

بسم الله الرحمن الرحيم

جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI

اعداد :

اسلام فيصل حسن

رميصاء عبد المنعم نور الدائم

هدى محمد عبد العزيز

فاطمة عمر ابراهيم سعيد

نجاة مرغني جعفر

مشروع تخرج كمطلوب تكميلي لنيل درجة الدبلوم التقني

في الاجهزة الطبية

قسم تقنية الهندسة الكهربائية

كلية التكنولوجيا

جامعة الشيخ عبد الله البدرى

مايو 2013 م

بسم الله الرحمن الرحيم

الآية

قوله تعالى : ((وانزلنا الحديد فيه بأس شديد ومنافع للناس))

صدق الله العظيم

سورة الحديد الآية (25)

إِهْدَاء

الْبُحْرُ مِنْ لَسْتِ إِسْمِهَا جَعَلَتْ الْقَلْبَ مَوْلَاهَا

امِي العزيزة

الْبُحْرُ مِنْ حُرُوفِ إِسْمِهِ إِذْ يُغْلَى سِوَاهُ

ابي العزيز

الْبُحْرُ الْفَيْنُ هُمْ بِمِثَابَةِ شَمْسٍ وَيَوْمَنَا وَنَحْنُهَا

اخواني واخواتي

اللَّهُ اصْفَائِي الْفَايِنُ هُمُ الصَّلْبَةُ الَّتِي ارْتَضَاهَا

زميلاتي وزملائي

الِيكُمُ الْهَمَامُ هَذَا الْبَحْثُ الْمَتَوَاضِعُ ارْتَجُو أَنْ يَنْالَ

رضائكم وقبولكم

شكر وعرفان

الشكر أو له وأجره لله رب العالمين وصلّى الله على سيدنا محمد وآله

الأنبياء والمرسلين

أزجني اسمي آيات الشكر والعرفان بعك شكر الله تعالى

اللهم جامعة الشيخ عبد الله البدري للعلوم والتكنولوجيا

فكانت تمر مراراً بآيات الحياة بصفاف تملأها بالثقة وتوهمها ما تحتاجه من إيمان

تدعمها بما تحتاجه من أمل لتكمل رحلة الحياة الصعبة لا يستطيع الاستغناء

عنها فلهذا اسأدتنا هم صفاقنا التي لا تعرف معاني الإغلاق بنحصر

منهم استأفنا مشرف بحثنا الاستأف هاشم حسب الرسول والمؤمنين ياسر محمد

احمد الجوهريه المقدره معنا وامانا بالنصائح القيمة للجراح هفا
البحث بصرة مرضية كما تتقدم بالشكر لكل من ساعدنا في الجراح هفا
البحث المتابع هفا الصرة التي بين ايديكم التي تمنني من الله ان تنال
الرضي القبول

بسم الله الرحمن الرحيم

جهاز التصوير بالرنين المغنطيسي MRI

اعداد :

اسلام فيصل حسن
رميصاء عبد المنعم نور الدائم
هدى محمد عبد العزيز
فاطمة عمر ابراهيم سعيد
نجاة مرغني جعفر

إشراف :

الأستاذ / هاشم حسب الرسول

مشروع تخرج كمطلوب تكميلي لنيل درجة الدبلوم التقني

في الأجهزة الطبية

قسم تقنية الهندسة الكهربائية

كلية التكنولوجيا

جامعة الشيخ عبد الله البدر

مايو 2013م

اساسيات الرنين المغنطيسي

Basics of Magnetic Resonance Imaging

المقدمة

التصوير بالرنين المغناطيسي هو تقنية تصوير تستخدم في المقام الأول في الأجهزة الطبية للحصول على صور عالية الجودة لداخل الجسم الإنساني ، يعتمد MRI على مبدأ الرنين المغناطيسي النووي (Neeulus Magnetic Resouance) [وهي تقنية التحليل الطيفي مستخدمة من قبل العلماء للحصول على معلومات كيميائية وفيزيائية دقيقة حول الجزيئات]. وقد سميت تقنية التصوير بالتصوير بالرنين المغناطيسي بدلاً عن الرنين المغناطيسي النووي بسبب دلالات سلبية نشأت مع كلمة نووي في أواخر العام 1970م ، بدأ MRI كتقنية للتصوير الطبقي والتي تنتج صورة (إشارة NMR في شريحة رقيقة عبر الجسم البشري) إلا أن MRI تطوّر عن تقنية التصوير الطبقي إلى تقنية التصوير الحجمي.

لقد تناولنا في طيات هذا البحث سبعة فصول تحدثنا في الفصل الأول عن موضوع الرنين المغناطيسي منذ بداية الفترة الأساسية وتحدثنا في الفصل الثاني عن مكونات الجهاز الأساسية ، وفي الفصل الثالث تحدثنا عن تقنيات التصوير الأساسية والمتقدمة وفي الفصل الرابع تحدثنا عن أهم التطبيقات الرياضية والفيزيائية المستخدمة للحصول على الصورة في وفي الفصل الخامس تحدثنا عن طرق معالجة الصورة وفي الفصل السادس تحدثنا عن نظام التبريد للجهاز وفي الفصل السابع تحدثنا عن الصيانة الوقائية والدورية والاعطال وطرق معالجتها .

استعراض وجيز لتاريخ MRI

بداية تاريخ وولادة فكرة الرنين المغناطيسي كانت في عام 1946 - 1945 عندما حصل العالم [فليكس بلوخ وإدوارد بورسيل](#) على جائزة نوبل لاكتشافه الرنين المغناطيسي. تطورت على يد العالم إرون هان عام 1950. طورت للاستخدام الطبي عام 1973 على يد العالمين البريطاني والأمريكي [بيتر مانسفيلد بول لاوتربر](#). 1976 نشرت أول صورة لمقطع إصبع للرنين المغناطيسي. وعام 1977 نشر أول تصوير كامل للجسم. يجدر الإشارة إلى أن الرنين المغناطيسي أستخدم في البداية في المعامل الكيميائية فقط بعد ذلك تم تحديثه ليدخل إلى الحقل الطبي. سمي في البداية بالرنين المغناطيسي النووي، ولكن غير الاسم لاحقاً لخوف وحساسية العامة من كلمة نووي وقد قصد بها نواة الذرة لا الأشعة النووية ذاتها.

التصوير الطبقي Tomo graphic Imaging

بدأ الرنين المغناطيسي كجهاز تصوير طبقي لإنتاج صور NMR لشريحة من الجسم البشري ولكل شريحة سماكة معينة.

هذا النوع من التصوير يعادل بشكل ما قطع العضوية فوق وتحت الشريحة، وتعتبر الشريحة مركبة من عدة عناصر حجمية أو تسمى Voxels (فوكسل) يبلغ حجمه بحدود 3mm^3 .
 وصورة الرنين المغناطيسي مركبة من عناصر صور تدعى بيكسل Pixel ، كثافة البيكسل متناسبة مع كثافة إشارة NMR لمحتويات فوكسل للعضو المصور .
 ويعتمد التصوير بالرنين المغناطيسي على امتصاص ونشر طاقة مجال الأمواج الراديوية للطيف الكهرومغناطيسي وهذا واضح من الطيف الضعيف للجسم البشري. ظن بعض العلماء أنه لا يمكن تصوير مواضع أصغر من طول موجة الطاقة المستخدمة في التصوير لكن MRI تجاوز المفاهيم بإنتاج صورة معتمدة على التغيرات الفراغية Spatial Variations بين الطور والتردد لطاقة الأمواج الراديوية الممتصة والمنتشرة من قبل العضو المصور .

الخصائص الميكروسكوبية المسؤولة عن MRI

microscopic Property Responsible For MRI

يتألف الجسم البشري قبل كل شيء من شحم وماء ، حيث يحتوي الشحم والماء على ذرات هيدروجين كثيرة والتي تجعل الجسم البشري مكوناً من 63% تقريباً من ذرات الهيدروجين .
 يحتوي كل فوكسل لصورة الجسم البشري على نسيج أو أكثر. في داخل كل خلية هناك جزيئات ماء فإذا قربنا أحد ذرات الهيدروجين حتى تخترق الغمامة الإلكترونية فإننا نرى نواة مكونة من بروتون واحد ويمتلك ميزة تدعى سبين Spin ويمكن اعتبار البروتون كحقل مغناطيسي صغير مما يجعل النواة قادرة على إصدار إشارة MRI ، لذلك يعتمد التصوير بالرنين المغناطيسي على إشارة MRI لنواة الهيدروجين .

الخصائص الفيزيائية للسبين Spin Physics

السبين: هو العدد الكمي الذي يميز كل نواة.
 أو هو مقدار كمي يميز عناصر الطبيعة ويأخذ قيمة من مضاعفات $(\frac{1}{2})$ بإشارة (+) أو (-) للإلكترونات والبروتونات والنترونات عدد كمي.
 فالمفردة منها لها عدد كمي مساوي لـ $(\frac{1}{2})$
 في ذرة الديتريوم H^2 إلكترون مفرد وبروتون واحد ونترون واحد فالعدد الكمي الكهربائي الكلي مساوي لـ $\frac{1}{2}$ أما العدد الكمي النووي الكلي = 1 .

تصطف البروتونات والنترونات متعاكسة لتلغي ظاهرة السبين لتلك النواة ذات العدد الفردي من البروتونات أو النترونات ستملك مركبة دَوّارة خاصة السبين مميزة بعدد مساوي لـ $\frac{1}{2}$.

مستويات الطاقة Energy Levels

لفهم تصرفات الجزيئات ذات السبين في الحقل المغناطيسي فإننا سنفترض وجود بروتون هذا البروتون له خاصية السبين حيث يُشَبَّه السبين بمتجه مغناطيسي خطي (شعاع عزم مغناطيسي) مسبباً تصرف البرتون كمغناطيس صغير جداً بقطب شمالي وجنوبي.

لذلك عند وضع البروتون في حقل مغناطيسي خارجي فإن شعاع السبين للجزيء ينتظم بجهة شعاع الحقل الخارجي كما لو أنه مغناطيس وبامتصاص الجزيء لفوتون يؤدي لانتقالات بين سويتي طاقة له.

حيث يمتص الجزيء الفوتون وهو في سوية طاقة منخفضة فينتهي في سوية طاقة عالية، لذلك طاقة الفوتون يجب أن تطابق تماماً الفرق في الطاقة بين هاتين السويتين.

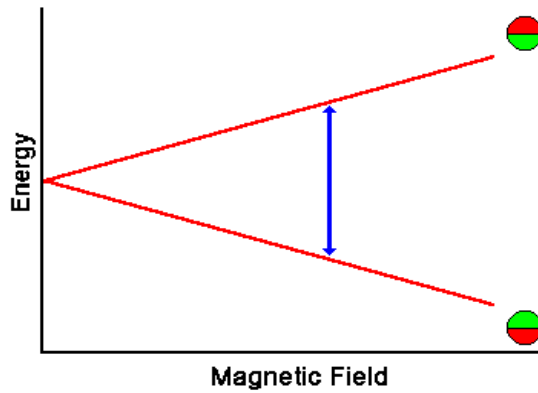
طاقة الفوتون E متناسبة مع ترددها ν بثابت بلانك:

$$E = h.\nu$$

$$h=6.626 \cdot 10^{-34} \text{ (J.S)}$$

يدعى ν تردد الرنين أو تردد لارمور وبما أن $\nu = \gamma.B$ فإن $E = h.\gamma.B$

فعندما تطابق طاقة الفوتون هذا الفرق في الطاقة عندها يحصل امتصاص لهذا الفوتون حيث يبين الشكل (1-1) انتقال الجزيء من سوية طاقة منخفضة إلى سوية طاقة أعلى عند إعطائه طاقة (امتصاصه لفوتون) .



الشكل (1-1) مخطط سوية الطاقة

دراسات بولتزمان Boltzmann Statistics

عندما توضع مجموعة سبينات في حقل مغناطيسي ينتظم كل سبين وفق أحد الاتجاهين المحتملين في درجة حرارة الغرفة: عدد السبينات في مستوى الطاقة الأخفض N^+ يفوق عدد السبينات في مستوى الطاقة الأعلى N^- فأظهرت دراسة بولتزمان أن :

$$\frac{N^-}{N^+} = e^{-E/KT}$$

E فرق الطاقة بين سويتي السبين.

K ثابت بولتزمان [$K = 1.3805 \times 10^{-23} J / Kelvin$] .

T الحرارة بـ Kelvin .

عندما تنقص درجة الحرارة تنقص النسبة $\frac{N^-}{N^+}$ وعندما تزداد درجة الحرارة تزداد النسبة حتى الواحد، وتنتج الإشارة في تحليل NMR الطيفي من الفرق بين الطاقة الممتصة من قبل السبين والمؤدية لانتقاله من سوية طاقة منخفضة إلى سوية طاقة عالية والطاقة التي يصدرها عند عودته من سوية الطاقة العليا إلى سوية الطاقة المنخفضة لذلك فإن إشارة NMR تتناسب مع الفرق بين هاتين السويتين والذي يعطي NMR^{K1} حساسية عالية هو الرنين أو تبادل الطاقة عند تردد محدد بين السبينات والمطياف، فهناك عاملان أساسيان يؤثران على إشارة MRI: الوفرة الطبيعية للنظائر والوفرة البيولوجية.

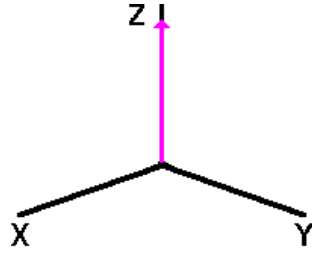
الوفرة الطبيعية للنظائر

هي العدد العشري للنوى ذات العدد المعطى من البروتونات والنترونات (أو العدد الذري) كمثال هناك 3 نظائر الهروجين $^3H - ^2H - ^1H$.

حزم السبين Spin Packets

هي مجموعة من السبينات لها نفس شدة الحقل المغناطيسي (في هذا المثال السبينات في كل قطاع شبكي هي حزمة سبينات).
يمكن تمثيل الحقل المغناطيسي الناتج عن السبينات في كل حزمة سبينات بشعاع مغنطة يتناسب طول كل شعاع مع الفرق $(N^+ - N^-)$.
المجموع الشعاعي لأشعة المغنطة لكل حزم السبينات هي المغنطة الصافية

Net magnetization ، وعند التوازن يقع كل من شعاع الحقل المغناطيسي الخارجي وشعاع المغنطة الصافي باتجاه المحور Z كما يبين الشكل (2-1) .



الشكل (2-1) شعاع المغنطة الصافي

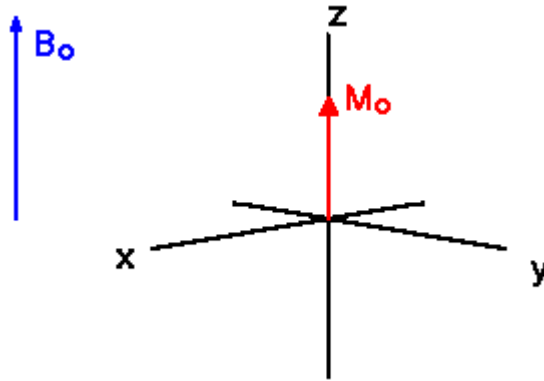
الفترة T1 processes T1

عند التوازن يأخذ شعاع المغنطة الصافية نفس اتجاه الحقل المغناطيسي الخارجي المطبق B_0 ويدعى عندها مغنطة التوازن M_0 [على المخطط المركبة M_z تساوي M_0] تسمى M_2 المغنطة الطولانية [لا يوجد هنا مغنطة عرضية (M_x, M_y)].

من الممكن تغيير المغنطة الصافية بتعريض نظام السبينات إلى طاقة ترددية مساوية لفرق الطاقة بين سويتي السبين فإذا كانت الطاقة المقدمة كافية أمكن إشباع النظام ونجعل $M_2 = 0$ يدعى ثابت الزمن الذي يصف عودة M_z لقيمة التوازن زمن استرخاء شبكة سبين.

المعادلة التالية توضح هذا السلوك كتابع للزمن t بعد انزياحه :

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$



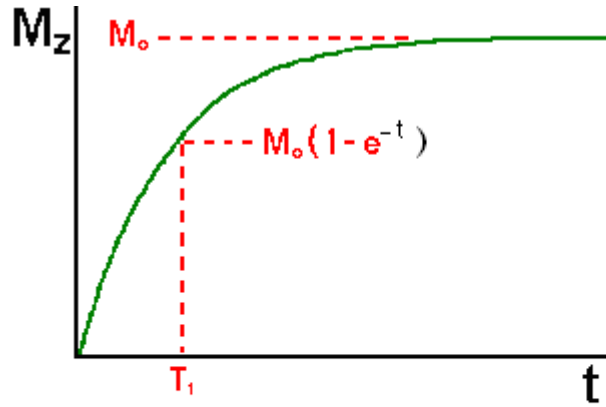
الشكل (3-1)

اتجاه كل من شعاع المغنطة الصافي وشعاع الحقل الخارجي عند التوازن

يعرّف T_1 : بالزمن اللازم لعودة المغنطة الطولية باتجاه الحقل بسرعة محددة وفق منحنى رأسي، إذا توضع شعاع المغنطة الصافية على المحور ($-Z$) فإنها ستعود تدريجياً إلى وضعية التوازن باتجاه المحور ($+Z$) بمعدل يتحكم به T_1 والمعادلة تبين هذا السلوك كتابع للزمن بعد إزاحته.

$$M_z = M_0(1 - 2e^{-t/T_1})$$

إذاً T_1 زمن الاسترخاء سبين - شبكة هو أيضاً زمن إنقاص الفرق بين المغنطة الطولية M_z وقيمة توازنها كعامل قوة للأساس e .



الشكل (4-1) زمن الاسترخاء سبين - شبكة T_1

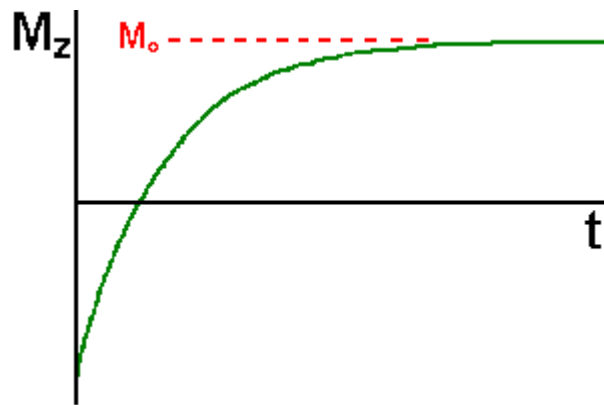
الفترة T_2 Process T_2

إذا توضع شعاع المغنطة الصافية في المستوي XY فإنه سيدور حول المحور Z بتردد مساوي لتردد الفوتون والذي سبب الانتقال بين سويتي الطاقة للسبين هذا التردد هو تردد لارمور بالإضافة لدوران شعاع المغنطة الصافية حول المحور Z يبدأ بفقدان طوره لأن كل من حزم السبين المشكلة له تخضع لحقل مغناطيسي مختلف وتدور بتردد لارمور الخاص بها.

عندها يكون شعاع المغنطة بشكل أولي على المحور +Y ولكن بما أننا نعتبر هذا الشعاع مركب لأشعة عديدة أصغر ناتجة عن حزم السبين المفردة يزداد فقدان التوافق في الطور مع الزمن.

تدعى الثابتة الزمنية التي تصف عودة المغنطة العرضية إلى التوازن M_{XY} بزمن استرخاء سبين- سبين T_2 [دوماً أقل أو مساوي لـ T_1]

$$M_{XY} = M_{XY0} e^{-t/T_2}$$



الشكل (5-1) زمن الاسترخاء سبين - شبكة T_1 عندما توضع المغنطة الصافية على المحور -Z

تسعى المغنطة الصافية في المستوى XY للصفر وعندها تزداد المغنطة الطولية حتى تصبح M_0 على المحور Z فتدور المركبات العرضية حول اتجاه المغنطة المطبقة وتفقد التوافق في الطور.

يتحكم T_1 بمعدل عودة المغنطة الطولية، أما زمن الاسترخاء سبين سبين T_2 فهو الزمن اللازم لإنقاص المغنطة العرضية بعامل e^{-1} حيث تكون أشعة المغنطة واقعة تماماً في المستوى XY قبل أن تعود إلى المحور Z.

هناك عاملان يشاركان في تخميد المنطقة العرضية

1- التفاعلات الجزيئية: (هي التي تؤدي إلى تأثير صافي لـ T_2 على الجزيء).

2- تغيرات B_0 (هي التي تؤدي إلى تأثير T_2 غير المتجانس)

اتحاد هذين العاملين هو الذي يسبب فعلياً تخامد المغنطة العرضية.

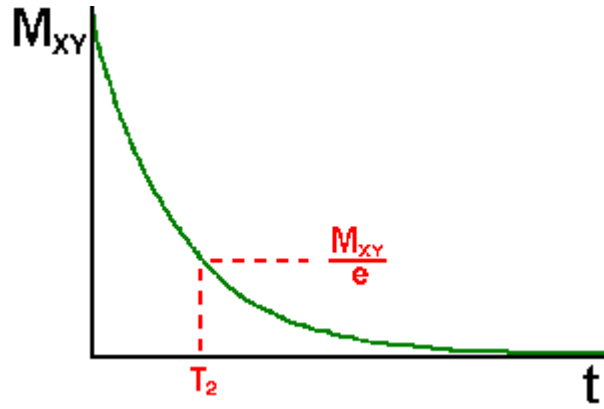
وثابت الزمن الموحد يدعى T_2^* .

العلاقة بين T_2 من التفاعلات الجزيئية و T_2 الناتجة عن عدم التجانس في الحقل المغناطيسي كما يلي:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_{2in\ homo}}$$

نظام الإحداثيات الدوّار Rotating Hrame of Reference

نميز نظام الإحداثيات الدوّار عن نظام المخبر برؤوس (نقاط) على المحاور Y, X هي $Y^* X^*$ يبدو شعاع المغنطة الذي يدور بتردد لارمور في إطار المختبر ساكناً في إطار مرجع يدور حول المحور Z ويبدو استرخاء المغنطة M_z حتى وضع التوازن مماثلاً لاسترخائه في إطار المخبر. ويظهر شعاع المغنطة العرضية الذي يدور حول المحور Z بنفس سرعة الإطار الدوار ساكناً في الإطار الدوّار. ويدور شعاع المغنطة المتحرك بسرعة أكبر من الإطار الدوّار باتجاه عقارب الساعة حول المحور Z .

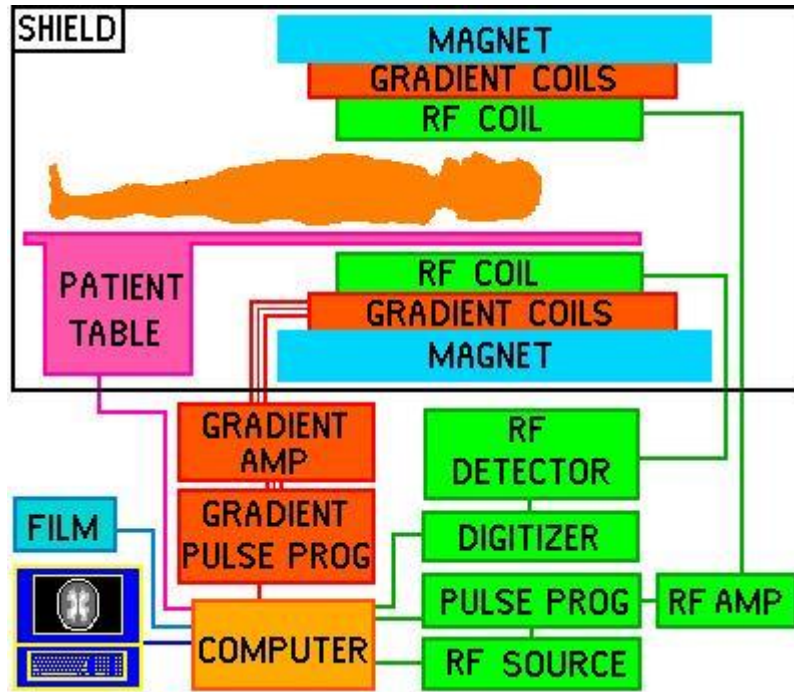


الشكل (6-1) زمن الاسترخاء سين - سين T_2

أما الشعاع المتحرك بسرعة أبطأ يدور بعكس اتجاه عقارب الساعة حول Z . وبالنتيجة عندما يساوي التردد الرئيسي للعينة الإطار الدوار يبدو فقدان الطور لـ $M_x^* y^*$.

المكونات الأساسية لجهاز التصوير المغناطيسي

يظهر الشكل التالي مخطط صندوقي لأحد الأنظمة الرئيسية لجهاز الرنين المغناطيسي وبعض الترابطات الأساسية التابعة له , حيث يوضح الشكل (1-2) حالة وموضع و وظيفة كل مكون من الجهاز



الشكل (1-2) المكونات الأساسية لجهاز التصوير وملحقاته

في الجزء العلوي من المخطط يوجد المكونات الأساسية لجهاز التصوير والتي توضع في غرفة المسح لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي .
حيث ينتج المغناطيس الحقل المغناطيسي B_0 من أجل إجراء التصوير , بالإضافة للمغناطيس يوجد ملفات تدرج لإعطاء حقل مغناطيسي متدرج في الاتجاهات X, Y, Z .

ومن ثم يوجد لدينا ملفات لإنتاج الأمواج الراديوية Radio waves Frequency حيث تنتج الملفات الراديوية RF الحقل المغناطيسي B_1 الضروري لدوران السبين بزاوية 90 درجة أو 180 درجة وتكشف ملفات RF الإشارة الناتجة عن السبين الموجود في الجسم . يدخل المريض إلى داخل المغناطيس بطاولة المريض التي يتحكم بها الحاسب حيث أن الحاسب يحدد وضع طاولة المريض بدقة (1 mm) .

غرفة التصوير تكون محاطة بدروع RF حيث أن هذه الدروع تمنع الطاقة العالية الناتجة عن النبضات RF من الإشعاع خارج غرفة التصوير وخلال المستشفى , بالإضافة إلى ذلك تمنع الإشارات الراديوية الناتجة عن التلفاز ومحطات الراديو من الدخول إلى غرفة التصوير بحيث لا تكشف من قبل جهاز التصوير .

بعض غرف التصوير تكون محاطة بدرع مغناطيسي حيث يعمل هذا الدرع على احتواء الحقل المغناطيسي وتمنعه من الانتشار داخل المستشفى , في المغناط الحديثة يعتبر الدرع المغناطيسي جزء مكمل للمغناطيس .

الجزء الرئيسي في جهاز التصوير هو الحاسب والذي يتحكم بجميع أجزاء جهاز التصوير , حيث يظهر في الشكل الأجزاء التابعة للملفات الراديوية والتي يتحكم بها الحاسب وهي :

- مصدر إرسال الترددات .

- المبرمج للنبضات .

حيث أن المصدر ينتج موجات (Sin) حسب التردد المطلوب ومن ثم يعمل مبرمج النبضات على إظهار نبضات RF على شكل التابع (Sinc) , ومن ثم يقوم مضخم RF على رفع طاقة النبضات من ميلي واط إلى كيلو واط .

يتحكم الحاسب أيضا " بمبرمج نبضات التدرج والذي يحدد شكل ومطال كل حقل من الحقول المغناطيسية المتدرجة في الاتجاهات الثلاث . ومن ثم يعمل مضخم التدرج على زيادة الطاقة لنبضات التدرج إلى المستوى الكافي للتحكم بملفات التدرج .

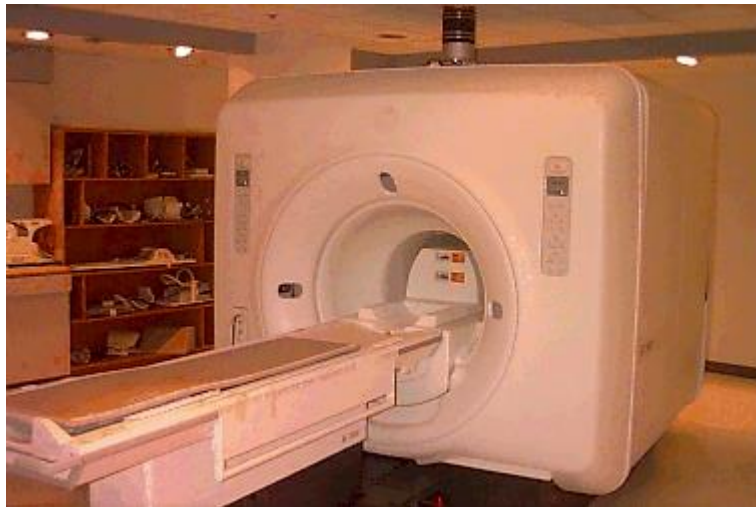
يوجد في بعض أجهزة التصوير معالج المصفوفات وهو عبارة عن وسيلة قادرة على إنجاز تحويل فورييه ثنائي البعد خلال أجزاء من الثانية حيث أن الحاسب يتوقف عن العمل ويحمل تحويل فورييه إلى هذه الوسيلة السريعة .

الفني الذي يعمل على جهاز التصوير يعطي معلومات الدخول إلى الحاسب عن طريق لوحة مفاتيح تحكمية حيث يتم اختيار متتالية التصوير المطلوبة عن طريق هذه اللوحة أيضا .

ويستطيع الفني أن يرى الصور عن طريق وحدة إظهار (فيديو) تقع على لوحة التحكم أو إجراء نسخ مطبوعة للصور على طابعة فيلمية .
وفيما يلي شرح مفصل للأجزاء الرئيسية : المغناطيس , ملفات التدرج , الملفات الراديوية RF , ملفات الكشف RF في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي .

المغناطيس Magnet

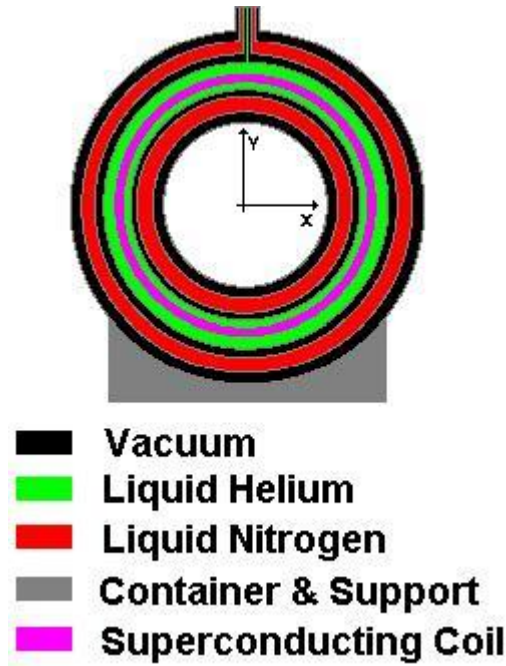
يعتبر مغناطيس التصوير هو أعلى جزء في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي ومعظم المغناط هي من نموذج المغناط فائقة الناقلية , وفيما يلي صورة لمغناطيس الشكل (2)-
(2) فائق الناقلية (1.5 Tesla) من جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي :



الشكل (2-2) مغناطيس فائق الناقلية 1.5 T

المغناطيس فائق الناقلية هو عبارة عن مغناطيس كهربائي مصنوع من أسلاك ذات ناقلية عالية وهذه الأسلاك تملك مقاومة تساوي الصفر تقريبا" وذلك عندما تبرد إلى درجة حرارة قريبة من الصفر المطلق ويتم ذلك عن طريق غمسها في سائل الهليوم , لحظة حدوث مرور للتيار في الملفات سوف يبدأ الجريان ويستمر هذا الجريان كلما بقيت الملفات بدرجة حرارة تساوي حرارة الهليوم السائل .

تحدث بعض الضياعات مع مرور الزمن وهي تؤدي بالنهاية إلى وجود مقاومة صغيرة في الملفات وهذه الضياعات من الحقل المغناطيسي خلال السنة تعتبر صغيرة .
يبين الشكل التالي مقطع عرضي لمغناطيس التصوير من نوع فائق الناقلية , الشكل (2 - 3) :



الشكل (3-3) مقطع عرضي لمغناطيس التصوير

طول الأسلاك فائقة الناقلية في المغناطيس هو نموذجيا" بحدود عدة أميال , تبقى أسلاك الملف عند درجة حرارة (4.2^0 K) وذلك بغمسها بسائل الهليوم ويحتفظ بالملف وسائل الهليوم ضمن

خزان كبير ويحاط هذا الخزان بشكل نموذجي بسائل النتروجين (77.4^0 K) والذي يعمل كعازل حراري بين درجة حرارة الغرفة (293^0 K) ودرجة حرارة سائل الهليوم .

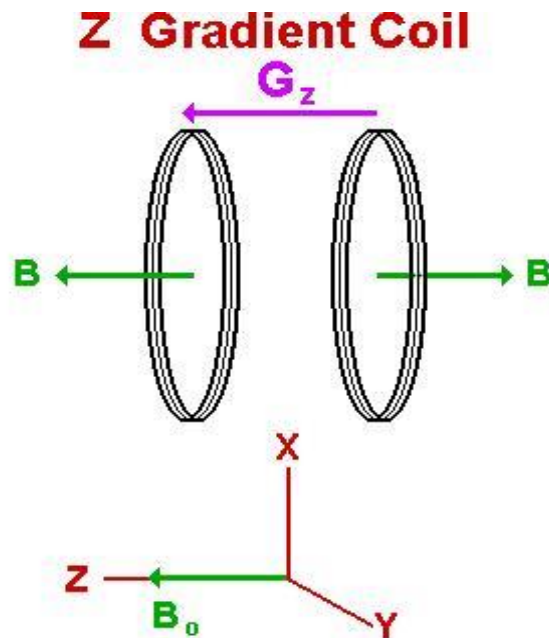
ملفات التدرج

ملفات التدرج وهي عبارة عن الملفات التي تنتج التدرج في الحقل المغناطيسي B_0 وهذه الملفات تعطي التدرج المطلوب حسب توضعها ضمن الجهاز .

وبما إن ثقب المغناطيس فائق الناقلية هو بوضع أفقي على الأغلب , فإن نظام ملفات التدرج سوف يدرس من أجل هذا النوع من المغناط .

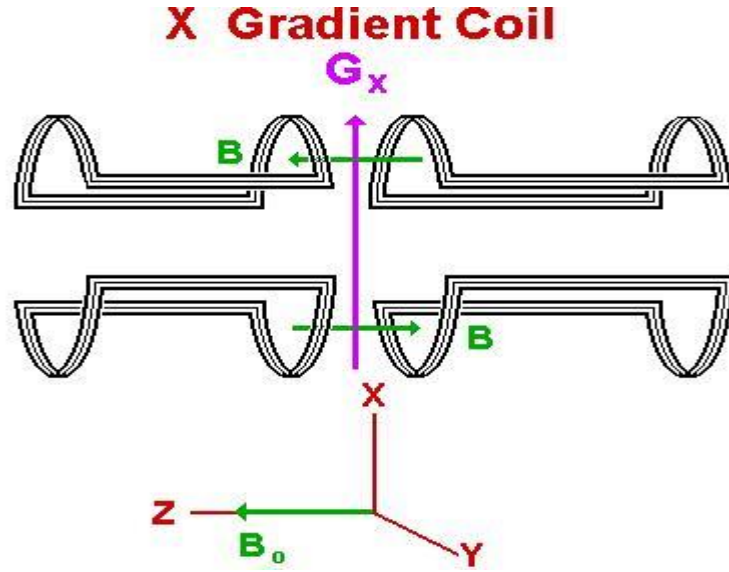
خلال نظام رنين مغناطيسي قياسي فإن التدرج في الحقل B_0 في الاتجاه Z سوف ينجز عن طريق ملفات من نوع antihelmholtz , ويجري التيار في الملفين بشكل معاكس منتجا " حقلاً مغناطيسياً متدرجاً بين الملفين .

الحقل المغناطيسي الناتج B من أحد الملفين يضاف إلى الحقل B_0 بينما الحقل B الناتج في منتصف الملف الآخر يطرح من الحقل B_0 وشكل الملف موضح بالشكل (4-2) :



الشكل (4-2) ملف التدرج للحقل المغناطيسي على المحور Z

التدرج في الحقل المغناطيسي B_0 على المحاور Y, X يحدث عن طريق أزواج من ملفات على شكل 8 , حيث أن هذه الملفات تحدث التدرج في الحقل المغناطيسي B_0 بالاتجاه X والتي تحدث بسبب اتجاه جريان التيار من خلال الملفات , وبشكل مشابه يحدث التدرج على المحور Y , كما موضح بالشكل (2-5)



الشكل (2-5) ملف التدرج للحقل المغناطيسي على المحور X

الملفات الراديوية Radio Waves files

هذه الملفات تنتج الحقل المغناطيسي B_1 الذي يدور شبكة المغنطة في سلسلة نبضات

وهي أيضاً تكشف حقل المغنطة الممتدة عندما يتذبذب في المستوي XY

يمكن أن تقسم الملفات الراديوية RF إلى ثلاثة أصناف عامة رئيسية وهي :

1- ملفات الإرسال و الاستقبال .

2- ملفات استقبال فقط .

3- ملفات إرسال فقط .

ملفات الإرسال والاستقبال تعمل كمرسل للحقل B_1 ومستقبل لطاقة الأمواج RF من الجزء

المصور .

أما ملفات الإرسال فقط تستخدم لإنتاج حقل مغناطيسي B_1 وملفات الاستقبال فقط تستخدم عن

طريق اتصال بملفات الكشف لاستقبال الإشارة من السبينات الموجودة في الجزء المصور .

ملفات RF في جهاز التصوير يمكن أن تكون مشابهة إلى العدسات في الكاميرا حيث أن المصور سوف يستخدم عدسة واحدة من أجل لقطة قريبة وعدسة أخرى من أجل لقطة بزاوية واسعة لمسافة بعيدة .

من هنا فمن أجل منظر تصوير جيد سوف نحتاج إلى عدة ملفات تصوير ليعالج التنوع في وضعيات التصوير التي يمكن أن تظهر .

جميع ملفات التصوير مكونة من ملف تحريضي أو عناصر تحريضية ومجموعة من عناصر سعوية ويجب أن تحتوي هذه الملفات على طاقة مخزنة كافية عند تردد لارمور .

تردد الرنين U لملفات RF يحدد عن طريق عامل التحريض (L) والسعة (C) لدارة سعوية تحريضية وذلك كما يلي :

$$U = \frac{1}{2\pi\sqrt{L \times C}}$$

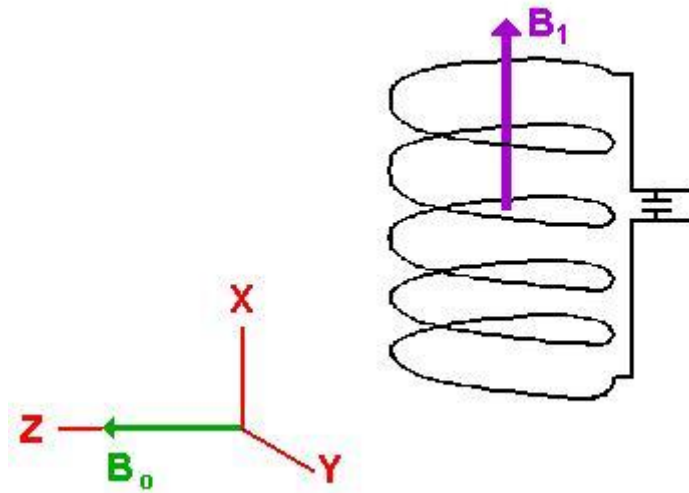
بعض نماذج ملفات التصوير يجب أن تتعم من أجل كل مريض عن طريق الفيزيائي وذلك بتغير المكثفات المتغيرة وإن المتطلبات الأخرى من أجل ملفات التصوير هو أن الحقل B_1 يجب أن يكون عمودي على الحقل المغناطيسي B_0 .

بعض ملفات التصوير الشائعة مبينة في الأشكال التالية , حيث يبين في كل شكل اتجاه الحقل B_1 ونوع التشغيل والتطبيق .

Multi Turn Solenoid -1

وهو مبين بالشكل (2-6) :

Multi-Turn Solenoid

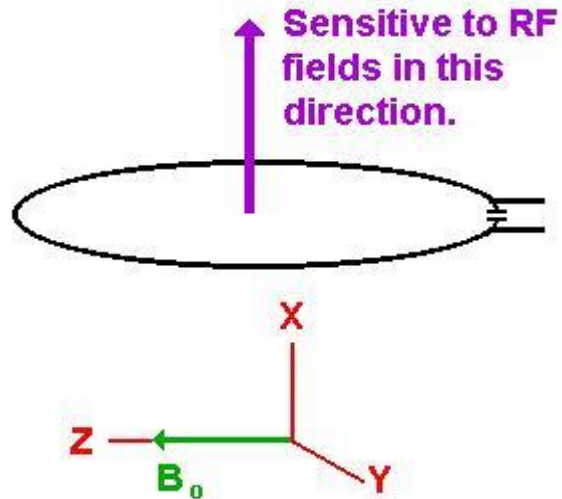


الشكل (6-2) Multi Turn Solenoid

2- الملف السطحي Surface Coil

وهو مبين بالشكل (7-2) :

Surface Coil



الشكل (7-2) الملف السطحي Surface Coil

حيث أن الملفات السطحية ملفات شائعة الاستخدام لأنها عبارة عن ملفات استقبال فقط وتملك نسبة جيدة للإشارة بالنسبة إلى الضجيج وذلك للنسيج المجاور للملف .

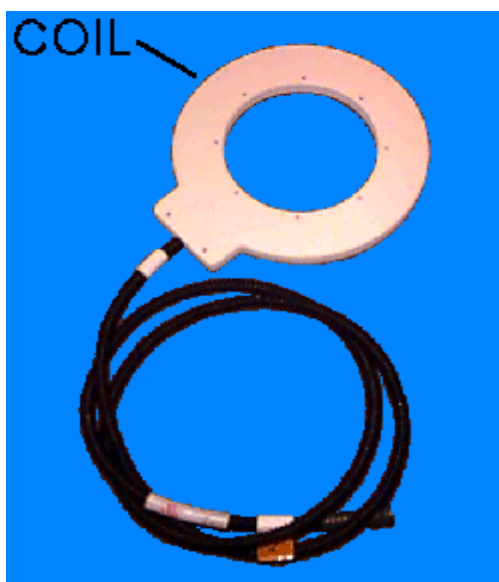
مثال :

تصوير المنطقة المنخفضة من النخاع الشوكي يتم بواسطة ملف سطحي ، كما في الشكل :



الشكل (8-2) صورة لمنطقة منخفضة من النخاع الشوكي

ويبين الشكل التالي صورة لملف سطحي دائري مسطح مع أسلاك توصيل , هذه الأسلاك توصل مع جهاز التصوير وبالإضافة إلى ذلك يوجد صورة لملف سطحي مصمم لكي يتناسب مع الناحية الخلفية للركبة , وهما على الترتيب الشكلين (9-a) (9-b) :



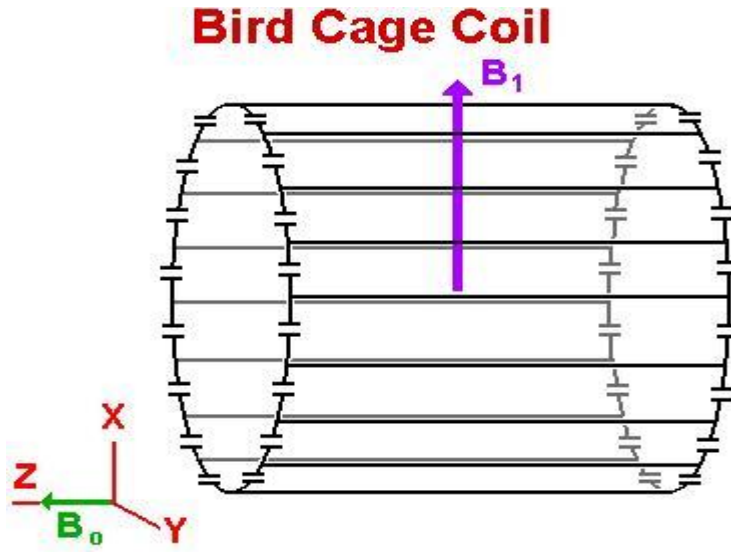
الشكل (9-a) ملف سطحي دائري مسطح مع أسلاك التوصيل



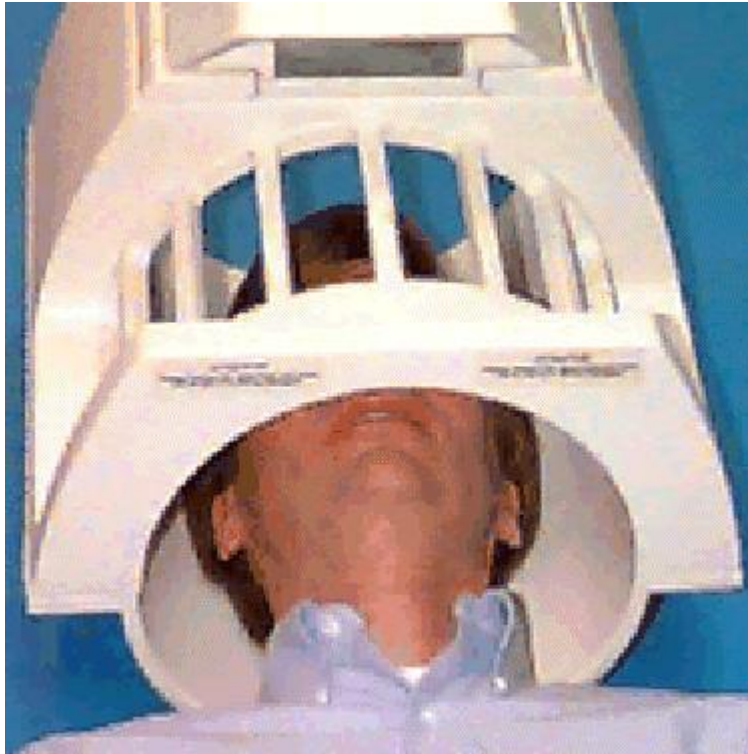
الشكل (9-b) ملف سطحي مصمم للناحية الخلفية من الركبة

Bird Cage Coil -3

يبين الشكل (10-2) تصميم هذا الملف , وهو عبارة عن ملف صمم من أجل تصوير الرأس والدماغ وفيما يلي صورة لرأس بشري ضمن ملف Bird Cage الشكل (11-2)



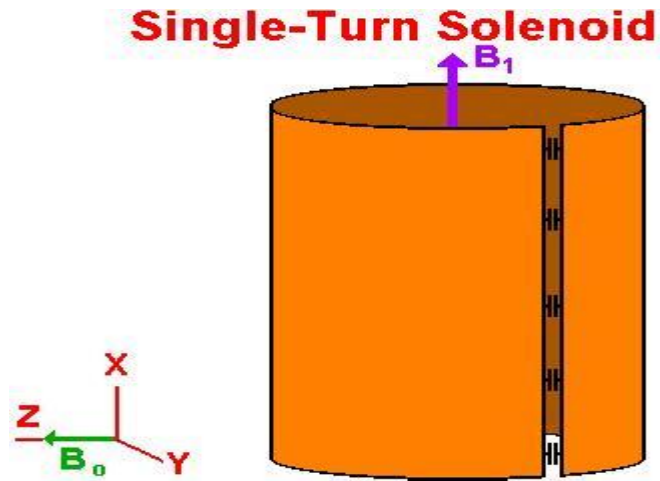
الشكل (10-2) Bird Cage Coil



الشكل (11-2) صورة رأس بشري ضمن Bird Cage Coil

-4 Single Turn Coil

وهو مبين بالشكل (12-2) وهذا النوع من الملفات مفيد جداً من أجل تصوير الصدر والرسغ وفيما يلي صورة لملف يحيط بالرسغ , الشكل (13-2)



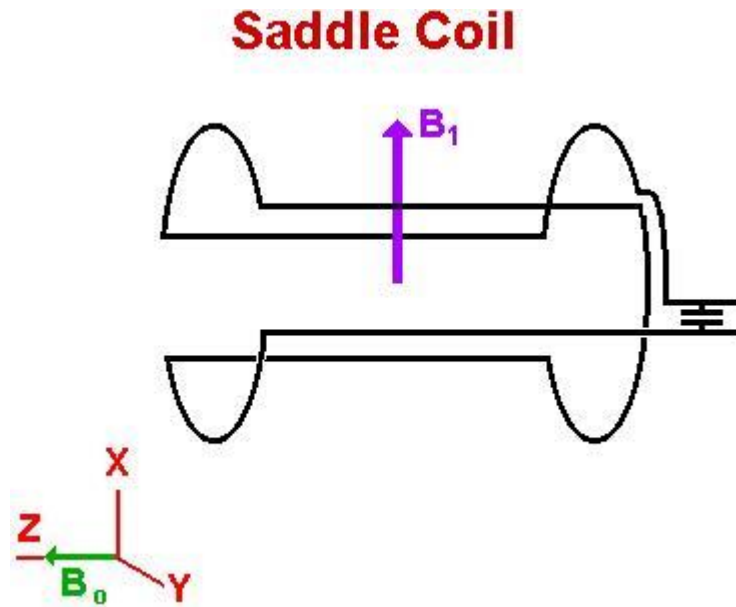
الشكل (2- 12) Single Turn Coil



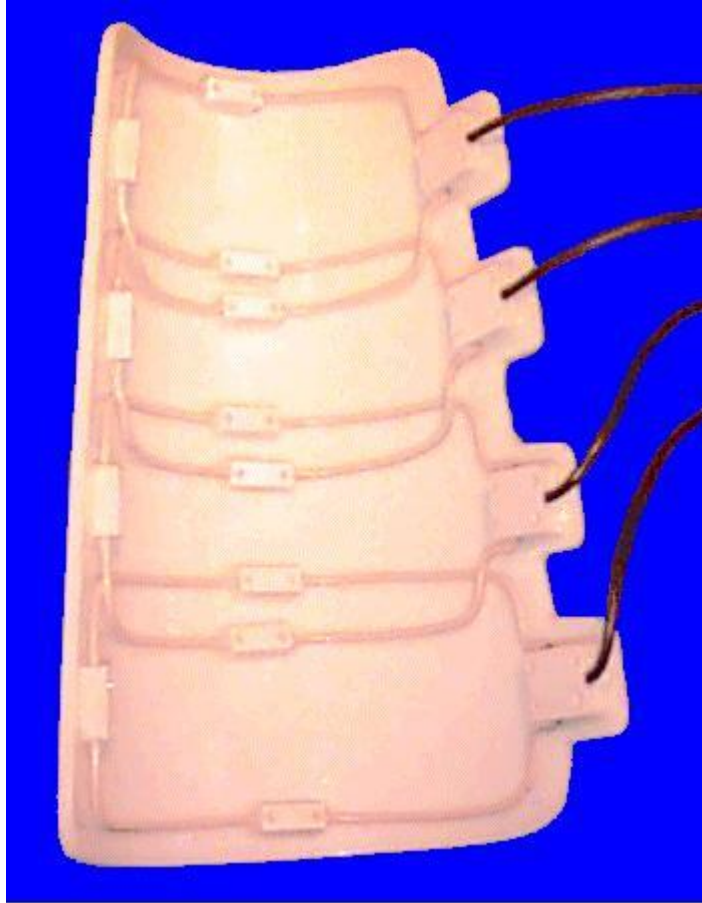
الشكل (2- 13) ملف يحيط بالرسغ

- 5 - **Saddle Coil** : وهو مبين بالشكل (2- 14) .
- 6 - **Phased-Array Coil** : وهو مبين بالشكل (2- 15) .
- 7 - **Litz Coil** : مبين بالشكل (2- 16) .

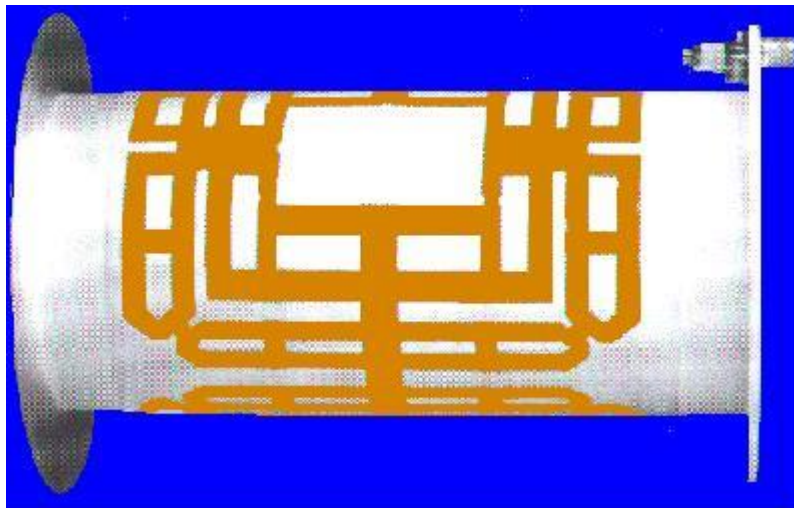
تعمل الملفات التالية : Multi Turn Solenoid ,Bird Cage ,Saddle
Single Turn Solenoid , كملفات استقبال وإرسال لطاقة RF ، بينما الملفات Surface
Phased-Array ، تعمل كملفات استقبال فقط وعندما تستخدم هذه الملفات يستخدم ملف كبير
في جهاز التصوير لإرسال أمواج RF ذات الطاقة العالية من أجل الحصول على نبضات 90
أو 180 .



الشكل (14-2) Saddle Coil



الشكل (15-2) Phased-Array Coil



الشكل (16-2) Litz Coil

الكواشف الرباعية Quadrature Detectore

وهي عبارة عن وسيلة لفصل إشارات M_y, M_x عن الإشارات الناتجة من ملفات

RF , الجزء الرئيسي لهذه الوسيلة هو عبارة عن صندوق يدعى (Doubly) DBM

(Balanced Mixer) والتي تملك مدخلين ومخرج واحد , بحيث إذا كان الدخل

$\cos(A), \cos(B)$ فإن الخرج سيكون

$$\frac{1}{2} \cos(A+B) + \frac{1}{2} \cos(A-B)$$

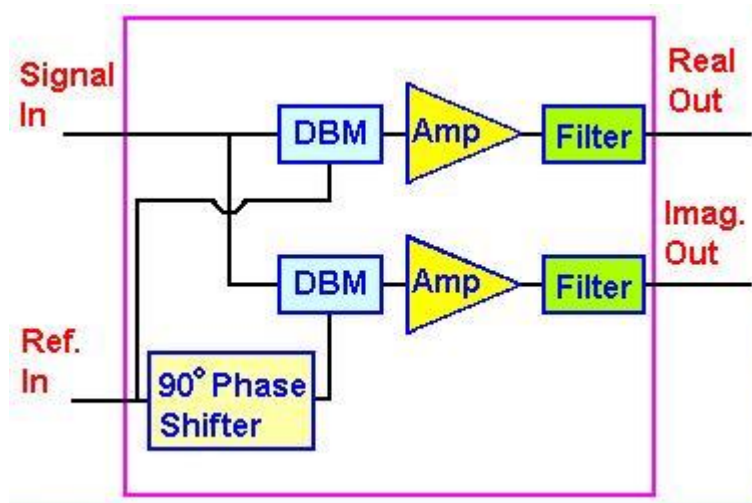
يحتوي الكاشف الرباعي على اثنان من DBM ومرشحين ومضخمين وإزاحة للطور بمقدار

90 وذلك كما في الشكل (3-17) , ويحتوي على مدخلين ومخرجين بحيث يدخل U

و U_0 ويكون الخرج مركبات المغنطة العرضية M_y, M_x .

هناك بعض المشاكل الرئيسية التي يمكن أن تحدث لهذه الأداة وهذا بدوره سوف يؤدي إلى

إنتاج الصورة مشوهة .



الشكل (2-17) مخطط للكواشف الرباعية

الأمان

بالرغم من أن جهاز التصوير MRI لا يستخدم تقنية تأين الأشعة من أجل الحصول على الصور مع ذلك فإنه يوجد بعض الترتيبات الهامة من أجل الأمان والتي يجب أن يكون الإنسان على معرفة بها .

تتعلق هذه الترتيبات بمعرفة استخدام حقول مغناطيسية قوية وطاقة ترددات أشعة راديوية والزمن المتعلق بتدرج الحقول المغناطيسية بالإضافة إلى وسائل التبريد وتدرج الحقول المغناطيسية . حيث أن الحقول المغناطيسية الناتجة من ثقب المغناط الكبيرة يمكن أن تلتقط وتسحب كمية كبيرة من العناصر إلى داخل ثقب المغناطيس لذلك يجب اخذ الحذر للحفاظ على جميع المواد الفيرومغناطيسية خارج المغناطيس وذلك لسببين رئيسيين هما :

السبب الأول : هو أن هذه المواد ممكن أن تؤدي إلى جرح أو قتل الشخص داخل المغناطيس السبب الثاني : هو أن هذه المواد تؤدي إلى تخرب وتعطل المغناطيس وملفات التصوير بشكل كامل .

على الرغم من وجود العديد من إنذارات الأمان التي وضعها المنتجون فلقد حدثت حوادث كثيرة عن سحب مواد فيرومغناطيسية إلى داخل مغناطيس التصوير و أكثر لحوادث انتشارا" هي التالية :

وجود سطل معدني على عجلات ومملوء بالماء ويحتوي على ممسحة معصورة بداخله ويبعد عشر أقدام عن مغناطيس بقوة (1.5 Tesla) , فلقد سحب المغناطيس هذا السطل على الأرض وتركه معلقاً على ارتفاع 3 أقدام داخل المغناطيس وسببت الممسحة المعصورة ضرر في الحقل المغناطيسي , فلقد ازداد معدل غليان أنابيب التبريد ونقص تجانس الحقل المغناطيسي , ملف تصوير الرأس وجد مدمراً .

نفس القوى تطبق على الزروع المعدنية الفيرومغناطيسية بالإضافة إلى تشوه الصور فإن هذه القوى ممكن أن تسحب هذه المواد لتقطع أو تضغط الأنسجة السليمة من أجل ذلك فإن الأشخاص مع زروع معدنية لا يمكن تصويرهم .

هناك اعتبارات إضافية خاصة بتأثير الحقول المغناطيسية على الدارات الإلكترونية وبشكل خاص Pace maker ناظم الخطى القلبي , حيث أن شخص مزود بناظم خطى قلبي يمشي خلال الحقل المغناطيسي القوي ممكن أن يؤدي ذلك إلى التأثير على التيارات في الدارات والتي ممكن أن تؤدي بدورها إلى فشل عمل الجهاز والتي قد تسبب موت الشخص .

بالإضافة إلى أن الحقول المغناطيسية تحمي بطاقات الائتمان ووسائط تخزين الموسيقى المغناطيسية .

طاقة الترددات الراديوية من متتالية التصوير ممكن أن تسخن أنسجة الجسم أو تحرقها , لذلك أوصت منظمة USFDA بأن يكون التعرض لطاقة الأمواج الراديوية محدودة ويأخذ مقياس محدد يعين نسبة الامتصاص المحددة وهو SAR

$$\text{SAR} = \text{Joules of RF/Second/Kg of body weight} = \text{Watts/Kg}$$

إن النسبة SAR محددة اعتماداً على تصوير الذرات , حيث أن هذه النسبة من أجل كامل الجسم يجب أن تكون أقل من (0.4 W/Kg) ويجب أن تكون (3.2 W/Kg) وسطياً لتصوير الرأس .

إن متتالية التصوير يجب أن لا ترفع درجة الحرارة أكثر من درجة واحدة بحيث لا تصبح أكثر من 38 C في الرأس , والحدود القصوى هي 40 C .

بعض ملفات RF مثل Surface Coil تملك أنماط فاشلة من هذه الناحية بحيث يمكن أن تسبب حروق للمريض ويبين الشكل صورة لحرق بالأمواج RF لمرفق ذراع إنسان , الشكل (2-18) :



الشكل (2-18) حرق بالأمواج الراديوية لمرفق ذراع إنسان

حيث كانت يد المريض مواجهة لجسم الملف الذي كان يعمل في وضع الإرسال مع ملف سطحي كمستقبل , تعطل في ملف الجسم أحدث حرق بالأموج RF من الدرجة الثالثة .
ظهر الحرق في أول الأمر جرح سطحي بسيط ومن ثم تطورت إلى تقيح لا بد من إزالته بشكل جراحي , حيث فرض الجراح حجم بحدود (3cm) بالقطر و(2.5cm) في العمق , من ذلك يجب الأخذ بعين الاعتبار الحفاظ على ملفات التصوير RF في وضع التشغيل الصحيح .
توصيات منظمة USFDA من أجل معدل تغير وضعية الحقول المغناطيسية وهو (dB/dt) من أجل النظام , بحيث يجب أن يكون أقل من المطلوب من أجل الحصول على إثارة عصبية طرفية .

تدرجات التصوير ينتج مستويات ضجيج سمعية عالية , حيث حدد الأمريكي OSHA قمة الضجيج السمعية ب (200 Pascal) أو (140 dB) ومن ثم تعود إلى القيمة (20 micro pascal) .

الفانتوم

هو جسم نموذجي يمكن أن يصور لاختبار جاهزية نظام التصوير بالرنين المغناطيسي , ويستخدم الفانتوم بدل من إنسان مثالي لأنه من السهل الحصول على الفانتوم القياسي في كل جهاز من أجهزة MRI الكثيرة في العالم من أن ترسل إنسان قياسي من مكان إلى آخر .
الفانتوم مكون من مواد تملك إشارات رنين مغناطيسية , العديد من المواد استخدمت كمادة لإنتاج الإشارة في فانتوم MRI بعضها عبارة عن حلول مغناطيسية مائية أو هلامي صافي من الجيلاتين , آجر , كحول بولي الفينيل , سليكون الخ .
دائماً يستخدم الماء كمادة لإنتاج الإشارة في فانتوم MRI وإنه من الضروري تعديل زمن الاسترخاء (T1) (Spin-Latic) و(T2) (Spin-Spin) في الحلول للماء , لذلك فإن الصور من الممكن أن تكتسب في فترة زمنية معقولة , الأيونات البارامغناطيسية المعدنية تستخدم نموذجياً لتقريب أزمنة الاسترخاء للماء الهيدروجيني .
يوجد نموذجين أساسيين لفانتوم MRI , الدقة والتجانس لأموج RF , وكما تدل الأسماء الأولى تستخدم لاختبار الدقة و الآخر لاختبار تجانس أمواج RF .

فانتوم الدقة Resolution Phantoms

وهو يستخدم لاختبار مختلف الخصائص الفراغية لجهاز التصوير وهذه الخصائص تحتوي مستوى الدقة , سماكة الشريحة , الخطية , معدل نسبة الإشارة إلى الضجيج كتابع للموقع .

يبني هذا الفانتوم من البلاستيك النموذجي وتزال الأقسام داخل الفانتوم لتحقيق نموذج الاختبار ومن ثم يملئ الفانتوم بماء حلولي وعندما يصور تظهر الإشارة الناتجة من الماء في الأقسام المزلة من البلاستيك في الصورة .

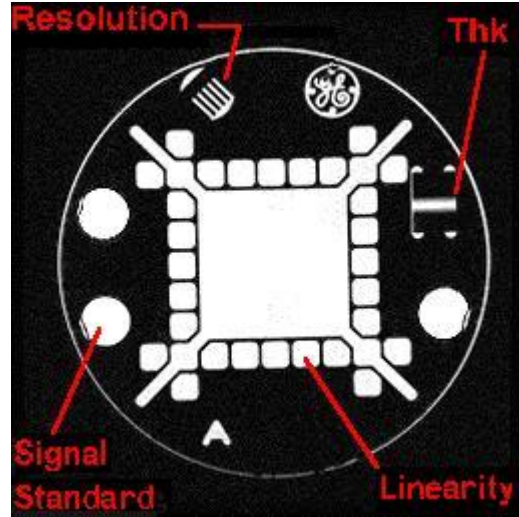
بعض أنواع هذا الفانتوم تملك إشارات قياسية مع قيم معروفة لقيم p, T_2, T_1 تسمح للفانتوم أن يستخدم لاختبار معدل التباين بالنسبة إلى الضجيج .

يبين الشكل (2-19) مثال عن أحد أنواع فانتوم الدقة بطول (24cm) لمنظر في الحقل لصورة شريحة محورية وفيه أظهر المواصفات التالية - كما في الشكل (2-20) سلسلة من المربعات المتماثلة الحجم تستخدم لاختيار الخطية ويحدد مستوى الدقة عن طريق مجموعة من الإشارات المتولدة في المناطق الرقيقة بحيث يوجد ثلاث إشارات قياسية تحتوي سائل مع قيم معروفة لـ ρ, T_1, T_2 .

مقياس سماكة الشريحة (Thk) هو عبارة عن متوازي مستطيلات مقطوع ضمن البلاستيك , عرض الصورة لهذا المتوازي المستطيلات يزداد كلما ازدادت سماكة الشريحة .

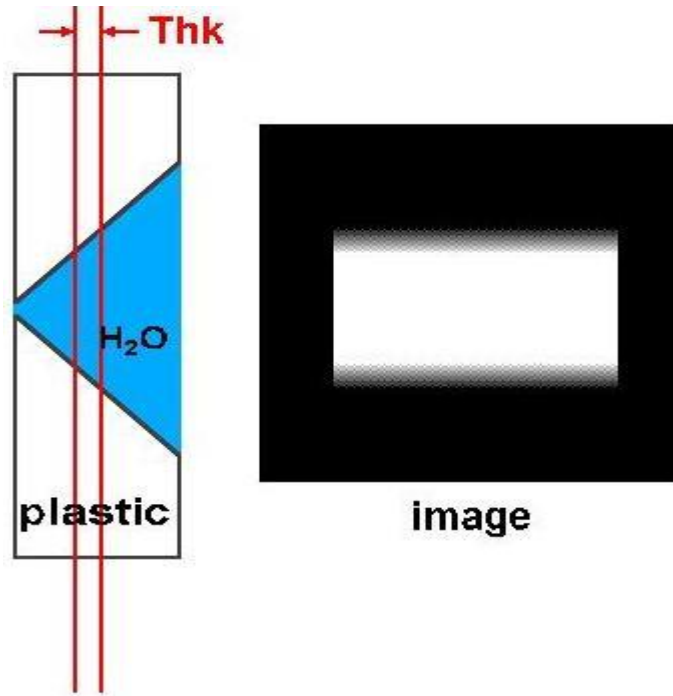


الشكل (2-19) أحد أنواع فانتوم الدقة

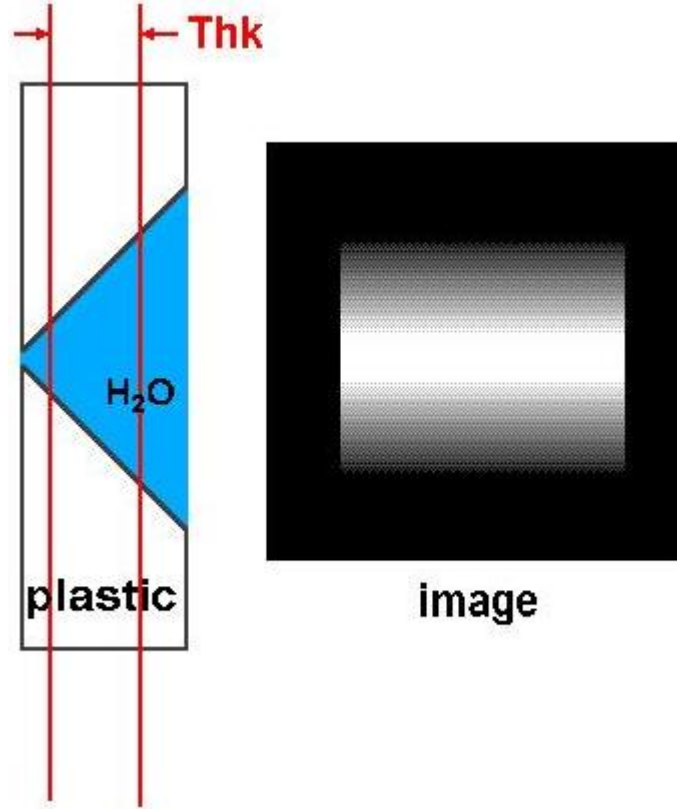


الشكل (20-2) صورة تشريحية محورية تظهر الخطية والدقة

وفيما يلي يبين المخططان التاليان فانطوم مصور لشريحة رقيقة وأخرى ثخينة , وهما على الترتيب (21-2), (22-2) :

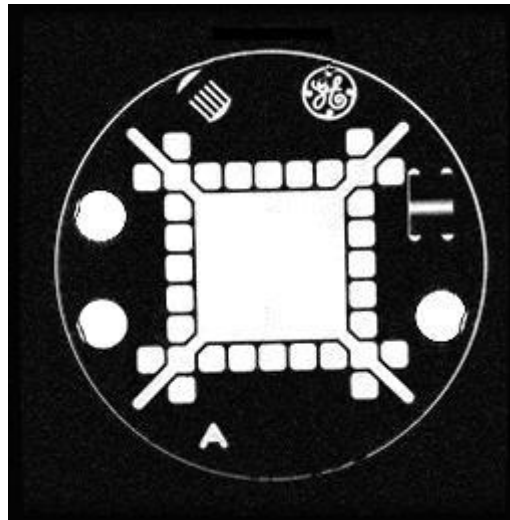


الشكل (21- 2) صورة لشريحة رقيقة

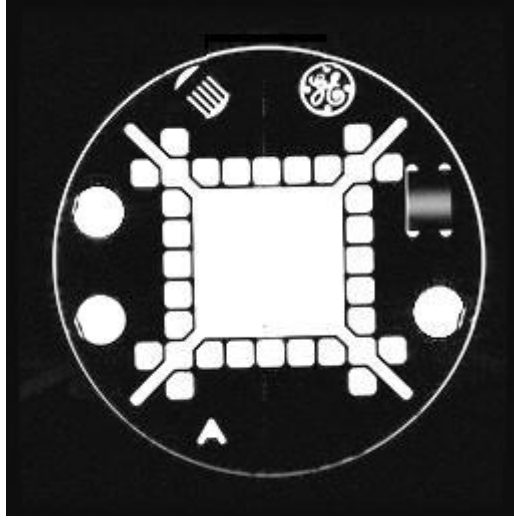


الشكل (22-2) صورة لشريحة ثخينة

حيث يظهر في الشكلين السابقين كيف أن سماكة الشريحة تساعدك على رؤية كيف أن هذا الشكل هو مقياس مساعد لقياس سماكة الشريحة .
 وفيما يلي صور لفانتوم حلولي مصور بسماكات للشريحة هي 3mm,10mm وهي مبينة على الترتيب بالأشكال (23-2), (24-2) :



الشكل (2-23) صورة لشريحة بسماكة 3mm



الشكل (2-24) صورة لشريحة بسماكة 10mm

فانتوم التجانس للأمواج RF RF Homogeneity Phantoms

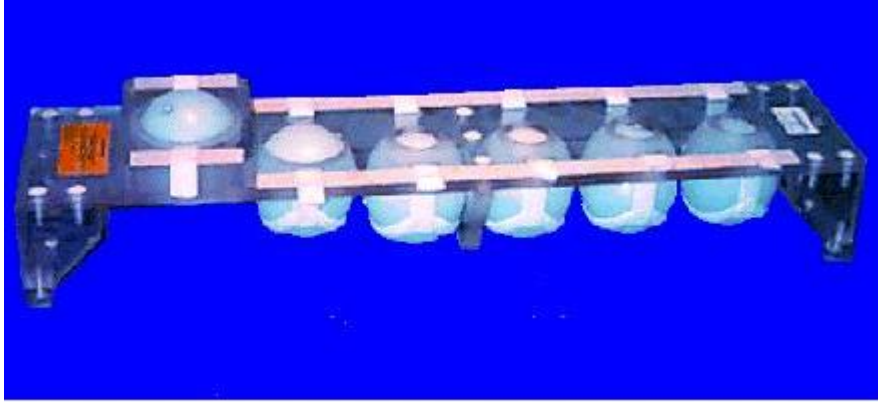
وهو يستخدم لاختبار الاتفاق الفراغي لإرسال واستقبال ترددات الأمواج الراديوية للحقول المغناطيسية , حيث حقل إرسال الأمواج RF (B_{IT}) هو الحقل B المستخدم لتدوير شعاع المغنطة , وحقل الاستقبال RF (B_{IR}) هو عبارة عن حساسية ملفات RF للإشارات القادمة من مجموعات السبينات المتذبذبة .

الحالة المثالية لمعظم ملفات (الاستقبال / الإرسال) هو الاتفاق الفراغي B_{IT} لتأكيد دوران السبينات بشكل حزمة واحدة وحزمة متفكة B_{IR} لتأكيد الحساسية الموحدة عبر الجسم المصور ويبين الشكل (2-25) صورة لفانتوم تجانسي للأمواج RF بقطر 27cm .



الشكل (2-25) أحد أنواع فانتوم التجانس للأمواج RF

لقياس التجانس في حجم كبير تستخدم سلسلة من المجالات , كما لدينا مصفوفة من الفانتوم التجانسي لأموج RF الذي يستخدم لقياس التجانس B_{IR} من الملف السطحي المستخدم لتصوير العمود الفقري , وهو موضح بالشكل (26-2) .
يجب أخذ عدة صور لفانتوم تجانس الأمواج RF لحساب قيم B_{IR} , B_{IT} .



الشكل (26-2) مصفوفة من فانتوم التجانس لأموج RF

تقنيات التصوير الأساسية

إن البروتونات تتعرض بإعطائها كمية محددة من الطاقة منقولة على شكل موجات كهر ومغناطيسية ضعيفة الطاقة , لا ترسل هذه الطاقة بشكل متواصل وإنما بدفقات قصيرة ولذا نقول أن البروتونات تعرض بواسطة دفقات الأمواج الراديوية .

نعلم انه يمكن تمثيل البروتونات بحامل مغناطيسي M وفي غياب الدفقات الراديوية يكون الحامل M في حالة توازن أي مواز للحقل المغناطيسي B_0 , نستعمل نوعين من المتتاليات الراديوية :

- 1- دفقة الـ 90 درجة حيث ينحرف الحامل 90 درجة بالنسبة لوضعه التوازني .
- 2- دفقة الـ 180 درجة : وهي إما أن تكون هي الدفقة البدائية حيث يصبح M عكس اتجاه B_0 , أو تكون تالية لدفقة بمقدار 90 درجة .

التصوير السريع (صدى التدرج)

في الأنواع السابقة للمتتاليات زمن الحصول على الصورة نسبياً طويلاً , ولذلك ظهر ما يسمى بالتصوير السريع والذي يسمح بتخفيض زمن التصوير عشر مرات أو أكثر . تحتوي كل متتالية على دفقة واحدة تؤدي إلى ميلان الحامل M حسب اختيارنا الزاوية من 5 إلى 90 وبدلاً من توليد الصدى وبفضل دفقة راديوية 180 فإننا نولد الصدى الضروري من أجل الصورة . ولدينا ثلاثة عوامل جهازية وهي :

TR : زمن التكرار بين كل متتاليتين .

TE : زمن الصدى .

α_0 : زاوية دوران الحامل M بالنسبة إلى الحقل B_0 .

ومن ثم يتم تشكيل الصورة اعتماداً على إشارة الصدى .

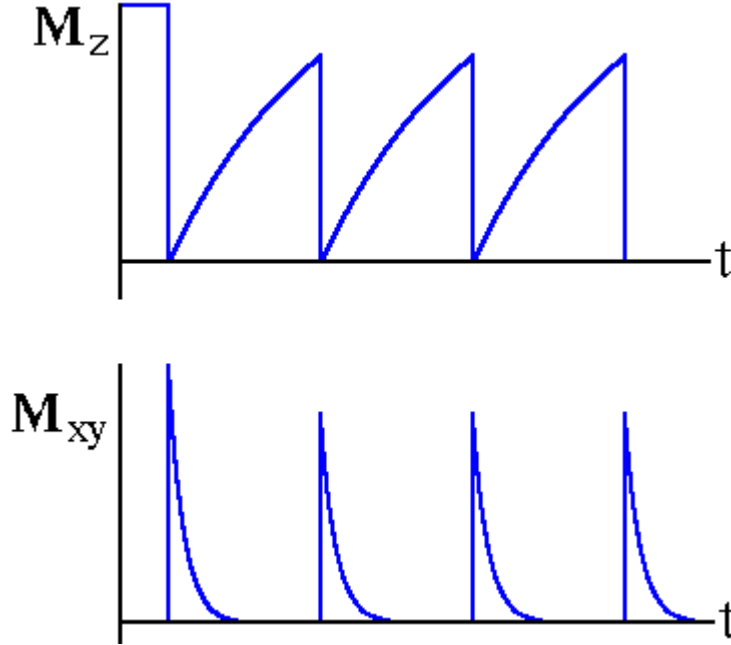
إن استعمال التصوير السريع يسمح برؤية العوامل ρ , T_1 , T_2 , حيث يعتمد إشباع الصورة بأحد هذه العوامل وذلك من خلال التحكم بالعوامل الجهازية .

إن استعمال TR قصير جداً هو الذي يسمح بالحصول على الصورة بشكل أسرع ولكنه يؤدي إلى تراجع الإشارة وبالتالي تراجع نوعية الصورة .

التصوير السريع له ثلاثة ميزات أساسية وهي :

- إنقاص زمن الحصول على المتتاليات مما يؤدي إلى نقص زمن الفحص .
- أخذ الصورة بحالة وقف التنفس .
- الصورة تكون حساسة للجريان .

إذا كانت إعادة المغنطة لا تتم بشكل كامل إلى وضع التوازن فإن الإشارة ستكون أقل فيما إذا كانت إعادة المغنطة قد حدثت بشكل كامل ويبين الشكل التالي , الشكل (1-3) :



الشكل (1-3) مقارنة بين إعادة المغنطة بشكل كامل وإعادة المغنطة بشكل أقل من الكامل

أما في حالة كان شعاع المغنطة يدور بزاوية بين (0-90) درجة فإن مركبات M_z سوف تعود إلى وضع التوازن أسرع مما كان سابقاً , لكن ستكون الإشارة أقل حيث أن الإشارة ستكون قريبة من إشارة \sin تقريباً

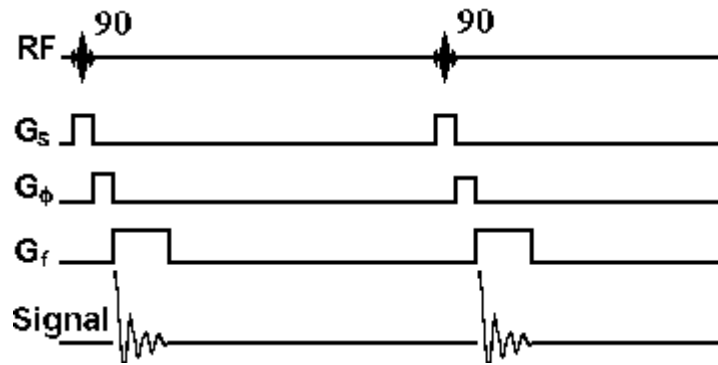
لذلك في بعض الحالات يتم أخذ عدة صور بحيث تجمع و يؤخذ الوسطي لها وتعالج من أجل التخفيف من ضياع الإشارة .

التصوير المتعدد الشرائح

في التصوير المتسلسل الذي يعتمد على الأمواج 90-FID فإن زمن اكتساب الإشارة يساوي قيمة TR وبالتالي عدد خطوات تميز الطور , فإذا كان زمن TR بالثواني وكان لدينا 256 خطوة ترميز طور فإن مجموع زمن التصوير المطلوب لإنتاج الصورة سوف يكون حوالي 4 دقائق و16 ثانية .

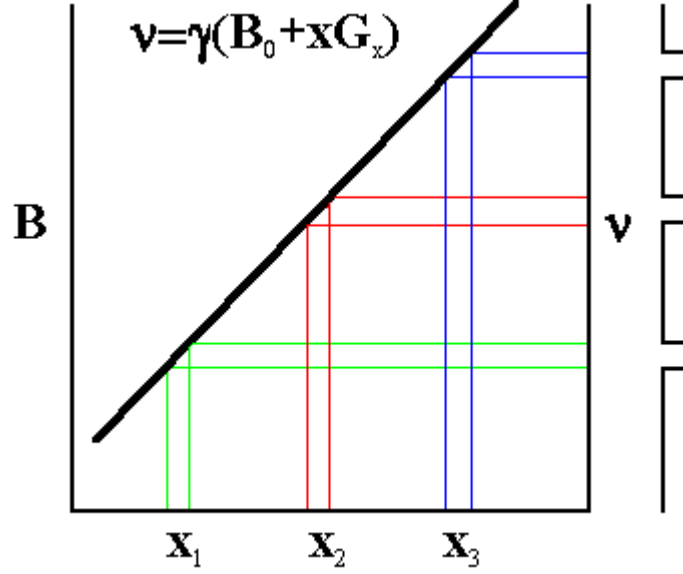
فإذا أردنا أخذ 20 صورة عبر المنطقة المهمة فإن وقت التصوير سيكون تقريبا " حوالي ساعة ونصف .

بالنظر إلى مخطط الزمن من أجل تصوير متسلسل مع وقت ثانية واحدة من TR نرى من الواضح أن أغلب وقت التسلسل هو وقت غير مستعمل , كما في الشكل التالي (3) :



الشكل (3-3) مخطط تسلسل النبضات والتدرج والإشارة الملتقطة

في هذا الوقت الغير مستخدم يمكن إثارة شرائح أخرى في الجسم المصور , لكن التقييد الوحيد هو أن الإثارة التي استخدمت من أجل شريحة واحدة يجب أن لا تؤثر على العناصر الأخرى من الشرائح الأخرى , ويمكن أن يتم ذلك عن طريق تطبيق اختيار متدرج لشريحة واحدة كبيرة وتغيير التردد لإشارة RF ذات النبض 90 درجة , كما في الشكل (4-3) :



الشكل (3-4) تطبيق اختيار متدرج لشريحة واحدة كبيرة وتغيير التردد لإشارة RF ذات النبضة 90 درجة

يجب الملاحظة أن على حزمة الترددات أن لا تتداخل ، وبين الشكل السابق ثلاث نبضات من الأمواج RF قدمت في الفترة الزمنية TR لكل منها التردد المركزي المختلف ونتيجة لذلك تؤثر النبضات على شرائح مختلفة في الجسم المصور .

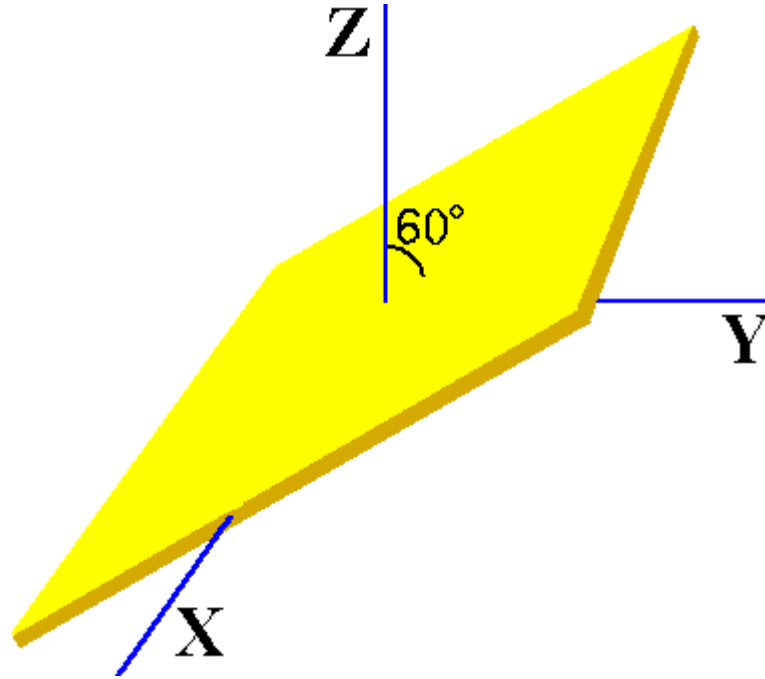
التصوير المائل

المسح بالتصوير العمودي على المحاور Z,Y,X من السهل الحصول عليه بالتصوير المتسلسل المذكور سابقاً ، على أية حال ماذا لو كان الجزء المهم لم يكن ينطبق على أحد المحاور الثلاثة المتعامدة ، من هنا جاء مفهوم التصوير المائل وهو إنتاج صورة تقع بين المحاور الإحداثية الأساسية Z,Y,X .

ينجز التصوير المائل عن تطبيق مجموعات خطية من الحقول المتدرجة على المحاور Z,Y,X بحيث تكون بمجموعها عمودية على مستوى التصوير ، وبذلك يكون تدرج الطور الممرممتد على إحدى حافتي المستوي بينما تدرج التردد الممرممتد على الحافة الأخرى من المستوي .

مثال

إذا أردنا تصوير شريحة تقع على طول المحور X ولكنها تتحرف بين المستويين Y,Z بحيث أنها تصنع زاوية 30 درجة مع المحور Y و 60 درجة مع المحور Z ، كما مبين بالشكل (3-5) ، فإننا سوف نحتاج إلى المجموعات التالية من التدرج :



الشكل (5-3) شريحة تقع على المحور X وتتحرف بزاوية 60 درجة عن المحور Z

▪ ميل الشريحة المختارة : $G_z = G_s \sin 60$

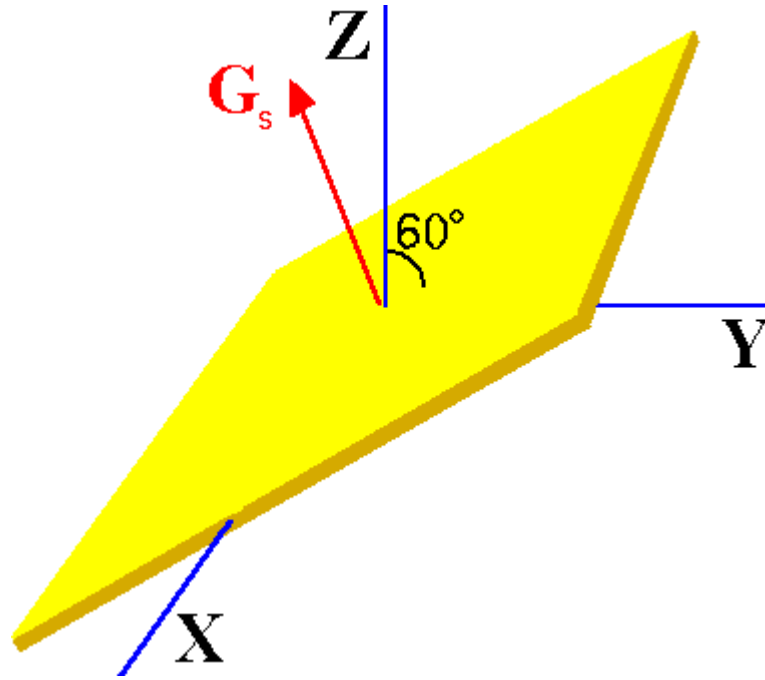
$G_y = - G_s \cos 60$

▪ ميل الطور المرمز : $G_z = G\Phi \sin 30$

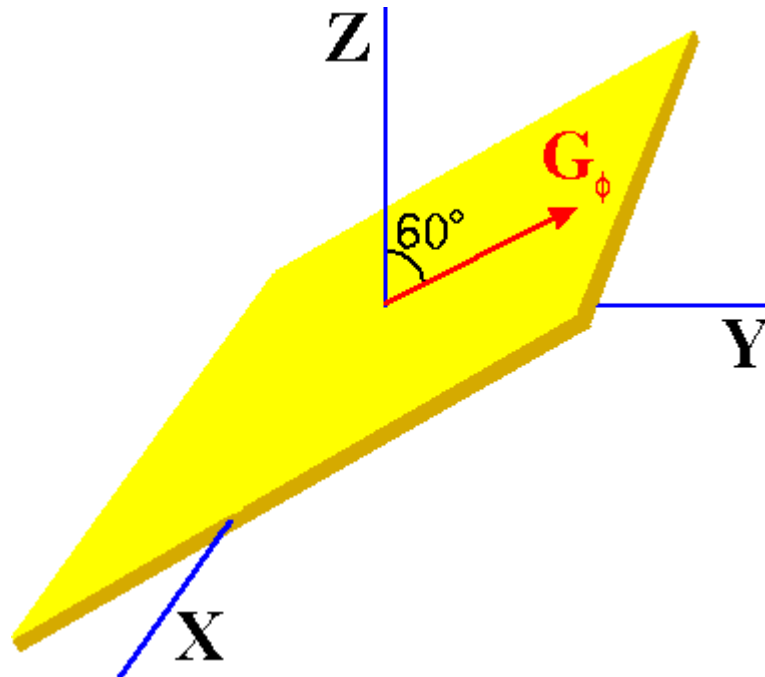
$G_y = G\Phi \cos 30$

▪ ميل التردد المرمز : $G_x = G_f$

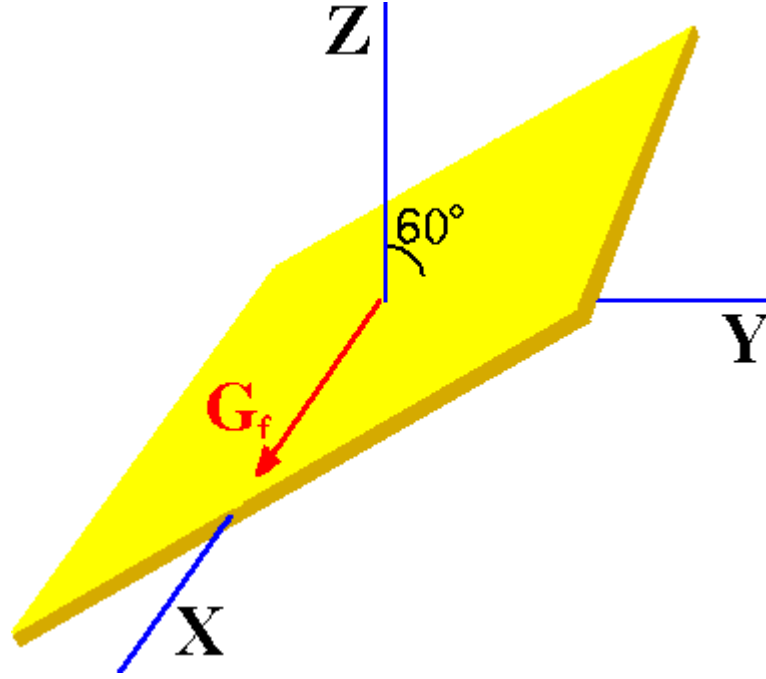
وذلك مبين بالأشكال التالية على الترتيب (6-3) , (7-3) , (8-3) :



الشكل (6-3) توضع الشعاع G_s



الشكل (7-3) توضع الشعاع G_Φ



الشكل (3-8) توضع الشعاع G_f

ميل الطور المرمز أو التردد المرمز قابل للتغيير وذلك حسب الشريحة المطلوبة .

تباين الصورة Image Contrast

من أجل كل مرض أو نسيج لكي يكون مرئياً وواضحاً في صورة الرنين المغناطيسي يجب أن يكون هنالك تباين أو اختلاف في الكثافة بينه وبين النسيج المجاور له .

إن كثافة الإشارة S تحدد بمعادلة للإشارة من أجل استخدام متتالية نبضات محددة مع وجود بعض المتغيرات الأولية هي التالية :

T1 : زمن الاسترخاء Spin-Lattice
T2 : زمن الاسترخاء Spin-Spin
ρ : كثافة السبين
T^* : مركبات

ان كثافة السبين هي تركيز الإشارة التي تولد السبين والمتغيرات المفيدة هي مبينة بالجدول التالي :

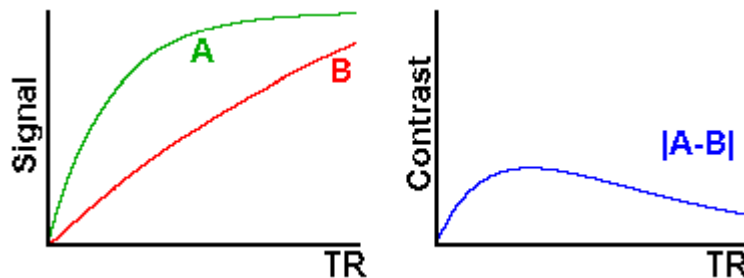
TR : وقت التكرار .
TE : زمن الصدى .
TI : زمن العكس .
θ : زاوية الدوران .
T* : مركبات

T* دخلت هذه القيمة في الجدولين لأنها تحتوي على مركبات تعتمد على تجانس الحقل المغناطيسي وعلى الحركات الجزيئية .
القيم $\rho, T1, T2$ تحدد حسب النسيج أو المرض.
التباين C بين النسيجين A,B سوف يكون مساويا" إلى الاختلاف بالإشارتين من أجل النسيج Sa,A والنسيج Sb,B :

$$C = Sa - Sb$$

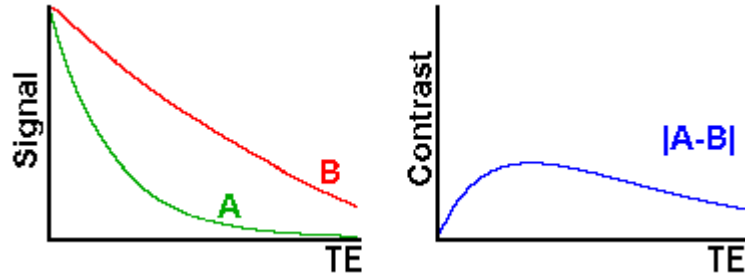
من أجل نسيجين سوف يكون لدينا مجموعة من البارامترات المفيدة والتي تعطي تباين واضح جدا" .

مثال : في التصوير بطريقة متتالية الصدى الدوراني Spin-echo التباين بين نسيجين هو تابع لـ TR , وهو مبين في المنحني البياني التالي , الشكل (3-9) :



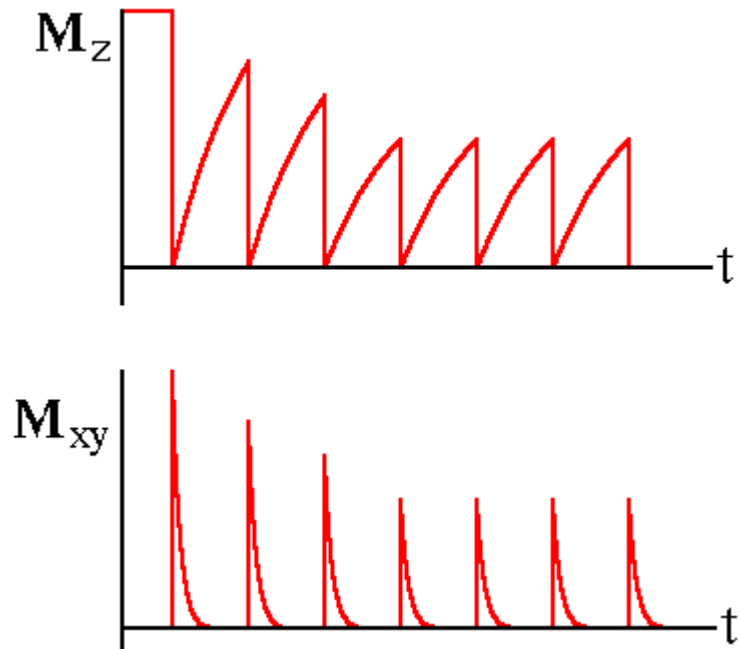
الشكل (3-9) التباين بين نسيجين A,B كتاب لـ TR

منحني التباين من أجل نسيجين A,B كتابع لـ TE يقدم في المنحني التالي , الشكل (10-3) :



الشكل (10-3) التباين بين نسيجين B,A كتابع لـ TE

للتأكد من أن جميع الإشارات الناتجة من خطوات ترميز الطور تمتلك نفس صفات الإشارة تضاف عدة دارات مقارنة خلال التسلسل حتى بداية اكتساب الصورة .
 لضرورة ذلك يتم فحص مركبات M_{xy} , M_z كتابع للزمن وذلك في نموذج متتالية 90-FID كما في الشكل (11-3) :



الشكل (11-3) مركبات M_z, M_{xy} كتابع للزمن في متتالية 90 - FID

ملاحظة

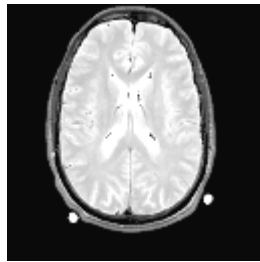
إن كمية المغنطة العرضية الناتجة من نبضات 90 تصل إلى قيمة التوازن بعد عدة دورات لـ TR , هذه العملية تطول زمن التصوير بعدة فترات من TR .
 تبنت جمعية الرنين المغناطيسي عدة أسماء تبين آلية التباين السائدة في الصورة , حيث أن الصور التي فيها تباين واضح تحدث بالاختلاف في T1 للأنسجة والذي يدعى بالصور المشبعة بـ T1 , وبشكل مشابه بالنسبة لـ ρ , T2, تدعى بالصور المشبعة بـ T2 , والصور المشبعة بـ ρ .
 وفيما يلي جدول يحتوي على مجموعة الشروط الضرورية للحصول على الصورة المشبعة المطلوبة :

قيم TE	قيم TR	نوع الصورة المشبعة
$\ll T2$	$\leq T1$	T1
$\geq T2$	$\gg T1$	T2
$\ll T2$	$\gg T1$	ρ

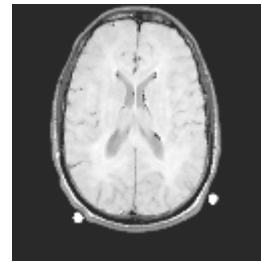
من الرائع رؤية كيفية أن اختيار البارامترات المفيدة θ , TR, TE, TI, تؤثر على التباين بين مختلف الأنسجة في الدماغ , وفيما يلي مجموعة من الصور الناتجة عن تغيير البارامترات .

صور صدى التدرج (التصوير السريع)

	TR (ms)	
θ	25	100
15	الشكل (24)	الشكل (25)
45	الشكل (26)	الشكل (27)
90	الشكل (28)	الشكل (29)



الشكل (25-3)

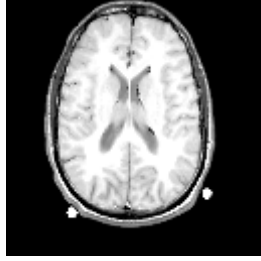


الشكل (24-3)

=15 ,TR=100

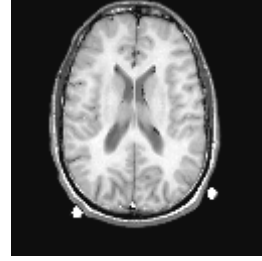
θ

$\theta =15,TR=25$



الشكل (27-3)

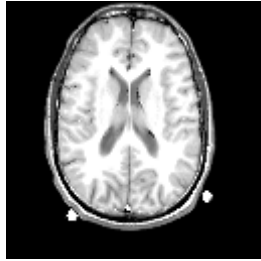
=45 ,TR=100 θ



الشكل (26-3)

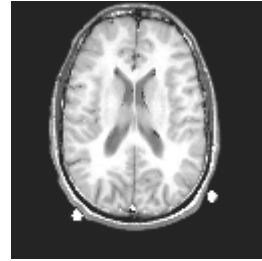
=45,TR=25

θ



الشكل (29-3)

=90 ,TR=100 θ



الشكل (28-3)

=90,TR=25

θ

معدل الإشارة

نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) لنسيج في صورة هو النسبة بين المعدل الوسطي للإشارة من أجل النسيج إلى الانحراف القياسي للضجيج في خلفية الصورة , نسبة الإشارة إلى الضجيج يمكن الحصول عليه عن طريق حساب متوسط الإشارة عن طريق أخذ المتوسط لعدد من الصور المختلفة .

جميع الإشارات في الصور المتوسطة سوف تضاف مساهمتهم إلى الصورة الناتجة , بما أن الضجيج عشوائي لذلك لا يمكن إضافته , لكن يبدأ بإلغاء زيادة الطيف .

يتم تحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج عن طريق متوسط الإشارة والذي يتناسب مع الجذر

التربيعي لعدد الصور المتوسطة Nex .

تصوير الحجم (3- D Imaging) Volume Imaging

تصوير الحجم هو اكتساب معطيات الرنين المغناطيسي من حجم بدلاً من شريحة طبقية، ويمكن اعتباره كجمع لعدة شرائح متاخمة لبعضها البعض عبر منطقة من الغرض المصور، وعدد هذه الشرائح يكون دائماً من مضاعفات العدد 2. ويبدو المخطط الزمني الحقيقي للتسلسل النبضي لتصوير الحجم .

في تتابع تصوير الحجم فإن نبضة التردد الراديوي لاختيار الحجم والتدرج الذي يدور فقط السبينات الموجودة في الحجم المصور من الغرض، يكافئان مجموعة نبضات اختيار الشريحة إلا أن سماكة الشريحة هنا يمكن أن تكون 10 cm أو 20 cm. تتبع نبضات اختيار الحجم نبضة تدرج ترميز الطور في البعد 1 ونبضة تدرج آخر في البعد 2 تطبقان في نفس الوقت وتدوران عبر كل المجموعات الممكنة وكل منها – كما هي حال جميع تدرجات ترميز الطور – تتغير بين قيمتين عظمى وصغرى. ثم يتم تطبيق تدرج ترميز التردد والذي يملك قفزة إلغاء طور سالبة ليُجعل السبينات في طور عند مركز نافذة الاكتساب (acquisition window)، ليتم بعدها تسجيل الإشارة. يساوي زمن التصوير إلى قيمة TR مضروبة بعدد خطوات ترميز الطور في البعد 1 مضروباً بعددها في البعد 2، وبسبب هذه القيمة الكبيرة تتابع تدرج الصدى المستعاد gradients recalled echo sequence هو نموذجي لتصوير الحجم.

تصوير الجريان (تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي)

Flow Imaging (MRI Angiography)

تصوير الأوعية الدموية Angiography هو تصوير تدفق الدم عبر شرايين الجسم وأوردته.

في الماضي كان تصوير الأوعية يتم عن طريق حقن صبغة ظليلية غير منفذة لأشعة X- في الوعاء الدموي ومن ثم تصويرها بأشعة X-، هذا الإجراء يؤمن صورة للأوعية الدموية في الجسم لكنه لا يميز بين الدم الساكن والدم الجاري لذلك كانت هذه التقنية أقل من كافية لتصوير الدوران، أما تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي Magnetic Resonance Blood فيعطي صوراً للدم المتدفق تتناسب فيها الشدة مع سرعة الجريان توجد ثلاثة أنواع من MRA هي:

- Time – of – flight
- Phase contrast Angiography
- Contrast enhanced angiography

التصوير بالصدى المستوي (MRI الوظيفي)

Echo planar Imaging (Functional MRI)

التصوير بالصدى المستوي هو تقنية تصوير بالرنين المغناطيسي سريعة قادرة على إنتاج صور طبقية بمعدلات تلفزيونية (Video rates) حيث تسجل كامل الصورة في الفترة TR، ولفهم التصوير بالصدى المستوي يجب أولاً توضيح مفهوم الحيز - K (K-space) :
يشار إلى صورة الرنين المغناطيسي بحيز صورة (image space) ويشار إلى تحويل فورييه لها بالحيز -K، وهكذا في التصوير بالرنين المغناطيسي فإن الحيز -K هو الحيز المحدد بالتردد واتجاهات ترميز الطور.

في تتابع التصوير التقليدي يسجل خط واحد من الحيز -K في كل خطوة من الترميز الطوري وبما أنه كل (TR) ثانية تحدث خطوة ترميز طور واحدة، فإن الزمن اللازم لإنتاج الصورة يتحدد بحاصل ضرب (TR) بعدد خطوات ترميز الطور. أما التصوير بالصدى المستوي فيقيس في فترة (TR) واحدة كل خطوط الحيز -K.

في هذه التقنية يتم تطبيق نبضة التردد الراديوي لاختيار الشريحة 90° بالتزامن مع تدرج اختيار الشريحة ثم يطبق تدرج طور أولي $\gamma \cdot \text{Py}$ و نبضة تدرج ترميز تردد أولية لتوضيح السينات في زاوية الحيز -K، يليها نبضة 180° ، وبما أن تتابع التصوير بالصدى المستوي - نموذجياً - هو تتابع وحيد الشريحة single slice sequence فلا حاجة لأن تكون النبضة 180° نبضة شريحة انتقائية، بعدها يتم تدوير اتجاهات ترميز الطور والتردد لتجتاز الحيز -K، وهذا يكافئ وضع (128) أو (256) تدرج ترميز طور وتردد في الفترة العادية عندما يتم تسجيل الصدى. عندما تم تطوير تقنية التصوير بالصدى المستوي لأول مرة ساد الاعتقاد بأنها ستكون من تحقيق صور رنين مغناطيسي بالزمن الحقيقي لكن تبين أن أثرها الأكبر كان في مجال تصوير الدماغ بالرنين المغناطيسي (MRI الوظيفي) فأثناء نشاط الدماغ تحدث زيادة لحظية سريعة في تدفق الدم إلى مركز الفكر المحدد specific thought center في الدماغ، فعند تحريك السبابة اليمنى مثلاً تحدث زيادة لحظية سريعة في التروية الدموية لجزء الدماغ الذي يتحكم بهذه الحركة، وهذه الزيادة في التروية تعني زيادة في كمية الأوكسجين والذي هو متغير متوازي المغناطيسية paramagnetic يؤثر على أزمنة T_1 و T_2 لأنسجة الدماغ المحلية بحيث يسبب اختلاف قيمها عن قيم T_1 و T_2 للأنسجة المحيطة أي حدوث تباين بين هذه النسج.

التحليل الطيفي بالرنين المغناطيسي النووي في الجسم الحي

in vivo NMR spectroscopy

التحليل الطيفي بالرنين المغناطيسي هو - في الإجراءات السريرية - دراسة ترددات الرنين المحددة الممتصة من قبل عينة أو نسيج، هذه الترددات مرتبطة بوجود جزيئات محددة وبالتالي يمكن استخدامها لتحديد الحالة المرضية للنسيج. إن الحصول على طيف NMR من عينة كبيرة من الجسم سهل نسبياً لكن فائدته سريرياً غير كبيرة، ولتحسين هذه الفائدة يجب أن يكون الطيف من موضع صغير ومعروف من العينة وإن استحصال طيف NMR من كل وحدة حجم voxel أكثر فائدة سريرياً لكنه بالمقابل أكثر صعوبة .

تصوير الانتشار Diffusion Imaging

يمكن إجراء تصوير الانتشار بأسلوب مشابه لتتابع التصوير بتغاير الطور لكن الاختلاف الأساسي بينهما هو أن التدرجات هنا يجب أن تكون متزايدة في المطال من أجل تصوير حركة انتشار الجزيئات في الجسم الشديدة البطء .

التصوير بتغيير عرض الحزمة Variable Bandwidth Imaging

ترتبط كمية الضجيج في الصورة بتردد تقطيع أو الصدى فكلما كان معدل التقطيع أعلى كلما ازداد الضجيج في الصورة في حين يسمح تخفيض تردد التقطيع بتقليل الضجيج في الصورة، وبالتالي من أجل تحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج في الصورة من المفيد جداً استخدام أصغر معدل تقطيع ممكن وبما أن معدل التقطيع (f_s) مرتبط بحقل الرؤية (FOV) فإنه يجب تخفيض تدرج ترميز التردد (G_f) بشكل متناسب مع تردد التقطيع للحفاظ على (FOV) ثابتاً.

$$Fov = \frac{f_s}{\gamma G_f}$$

FOV : حقل الرؤية

FS : معدل التقطيع

GF : تدرج ترميز التردد

y : الطول الموجي

وعلى الرغم من أنه يخفض الضجيج في الصورة فإن لاستخدام تردد تقطيع أبطاً ثلاث مساوي:

- زيادة في تشويه الانزياح الكيميائي.
- خسارة (فقدان) في التباين.
- تقييد مجال أزمنة الصدى (لأنه مع تناقص معدل التقطيع تزداد نافذة التقطيع (Sampling window).

في تطبيقات التصوير التي تتطلب تحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج والتي تكون المساوي الثلاثة غير مهمة فيها، يكون للتصوير بتغيير عرض الحزمة فائدة كبيرة.

التصوير بالغاز النادر عالي الاستقطاب *Hyperpolarized Noble Gas Imaging*

التصوير بالغاز النادر عالي الاستقطاب هو تصوير إشارة NMR من غاز نادر مثل الكزينيون ^{129}Xe والهيليوم ^3He .

يتمتع الكزينيون ^{129}Xe بوفرة طبيعية 26.44% وقيمة السبين له ($1/2$) ونسبته

الجيرومغناطيسية $\gamma = 11.8\text{MHZ/T}$ ، ويتم الحصول على ^{129}Xe عالي الاستقطاب بعملية متعددة الخطوات حيث يتم أولاً تهيج بخار معدن Rb بواسطة حزم ليزيرية مقطبة دائرياً circularly polarized طول موجتها (795 nm)، تخسر إلكترونات Rb المهيجة طاقة من خلال النقل التبادل للسبين spin exchange Transfer إلى نواة Xe أثناء تصادمات Xe-Rb.

ينتج عن هذه العملية مغنطة صافية لنوى ^{129}Xe تساوي تقريباً 10^5 قيمتها عند التوازن. المغنطة الصافية الأكبر تعني إمكانية الحصول على إشارة أكبر ومن ثم فالتصوير بالغاز ممكن. إن زمن T_1 للكزينيون ^{129}Xe هو تقريباً (15-40)sec في النسيج أي أننا نتعامل مع غاز عالي الاستقطاب بزمن T_1 طويل وبالتالي فإن كامل الإشارة ستفقد بعد تطبيق النبضة 90°، لذلك يستخدم نموذجياً صدى مستعاد متدرج gradient recalled echo بزواوية دوران (5°) للحفاظ على الإشارة طيلة فترة الاكتساب.

تطبيقات نقل الصورة

مبادئ التصوير

نعلم أن تصوير الـ MRI هو التصوير الذي كان مستعملاً أولاً لبناء صور إشارة NMR من ذرات الهيدروجين في المادة، علماء الأشعة يهتمون باستخلاص إشارة الرنين من الماء والدهن المركبين الهيدروجينيين الرئيسيين في الجسم .

المبدأ وراء كل تصوير رنين مغناطيسي هو معادلة الرنين التي تظهر بأن تردد الرنين ν للسبين يتناسب مع الحقل المغناطيسي B_0 :

$$\nu = \gamma \cdot B_0$$

حيث أن γ هو النسبة الجيرومغناطيسية .

كمثال: نفترض أن رأس الإنسان يحتوي فقط ثلاث مناطق متميزة صغيرة حيث هناك تكمن كثافة سبين الهيدروجين وفي الحقيقة كل رأس يحتوي على إشارة من السبين عندما تتعرض مناطق السبينات هذه لنفس شدة الحقل المغناطيسي ، وعندها نحصل على قمة واحدة في طيف MRI .

تدرج الحقل المغناطيسي

إذا تعرضت كل مناطق السبين للحقل المغناطيسي المميز سنكون قادرين على تصوير مواقعهم حيث يمكننا تدرج الحقل المغناطيسي من تحديد اتجاه الموقع .

تدرج الحقل المغناطيسي الأحادي البعد يختلف باتجاه واحد، بينما التدرج ثنائي الأبعاد هو اختلاف بالاتجاه على اثنان (اتجاهان).

النوع الأكثر إفادة في تصوير الـ MRI هو تدرج الحقل المغناطيسي الخطي الأحادي البعد.

يشير تدرج الحقل المغناطيسي أحادي البعد على طول الإحداثي السيني ، إلى أن الحقل المغناطيسي يزداد في الاتجاه X ، حيث يمثل طول المتجهات مقدار مغنطة الحقل المغناطيسي ، ويرمز لتدرجات الحقل المغناطيسي في الاتجاهات X, Y, Z بالرموز G_x, G_y, G_z .

ترميز التردد

تدعى النقطة التي إحداثياتها $(X, Y, Z) = (0, 0, 0)$ بالمركز الساكن ، والحقل المغناطيسي في هذا المركز الساكن هو B_0 ، وتردد الرنين ν_0 .
إذا طبقنا تدرج حقل مغناطيسي إلى مركزنا الافتراضي بثلاثة مناطق افتراضية، سوف تعرض المناطق الثلاثة لحقول مغناطيسية مختلفة والنتيجة تكون الحصول على طيف NMR مع أكثر من إشارة .

تناسب غزارة الإشارة مع عدد السبينات في مستوي عمودي على التدرج، ويدعى هذا الإجراء بترميز التردد ويسبب كون تردد الرنين متناسباً مع موقع السبين .

$$\nu = \zeta (B_0 + XG_X) = \nu_0 + \zeta \times G_X$$

$$X = (\nu - \nu_0) / (\zeta G_X)$$

هذا المبدأ هو القاعدة الأساسية في جميع تقنيات الـ MRI .

تصوير الإسقاط الخلفي

هو تصوير لصورة الرنين المغناطيسي وهو توسع لوصف إجراء ترميز التردد كوصف فقط.

في تقنية الإسقاط الخلفي توضع المادة أولاً في الحقل المغناطيسي ويزود الحقل المغناطيسي أحادي البعد في بضعة زوايا حيث يسجل طيف NMR لكل تدرج.

كمثال

لنقل أننا نرغب بإنتاج صورة للمستوي YZ للمادة. تدرج الحقل المغناطيسي في الجهة الموجبة لـ Y يقدم إلى المادة ويسجل الطيف لـ NMR ، يسجل الطيف الثاني بتدرج بزوايا $\theta = 1^\circ$ عن الاتجاه الموجب للمحور Y .
تكرر العملية 360 مرة بين $(0 \leftarrow 360)$ درجة ، أولى هذه المعطيات يمكن أن تسقط خلفياً في الفراغ في ذاكرة الحاسب ، يدعى مخطط الإسقاط الخلفي الحقيقي بتحويل رادون المعكوس .
من التصوير التقليدي تسلسل هذا الإجراء لربما يقدم مع مساعدة تسلسل النبض اللاحق. تغيير الزاوية θ للتدرج متم لتطبيق المجموعات الخطية للتدرجين .

حيث تقدم تدرجات X , Y في النسب التالية لتتجز تدرج ترميز التردد المطلوب G_f

$$G_Y = G_f \sin \theta$$

$$G_X = G_f \cos \theta$$

لكي تكون تقنية الإسقاط الخلفي تقنية تصوير طبقي محوري ناجحة يجب أن نكون قادرين على تصوير السبينات في شريحة رقيقة G_z .
 G_z : التدرج في التخطيط الأخير .

اختيار الشريحة

اختيار الشريحة في الـ MRI هو اختيار السبينات في مستوى من خلال المادة . المبدأ لاختيار الشريحة يوضح بمعادلة الرنين ، اختيار الشريحة ينجز بتقديم تدرج حقل مغناطيسي خطي أحادي البعد خلال الفترة التي يقدم فيها نبضة الـ RF .
نبضة الـ 90° المطبقة بالتزامن مع تدرج الحقل المغناطيسي ستدور السبينات المحددة في شريحة أو في مستو من الغرض المصور .
نبضة الـ 90° تحتوي على مجموعة من الترددات وهذا يمكن أن يرى باستخدام نظرية الالتواء .
يتم تمثيل نبضة الـ 90° درجة المربعة بنبضة Sinc ويكون مطال تابع Sinc أعظميا" عند تردد نبضة الـ RF المطبقة .
هذا التردد سידار بزواوية 90° بينما الآخر الأصغر والترددات الأكبر ستدار بزواوية أقل .
تطبق نبضة الـ 90° هذا بتدرج حقل مغناطيسي في الاتجاه X والتي ستدور بعض السبينات في مستوى عمودي على الإحداثي السيني بدرجة 90° .
كنتيجة السبينات المختارة لا تكوّن في الحقيقة الشريحة . الحل لصورة الشريحة الجانبية أن نشكل نبضة الـ 90° على شكل نبضة Sinc ، الصورة الطبقيّة المحورية للإسقاط الخلفي يمكن أن تنجز بتطبيق النبضات التالية:

- نبضة الـ Sinc التي تشكل نبضة الـ 90° درجة المطبقة بتزامن مع تدرج اختيار الشريحة .
 - تدرج ترميز التردد يفتح مرة نبض اختبار الشريحة المطفأ .
 - تدرج ترميز التردد يتألف من تدرج G_y, G_x .
- يتم أخذ تحويل فورييه لإنتاج طيف مجال التردد الذي يسقط إسقاطاً خلفياً لإنتاج الصورة .

مبادئ التصوير بالاعتماد على تحويل فورييه

رأينا مما سبق كيف أن إجراء التصوير على محورين يمكن أن يؤدي تقنية الإسقاط الخلفي و الآن سوف نتعرف على ما يدعى تدرج ترميز الطور ودمج إيجابيات تدرج اختيار الشريحة وتدرج ترميز التردد، لرؤية كيف يتم التصوير الطبقي المحوري اليوم، وكيف يتشكل تحويل فورييه للمرنان .

تدرج ترميز الطور

هو تدرج في الحقل المغناطيسي B_0 ، هذا التدرج يمنح الشعاع المغناطيسي زاوية طور محددة تعتمد على موقع الشعاع المغناطيسي المستعرض.

كمثال

دعنا نتخيل أنه لدينا ثلاث مناطق بالسبين. الشعاع المغناطيسي المستعرض من كل سبين أدير إلى موقع على طول الإحداثي السيني والموجّهات الثلاثة عندها نفس النوبة الكيميائية و لذلك في حقل مغناطيسي واحد سوف يمتلكون نفس تردد لارمور. فإذا قَدّم تدرج الحقل المغناطيس على طول الجهة X فالموجّهات الثلاثة سوف تتذبذب حول جهة الحقل المغناطيسي المقَدّم في تردد يعطى من قبل المعادلة :

$$\nu = \zeta(B_0 + XG_X) = \nu_0 + \zeta.X.G_X$$

بينما تدرج ترميز الطور لكل شعاع مغناطيسي مستعرض يملك تردد لارمور متميز. و إذا كان التدرج في الاتجاه X غير موجود و عرّضنا كل شعاع سبيني لحقل مغناطيسي خارجي فكل شعاع مغناطيسي مستعرض يكون له نفس تردد لارمور. زاوية الطور ϕ لكل اتجاه من الناحية الأخرى ليست متماثلة، حيث زاوية الطور هي الزاوية بين المحور المرجع ويقال له المحور Y والشعاع المغناطيسي في زمن تدرج ترميز الطور الذي يلغى.

التصوير الطبقي المحوري بالاعتماد على تحويل فورييه

وهي واحدة من أفضل الطرق لفهم تسلسل التصوير الجديد والتي تمتحن مخطط الزمن لهذا التسلسل. مخطط الزمن لتسلسل التصوير له مداخل لذبذبة الإرسال، تدرجات الحقل المغناطيسي، وإشارة كتابع للزمن. مخطط الزمن الحقيقي لهذا التسلسل أكثر تعقيداً بقليل، حيث بُسّط الأول للأغراض التمهيديّة. الحدث الأول يحدث في هذا التسلسل التصويري بتطبيق تدرج اختيار الشريحة حيث تقدم نبضة اختيار الشريحة RF في نفس الوقت، و نبضة انتقاء الشريحة RF كتابع Sinc شكلت انفجار الطاقة للـ RF.

نبضة الـ RF مرة تكمل تدرج اختيار الشريحة الملغى وتدرج ترميز الطور الموجود. ومرة تدرج ترميز الطور يلغى تدرج ترميز التردد المطبق ويسجل الإشارة، هذا التسلسل للنبضات يكرّر 128 أو 256 مرة لجمع كل المعطيات الضرورية لإنتاج الصورة.

حيث يدعى الزمن بين التكرار للتسلسل زمن التكرار ، كل زمن للتسلسل يكرر مقدار تدرج ترميز الطور المتغير ، حيث يتغير المقدار بشكل خطوات متساوية بين أعظم مطال وأصغر مطال للتدرج.

إن تدرج اختيار الشريحة يقدم بشكل عمودي على مستوى الشريحة و تدرج ترميز الطور يقدم على طول جانب واحد من جوانب مستوى الصورة. تدرج ترميز التردد يقدم على طول الحافة المتبقية لمستوي الصورة.

يشير الجدول التالي للمكونات المحتملة للشريحة، الطور، وتدرج ترميز التردد:

التدرج			
التردد	الطور	الشريحة	مستوي الشريحة
Y أو X	X أو Y	Z	XY
Z أو X	X أو Z	Y	XZ
Z أو Y	Y أو Z	X	YZ

لنفترض أننا نرغب في أن نصور شريحة في المستوى XY، الحقل المغناطيسي B_0 على طول المحور Z و تدرج الشريحة يقدم على طول المحور Z. النبضة RF تدور فقط حزم السبينات في الفوكسل التي تكون في حالة رنين وحزم السبينات هذه موضوعة في المستوى XY في هذا المثال. حيث تعطي حالة المستوى على طول المحور Z نسبة إلى المركز الساكن بالعلاقة:

$$Z = \Delta U / \zeta G_s$$

حيث :

ΔU : تغير التردد .

G_s : مغنطة تدرج اختيار الشريحة .

ζ : النسبة الجيرومغناطيسية.

توضع السبينات فوق وتحت هذا المستوى الغير متأثر بنبضة الـ RF و للتبسيط سوف نركز على المجموعة الدنيا 3×3 للاتجاهات المغناطيسية الصافية.

صورة هذه السبينات في هذا المستوى تبدو متشابهة. مرة تدار بالمستوى XY و عندها هذه المتجهات سوف تتذبذب عند تردد لارمور المعطى بحقل مغناطيسي في كل ممارسة.

إذا كان الحقل المغناطيسي غير متشكل فإن كلاً من النسب التسعة المتذبذبة سوف تكون متساوية في سلسلة تصوير تدرج ترميز الطور المطبق بعد تدرج اختيار الشريحة. و بافتراض أن هذا يعطى على طول المحور X ، السبينات ستكون بحالات مختلفة على طول المحور X و تبدأ بالتذبذب عند ترددات لارمور مختلفة. عندما تدرج ترميز الطور يلغي تذبذب الاتجاهات المغناطيسية عند نفس النسبة، و لكن تتخذ أطواراً مختلفة، الطور يكون مصمم بالفترة الزمنية والمغنة لنبضة تدرج ترميز الطور. مرة نبضة تدرج ترميز الطور تلغي نبضة تدرج ترميز التردد المطبق وفي هذا المثال تدرج ترميز التردد يكون في الاتجاه Y . و تدرج ترميز الطور يسبب تذبذب حزم السبينات عند نسب معتمدة على حالتهم Y . تحويل فورييه البسيط له القدرة على تحديد الطور للإشارة من الاتجاه المغناطيسي الموضوع في فراغ ثلاثي الأبعاد.

كمثال

إذا توضع متجه وحيد عند النقطة $(X, Y) = 2.2$ فالـ FID لها ستحتوي موجة جيب للتردد 2 والطور 2. تحويل فورييه لهذه الإشارة سوف يفتح قمة عند التردد 2 والطور 2 و لسوء الحظ تحويل فورييه أحادي البعد يكون غير قادر على هذه المهمة عندما أكثر من متجه يوضع في المصفوفة الثلاثية في مواقع مختلفة لاتجاه ترميز الطور. نحن بحاجة لخطوة تدرج ترميز طور لكل حالة في اتجاه ترميز الطور و النقطة التي تحاول إيجاد حل تكون بحاجة لمعادلة واحدة. حيث إذا كان هناك ثلاث حالات لاتجاه ترميز الطور نحن سنحتاج ثلاث ساعات لتدرجات ترميز طور متميزة وثلاث قيم متميزة للتخامد. إذا رغبتنا أن نصمم 256 موقع في جهة ترميز طور نحن سنحتاج 256 مقدار مختلف لتدرج ترميز الطور و سنسجل 256 قيمة مختلفة للتخامد.

معالجة الإشارة

تأثيرات التخامد أو الإشارة يجب أن تحوّل بتحويل فورييه للحصول على تصوير أو صورة موقع للسبينات ، الإشارات تحوّل أولاً في الاتجاه X لتنتزع معلومات مجال التردد وبعدها في اتجاه ترميز الطور لانتزع معلومات حول المواقع في اتجاه تدرج ترميز الطور.

دقة الصورة

دقة الصورة هي مدى التمييز بين الأشكال المختلفة في الصورة وهي مقياس لجودة الصورة وهي تابعة لعدة عوامل: T_2 , نسبة الإشارة إلى الضجيج SNR , معدل التقطيع , سماكة الشريحة , حجم مصفوفة الصورة .
و تتناسب دقة الصورة عكسا" مع البعد بين الأشكال في الصورة فكلما كانت الصورة قادرة على التمييز بين شكلين المسافة بينهما أقل كلما كانت دقة الصورة أعلى .
وهناك علاقة بين دقة الصورة وكل من حقل الرؤية Field Of Vision وعدد نقاط المعطيات N حيث لا يمكن التمييز بين شكلين المسافة بينهما أقل من (FOV/N) أي البعد بينهما أقل من بيكسل واحد , ولكن هذا لا يعني أن زيادة عدد نقاط المعطيات سيؤدي إلى زيادة الدقة لأن ذلك يسبب فقط زيادة قياس البيكسل .
لنفرض صورة أحادية البعد $h(x)$ تحتوي نوعاً واحداً من السبينات , وكانت $g(x)$: توزيع السبينات , $F(\nu)$: طيف الـ NMR للسبينات , $F(\nu G_x^{-1} \zeta^{-1})$: طيف الـ NMR في وحدات المسافة بوجود تدرج الحقل المغناطيسي $G(x)$ عندها:

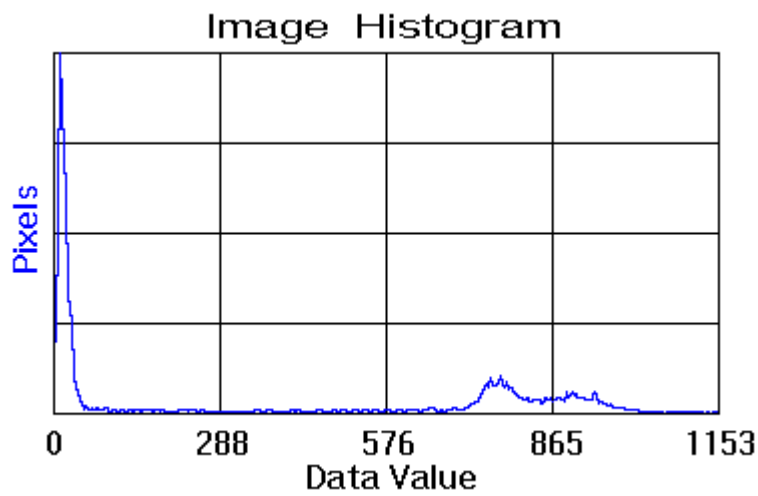
$$h(x) = g(x) \otimes F(U.G_x^{-1} \zeta^{-1})$$

ويكون قياس البيكسل الواجب اختياره مساوي تقريباً لـ $(\pi G_x \zeta T_2^*)^{-1}$.

معالجة الصورة

المخطط البياني للصورة Image Histogram

المخطط البياني للصورة هو عبارة عن مستوي يعبر عن عدد الوحدات أو ما يسمى Pixels مع قيم المعطيات المقابلة . وفيما يلي الشكل (1-5) يبين تخطيط لصورة بحيث أن قيم المعطيات المقابلة ل pixels محصورة بين القيم (0-80) والقيم (600-1000) . هذا المخطط للصورة مفيد في تقرير كيفية تمثيل قيم المعطيات المرتبطة مع وحدة الحجم Voxel مثل كثافة أل Pixels على وسيلة الإظهار .



الشكل (1-5) مخطط بياني للصورة

معالجة الصورة

لقد ركزنا الاهتمام على فيزياء السبين , تتابع النبضات , وعلى الأجهزة ولكن يوجد الكثير من المعادلات الرياضية التي تعالج بين نقطة الحصول على المعلومات الخام إلى مرحلة إظهار الصورة .

إن المعلومات الخام أو معلومات المستوي K- كما تدعى أحياناً هي غالباً بحدود $256*256$ نقطة معلومات من المعلومات المعقدة , حيث سوف تظهر إشارات مثل My, Mx أو إشارات حقيقية أو تخيلية من المحول الرقمي للإشارة .

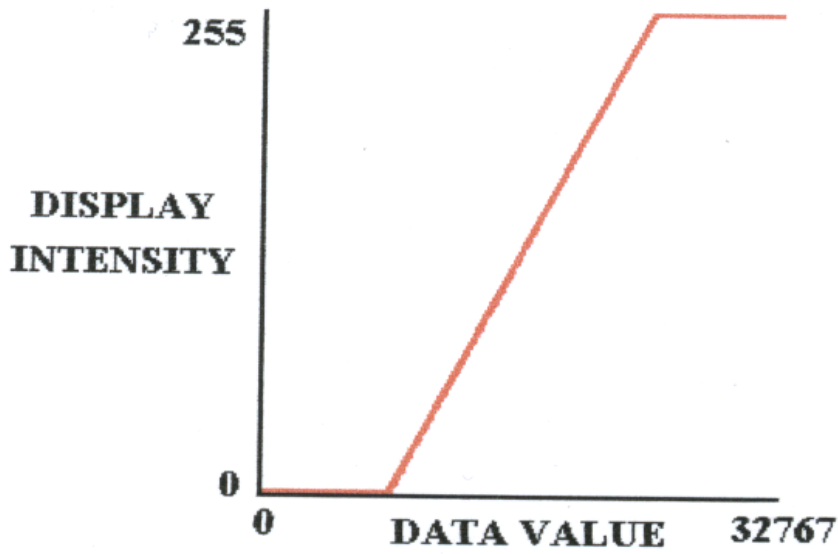
الإظهار يتم على شكل صورة للمعلومات الخام , المعطيات النموذجية تمتلك 16bit , لكن من الأفضل تتبع معالجة مجموعة $256*256$ من المعطيات قبل الدخول إلى المصفوفات ذات الحجم الأقل .

رأينا سابقاً أن الأزمنة هي المفيدة لتنعيم مجال طيف التردد عن طريق تحويلها بسلسلة لورينزيان , حيث أن مضاعفة زمن مجال الطيف عن طريق تابع تصاعدي والذي هو زوج من فوربيه سلسلة لورينزيان يساوي إلى التحويل في مجال التردد , لذلك فإن المعطيات الخام في بعض الأحيان تضرب بتابع أسي قبل أن تدخل إلى تحويل فوربيه .

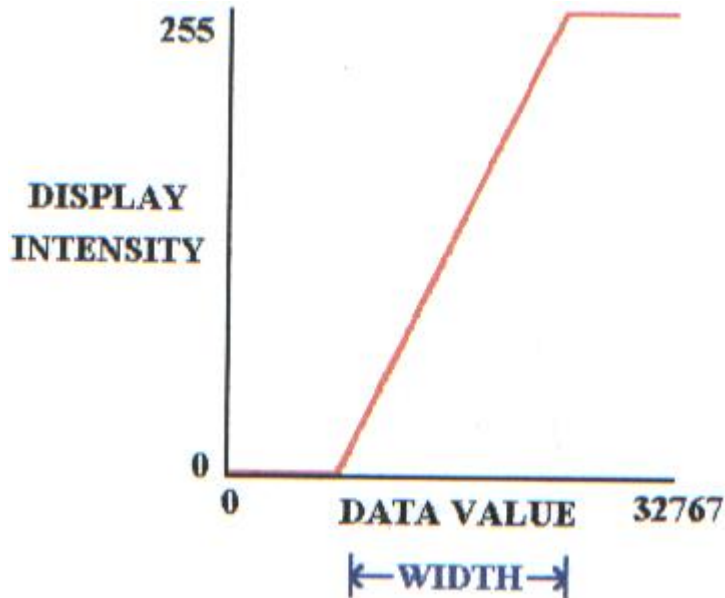
ينجز تحويل فوربيه أولاً في الاتجاه العمودي ومن ثم في الاتجاه الأفقي , تحسب القيم لحظة إنجاز تحويلات فوربيه , تخفض حسابات القيم للمعلومات المضخمة إلى 15bit من الحل , وذلك لأن صورة المقدار التي تستخدم لا يمكن أبداً أن تكون كثافة آل Pixels سلبية .

يتم توسيع معلومات المقدار إلى $512*512$ بمصفوفة معلومات من آل Pixels الزائدة . تظهر الصورة نموذجياً على شاشة عرض الفيديو بعرض 8bit وهذا يعني أن بأنه لدينا 256 مستوى رمادي والتي يمكن أن تظهر 32768 قيمة معلومات المحتملة من 15bit لمعلومات المقدار .

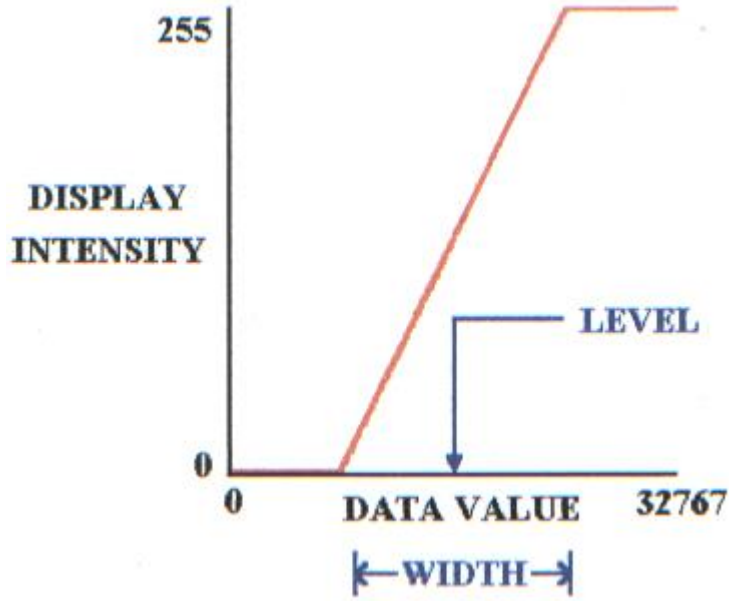
لدينا كثافة الفيديو بين $0-255$ والتي توضح بعلاقة خطية مع قيم المعطيات وذلك كما في الشكل (2-5) :



الشكل (2-5) العلاقة الخطية بين قيم المعطيات وكثافة الإظهار 255-0
 عرض قيم المعطيات توضع على 256 مستوى رمادي محتمل والذي يدعى العرض أو التباين ،
 وذلك كما في الشكل (3-5) :



الشكل (3-5) يبين العرض الذي تمتد فيه العلاقة الخطية
 خصصت قيم المعطيات في مركز المقياس الرمادي المشار إليه بالشكل (4-5) بالمستوى أو
 السطوع .



الشكل (4-5) يبين المستوى وهو في منتصف العرض

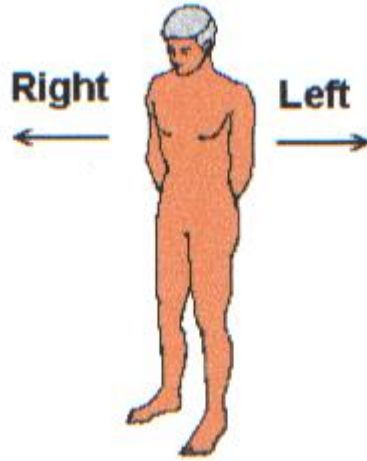
عند تعديل العرض والمستوى يسمح للمشاهد بأن يضع خواص للصورة والتي تعطي أفضل إظهار للناحية التشريحية والمرضية .
في أغلب الأوقات يجمع أقل من 256×256 نقطة معلومات وذلك من أجل تقليل زمن التصوير

مثلاً : مصفوفة معلومات 256×192 أو 256×128 يمكن أن تلتقط عندما يكون لدينا 192 أو 128 خطوة ترميز للطور ، من الأفضل أن نملك دائماً الحجم نفسه للمصفوفة من أجل الدخول إلى تحويل فورييه ثنائي الاتجاه ، في حالة 256×192 أو 256×128 فإن نهاية المصفوفة يملأ بالأصفار وهذه العملية تدعى بالتصغير وهذه العملية مكافئة إلى زيادة البيكسل وذلك من أجل إنتاج صورة 256×256 من معلومات 256×128 ولحظة ملئها فإن المعلومات تعالج كما وصف سابقاً.

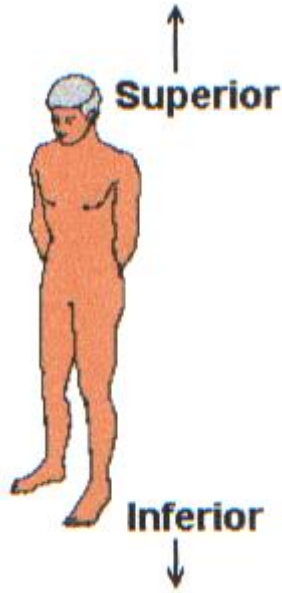
تنسيق الصورة

لا تستخدم أجهزة التصوير السريرية أنظمة تنسيق الرنين المغناطيسي لمحاور XYZ من أجل مجموع وإظهار الصور ويستخدم بدلاً منه نظام التنسيق التشريحي ، حيث أن المحاور في هذا النظام ترجع إلى الجسم وهذه المحاور الثلاث هي : يمين - يسار (L/R) ، أعلى - أدنى (S/I) ، أمامي - خلفي (A/P) .

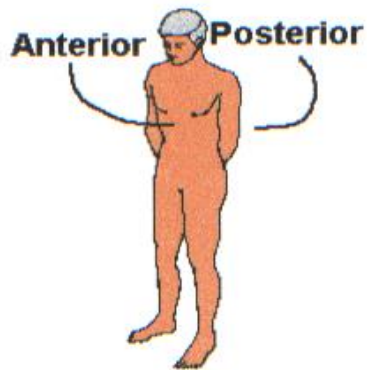
وهي مبينة بالأشكال التالية على الترتيب (5-5) ، (6-5) ، (7-5) :



الشكل (5-5) المحور يمين - يسار



الشكل (6-5) المحور أعلى - أدنى

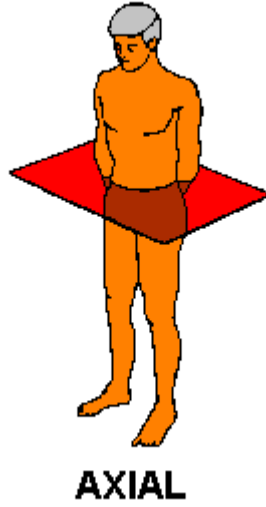


الشكل (7-5) المحور أمامي - خلفي

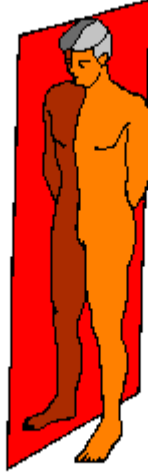
مستويات التصوير

في أجهزة التصوير السريرية فإن المصطلحات YZ, XZ, XY لا تستخدم ليشير إلى مستويات التصوير . ولدينا المستويات التالية :

- مستوى التصوير عمودي على المحور الطويل للجسم والذي يدعى المستوى المحوري الأفقي , وجوانب هذا المستوي هي $A/P, L/R$ المبين بالشكل (8-5) :



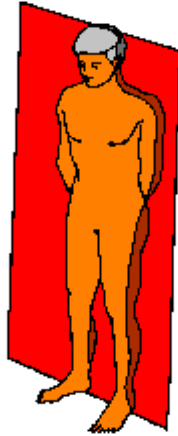
الشكل (8-5) المستوى المحوري الأفقي
المستوي الذي يشطر سطح الجسم من الخلف إلى يمين ويسار فهو يسمى بالمستوي السهمي وجوانب هذا المستوي هو $S/I, A/P$ ومبين بالشكل (9-5) :



SAGITTAL

الشكل (5-9) المستوي السهمي

المستوي الذي يشطر الجسم إلى قسمين أمامي وخلفي يسمى بالمستوي الجبهي وجوانب هذا المستوي S/I ,L/R ومبين بالشكل (5-10) :



CORONAL

الشكل (5-10) المستوي الجبهي

تشوه الصورة

تشوه الصورة هو أي شكل يظهر في الصورة دون أن يكون موجوداً في الغرض المصور. وينتج التشوه إما عن عملية غير صحيحة في جهاز التصوير أو عن عمليات وخواص طبيعية في جسم الإنسان. وبشكل عام تصنف التشوهات حسب مصدرها والجدول التالي يبين ذلك:

التشوه	السبب
التردد الراديوي	عطل في مجموعة دارات كشف التردد الراديوي RF أو عطل في ملف RF
عدم تجانس B_0	جسم معدني سبب تشويه الحقل B_0
التدرج	عطل في ملفات تدرج الحقل المغناطيسي
الحركة	حركة الجزء المصور أثناء تتابع التصوير
الجريان	حركة سوائل الجسم أثناء تتابع التصوير
الانزياح الكيميائي	حقل B_0 كبير واختلاف في الانزياح الكيميائي بين النسيج
الحجم الجزئي	حجم كبير لوحدة الحجم voxel
الغلاف Woparound	حقل الرؤية FOV المختار غير مناسب

نظام التبريد لجهاز الرنين المغناطيسي

نظام المبرد المحجب ذو الترس SC - 8

يتكون نظام التبريد من الأجزاء التالية:

- 1 البراد SC-8 مبرد محجب ذو ترس.
 - 2 ضاغط الهليوم
 - 3 مجموعة خطوط وتوصيلات الغاز.
 - 4 تركيب التغذية بالغاز RF.
- وأجزاء إضافية مرافقة:
- كبل المكبس.
 - تنصيب طقم الأدوات.

المبرد المحجب ذو الترس SC-8

المبرد ذو الترس هو براد ذو مرحلتين يعمل في دورة تبريد Gifford – McMahon ويستخدم غاز الهليوم من ضاغط الهليوم لتوليد درجات الحرارة الصغرى، ويتم تزويد الطاقة الكهربائية لتشغيل محرك صمام الموسع من الضاغط. وقد جهز الموسع وظيفياً لذلك يمكن انتقال الحرارة من مكان الاتصال.

المخطط المبسط للموسع

إن محرك الصمام يدور قرص الصمام الدوار الذي بدوره يتحكم بتدفق غاز الهليوم، والغاز ذو الضغط العالي يندفع إلى المجموعة التركيبية (أجزاء) المكبس داخل الأسطوانة. والبوابات الموجودة داخل قرص الصمام تسمح بدورتين كاملتين لكل دورة لقرص الصمام.

أجزاء الموسع :

- 1 - مدخل الغاز ذو الضغط العالي .
- 2 - خط العودة للغاز ذو الضغط المنخفض .

- 3 - المكبس .
- 4 - محرك الصمام .
- 5 - قرص الصمام الدوار .
- 6 - حجم الاندفاع .
- 7 - الفتحة المتغيرة .
- 8 - ساق الصمام .
- 9 - الغطاء الخفيف .
- 10- مجدد المرحلة الأولى .
- 11- طة تسخين .
- 12- مجدد المرحلة الثانية .
- 13- محطة تسخين المرحلة الثانية .

مبدأ العمل

إن الهليوم ذو الضغط العالي المقرر بواسطة قرص الصمام الدوار يتدفق خلال الممرات في الغطاء الخفيف وبنفس الوقت يدخل إلى المجدد، يبرد المجدد عند نوبة التفريغ السابقة ويبرد الغاز القادم حالما يتدفق.

الغاز المتدفق خلال ممرات الغطاء الخفيف يرفع الغطاء ليغادر المكبس، تاركاً فراغاً واسعاً في محطات الحرارة للغاز الذي قد مر عبر المجدد، وعندما يغادر المكبس ينضغط الغاز الذي فوق الغطاء الخفيف جزئياً ويندفع من خلال الفتحة المتغيرة في قاعدة المحرك وداخل الحجم المندفع. يقفل الصمام قبل أن يصل المزيج إلى ساق الصمام.

إن انضغاط الغاز فوق الغطاء الخفيف ينقص السرعة ويوقف المزيج قبل اصطدامه مع ساق الصمام.

التفريغ

عندما يفتح الصمام للتفريغ يترك الحرية للغاز ذو الضغط العالي في محطات التسخين ليتمدد ويبردها ومن ثم الغاز المفرغ يبرد المجددات.

عندما يهبط الضغط فإن الغاز المضغوط يتسرب جزئياً من الحجم المندفع ويدفع الغطاء الخفيف والمكبس للدورة التالية.

يغلق الصمام ثنائية والغاز المتبقي بسلك كوسادة لينقص السرعة ويوقف المكبس قبل أن يصطدم مع محطات التسخين.

إن درجة حرارة محطة التسخين تنخفض تدريجياً لتؤمن التبريد عند درجات الحرارة المنخفضة.

ضاغط الهليوم HC-8

إن وحدة ضاغط الهليوم HC-8 هي ضاغط دوار، مبرد بالماء، ذو مرحلة واحدة مصمم ليسحب غاز الهليوم ذو الضغط العالي الخالي من الزيت إلى البرادات. كبل المكبس المرفق مع الضاغط يزود طاقة كهربائية إلى الموسع (البراد) والتركيبات ذاتية الختم تسمح باتصال وانفصال بسيط عن نهاية الدورة المغلقة لنظام التبريد.

مبدأ العمل

وحدة الضاغط تسحب باستمرار الهليوم ذو الضغط المنخفض من خط العودة للنظام خلال العمل. فهي تضغط، تبرّد، تنظف الغاز وعندها تسحبه من خلال خط تزويد النظام إلى وحدة التبريد.

عندما يغادر الغاز الضاغط فهو يحتوي على الحرارة ومزيت الضاغط الذي يجب إزالته، والغاز الساخن مع الزيت المسحوب يتدفق فوق ملف المحرك حيث يفقد بعض الزيت الفائض. ثم إلى خارج حجرة الضاغط وعبر دارة واحدة من مبادل الحرارة ثلاثي الدارات حيث يتبرّد هناك. بعدئذ يمر عبر لفافيل الزيت وماصة الزيت والمرطبة، ومن الماصة يمر الغاز ذو الضغط العالي عبر الأنابيب إلى الموسع.

يدخل الغاز ذو الضغط المنخفض القادم من الموسع عبر خط العودة للنظام إلى زجاجة الاندفاع حيث يكبح نبضات الضغط وعندها يتدفق إلى داخل الضاغط.

خط الغاز يحتوي على صمام تحرير يتصل بخط الضغط العالي إلى خط الضغط المنخفض سامحاً لوحدة الضاغط أن تعمل بدون أن تكون موصولة إلى وحدة نظام آخر.

ينفصل الزيت عن الغاز بثلاث مراحل:

- المرحلة الأولى بالتكثيف عندما يمر فوق ملف المحرك.
 - المرحلة الثانية داخل فاصل الزيت الذي تجمع عناصره الزيت الضائع من الغاز وبكتلة ويعيده إلى الضاغط.
 - المرحلة الثالثة هي الامتصاص الذي ينقل أي بقايا زيت يحملها الغاز.
- الزيت المجمع في الفاصل يتدفق من خلال الأنابيب الشعرية وأصلاً الفاصل مع خط عودة الضغط المنخفض، حيث أن ضغط الغاز التفاضلي الذي يعبر النظام هو القوة المحركة والأنابيب الشعرية تحدد كمية الزيت المهمل.

هناك كمية ضئيلة من الزيت تتجمع في الماصة تبقى هناك ولا يمكن إزالتها إلا بتبديل الماصة. إن الزيت في غلاف الضاغط أيضاً يجمع الحرارة، ومبدل الحرارة ذو القوقعة الملتفة ينقل الحرارة من محرك الضاغط ويسخن الزيت بواسطة توصيل مباشر من خلال كتلة الضاغط، ضغط الغاز يدفع الزيت عبر الأنابيب الخارجية لمبدلات الحرارة التي تبرد الزيت الساخن من الضاغط، هذا الزيت البارد يتم إعادة حقنه إلى خط عودة الغاز الذي يعيد الزيت إلى الضاغط لإعادة امتصاص الحرارة ويعيد دورة التبريد.

مزايا ووظائف العناصر المنفردة

- 1 - الضاغط: الضاغط جهاز تبديل دوار، محكم السد بشكل كقيم، الوصلات الكهربائية إلى المحرك مصنوعة من طرفيات تحت حماية الغلاف، والمزيت مصنوع من زيت تركيبى يوضع على الضاغط وهو في المصنع وبعد ذلك لا يتم تغيير الزيت أو إضافة الزيت حيث لا يمكن فتح تركيبية ملء الزيت من على الضاغط.
- 2 - مفتاح الحرارة العالية: يتم تنصيبه تحت الغطاء الكهربائي أعلى الضاغط، هذا المفتاح يتحسس حرارة الضاغط عبر الاتصال مع الغلاف، إن المفتاح يفتح دائرة التيار الكهربائي عند الحرارة المقدرة (المفروضة سلفاً) ويعاير أوتوماتيكياً عند التبريد.
- 3 - فلتر حقن الزيت: وهو يحمي الضاغط.
- 4 - فتحة حقن الزيت: وتتنصب أسفل مكان التبخر لتركيبية فلتر الزيت داخل خط حقن الزيت ويتحكم بمعدل تدفق الزيت إلى خط عودة غاز الضاغط.
- 5 - مبدل الحرارة: وهو يتضمن ثلاث ملفات تلف حول الضاغط، الأول يبرد الهليوم والثاني يبرد حجرة الضاغط، والثالث يبرد الزيت في دائرة حقن الزيت، هذه الدائرة تبرد الزيت الذي يمتص الحرارة من الضاغط وتعيد حقن الزيت المبرد الذي يستمر في امتصاص الحرارة من الضاغط.
- 6 - خط الغاز المرن: وهو عبارة عن مواسير غاز الهليوم.
- 7 - صمام جانبي داخلي: إن صمام التحرير الداخلي يفتح ليمح للضاغط أن يعمل عند عدم اتصاله مع نهاية النظام وليجنب التحميل العالي للمحرك.
- 8 - مفتاح الضغط التفاضلي للزيت: هذا المفتاح يغلق الضاغط إذا كان تدفق حقن الزيت منخفضاً جداً أو إذا كان الزيت ساخناً جداً بالنسبة للعمل المناسب.
- 9 - أنابيب الزيت الشعرية: وهي تعيد الزيت المجمع في بالوعة الفاصل إلى جانب الضغط المنخفض من الضاغط من أجل إعادة الدوران.

- 10 - فلتر الأنابيب الشعرية للزيت: إن هذا الفلتر في خط تصريف فاصل الزيت يحمي الأنابيب الشعرية العائدة للزيت.
- 11 - فاصل الزيت أسفل فاصل الزيت يخدم كبالوعة وفقها يوجد صفيحة متقدمة تثبت معدن ليفي الذي يسلك كأداة فصل، حيث يلتحم عليه الزيت المسحوب مشكلاً قطرة كبيرة تصرف داخل البالوعة، وهذه الوحدة لا تحتاج إلى خدمة أو تبديل.
- 12 - صمام تحرير الضغط: صمام التحرير يمنع الضاغط من العمل عند ضغط غير آمن، راجع المعمل عند الصيانة أو التبديل عند الحاجة.
- 13 - صمام لولبي لتسوية الغاز: ونهو يفتح عندما يتوقف الضاغط، وهذا السلوك يسمح بتنظيف غاز الضغط العالي ليتدفق إلى خط غاز الضغط المنخفض الذي يمنع زيت الضاغط من العودة إلى التبخر إلى جانب الضغط عند الإغلاق.
- 14 - الماصة: هذه الماصة تزيل أي زيت أو رطوبة يحملها الغاز الذي لا يسقط في الفاصل، هذا الوعاء يحوي فحم نشيط من أجل امتصاص الزيت، وهذه الماصة لها أمد محدود ويجب أن تبدل بشكل دوري.
- 15 - مجموعة التزويد بالغاز: وهي تركيبات محكمة الإغلاق ولها نقطة اتصال عند نهاية النظام.
- 16 - مجمعة التزويد بالغاز (2).
- 17 - تركيبة التزويد بالماء: تركيبة حاجزية لنوع الضغط.
- 18 - تركيبة عودة الماء: تركيبة حاجزية لنوع الضغط.
- 19 - مقياس ضغط تزويد الغاز: يؤشر على ضغط الغاز في خط التزويد.
- 20 - مقياس ضغط عودة الغاز: يؤشر على ضغط الغاز في خط الرجوع.
- 21 - زجاجة الاندفاع: وتكون متوضعة في خط الرجوع وتكبح اهتزاز الضغط.
- 22 - مفتاح درجة الحرارة العالية: هذا المفتاح يغلق الضاغط إذا كان الماء الخارج ساخناً جداً مشيراً إلى تشغيل غير سوي، المفتاح يعاير أوتوماتيكياً عند الدلالة على ظروف عمل مناسبة.

العناصر الكهربائية

- كيبيل التغذية للضاغط: ينتهي بأربع مآخذ (مقابس)، كيبيل التغذية هذا يؤمن الطاقة الكهربائية للضاغط.

- وعاء المكبس وكبيله: المكبس A-28 يتحدد في مقدمة اللوحة، وكبيل المكبس يؤمن الطاقة الكهربائية من الضاغط إلى الموسع.
- الوعاء الملحق والكابلات الاختيارية: الوعاء المغلق المحدد في مقدمة اللوحة يكون وصلة بـ 14 مأخذ أو طاقة إضافية أو تشغيل /إيقاف عن بعد. إن التشغيل/ الإيقاف عن بعد وكابلات الطاقة الإضافية هي خيارات متوفرة.
- قواطع الدارة: قواطع الدارة المحددة باللوحة على مزود الطاقة الرئيسية تحمي وحدة الضاغط من التحميل الكهربائي العالي.
- مقياس الوقت المنقضي: إن مقياس الزمن المنقضي الذي يعمل على بطارية LCD يبين زمن العمل المتراكم للضاغط بالساعات لقيمة كلية حوالي 99999 ساعة.
- مفتاح التغذية: هذا المفتاح تشغيل /إطفاء يشغل ويطفئ الضاغط، المفتاح يضيء ليشير إلى وجود طاقة في الضاغط.
- الهيكل المعدني الكهربائي وصندوق التحكم: وهو يحوي العناصر الكهربائية والوصلات ويوزع الطاقة إلى دارة النظام الكلية.

خط خراطيم الغاز

هذه الخراطيم مصنوعة من أنابيب معدنية ملتوية من أجل المرونة، مغطاة بغلاف مجدول للحماية وينتهي بمجموعة ذاتية الختم قابلة للصيانة، إن أزواج الأنابيب المعطاة مختلفة القياس والنوع.

الخط العائد أكبر من خط التزويد ليلائم الحجم الأكبر من الغاز ذو الضغط المنخفض.

صيانة جهاز الرنين

الصيانة كبيرة وواسعة ولكن سنذكر منها:

الصيانة الدورية :

جزء رئيسي	المادة	الصيانة المطلوبة	فترة العمل
نظام الكمبيوتر	عام	تنظيف وفحص سواقة الديسك وتنظيف رؤوس الأشرطة المغناطيسية.	3 أشهر
		مسح الفلاتر وفحص الحجرة الإلكترونية الرئيسية للحالات العامة.	3 أشهر
		استبدال الشاشة	5 سنوات
غرفة المسح	معدل توقف غليان سائل التبريد	قياس ورسم بياني لكل عبوة جديدة	3 أشهر
	باب غرفة المسح	فحصه للتأكد من عمله بشكل صحيح	3 أشهر
	توقف الطوارئ	إجراء فحص وظيفي (فحص الدارات والبطارية)	3 أشهر
	قوة الحقل المغناطيسي	القياس والضبط وفقاً لذلك	3 أشهر
	شاشة الأكسجين	تبدال الحساس ومعايرته	6 أشهر
	الاختيارية	الفحص والمعايرة	3 أشهر
		فحص مؤشر المصباح والتحقق من نقطة الهبوط	3 أشهر

3 أشهر	فحص عمل وحدة المفاتيح	لوحة المفاتيح	عمل/ تحكم الكونسول
3 أشهر	التأكد من أنها تعمل	مراوح الكونسول	
6 أشهر	الضبط	نظام الاتصال الداخلي	
6 أشهر	التأكد من عملها	وحدات التغذية	
3 أشهر	فحص نظافة الوسادة وتنظيف الفرشة	فرشة ووسادة المريض	الطاولة
6 أشهر	فحص محاذاة الطاولة والتأكد من صحة عملها، مضخة الطاولة	طاولة المريض	
3 أشهر	من جودة الصورة	الكاميرا	عناصر النظام
3 أشهر	تنظيف الفلاتر والغرف المخلاة	عام	
3 أشهر	فحص مؤشرات المصابيح		
6 أشهر	تحديد توقف الطوارئ وتوقف أزرار العمليات	مضخات RF	
3 أشهر	تنفيذ إجراءات توليف التضخيم وتحديد خصائص		
	الريخ لمضخات RF	جسم الانتين RF	
3 أشهر	فحص مفتاح قطع جريان الهواء من أجل أي تسرب أو خلل	التدرج	
3 أشهر	المعايرة	رأس الانتين	
3 أشهر	فحص تشابك الدارات	ترس التبريد	
3 أشهر	تسجيل الرقم الحالي وفحص برودة الرأس للمرحلة الأولى والثانية		
2 شهر	فحص أنابيب مياه التبريد (البارد والساخن)	الضاغط	

دليل صيانة الأعطال في دارات التبريد:

العطل	السبب الممكن	التصحيح
الضاغط والموسع لا يبدأ أن بالعمل (ضوء التشغيل لا يضيء)	لا يوجد تغذية للضاغط	- تفحص قاطع الدارة، صفر
	قاطع الدارة لا يعمل	- قاطع الدارة، شغل الضاغط
	الطور خارج عن الفترة المحددة	- صفر (أضبط) قاطع الدارة
	ضغط شحن غير معروف	- بادل أي وصلتين من وصلات الطاقة
	فيوز مفتوح في التحكم	- تفحص ضغط الشحن، أعد الشحن عند الضرورة
		- تفحص دارة القصر، وبدل الفيوز إذا كان مفتوحاً
- ضوء التشغيل يعمل تقريباً لمدة دقيقة ثم ينطفئ والضاغط لا يعمل	قصر في تماسات المحرك أو دارة مفتوحة في تماس المحرك	- تفحص مقاومة ملف التماس وتبدله في حال قصوره عن العمل ثم التفحص للتأكد بأن الدارة غير مفتوحة.
	جهد خاطئ	-تفحص تزويد الجهد الصحيح
الضاغط يعمل ولكن لا يسخن ضغط كافي	المحرك يدور عكسياً	- أوقف الضاغط حالاً وتفحص تشغيل حماية الطور العكسي بمبادل قطبي الطاقة
الضاغط يعمل ولكن يقف بعد حوالي 30 ثانية من العمل	ضغط التسوية لعدم التشغيل غير صحيح	- تفحص ضغط التسوية للضاغط
	ضغط تشغيل غير	- لائم ضغط التسوية لعدم

التشغيل، أعد الشحن عند الضرورة.	صحيح	
-تفحص من أجل الدارة المفتوحة للملف اللولبي للغاز	تدفق زيت منخفض	
-تفحص تسريب الزيت	الفوهة أو فلتر خط تبريد	
- تغيير الفلتر والفتحة	قاطع ضغط الزيت التفاضلي معطل	
- تفحص متطلبات الماء	- تدفق ماء داخلي منخفض أو درجة حرارة الماء الداخلي عالية	الضاغط يعمل ولكن يقل بعد قليل أحياناً
- تفحص قاطع الدارة المفتوحة أو الفيوز	- قاطع الدارة أو الفيوز مفتوح	
- تفحص السبب الممكن بالأخذ بعين الاعتبار ضغط الزيت	- تعطل عناصر في الدارة الكهربائية	
- تفحص مقاومات ضغط المحرك	- استجرار تيار غير صحيح	
- صحح شحن الغاز	- شحن الغاز مفرط أو غير كافي لتشغيل الضغط	الضاغط يعمل ولكنه مع ضغط غاز عالي أو منخفض بشكل غير يسوي
- صل الخراطيم بشكل ملائم وضيق الوصلات بشكل محكم	- الخراطيم موصولة بشكل غير صحيح	
- تفحص تسريب الضاغط	- الغاز يتسرب	ضياح تدريجي لضغط الغاز
- بفصل العناصر القاصرة	- مقياس الزمن المنقضي قاصر أو تماس بالمحرك	الضاغط يعمل ولكن مقياس الزمن المنقضي لا يعمل

الصيانة الوقائية

الصيانة	معدل إجرائها
تسجيل حرارة الرأس البارد	كلما كان ممكناً
تسجيل ضغط التغذية لضغط	كلما كان ممكناً
فحص مستوى زيت الضاغط	شهرياً
تبدال مرشح الزيت للضاغط	كل 18000 ساعة عمل
تغير مبدل الرأس البارد	من 8000 إلى 9000 ساعة عمل
إضافة غاز الهليوم للضاغط	عند الحاجة

ملاحظة

- يستبدل فلتر الزيت المحمل بغاز الهليوم دون أن يتوقف العمل ودون فقدان الهليوم من الضاغط.
- إن الضاغط والرأس البارد يلائم ضغط غاز الهليوم عند الزيادة عن 14 bar لذا قبل فك أي عنصر متكيف للضغط يجب أن يتم تنفيسه ليعود إلى الضغط الطبيعي.
- يستخدم الضاغط والرأس البارد جهد متناوب AC والذي يكون خطراً جداً، لذلك يجب فصل منبع التغذية قبل القيام بالصيانة.

الصيانة غير المؤقتة (الأعطال)

إجراء إضافة لغاز الهليوم للضاغط عند الحاجة.
تبدال عناصر النظام في حالة فشل عملها أو تعطلها أو تخریبها.

نموذج الصيانة الدورية

PLANNED MAINTENANCE MDEDICAL SYSTEM خطط صيانة الأنظمة الطبية		
System: MRI NT MRI: النظام هو		First period

Par	Paragraph name	Result	Remarks
	System leve مستوى النظام	Remarks System level	
1	Phantom Check فحص وهمي للمريض: وهو عبارة عن جهاز أو قطعة يوضع مثل المريض ويتم فحصه وتصويره (فانتوم) وأخذ الصورة من أجل اكتشاف جودة العمل والخلل الممكن حدوثه في عملية التصوير.	Correct Yes/No	
2	PIQT: ويعني ذلك فحص جودة الصورة بشكل دوري ويتم ذلك عن طريق فحص الفلنتوم حيث يتم استخدامه لتحقيق هذا الموضع.	Correct Yes/No	
3	Check stop function فحص وظيفة التوقف: وهي قواطع فصل توضع على باب الجهاز لاكتشاف الإشعاعات والأمواج الراديوية الداخلة إذ يفصل عند بلوغ هذه الإشعاعات النسبة المحظورة.	Correct Yes/No	
4	Check door switch فحص القواطع التي تقوم بالوظيفة السابقة.	Correct Yes/No	
5	Check Helium overpressure switch فحص مفتاح الضغط الزائد للهليوم: وهو يقوم بقياس الضغط الخاص بالهليوم وهو يفصل	Correct Yes/No	Message on console

	عند زيادة الضغط عن القيمة المحظورة.		
6	<p>Check cooling circuit</p> <p>فحص دائرة التبريد: وهي الدارة التي تقوم بتبريد الهليوم بواسطة الماء ويتم تبريد الماء عن طريق تبريده بالهواء كالبراد العادي.</p>		
7	<p>Gradient coil temperature detection circuit</p> <p>دائرة الكشف الحراري لملف التدرج: وهي الدارة التي تقوم بقياس درجة الحرارة لملف التدرج، ومعرفة فيما إذا كانت متوافقة مع الحرارة المقررة.</p>	Correct Yes/No	
8	<p>Visual inspection</p> <p>الفحص والتفتيش المرئي: نقوم بإلقاء نظرة عامة على مكونات الجهاز لمراقبة وضعيتها وذلك عن طريق الشاشات والمؤشرات الموجودة على هذه المكونات من ساعات ضغط وحساسات حرارية ومقاييس الزيت وضغوطها والشاشات المبرمجة والرسائل المعروضة عليها كوحدة الـ UPS على سبيل المثال.</p>	Correct Yes/No	No Damages, all Safety warnings present
9	<p>Dust filters and fans</p> <p>مرشحات الغبار والمراوح: حيث يحتوي الجهاز بمكوناته المختلفة على العديد منها ويجب تفحصها على التوالي جميعها.</p>		
10	<p>Fan of thde SKY</p> <p>SKY مروحة تبريد محطة اكتساب المعلومات ومعالجتها</p>	Correct Yes/No	
11	<p>Dust filters and fans BDAS</p> <p>BDAS مرشح ومروحة تبريد النظام الخاص بمعالجة المعلومات المكتسبة المثلى</p>	Exchanged Yes/No	

12	Dust filters and fans MR console مرشح غبار ومروحة تبريد خزانة النظام البرمجي للمرنان.	Correct Yes/No	2 fans
13	Dust filters and fans RF power amplifier مرشح غبار ومروحة تبريد مضخم استطاعة الترددات الراديوية RF	Correct Yes/No	
14	Fan unit gradient system المروحة الخاص بوحدة نظام التدرج في المرنان	Correct Yes/No	12 fans
15	Check site condition فحص مجموعة التكييف أو حالة التكييف العام من حرارة ورطوبة وغبار.	Correct Yes/No	Temperature Humidity, Dust

الأعطال

تقسم الأعطال التي تطرأ على الجهاز إلى قسمين:

- 1 - أعطال ميكانيكية.
- 2 - أعطال كهربائية.

أولاً الأعطال الميكانيكية

إن أهم الأعطال التي يمكن حدوثها هي:

- 1 - عطل في حركة الطاولة الهيدروليكية: ممكن أن لا تتحرك بالاتجاهات المطلوبة وذلك بسبب عطل مضخة الزيت الهيدروليكي التي تقوم برفع وخفض الطاولة.
- 2 - عطل في الميكروسويتش: الموجودة في الطاولة.
- 3 - عطل في وحدات تبريد الهيليوم: حيث يوجد مصافي لوحدة الهيليوم يجب تغييرها وإيقاف الجهاز عن العمل.
- 4 - عطل في وحدة تبريد الماء: يجب إجراء صيانة دورية لها.
- 5 - تنظيف الفلاتر: حيث يظهر ارتفاع بدرجة الحرارة إذا كان هناك عطل في الفلاتر.
- 6 - عطل في الطابعة الليزرية: حيث نحتاج لإصلاحها ببعض المعايير الميكانيكية.
- 7 - عطل في جهاز التحميص: يجب إجراء صيانة دورية له وذلك بسبب الأوساخ والتراكمات من مواد التحميص التي ممكن أن تسبب سوء في الصورة.

ثانياً الأعطال الكهربائية

- 1 - عطل في وحدة توليد الأمواج الراديوية: يحدث فيها عدة أعطال كهربائية منها عطل في التيوب المخلّى من الهواء والمولد للأمواج الراديوية [يمكن أن تضرب الفتائل].
- 2 - عطل في وحدة التدرج: من أهم مظاهرها عدم ظهور الصورة نهائياً وإيقاف الجهاز بشكل أتوماتيكي.

وهناك عطل آخر يطرأ على التدرج وهو ظهور الصورة باتجاه معين وعدم ظهورها بالاتجاه الآخر.

ملاحظة

إن الأعطال الكهربائية قليلة الحدوث وذلك بسبب وجود (وحدة UBS) وحدة عدم انقطاع التيار الكهربائي هناك عطل ميكانيكي قد يؤدي إلى عطل كهربائي فيتوقف الجهاز عن العمل وهذا العطل هو ارتفاع درجة الحرارة نتيجة عطل في وحدة تبريد الهيليوم.