادة مستقلة إلى وضع البداية. يحتاج ذلك إلى ست خطوط نبضات فقط من الكمبيوتر الرئيسي. إن العدد الأعظمي لمواقع المستويات محدود على العدد ٢٥٦ الكافي لمعظم تطبيقات التصوير. تسمح مجموعة المفاتيح إما بالتحكم اليدوي أو المُبرمج على كل موقع مستوي.

يتألف مولد الذبذبات الرقمي من المؤقت ٥٥٥ تليه مسجلات الإزاحة. تزيح المسجلات الاثني عشر الموجة الجيبيه بينما تزيح الاثني عشر مسجلاً الأخرى الموجة التجيبيه. يسهل مولد الذبذبات الرقمي تغيير تردد الخرج عبر مجال عريض جداً خلال استعمال التحكم الوحيد. يمكن أيضاً تعديل مولد الذبذبات الرقمي بسهولة ليسمح بالتدريج المُتحكم به بالكمبيوتر للخرج لينتج أشعة جيبيه وتجيبيه مُعَدَّة مُسبقاً. يُستخدم الدخل ثُمانيّ البتات (٨-بت) من دارة واجهة الربط مباشرة للتحكم بالمُخَمِّد الأول بينما يتم عكس نفس البتات الثمانية للتحكم بالمُخَمِّد الثاني. ينتج عن ذلك خرجين لموجتين جيبيتين متممتين لبعضهما البعض ويمكن تدريجهما من خلال ٢٥٦ موقعاً. يُعطى التيار الناتج I_0 بواسطة:

$$I_0 = I_{coil1} - I_{coil2}$$

يُضخم بعدئذ خرج المُخَمِّدات بالجهد بواسطة مضخمين عملياتيين قبل الدارات المُقادة.

يتطلب التحكم بالتيار بواسطة وشيعة التسوية أن يكون التحكم المُستخدم في ضبط تدرجات الحقل الساكن متوفراً من أجل إعداد مستويات التيار المستمر (DC) التي يتم تراكب التدرجات المتناوبة عليها. يخدم أحد المضخمات العملياتية في هبوط الجهد التفاضلي عبر حمل وهمي (dummy) (يملك نفس مقاومة وشيعة التسوية) وينتج خرجاً ما يكون عندئذ ذو ترابط DC مع السواقات.

تستخدم سواقات التيار العالي التصميم التقليدي بمضخم عملياتي وحيد يؤمن الدخل للسواقة و لزوّجٍ متمم من ترانزستورات الطاقة لتأمين تيار كاف لوشيعة التدرج.

تملك وشائع التدرج في الماسحات التقليدية مقاومة كهربائية بحدود ١ أوم [□] وتحريض يساوي ١ ميلي هنري [mH]. إن حقول التدرج مطلوبة ليتم تحويلها من صفر إلى ١٠ ميلي تسلا/المتر في حوالي ٥ ميلي ثانية. يتحول التيار من صفر إلى حوالي ١٠٠ أمبير في هذا الفاصل. إن تبديد الاستطاعة أثناء فاصل التحويل هو بحدود ٢٠ كيلو وات [kW]. يضع هذا متطلبات صعبة على التزويد بالطاقة ومن الضروري في أغلب الأحيان استعمال التبريد بالماء لمنع التسخين الزائد لوشائع التدرج.

إن متطلب التزويد بالطاقة مرتفع تماماً لأن سواقات التدرج X وY تعمل في المجال من ٤-٦ أمبير. وبسبب وجود سواقتين لكل بُعد فإن المتطلب الكلي يساوي على الأقل ٢٠ أمبيراً. تحتاج السواقة Z إلى تيار أقل بكثير بسبب هندسة الوشيعة و المواقع بالنسبة إلى الحقول الرئيسية.

تتعلق متطلبات البرمجيات فقط بإعادة إعداد التدرج الفعلي وبعدئذ ترسل عدداً مناسباً من النبضات إلى واجهة ربط التحكم بالتدرج. يتطلب هذا ببساطة أن يكون المسجل مُحَمَّل بعدد متطابق مع موقع المستوي المرغوب وأن يتم تنفيذ عد تنازلي مُخرِجاً نبضة عند كل تناقص للمسجل. يتم في البرنامج تخزين السلسلة الكلية لإعدادات المستوي في ذاكرة بحيث يتم في كل مرة يُستدعى البرنامج فيها من قبل المستخدم تحميل المؤشر الذي يختار العدد التالي في اللائحة وينقل المتحكم بالتدرج خطوة تقريباً ويزيد المؤشر ويعود إلى برنامج الاستدعاء الرئيسي.

إن الدرجة العالية من الخطية في تدرجات الحقول المغناطيسية أساسية بقصد إعادة بناء صورة NMR دقيقة من الإسقاطات. من خلال الوشائع المُصمَّمة جيداً ستكون الأخطاء الناتجة عن التدرجات غير الخطية ربما غير جلية في الصورة الطبية لأن الصورة ستبقى واضحة وسوف لن تحتوي على أجسام ذات شكل صلب أو أجسام ذات حواف حادة من أجل مقارنة متقاربة.

ولكن يتم تصميم وشائع التدرج هذه عادة لتحقيق الخطية بشكل أمثل في مركز المنطقة. وتصبح خطية التدرج بعيداً عن المركز أسوأ بشكل تصاعدي. وبدون ترميم سوف لن تعطي الصورة معلومات دقيقة عن المناطق البعيدة. بناء عليه تؤدي تدرجات الحقول غير الخطية إلى تشويه هندسي للصورة التي يُعاد بناؤها من الإسقاطات.

النظام المُصوِّر: يتضمن النظام المُصوِّر الكمبيوتر من أجل معالجة الصورة و نظام الإظهار ومنصة التحكم. إن التوقيت والتحكم بالـ RF ومتتاليات نبضة التدرج من أجل قياسات أزمنة الاسترخاء والتصوير بالإضافة إلى إعادة بناء صورة FT والإظهار تستوجب استخدام الكمبيوتر. إن الكمبيوتر هو المصدر لأغلفة نبضات الـ RF ولأشكال أمواج الجهد لجميع نبضات التدرج معاً. إن كمبيوتراً مصغراً للأغراض العامة كالمُستخدم في ماسحات الـ CAT كافياً لهذه الأغراض.

يجمع نظام الكمبيوتر إشارة الرنان المغناطيسية النووية بعد التحويل A/D ويصححها ويعيد ضغطها ويظهرها ويخزنها. يتم إرسال البيانات بسرعة عالية من مُتحكم النظام إلى الكمبيوتر. يتم استخدام كمبيوتر عالي السرعة استثنائي لتخفيض زمن الحساب لهذه البيانات. تُستخدم محولات تمثيلية- إلى رقمية بـ ١٦ بت أو أعلى لإنتاج بيانات الإشارة المطلوبة المُحوَّلة إلى رقمية.

يتم أثناء اقتباس البيانات اقتباس المعلومات عند معدّل بحدود ٨٠٠ كيلو بايت بالثانية ويمكن أن تحتوي كل صورة حتى ميغابايت من البيانات الرقمية. يُستخدم كمبيوتر متخصص، مثل مصفوفة المعالجات المُصممة من أجل الأداء السريع للوغاريتمات خاصة مثل تحويل فورييه السريع (FFT)، لتحويل بيانات المجال الزمني المُحوَّلة إلى رقمية إلى بيانات صورة. يتم بشكل نموذجي إظهار صور ثنائية الأبعاد كمصفوفات ذات ٢٥٦×٢٥٦ أو ٥١٢×٥١٢ بيكسل. تصبح الصور متوفرة للمشاهدة خلال حوالي ١ ثانية بعد التقاط البيانات. يتطلب التصوير ثلاثي الأبعاد قدرة معالجة كمبيوترية أكبر. إن الكمبيوترات المُستخدمة في الوقت الحاضر هي بشكل نموذجي آلات ذات ٣٢ بت مجهزة بذاكرة حتى ٤ ميغابايت ومدعومة بمعالج ذي مصفوفة لزيادة سرعة تحويل فورييه. ويتم تخزين البيانات على أقراص عالية السرعة.

يتم إرسال بيانات الصورة التي يُعاد بناؤها إلى منصة الإظهار من خلال قرص ذاكرة الصورة ذو سعة كبيرة. ويتم إظهار الصورة كما في التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية على مونيتور تلفزيوني إما بتدرج رمادي أو بالألوان. إن منصة الإظهار عادةً هي منصة ذكية يمكن أن تُستخدم كوحدة معالجة للصورة مستقلة في نظام تفاعلي ما. يمكن تقسيم شاشة المونيتور ذات دقة التمييز العالية إلى أربعة أجزاء، إذا كان ذلك مرغوباً. من الممكن الإظهار المتزامن لكثافة البروتون وصورة توزُّع T_1 و T_2. تُستخدم كاميرا متعددة الأشكال لصنع نسخ صلبة من الصور.

إن الخصائص المرغوب فيها بالبرمجيات هي صفاتها التشغيلية القوية وإعادة بناء الصورة بسرعة عالية والقدرة على انجاز معالجة شاملة للصورة. تُستخدم برمجيات إعادة تركيب الصورة لإعادة بناء صورة ما ولتسجيل الصور ولإظهار وتوضع معالجة الصورة الممسوحة ولتسجيل المرضى. تنقل برمجيات إظهار الصورة البيانات المُسجلة في ملف بيانات الصورة إلى منصة الإظهار من أجل الإظهار وترسل بيانات الصورة الأخرى إلى القرص المرن أو إلى شريط مغناطيسي وتضمن أيضاً حماية البيانات وتعديلها.

تتضمن منصة التحكم قسماً للتشغيل وقسم التحكم بالنظام وقسماً للإظهار. ففي قسم التحكم بالنظام، يتحكم كمبيوتر صغري بحقل التدرج المغناطيسي وبقطار نبضات التردد العالي (نبضات RF) وبتوقيت التحويل A/D للإشارات المُستَقبَلة. يحتوي قسم الإظهار على مونيتور ذي دقة تمييز عالية ولوحة المفاتيح وذاكرة الصورة وكمبيوتر صغري من أجل معالجة الصورة وتشغيل المفاتيح لوضع شروط المسح وللتحكم بسرير المريض من قسم التشغيل، بالإضافة إلى مؤشرات لوحة متعددة لمراقبة حالة النظام.

تحسين التباين: من الممكن، كما في التصوير بالأشعة السينية، تحسين التباين بشكل صناعي في أنظمة الـ NMR. إن عمليات الحقن النظامية لأيونات ومعقدات منجذبة إلى الحقل المغناطيسي تعمل مثل مغانط صغيرة جداً تكون فعالة في المجال من مايكرو- مول إلى ميلي- مول، مُخفِّضة بشكل ملحوظ أزمنة الاسترخاء لماء النسيج. وهكذا يمكن تحويل اختلافات أزمنة الاسترخاء إلى اختلافات في شدات الإشارة.

من الممكن القيام بتحسين عمليات أنسجة محددة، مثل جريان الدم، من خلال التلاعب ببارامترات اقتباس البيانات أفضل منه بواسطة حقن مواد التباين. إن تغيير الفاصل الزمني بين تراكمات البيانات المتعاقبة (البارامتر T_1) سوف يحسِّن بشكل انتقائي الأنسجة؛ وذلك حسب قيم T_1 الخاصة.

سرير المريض: يُصنع سرير المريض من أجل تطبيقات التصوير بالـ NMR من مادة غير مغناطيسية لمنع اضطراب انتظام الحقل المغناطيسي في منطقة المسح. يتم بناء النقالة (الجزء العلوي من السرير) من أجل دفعات (stroke) طويلة وانفتال (warpage) أصغري. يتم التحكم بالسطح العلوي من لوحة التحكم لرفعه للأعلى أو خفضه للأسفل والتحريك للأمام والخلف بدقة. يمكن قيادته أيضاً ووضع موقع المسح بالتحكم عن بعد من منصة المُتحكِّم ووضعه بموقع المسح أو يمكن تحويله إلى تلقيم آلي أو يدوي.

(٢٢,٤) التأثيرات البيولوجية للتصوير بالرنين المغناطيسي النووي

Biological Effects of NMR Imaging

إن المظاهر الثلاثة للتصوير NMR التي قد تسبب خطراً صحياً محتملاً هي:

١- التسخين بسبب طاقة الـ RF: يصف Katinis, 1978 بأن زيادة الحرارة التي يتم إنتاجها في رأس التصوير بالـ NMR ستكون بحدود ٠,٣ درجة مئوية. ولا يبدو أن ذلك يطرح مشكلة على الأرجح.

٢- الحقل المغناطيسي الساكن: بالرغم من عدم وجود آثار هامة معروفة للحقل الساكن بالمستوى المُستخدم في الـ NMR، يشير Pastakia, 1978 إلى الآثار الجانبية المحتملة للحقول الكهرومغناطيسية. يمكن أن يوجد انخفاض طفيف في المهارات المعرفية وتأخير تَفَتُّلِي في القوالب اللزجة وشفاء جروح متأخر ومصل دم ثُلاثِيُّ الغليسريد مرتفع.

٣- تحريض التيار الكهربائي بسبب التغير السريع في الحقل المغناطيسي: من المعتقد أن تدرجات الحقل المغناطيسي المتذبذب تستطيع أن تُحدِث تيارات كهربائية قوية كفاية لكي تسبب رجفاناً بطينياً. من ناحية ثانية لم يتم

الإخبار عن أضرار بسبب التعرضات للـ NMR (Marx, 1980). يُنصح بأنه ينبغي عدم تغيير الحقول عند معدل أسرع من ٣ تسلا/الثانية.

(٢٢,٥) ميزات نظام التصوير بالرنين المغناطيسي النووي

Advantages of NMR Imaging

إن ميزات نظام التصوير بالـ NMR هي :

١- تؤمن صورة الـ NMR تبايناً جوهرياً بين الأنسجة الطرية المتطابقة تقريباً في التقنيات الموجودة. وتؤمن صور الـ NMR التي تُظهر خصائص T_1 وT_2 للأنسجة تباينات هائلة بين الأنسجة الطرية المتعددة وتقترب التباينات الممكنة في صور T_1 وT_2 من ١٥٠٪ ، بينما تكون التباينات الممكنة بين الأنسجة الطرية بواسطة الأشعة السينية بضعة أجزاء من المائة فقط.

٢- إن الصور بالمقاطع العرضية ممكنة بأي اتجاه في أنظمة التصوير بالـ NMR.

٣- تؤمن آليات التباين البديلة للـ NMR إمكانيات واعدة للتشخيصات الجديدة للباثولوجيات التي تكون صعبة أو مستحيلة بواسطة التقنيات الحالية.

٤- إن بارامترات التصوير بالـ NMR متأثرة بالترابط الكيميائي ولذلك تقدم طاقة للتصوير الفيزيولوجي.

٥- لا تستخدم NMR إشعاع مُؤَيِّن وتتضمن الحد الأدنى من المخاطر، إذا وجدت، لمشغلين الآلات وللمرضى.

٦- بشكل مختلف عن الـ CT لا يحتاج التصوير بالـ NMR إلى أجزاء متحركة وقناطر أو كواشف بلورية متكلفة. يمسح النظام بواسطة تراكب الحقول المغناطيسية المتحكم بها كهربائياً. ونتيجة لذلك فإنه من الممكن المسح في أي اتجاه محدد مسبقاً.

٧- يسمح الـ NMR، من خلال التقنيات الجديدة التي تم تطويرها، بتصوير أحجام ثلاثية الأبعاد كاملة في وقت واحد بدلاً من التصوير شريحة بشريحة المُستخدم في أنظمة التصوير الأخرى.

obeikandi.com