

جامعة السودان للعلوم والتكنولوجيا

كلية العلوم

قسم الفيزياء

بحث تكميلي لنيل درجة بكالوريوس الشرف في علوم  
الفيزياء بعنوان:

التصوير بالرنين النووي المغناطيسي

إعداد:

شريهان إدريس بخيت

راوية عثمان عبدالحفيظ

زينب حسن مبارك

إشراف:

د. أحمد الحسن الفكي

سبتمبر-2015

## المحتويات

رقم الصفحة	الموضوع	م
I	الآية	1
II	الإهداء	2
III	الشكر والعرفان	3
IV	الملخص	4
V	Abstract	5
	<b>الفصل الأول</b>	6
2	المقدمة	7
2	اهمية البحث	8
2	اهداف البحث	9
2	مشكلة البحث	10
3	محتوى البحث	11
	<b>الفصل الثاني</b>	12
5	مقدمة	13
5	تاريخ الرنين المغناطيسي	14
5	أجيال أجهزة التصوير بالرنين المغناطيس	15
8	تطورات جهاز الـ MRI	16
8	إستحداث جديد عام 2012	17
	<b>الفصل الثالث</b>	18
11	مقدمة	19
11	الرنين المغناطيسي النووي	20
19	العزوم المغناطيسية	21
21	تحويل فوربيير	22
	<b>الفصل الرابع</b>	23
26	مقدمة	24
26	ظاهرة الرنين	25
26	فكرة عمل جهاز الـ MRI	26
28	التباين	27
30	مكونات جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي	28
32	كيفية الحصول على الصورة	29
	<b>الفصل الخامس</b>	30

36	مقدمة	31
36	إجراءات السلامة	32
38	الحالات التي يمنع فيها إجراء فحوص الرنين	33
38	إستثناءات	34
38	الفحوصات التي تجرى بواسطة الـ MRI	35
40	مزايا جهاز الـ MRI	36
40	عيوب جهاز الـ MRI	37
40	الخاتمة	38
41	التوصيات	39
42	المراجع	40
43	ملحق الصور	41

## الآية

﴿أَوْ كَصَيْبٍ مِّنَ السَّمَاءِ فِيهِ ظُلُمَاتٌ

وَرَعْدٌ وَبُرْقَانٌ يَّجْعَلُونَ أَطْرِبَهُمْ فِيهِ

عَاقِبَاتِهِمْ مِّنَ السَّمَاءِ نَارًا كَالْحَمِيمِ وَ

اللَّهُ عَظِيمٌ﴾

## الإهداء

إلى من امدتني بنبع الحياة.....

وعلمتني سبل العطاء.....

أمي الغالية.

إلى من علمني تحدي الصعاب و المواجهة.....

أبي العزيز.

إلى كل الذين يحملون النوايا الصادقة.....

إلى الذين جعلوا لي النجاح طريق الأمل.....

أخواتي وإخواني.

إلى كل باحث عن العلم والمعرفة.....

.....

أهدي هذا الجهد المتواضع.

## الشكر والعرفان

بداء..الشكر لله عز وجل.....

فما توفيقى إلا بالله...

تعجز الكلمات عن شكر كل من انار طريقى ...

شكري لك..

شمعتى الغالية(أمى)التي إحترقتى لتنير دربى.

شكري لك..

اليد الراحية(أبى) لطالما اعطيت دون مقابل.

كل الشكر لمشرفى د/أحمد الحسن الفكى .

.....

الشكر لكل من دعم إخراج هذا الجهد المتواضع.

## المخلص

تناولت الدراسة ظاهرة الرنين النووي المغناطيسي في مجال التشخيص الطبي الحديث ، وهدفت هذه الدراسة الي إمكانية إستخراج صور ثلاثية الأبعاد من مقطع من جسم الإنسان بإستغلال هذه الظاهرة مستخدمين ما يسمى تكنولوجيا التصوير بالرنين النووي المغناطيسي وأستخدمت المجموعه البحثيه منهج نظري بحت في دراسة هذه الظاهرة ، وتوصلت هذه الدراسة الي عدة نتائج أهمها أن هذه الظاهرة آمنة علي أنسجة الإنسان من حيث الإشعاع و التأين كما أن الصور الناتجه من هذا الجهاز أكثر دقة ووضوح وتفصيلية، وبالرغم من ذلك لها بعض المشاكل و الأخطار أهمها خطر التمغنط للمعادن القريبة من الجهاز وأيضا المزروعة في جسم الإنسان ، وتوصي المجموعه البحثية بتوفير هذه الأجهزة وتخفيض تكلفة الفحص للجهاز وإيجاد حلول للأشخاص ذوي الوزن الضخم .

# Abstract

The study tackled the phenomenon of the nuclear magnetic resonance in the area of the modern medical diagnosis.

The study aimed to the possibility of extracting three dimensional images from a section of a human body by exploiting this phenomenon, using what so-called the technology of imaging by the Nuclear Magnetic Resonance.

The most important results of the study is that this phenomenon is a safety on the human tissues regarding the radiation and the ionization, as well as the resulting images of this device is more accurate clear and more detailed despite that it has some problems and risks, top of them are the risk of magnetization of metals beside these devices as well as that planted in the human body.

The research group recommends providing these devices, to reduce the cost of the diagnosis and to find solutions for persons with huge weight.

# الفصل الأول

## **(1-1) المقدمة:-**

تعتبر الأشعة التشخيصية من أكثر فروع الطب تقدما من الناحية التكنولوجية وتلجى ذلك بوضوح بظهور تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي وما تبع ذلك من انتشار هذه الوسيلة التشخيصية المتقدمة في العالم.

إن التصوير بالرنين النووي المغناطيسي هي تكنولوجيا معقدة تعتمد على الظاهرة الفيزيائية المعروفة بالرنين المغناطيسي النووي حيث يستخدم الرنين المغناطيسي الطاقة المغناطيسية وكذلك موجات الراديو لإصدار صورة مقطعية للجسم البشري عن طريق إخضاع ذرات الجسم لمجال مغناطيسي شديد، حيث ترسل إشارات منبعثة من ذرات الهيدروجين في الماء وتستقبل وتحلل على كمبيوتر وتظهر على هيئة صور احادية المقطع من الجسم أو صورة ثلاثية الأبعاد .

نظرا لأهمية هذه التقنية في التشخيص الطبي وإستمرار فضول العلماء تم التوصل إلى مانحن عليه الآن من تقدم تكنولوجيا و إعداد جيل قادر على استيعاب هذه التقنية الحديثة واستغلالها بطريقة مثلى في التصوير الطبي . وحيث أن التقدم والتجديد في تطبيقات الرنين الإكلينيكية على قدم وساق ، فإن فيزياء الرنين تطورت مواكبة لذلك التقدم الكبير في مجال الرنين المغناطيسي.

## **(1-2) أهمية البحث:-**

تكمن أهمية هذا البحث في إستعراض قيمة ظاهرة الرنين المغناطيسي وأهميتها في التشخيص الطبي الحديث وماتوصلنا إليه من تقدم تكنولوجيا من خلالها.

## **(1-3) أهداف البحث:-**

الحصول على صورة لأعضاء الإنسان الداخلية عالية الدقة والوضوح، دون إحداث ضرر بها.

## **(1-4) مشكلة البحث:-**

في جهاز التصوير بالرنين النووي المغناطيسي يمنع المرضى المزروع في أجسامهم قطع معدنية من الفحص بالجهاز.

## **(1-5) محتوى البحث:-**

يحتوي البحث على خمسة فصول ،يحتوي الفصل الثاني على أجيال وتاريخ الرنين والثالث يحتوي على الرنين النووي المغناطيسي،أما الرابع فيحتوي على ظاهرة الرنين وتكوين الصورة في الجهاز،والفصل الخامس يضم إجراءات السلامة بالإضافة لملحق لبعض الصور.

# الفصل الثاني

تاريخ وأجيال الرنين المغناطيسي

## (2.1) مقدمة:-

توالت أجيال أجهزة التصوير بالرنين النووي المغناطيسي، كان ذلك نتيجة فضول العلماء والتطور العلمي التكنولوجي في مجال التشخيص الطبي الحديث.

## (2.2) تاريخ الرنين المغناطيسي:-

بداية تاريخ وولادة فكرة الرنين المغناطيسي كانت في عام 1945-1946 عندما حصل العالم فليكس بلوخ و إدوارد بورسيل على جائزة نوبل لإكتشافهما الرنين المغناطيسي. تطورت على يد العالم إرون هان عام 1950. طورت للإستخدام الطبي عام 1973 على يد العالمين البريطاني والأمريكي بيتر مانسفيلد و 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 تحديته 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[2].

## (2.3) أجيال أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي:-

### (2.3.1) الجيل الأول، الثاني، الثالث والرابع:-

لقد حدث تقدم مفاجئ في أواخر الستينيات في تطوير أجهزة الرنين النووي المغناطيسي نتيجة الحاجة الماسة لها في دراسات الرنين النووي المغناطيسي للنوي المتعددة. ويختلف الجيل الثالث للمطياف في نواحي متعددة هامة من الأجهزة المستعملة سابقاً مثل الجيل الثاني فيريان HA-100 و جيول 4H-100 بينما صمم مطياف للجيلين الثالث والرابع لدراسة الرنين النووي المغناطيسي للكربون-13 والنوي الأخرى، بينما يحتاج إستعمال أجهزة الجيل الثاني غير المحورة في دراسات الكربون-13 الي دأب ومثابرة للمحافظة على حساسية الجهاز [2].

### (2.3.2) الأوجة المشتركة العامة لأجهزة الجيل الثاني هي :-

- 1- مراقب المجال والتردد (القفل Lock) علي إشارة العينة التحليلية.حيث تكون الإشارة من نفس الصنف النووي للنواة التي يراد قياس طيفها (قفل النووي المتجانسه homo nuclear lock) .
- 2- مسح التردد او المجال المغناطيسي لتسجيل الاطياف.
- 3- لا يغفل معطل الإقتران للنوي غير المتجانسة حين وجوده .لملاحظة تردد القناة المستعملة للقياس [2].

### (2.3.3) أوجه الإختلاف لأجهزة الجيل الثالث هي:-

- 1- تردد على الاقل بثلاثة قنوات منفصلة للتشيع بالتردد الراديوى- والتي يمكن بواسطتها ملاحظة تعطيل تقارن ثلاثة نوي أو اكثر والأقفال في آن واحد (مثلا قياس الكربون-13، وإستعمال الديتيريوم كمنببت وتعطيل البروتون في نفس الوقت). حيث أن الاقنية الثلاثة تشتق من أو تقفل على مصدر رئيسي واحد يمنع التغير في التردد [2].
- 2- ضرورة وجود قناتي إستقبال للكشف وتكبير إمتصاصات الرنين المثبت والنموذج.
- 3- يستخدم مسح التردد الراديوي القياسي او الرقمي وكشف الحزم الجانبية لجعل كفاءة الجهاز عالية في الموجات العريضة التي يحتاجها الرنين النووي المغناطيسي لعدة نوي. إضافة الى ذلك يمكن تحويل هذه الأنظمة بسهولة الي عملية تحويل فورير F.T [2].

- 4- الأنظمة الإلكترومغناطيسية العالية الفصل ذات الفجوة العريضة التي يزيد عرضها عن انج واحد (1.8 تسلا الى 2.3 تسلا) غالبا ما تستخدم المجس ذو الاهداف المتعددة (مجس واحد يحتوي على عدة مداخل إستقبال ودوائر محكية

ومكثف اساسي لكل النوي المدروسة) وكذلك تستخدم انابيب عينة ذات قطر كبير  
مقداره 12 الى 15 ملم [2]

5-إن الربط بين مطياف الرنين النووي المغناطيسي والكمبيوتر المختبري يوفر  
السيطرة الخارجية للثوابت المختبرية وكذلك التعامل الرقمي للمعلومات وقد صممت  
أجهزة للجيل الثالث من مطياف الرنين لتسهيل الربط والمراقبة اما انظمة مطياف  
الرنين النووي المغناطيسي للجيل الرابع التي برزت للوجود في منتصف السبعينات  
فقد أشتقت اصلا من تصاميم الجيل الثالث بعد إجراء بعض التعديلات الرئيسية في  
تصميمها، حيث يأتي التردد الراديوي لقناة القياس (وتعطيل التقارن) من مولد  
التردد الراديوي النبضي في النظام الجديد [2].

إضافة الي ذلك، قد يصمم رأس المجس بحيث يؤلف مدى كبير من الترددات  
المختلفة دون اللجوء الى تغيير احد اجزائه. وبفضل هذه التحسينات اصبح من  
الممكن تبديل النواة المراد قياسها دون رفع العينة من الجهاز. وحتى عند بقاء النوي  
المثبتة غير المتجانسة [2].

إن اجهزة المطياف للجيل الرابع لاتدمج الدائرة الإلكترونية الإضافية اللازمة  
لمسح الترددات الراديوية. إلا أنها تستعمل شكل تحويل فورير النبضي فقط. أما  
التغيير الرئيسي الآخر فهو تكامل الكمبيوتر الرقمي في تصميم المطياف اكثر من  
الملحق المربوط [2].

هذه بالإضافة الى أن اجهزة المطياف الحديثة تستخدم مغناطيس كهربائي ذو  
شدة عالية بحيث يكون تردده 15-25 ميكاهيرتز لقياس رنين الكربون-13 أو  
تستخدم مغناطيس للفائف الفائقة التوصيل في مطيافية الكربون-13 عند الترددات  
الأعلى (50-125) ميكاهيرتز [2].

## (2.4) تطورات جهاز ال MRI :-

تعد أجهزة ال MRI في أوجها فهي عمرها لا يتجاوز العشرين عاما مقارنة بأجهزة أشعة اكس التي مر عليها أكثر من 100 عام ولذلك التطوير علي أجهزة ال MRI يعد محدودا لأنها في أفضل صورة ممكنة وتعطي نتائج وصور دقيقة وواضحة [4].

ولكن من الممكن أن يتم تطوير أجهزة MRI أصغر حجما ومخصصة لوظيفة محددة مثل أن نجد أجهزة رنين مغناطيسي لتصوير بعض أعضاء الجسم مثل تصوير الذراع أو العمود الفقري أو الركبة أو الرقبة أو التجويف البطني أو القفص الصدري أو الدماغ [4].

وكذلك يعمل العلماء علي استخدام أجهزة الرنين المغناطيسي علي تصوير دماغ الإنسان أثناء قيامه بأداء بعض المهام مثل الضغط علي كرة أو النظر الي صورة لمعرفة كيف يعمل الدماغ [4].

وبالتالي فإن مستقبل أجهزة الرنين المغناطيسي موجهة إلي الأبحاث العلمية التي يمكن أن تتم بإستخدامة لفهم العديد من أسرار جسم الإنسان [4].

## (2.5) إستحداث جديد عام 2012 :-

بدأت في بعض المستشفيات المتخصصة في العالم الغربي تطبيق طريقتين في نفس الوقت بغرض الحصول على تباين عالي وتوضيح كامل لحجم وشكل الورم السرطاني في العضو المريض ، وطريقتي القياس تتم بواسطة التصوير بالرنين المغناطيسي وقياس أني بجهاز تصوير مقطعي بالإصدار البوزيتروني . تحتاج تلك الطريقة تواجد مركزا للبحث العلمي ، به سيكلوترونا يقوم بتحضير النظير المشع وتنقيته و معاملته (ربطه) بمادة حيوية مناسبة خلال وقت قصير ، ثم يتم إرسال العبوة المجهزة إلى المستشفى الخاص حيث يكون المريض مستعدا على

سرير العمليات لإجراء الحقن والقياس . ذلك لأن عمر إشعاع النظير المشع تكون قصيرة لمدة ساعات [4] .

# الفصل الثالث

الرنين النووي المغناطيسي

### (3.1) مقدمة:-

تركز فكرة الرنين المغناطيسي النووي على إخضاع الجسم إلى حقول مغناطيسية قوية نوعا ما معتمدة على العزوم المغناطيسية الموجودة في تشكيلة المواد.

### (3.2) الرنين المغناطيسي النووي: Nuclear Magnetic Resonance

تم حديثا تبني الرنين المغناطيسي النووي والذي كثيرا ما يشار اليه بـ NMR إختصارا في التصوير الطبي. إن بعض النتائج وبخاصة في التصوير المقطعي للرأس كانت واعدة وهكذا يبدو واضحا أن هذه الوسيلة تستحق الإهتمام. إن الـ NMR يتطلب إخضاع الجسم الى حقول مغناطيسية قوية نسبيا ويبدو حتى الآن إن ذلك خال من أي تأثيرات سامة وهكذا فإن لهذه الظاهرة ميزة على أشعة-X إذ أنها خالية من إشعاعات التآين. لقد أستخدمت ظاهرة NMR منذ إكتشافها كأداة تحليلية في الكيمياء والفيزياء. تستند هذه الظاهرة الى العزم المغناطيسي الموجود في تشكيلة واسعة من المواد العضوية وغير العضوية. حتى تمتلك النوي عزوما مغناطيسية يجب أن تحتوي عددا فرديا من البروتونات أو النيوترونات وهذا المطلب محقق بنسبة عالية في النظائر المشعة يمتلك الهيدروجين عزما مغناطيسيا وهو المتبع الأكثر فعالية بين العناصر لإشارة الـ NMR وهو الأكثر أهمية بالنسبة للتصوير الطبي [3].

وكذلك هو عبارة عن ظاهرة يمكن عن طريقها للنواة أن تمتص إشعاعات كهرومغناطيسية لها تردد معين في وجود مجال مغناطيسي شديد . وكان أول من اكتشف الرنين المغناطيسي هو إزيدور اسحق رابي (1988-1989) وهو فيزيائي أمريكي ولد في النمسا عام 1938 ومنذ ذلك الحين، تم إستخدام الرنين المغناطيسي في الكشف عن الذرات الخفيفة (مثل الهيدروجين في الهيدروكربونات) وتم إستخدامه كطريقة غير إتلافية لدراسة الجسم البشري [3] .

ومنذ ذلك الحين بدأ إستخدام الرنين المغناطيسي في المجال الطبي والذي أحدث طفرة هائلة في التشخيص المبكر للمرضي .

إن وجود العزم المغناطيسي يكافئ نوي اصفة مغناط صغيرة، عندما توضع هذه النوي في حقل مغناطيسي خارجي فإن العزوم المغناطيسية تحاول أن تنتظم موازية للحقل. بما أن النوي تبرم فإن العزم المغناطيسي يستجيب إلى الحقل الخارجي كجيروسكوب (الدوامه) يبادر حول إتجاه الحقل. إن تردد الدوران أو المبادرة للبرم ( $w_0$ ) يعرف بتردد لامور ويعطى بالعلاقة التالية:-

$$w_0 = \gamma H \quad (3.2.1)$$

حيث  $\gamma$  هو النسبة الجيروسكوبية وهو خاصية المادة و  $H$  هو الحقل المغناطيسي الخارجي. تمثل المعادلة (3.2.1) العلاقة الاساسية بين الحقل المغناطيسي والتردد لمادة معينة [3].

إن هذه العلاقة تشكل الاساس لوسائل تصوير مختلفة. لقد إستخدمت توزيعات مركبة للحقل المغناطيسي بحيث يكون لكل منطقة حيزية حقل مغناطيسي وحيد وبالتالي تردد وحيد. حقل مغناطيسي ثابت على حجم صغير. تمثل كل مادة في العينة ترددا مختلفا [3].

بإثارة المبادرة بوساطة حقل دوار بتردد راديوي (RF) في المستوى X, Y أضاف إلى الحقل المغناطيسي الثابت في الإتجاه Z. يعطي شعاع شدة الحقل الإجمالي  $\hat{H}$  بالعلاقة التالية:-

$$\hat{H} = H_0 \hat{z} + H_1 (\hat{x} \cos \omega_0 + \hat{y} \sin \omega_0 t) \quad (3.2.2)$$

حيث:

$\hat{x}, \hat{z}, \hat{y}$  هي وحدات إشعاعية.

تعطى زاوية المبادرة أو الإمالة بالعلاقة :-

$$\theta = \gamma H T_p \quad (3.2.3)$$

حيث:

$\equiv T\rho$  هو فترة دوام تهيج الحقل الدوار للتردد الراديوي [3].

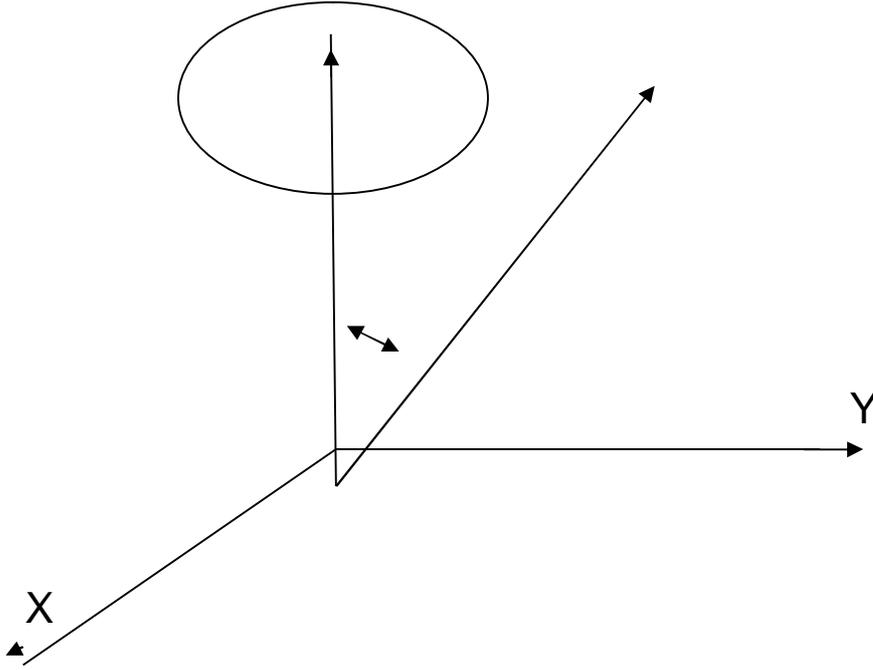
عندما يتوقف التهيج فإن العزم المغنطيسي الدائر يخضع للتلاشي تحريض حر حتى حالة التوازن. في عملية التلاشي هذه تصدر إشارة عند تردد الرنين  $\omega_0 = \gamma H$  وهذه الإشارة هي التي تستعمل في تشكيل الصورة. تكشف الإشارة عادة باستخدام الملفات نفسها التي ولدت الحقل المغنطيسي الدوار [3].

تناسب الإشارة الناتجة مع كثافة هيدروجين المادة، حيث تسهم كل نواه بارمه عقب التهيج فإن العزم المغنطيسي يعود الى قيمة توازنه بثابت زمني  $T1$  يعرف بزمن الإسترخاء الطولي أو البرم في معظم أنظمة التصوير كما سندرس فإن التهيجات المتكررة مطلوب للمنطقة نفسها. عندما يعاد تهيج المنطقة التي لم تسترخ تماما الى قيمة توازنها فإن مطال إشاره تلاشي التحريض الحر (FID) الناتج  $V$  يضمحل ويعطي بالعلاقة التاليه:-

$$V = K\rho(1 - e^{-Ta/T1}) \quad (3.2.4)$$

حيث  $K$  ثابت التناسب و  $\rho$  كثافة المادة المصورة  $Ta$  الفترة الزمنية بين التهيجات.

كما سنرى فإن الأداء الناتج هو أداء توفيقى بين قوة الإشارة وزمن التصوير [3]



الشكل التالي (1) يوضح بدراية العزم المغناطيسي

إن زمن الإسترخاء الطولي  $T_1$  هو ثانية واحدة تقريبا ، لذلك فإن  $Ta$  يجب أن تكون جزءا معقولا من الثانية وذلك لتؤمن جزءا كبيرا من الإشارة العظمى  $K \rho$  .  
 وكنتيجة فإن كثيرا من إجراءات التصوير تتطلب بضع دقائق من حيازة المعطيات .

لأحظ إنه من أجل فترة قصيرة نسبيا لـ  $Ta$  فإن الإشارة الناتجة ستعتمد على  $T_1, \rho$  كليهما [3].

وعلى كل فإن كليهما يشكل خاصيتين سريرييتين هامتين للمادة المدروسة . إن القياسات عند قيمتين لـ  $Ta$  يمكن أن تفصل قيمتي  $T_1, \rho$  [3].

يمكن إستخدام طرائق متنوعة للتصوير الحجمي ، تتألف إحدى الطرائق المباشرة المسماة زوماتوغرافى (التصويرالمقارن) من الحصول على صفيف تكاملات مستوية للحجم عند جميع الزوايا ومن ثم إعادة بناء نشاط كل عنصر حجمي ويقصد بهذا التعبير الجمع بين الخواص المغناطيسية للرنين النووي المغناطيسي والموجات الكهرومغناطيسية معا [3].

يتم عزل الإشارات من مستويات معينة بإضافة حقل متدرج في اتجاهات مختلفة للحقل الساكن

$H_0$  وحقل التردد الراديوي  $H_1$  عند  $w_0$  المولد باستخدام ملفات يضاف حقل متدرج نسبيا  $H_0$  في اتجاهات مختلفة.

وللتوضيح نأخذ تدرجا في الإتجاه  $X$  والمعطى بالعلاقة التالية:-

$$H\delta(x) = G(x) \quad (3.2.5)$$

حيث  $H\delta(x)$  الحقل المضاف عند كل موقع  $X$ . بإستعمال العلاقة (3.2.1) نرى أن كل مستوى  $YZ$  عند قيم مختلفة ل  $X$  له تردد رنيني خاص به ويعطى بالعلاقة التالية:

$$Wa(x) = \gamma(H_0 + G(x)) \quad (3.2.6)$$

يمكن إستخدام إشارة التهيج عند تردد معين  $\gamma(H_0 + G(x))$  الذي سيهيج مستوى معين  $ZY$  ممثلا بقيمة معينة  $X_1$  ممثلة بذلك التردد. وهكذا يمكن إشتقاق الكثافة لكل مستوى بتتابع التهيج عند ترددات مختلفة. هنالك طريقة أكثر فعالية تستخدم تهيجا ذا نطاق أوسع  $H_1$ ، حيث يوفر التهيج زاوية الميل المطلوبة  $90^\circ$  لكل تردد أو مستو في آن واحد [3].

مثال ذلك فإن التهيج من النوع  $\text{Sin}(t/T)\text{Cos } w_0t$  يملك طيفا مستطيلا له عرض نطاق يساوي  $(1/T)$  مركزه  $w_0$ . وهكذا فإن كل مستوى  $YZ$  عند كل قيمة ل  $X$  ينتج الإشارة عند تردده الخاص (تلاشي التحريض الحر). إذا أخذنا تحويل فورييه للإشارة المستقبلية وفكناها إلى مركبات ترددية سنحصل على صيف من المقياسات يمثل التكامل السطحي لكثافة الهيدروجين عند كل قيمة ل  $X$ . وبالتالي تعطي نبضة وحيدة ذات نطاق عريض مجموعة من التكاملات. يمكن تكرار هذه

العملية مع إزاحة التدرج في الإتجاهات الممكنة وذلك للحصول على مجموعة من التكاملات السطحية. ويمكن إستخدامها لإعادة بناء كثافة الهيدروجين لكل عنصر حجم بإستعمال تقنيات إعادة البناء بالإسقاط[2].

إن إحدى طرائق إعادة البناء هي إيجاد صيف للإسقاطات ثنائية الأبعاد للحجم المطلوب[2].

عندما نحصل على مجموعة من الإسقاطات على شكل إسطواني حول المحور  $y$  تكون لدينا المعلومات المطلوبة لإعادة بناء أي مقطع سطحي مواز للمستوى  $XZ$ . وبإستعمال معطيات المسقط المحسوب عند كل الزوايا نستخدم ثانيا تقنية إعادة البناء من الإسقاطات لإعادة بناء أي عنصر في المستوى. وهكذا تعالج المعلومات بتطبيق عملية إعادة البناء مرتين متتاليتين:

الأولى: من أجل الحصول على الإسقاطات من التكاملات السطحية ومن ثم إعادة بناء المستويات الإفرادية من حساب الإسقاط[2].

الثانية: وهي طريقة النقطة الحساسة المتعددة (NMR)، إن هذه الطريقة تستخدم التدرج المتناوب بدلاً من التدرج الساكن الموصوف سابقاً[2].

تعديل إشارة NMR الناتجة بتردد التناوب، وهو 100Hz وبترشيح هذا التردد من الإشارة الناتجة المستقبلية، فإن متوسط القيم يمثل التكامل السطحي للكثافة عند شريحة ضيقة لها حقل متناوب قيمة الصفر. وبذلك نقصر المحتوى على سطح واحد. ويمكن بأن واحد تطبيق حقل متدرج متناوب بتردد مختلف عمودياً على التردد الأول بعد ترشيح كلا الترددين، فإن الإشارة الناتجة تمثل كثافة خط واحد، متوافق مع تقاطع مستوى الحقلين المتناوبين الصفرين[2].

هناك تشكيلات عديدة ممكنة في هذا الموضوع لإعادة بناء كل عنصر حجم[2].

إن خط الحساسية المكتسب يمكن تحريكه خلال السطح عند كل الزوايا والمواضع بواسطة المعطيات المستعملة لبناء كل عنصر صورة في المستوى. هناك حقل

متناوب ثالث عند محور التعامد الثالث بتردد آخر يمكن إستخدامة بحيث تمثل الإشارة المستقبلية المرشحة في نقطة واحدة. وبإلמناورة بهذه الحقول فإن هذه النقطة الفريدة يمكن أن تسمح على مدى كامل الحجم. إن طريقة إستخدام الحقل الساكن على المحور الثالث هذا هي طريقة أكثر قدرة وأقل إستهلاكاً للوقت وفي هذه الحالة فإن كل نقطة من نقاط الخط ستنتج تردداً مختلفاً عندما تهيج نبضة ذات نطاق عريض. ويمكن إستعمال تحويل فوريير لتأمين الإستجابة عند كل تردد ، ولتوفير كثافة كل نقطة على الخط في نفس الوقت [2].

هنالك طريقة تصوير عامة أخرى تستعمل خاصية أساسية لـ MNR كما أعطيت في المعادلة (3.2.3). وكما نوه سابقاً يحدد زاوية المبادرة بقوة الحقل الدوار  $H_1$  والمدة الزمنية للنبضة  $H_1$ . تسمى هذه الطريقة ملية التشعيع الأنتقائي [2].

لقد إعتدنا حتى الآن التهيج المتضمن  $\theta=90^0$  أي ينتج إشارة تلاشي تحريض حر. تتضمن هذه الطريقة  $\theta=180^0$  وتعرف بالتهيج العاكس، إن هذا التهيج لا ينتج إشارة تلاشي تحريض حر. وبينت بدلاً من ذلك عزمًا مغناطيسياً يعود الي التوازن بزمن التراخي  $T_1$  وإذا ما طبق تهيج  $90^0$  بعد التهيج العاكس  $180^0$  بزمن قدره فإن  $t_b$  مطال إشارة FID الناتج يعطى بالعلاقة:-

$$V = K\rho(1 - 2e^{-(t_b/T_1)}) \quad (3.2.7)$$

لاحظ أن العامل 2 الناتج عن التهيج العاكس الأولي.

يتم الحصول علي تكامل سطحي بإستعمال حقل متدرج ساكن ونبضة تهيج  $90^0$  بتردد مناسب . تخزن الإشارة الناتجة الممثلة للكثافة الكاملة في المستوي وبعد أن يبلغ النظام حالة التوازن نطبق تدرجاً ساكناً ثانياً مع نبضة تهيج عمودية علي المستوي الأول [2].

وعلي كل فإن نبضة التهيج الثانية هذه تضاعف في المطال و الزمن بحيث تصبح  $\theta=180^0$  وهكذا تعكس العزوم المغناطيسية . وهذا التهيج لا ينتج إشارة التلاشي

تحريض طرد مستقبلية . يكرر التهيج الأول ثانية بعد زمن  $t_p$  للحصول علي تكامل المستوي نفسه المعدل [2].

تطرح القيم الكاملة للمستوى المأخوذة قبل التهيج العاكس وبعده . تلغى جميع القيم في المستوى بإستثناء خط تقاطع المستوى مع المستوى العمودي ذي التهيج العاكس . ستكون الإشارة المشروطة مسبقا علي هذا الخط مختلفة ، وهكذا لا تلغى . إذا كان الزمن بين زمن حدوث العكس و القراءة قصيرة بما فيه الكفاية فتكون الإشارة علي خط التقاطع هي عكس (سالب ) الإشارة السابقة . لذلك فإن عملية الطرح ستضاعف مطال الخط المنتقى . وفي كل الحالات فإن الخرج سيكون محددًا بخط التقاطع . ويمكن مسح هذا الخط ثانية علي كامل المستوى المعني وذلك لتأمين إعادة بناء ملائمة [2] .

يمكن إستخدام التهيج العاكس  $180^0$  بعد تهيج  $90^0$  لتوفير طريقة تصوير أخرى . إن إشارة التلاشي للتحريض الحر الناتجة من تهيج  $90^0$  لها ثابت زمني قصير نسبيا وذلك بسبب عدم تجانس الحقول موضعيا الناتج عن التدرج . وبشكل عام فإن كل القوى تبادر بتردد مختلف قليلا إن إنزياحات الطور الناتجة تسبب تداخلا هداما يؤدي الي تلاشي سريع . ومع ذلك فإن التهيج العاكس  $180^0$  الذي يتبع تهيج  $90^0$  بفاصل زمني  $t_c$  يسبب علاقات طور مختلفة بين النوي المستقلة و المراد عكسها . يتغير برم معين متأخرا عن سواه بزواوية طور  $\psi$  بحيث يتقدم بطور الزاوية ذاتها . وهكذا تتبع تهيج  $180^0$  هذه مركبات مختلفة للمبادرة والتي كانت خارج الطور وتقود وتصبح للطور نفسه بعد زمن  $t_c$  . وتسمى الإشارة الناتجة صدى البرم [2] .

إن إشارة صدى البرم مطال أقل من إشارة  $FID$  الأصلية بعض الشيء . وهذا الضياع يعود الي إسترخاء عملية برم \_ برم ، حيث يسبب تفاعل كل مبادرة نواة مع جيرانها إختلافا طوريا . وهذه عملية عشوائية ، خلافا لتباعد الطور الناتج عن حقل غير منتظم لا يمكن عكسه . والذي يتميز بثابت زمني  $T_2$  ، وهي خاصية هامة أخرى للمواد والتي يمكن أن تثبت أهميتها في التشخيص [2].

و يعطى مطال إشارة صدى البرم بالعلاقة التالية :-

$$V = K\rho e^{-2t_c/T_2} \quad (3.2.8)$$

يمكن إستخدام هذه العملية لقياس خاصية  $T_2$  للمادة أو كنظام تصوير بديل . يمكن إستخدام ظاهرة صدى البرم في التصوير بعزل خط كخط التقاطع بين مستويين . إن التهيج الأول  $90^\circ$  يطبق علي مستوى واحد وبعد زمن  $t_c$  يطبق تهيج العكسي  $180^\circ$  علي المستوى العمودي [2].

وبعد فترة زمنية أخرى  $t_c$  ينتج صدى البرم الذي يمثل فقط خط تقاطع المستويين [2].

### (3.3) العزوم المغناطيسية:-

إن العزوم المغناطيسية في المواد ناتجة عن حركة الإلكترونات في ذرات المواد. فلإلكترون حركتان الأولى الحركة المدارية حول نواة الذرة والثانية الحركة المغزلية في اللف [1].

يعرف العزم المغناطيسي للإلكترون الذي يدور حول النواة بالعلاقة الآتية:-

$$\mu = I \int dA = \frac{1}{2} \int r \times dr \quad (3.3.1)$$

حيث:-

$r \equiv$  نصف قطر الدائرة الذي يدور حول الإلكترون.

$A \equiv$  مساحة الدائرة.

إذا كان زمن الدورة الواحدة للإلكترون فإن التيار الكهربائي الناتج من دورة الإلكترون سوف يعادل تيارا كهربائيا:-

$$I = -\frac{e}{t} \quad (3.3.2)$$

حيث:-

$e \equiv$  شحنة الإلكترون.

بذلك تصبح العلاقة السابقة كالآتي:-

$$\mu = -\frac{e}{2} \int r \times \frac{dr}{dt} \quad (3.3.3)$$

بما أن سرعة كمية الحركة الخطية وكمية الحركة الزاوية لأي جسيم تعطى بالعلاقات الآتية:-

$$V = -\frac{dr}{dt} \quad (3.3.4)$$

$$P = mv \quad (3.3.5)$$

$$L = r \times p \quad (3.3.6)$$

على الترتيب فإن العلاقة سوف تأخذ الشكل التالي:-

$$\mu = \frac{el}{2m} \quad (3.3.7)$$

وتعرف كمية الحركة الزاوية في ميكانيكا الكم بالعلاقة الآتية:-

$$L = \hbar \sqrt{\ell(\ell + 1)} \quad (3.3.8)$$

حيث:-

$L \equiv$  العدد الكمي المداري.

من العلاقة اعلاه يعطى العزم المغناطيسي بالعلاقة الآتية:-

$$\mu = -\frac{e\hbar}{2m} \sqrt{\ell(\ell + 1)} \quad (3.3.9)$$

$$\mu = \mu_B \sqrt{\ell(\ell + 1)} \quad (3.3.10)$$

$$\mu_B = -\frac{e\hbar}{2m} \quad (3.3.11)$$

حيث:-

$\mu_B \equiv$  ثابت بوهر مجنتون.

في حالة الحركة المغزلية (اللف) للإلكترون فإن العزم المغناطيسي الناتج عن هذه الحركة يعطى بالعلاقة:-

$$\mu_s = \frac{es}{m} \quad (3.3.12)$$

يعرف التمغنط للنظام المغناطيسي:-

بأنه العزوم المغناطيسية لوحدة الحجم .

إذا كان:

$$\mu = \left[ \frac{N}{L} \right] < \mu > \quad (3.3.13)$$

حيث:-

$N \equiv$  عدد الأيونات لوحدة الحجم .

كما تعرف قابلية المادة للتمغنط بالعلاقة :-

$$x = \frac{\mu}{H} \quad (3.3.14)$$

عند وضع الإلكترون نوعزم مغناطيسي في مجال مغناطيسي خارجي له شدة يحدث تفاعل بين العزم المغناطيسي للإلكترون والمجال المغناطيسي الخارجي [1]. فطاقة التفاعل في هذه الحالة تعطى بالعلاقة:-

$$E = \mu H$$

$$E = -\mu H \cos \theta \quad (3.3.15)$$

إذا كان العزم المغناطيسي يوازي المجال الخارجي فإن:-

$$E = -\mu H \quad (3.3.16)$$

### (3.4) تحويل فوريير:

تتولد الأمواج الراديوية بطريقة رقمية وذلك معتمدة على طريقة فوريير الرياضية حيث تتحول بواسطتها إشارات مجال الزمن (Time Domain) الى

مجال التردد (Frequency Domain) تتكون الإشارة الزمنية من خليط من الترددات ذات الذبذبات المختلفة بواسطة تحويل فوريير حيث تنشئت تلك الذبذبات الى طيف من الموجات و بالتالي تتميز الذبذبات المكونة للإشارة بشكل فردي و متميز لا يمكن إرسال إشارة مجال الزمن حيث إنها تستخدم لتعديل إشارة الرنين (FO) لتصبح إشارة موجة راديوية حاوية على إشارة مجال الزمن ان عملية التعديل هي عبارة عن الطريقة التي يتم بواسطتها إندماج إشارة موجة راديوية خاملة مع إشارة موجة منخفضة (مصدر المعلومة المرسله) لتكون ثلاث محصلات وهي على التوالي:-

إشارة الموجة الراديوية الأصلية .

إشارتين جانبيتين تكون تردداتهما مساوية لجميع إشارات الموجة الراديوية مع إشارة الموجات المنخفضة.

ويسمى الفرق بينهما بالحزمة الجانبية العليا (ISN)، أما الفرق بالحزمة الجانبية السفلي يرمز له (ISB) تحمل إشارة المعلومات ترددات منخفضة للأسباب التالية:

إن إرسال المعلومات على الإشارة الخاملة سيجعلها تتعرض لتأثيرها ومن ثم تصبح إمكانية فقدانها أكبر [1].

إمكانية إرسال أكثر من إشاره على الإشاره الخاملة نفسها في نفس الوقت، رغم ان الترددات الموجات قد يكون متباعدة او متقاربا [1].

صعوبة ارسال معلومات مباشرة أن طول الهوائي (الملف) سيصبح طويلا [1].

يتناسب طول الهوائي تناسباً طردياً مع طول الموجة حسب العلاقة التالية:

$$\lambda = \frac{C}{F} \quad (3.4.1)$$

C: سرعة الضوء وتساوي (3 x 10<sup>8</sup> m/sec).

λ: طول الموجة وتقاس بالمتر.

F: تردد الموجة المرسله (المحملة) وتقاس بالهيرتز.

إستحالة إستخدام هوائي ثابت الطول ،لأن أقل تردد للإشارة يكون بالهيرتز،بينما أعلى تردد يقاس بالكيلو هيرتز،في حين أننا لو قمنا برفع تردد موجة المعلومات أي

تحميلها على موجة ذات تردد عال (ميغاهيرتز)، فإن النسبة بين (MHz+ Hz) والنسبة (MHz + KHz) تصبح قيمة إشارة المعلومات ويبدو هذا الفرق قليلا [1].

يعتبر هذا التعديل هو تعديل إتساع Amplitude Modulation حيث يجد إستخداما كبيرا في أجهزة الرنين المغناطيسي ويعرف بأنه التغيير في إتساع الموجة الحاملة ذات التردد العالي توضح المعادلة أدناه العلاقة بين الموجة المحمولة ( $V_m$ ) بموجة إتساعها ( $V_{mt}$ ):

$$V_m = V_c \sin w_c t \quad (3.4.2)$$

حيث:

$w_c$ : تمثل السرعة الزاوية للموجة المحمولة وتساوي  $2\pi f_c$ . وتعرف نسبة إتساع الموجة المحمولة ( $V_m$ ) إلي إتساع الموجة الحاملة ( $V_c$ ) بمعامل التعديل ويرمز له بالرمز  $Ma$  وبناء عليه تمثل الموجة المعدلة:

$$V = A \sin \theta = A \sin w_c t \quad (3.4.3)$$

حيث:

$A$ : إتساع الموجة المعدلة ويساوي:

$$A = V_c + V$$

$$A = V_c + V_m \sin w_m t + 1$$

$$Ma = V_m / V_c$$

$$\therefore V = V_c (1 + Ma \sin w_m t) \sin w_c t \quad (3.4.4)$$

وبإستخدام العلاقة الرياضية:

$$\sin x \sin y = 1/2 \{ \cos(x - y) - \cos(x + y) \}$$

يمكن كتابة العلاقة السابقة كالتالي:

$$V = \{ V_c \sin w_c t \} + \{ (MaV_c/2) \cos(w_c - w_m)t \} - \{ (MaV_c/2) \cos(w_c + w_m)t \} \quad (3.4.5)$$

ويلاحظ أن ثلثى طاقة الموجة الراديوية ترسل من خلال الموجة الكاملة وهي لا تحتوى علي أى معلومة ، لذا أصبح من الأفضل التخلي عن الموجة الحاملة وإحدى الحزم الجانبية وذلك لكونها محصلات لا تحتاج اليها وتزيد مجملها كمية الطاقة المرسله نحو المريض مما يؤدي إلى زيادة عوامل التسخين في جسم المريض[1].

# الفصل الرابع

ظاهرة الرنين وتكوين الصورة

## (4.1) مقدمة:-

الرنين المغناطيسي النووي هو ظاهرة فيزيائية ناتجة من إعادة إنبعاث الإشعاع الكهرومغناطيسي من النوي وله ميزة أن تردد الصدى لمادة معينة تتناسب طرديا مع قوة الحقل المغناطيسي لها هذه الميزة تم إستقلالها في تقنيات التصوير وتكوين صور ثنائية الأبعاد أو ثلاثية الأبعاد.

## (4.2) ظاهرة الرنين:-

في ظاهرة الرنين المغناطيسي يسלט مجال مغناطيسي على الجسم المراد فحصه فيؤدي هذا لإنفلاق مستويات طاقة البروتونات بأنويتها، حيث تحتل البروتونات ذات العزم المغناطيسي الموازي للمجال الخارجي للمستوى المنفلق الأساسي بينما تمثل البروتونات ذات العزم المغناطيسي المعاكس للمجال الخارجي المستوى المنفلق الأعلى وعند تسليط فوتون طاقته تساوي الفرق بين طاقة المستويين المنصفين ، يحدث رنين وتمتص البروتونات الموجوده في المستوى الأدنى طاقة الفوتونات وتنتقل للمستوى الأعلى فيتحول عزمها عكس المجال المسلت مما يؤدي لتغيير العزم المغناطيسي الكلي للجسم[5].

ولا يدوم هذا التغيير زما طويلا بل تصبح قيمة العزم المغناطيسي نفس القيمة السابقة ، قبل تسليط الفوتونات ، ويسمى الزمن الذي تعود فيه المغنطة لقيمتها الأصلية بزمن الإسترخاء وتستخدم ظاهرة الإسترخاء في التشخيص الطبي بما يعرف بالتشخيص الطبي للرنين النووي المغناطيسي[5].

## (4.3) فكرة عمل جهاز الMRI:-

تتكون صورة الرنين المغناطيسي من عدة أعمدة وصفوف تدعى بالإنجليزي matrix ، كل عمود وصف يحتوي على مربعات تدعى pixel، توزع الإشارات الملتقطة من الجسم على هذه المربعات بحيث ترتب حسب ترتيبها في الجسم[4].

وهذه الألية تعتمد على جهاز متدرج يعطي كل شريحة من شرائح الجسم قوة إشارة معينة، وقوة الإشارة الملتقطة تعطي لون على التدرج الرمادي، فنتكون لنا صورة الرنين المغناطيسي صورة بتدرج رمادي. معادلة الوضوح الخاص هي:

عدد تباين المربعات لكل سم = 1/حجم المربع

في الصورة يعتمد على التوقيتات الأفقية والعمودية وكثافة البروتون وتدعى (المؤثرات الداخلية)، أما وقت الصدى ووقت الإعادة تعتبر (مؤثرات خارجية) [4].

### (4.3.1) الوضوح (IMAGE RESOLUTION):-

- أكثر صور الرنين المغناطيسي تتكون من بعدين، كل بعد يقسم إلى شبكة تتكون من عناصر صورية مستطيلة تدعى (بكسل) pixels.
- شدة الصورة في كل بكسل تعتمد على قوة موجة الرنين المغناطيسي التي تنبعث من المنطقة التي تحتوية.
- حجم الصورة يعتمد على عدد البكسلات، ومعظم الصور تتكون من 265 بكسلات عمديا و256 بكسلات أفقيا.
- تعريف الوضوح (image resolution): هو مقدرة النظام على التفرقة بين نقطتين منفصلتين.
- تتحكم أحجام الفوكسلات (عناصر الصورة الحميمية) في جلاء الصورة (image resolution) حيث أن الصور ذات الفوكسلات الصغيرة تكون جيدة الجلاء وبذلك يسهل على النظام التفريق بين مكونات الجسم الصغيرة [4].

### (4.3.2) العوامل المؤثرة على جلاء الصورة وحجم الفوكسل :-

- سمك الشريحة.
- حقل العرض .
- عدد المصفوفة الصورية.

### (4.3.3)العوامل التي تتحكم في حقل العرض وأبعاد الفوكسل :-

- قوة الحقل المغناطيسي التدريجي .
- وقت أخذ كل عينة (عرض النطاق الترددي) للحقل التدريجي.
- زيادة عدد المصفوفة الصورية بأخذ عدد عينات أكثر من (التشفير الترددي FREQUENCY ENCODING) وعدد مراحل أكثر للحقل المغناطيسي التدريجي في إتجاه (التشفير الطوري PHASE ENCODING)[4].

### (4.4)التباين (CONTRAST):-

كلما زادت قوة الإشارة من البكسل كلما زاد سطوع الصورة عند ذلك البكسل.

للتفرقة بين الأنسجة في الصورة، كل نسيج له سطوع مختلف هذه الظاهرة تدعى "بالتباين"[4].

ويمكن تقسيم العوامل المؤثرة على التباين إلى مجموعتين :-

#### (4.4.1)العوامل الداخلية وهي عوامل التغير للأنسجة :-

- الإسترخاء الطولي T1.
- الإسترخاء العرضي T2.
- كثافة البروتونات PD ، أي كثرة تواجد الهيدروجين في الأنسجة الجسمية أو الأنسجة العظمية [4].

#### (4.4.2)العوامل الخارجية :-

وهي العوامل التي يمكن تغييرها بواسطة المشغل :

- زمن التكرار TR

• زمن الإثارة TE.

وتتغير قوة الموجة مع تغير حاصل ضرب مرجحات ثلاث وهي :

• كثافة البروتونات أي كثافة وجود الهيدروجين في الأنسجة الجسمية.

• مرجحة T1 : وهي وضيفة T1 و TR.

• مرجحة T2 : وهي وضيفة T2 و TE.

**(ويقصد بالمرجحة هو أي تلك العوامل التي تكون المهيمنة).**

هذه العلاقة يمكن أن تمثل في المعادلة التالية :

$$\text{Signal} = (p(H) [1-\exp(-TR/T1)] \times [\exp(-TE/T2)]) \quad (4.4.2.1)$$

حيث:-

P(H) كثافة البروتون، و  $[1-\exp(-TR/T1)]$  مرجحة T1،

و  $[\exp(-TE/T2)]$  مرجحة T2 ، و SIGNAL قوة الموجة.

نستنتج من المعادلة أنه يمكننا تغيير التباين بواسطة تغيير أحد العوامل الخارجية .

نسبة الإشارة إلى التشويش (SIGNAL TO NOISE RATIO).

- هناك سببين رئيسيين مشتركين للتشويش في الصورة وهما:-

• الحركة العشوائية لمركبات الجسم المشحونة، والتي تنتج تشويش كهرومغناطيسي.

• المقاومة الكهربائية لملف المستقبل.

لذلك يمكن تحسين نسبة الإشارة إلى التشويش S/N بالإختيار المناسب للملف المستقبل.

تعتمد نسبة الإشارة للتشويش على كمية الإشارة من البكسل أو الفوكسل ، وكلما زاد حجم الفوكسل كلما زادت نسبة الإشارة للتشويش[4].

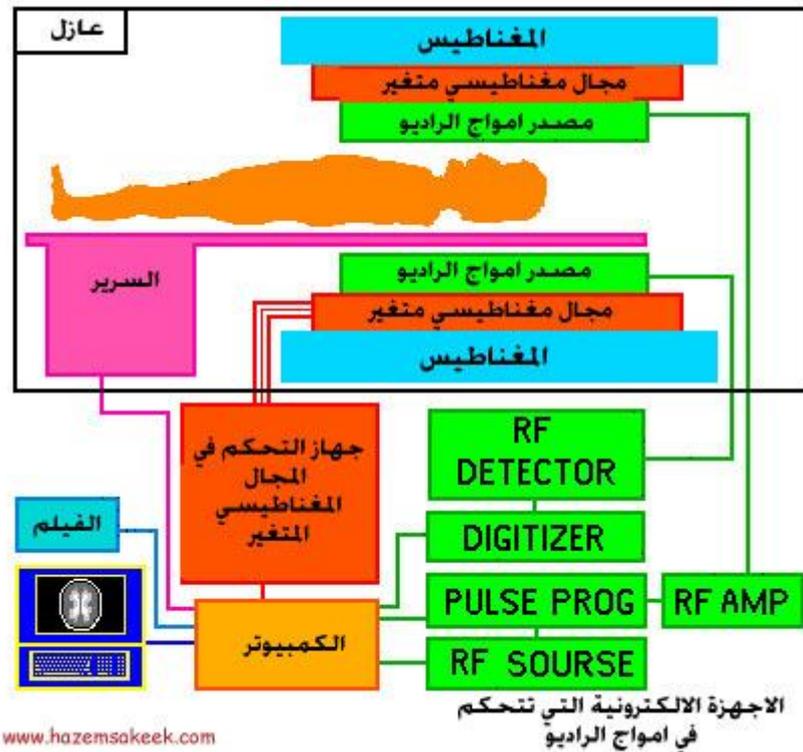
لإنتاج صورة جيدة في التصوير بالرنين المغناطيسي لابد من التركيز على كل عوامل تغيير الصورة السابق ذكرها.

فلا يمكن أن يكون الجلاء (RESOLUTION) مرتفعا ونسبة الإشارة للتشويش منخفضة[4].

وأیضا لا يمكن أن يكون الجلاء أو الوضوح (RESOLUTION) مرتفعا والفحص طويل (باعتبار حركة المريض)[4].

لذلك لا بد ان تكون العوامل متناسبة مع بعضها البعض للحصول على صورة جيدة بما يدعى ب (PARAMETER TRADOFFS)[4].

#### (4.5) مكونات جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي:-



مخطط للاجزاء الرئيسية لتركيب جهاز MRI والاجهزة الالكترونية المتحكمة في تشغيله كيف نحصل على الصور باستخدام MRI [6].

إن الجزء الرئيسي من تركيب الجهاز هو المغناطيس الضخم الذي يولد مجالاً مغناطيسياً منتظماً. ولكن هناك نوع آخر من المغناطيس ويعتبر الجزء الثاني من تركيب الجهاز وهو مغناطيس يولد مجالاً مغناطيسياً متزايد بحيث شدته تتغير من 180 جاوس إلى 270 جاوس وهذا لا شك مجال مغناطيسي صغير جداً بالمقارنة بما تحدثنا عنه في السابق ولاحقاً سيتم شرح وظيفة ودور المجال المغناطيسي المنتظم والمتزايد [6].

بينما يقوم المجال المغناطيسي المنتظم بغمر كامل جسم المريض فإن المغناطيس الثاني يعمل على توليد مجال مغناطيسي متغير [6].

#### **(4.5.1) أنواع المغناطيس المستخدم:-**

##### **(4.5.1.1) المغناطيس الكهربى:-**

ويحتوي على العديد من لفات من سلك حول أسطوانة فارغة ويمرر بالسلك تيار كهربى مما يعمل على توليد مجال مغناطيسي طالما إستمر مرور التيار الكهربى في السلك. يتميز هذا النوع من المغناطيس بقلّة تكلفته بالمقارنة بالمغناطيس المصنوع من المواد فائقة التوصيل المستخدم في النوع الثالث ولكن يحتاج هذا المغناطيس إلى تيار كهربى كبير تصل قدرته إلى 50000 وات نظراً لمقاومته المرتفعة نسبياً وهذا يجعل تكاليف التشغيل باهظة جدا وخصوصا إذا تطلب الامر الوصول إلى مجال مغناطيسي شدته 0.3 تسلا [6].

##### **(4.5.1.2) المغناطيس الدائم:-**

وهو ينتج مجال مغناطيسي طوال الوقت مما يعنى تكلفة تشغيل قليلة ولكن المشكلة تكمن في حجم المغناطيس ووزنه والذي يصل إلى اكثر من 7 طن لتوليد مجال مغناطيسي شدته 0.4 تسلا وهذا سبب في صعوبة تصنيعه واستخدامه [6].

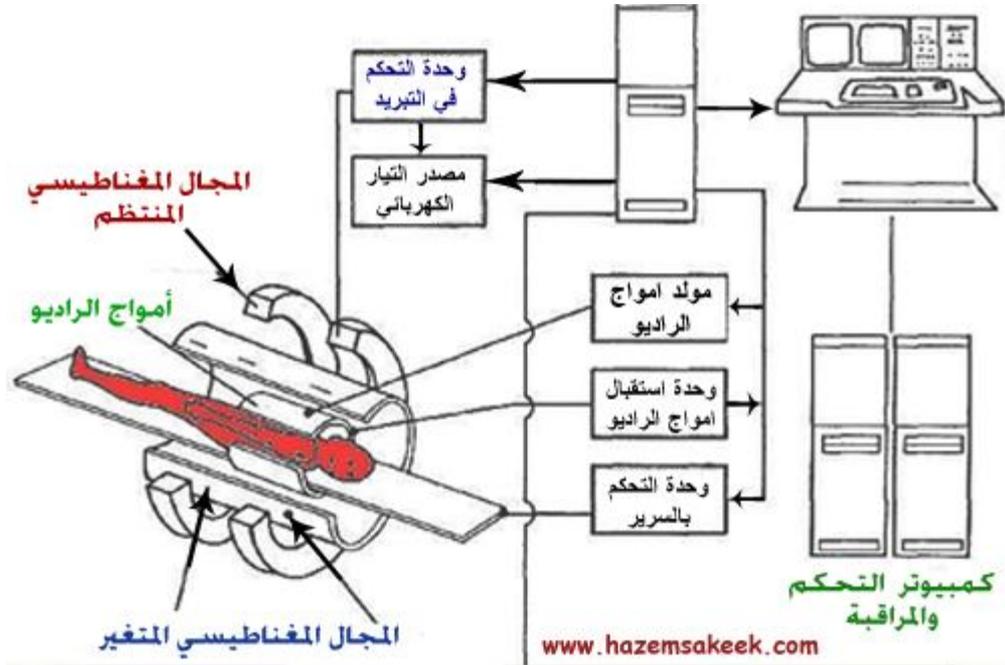
##### **(4.5.1.3) المغناطيس الفائق:-**

وهو المغناطيس المستخدم عادة في أجهزة التصوير بالرنين النووي المغناطيسي،ويستخدم مواد فائقة التوصيل لعمل ملف أسطوانى حول الأسطوانه كمافي المغناطيس الكهربى ولكن هنا التيار الكهربى الازم أقل كثيرا من السابق وذلك لأن مقاومة هذه الأسلاك معدومة.وهذا النوع من الأسلاك الفائقة التوصيل

تعمل عند درجات منخفضة جدا قريبة من الصفر المطلق وذلك من خلال تبريدها بوسائل الهيليوم الذي تكون درجة حرارته 452.4 درجة مئوية تحت الصفر. والمريض داخل المغناطيس لن يشعر بهذه البرودة القارصة لأن المغناطيس معزول ومفرغ من الهواء أيضا. وبهذه الطريقة يمكن الوصول إلى مجال مغناطيسي بشدة 2تسلا أو أكثر ولكن المواد فائقة التوصيل مكلفة جدا وعملية التبريد المستمر بالهيليوم السائل أيضا مكلفة ولكن بالرغم من التكاليف الباهظة يعتبر هذا النوع من المغناطيسيات الأنسب والأفضل للوصول إلى 2تسلا والذي يعنى صور في غاية الوضوح والدقة [6].

المغناطيس يجعل الجهاز ثقيل جداً فالنماذج القديمة منه كان وزنها يصل إلى 8000 كيلو جرام في حين أن الأجهزة الحديثة والمطورة وصل وزنها إلى 4500 كيلو جرام والجدير بالذكر ان ثمن الجهاز يزيد عن المليون دولار [6].

اما الجزء الثالث من تركيب الجهاز هو مولد امواج الراديو التي تخترق جسم المريض عند اجراء التصوير. والشكل التالي يوضح الاجزاء الرئيسية لتركيب جهاز MRI والاجهزة الالكترونية المتحكمة في تشغيله [6].

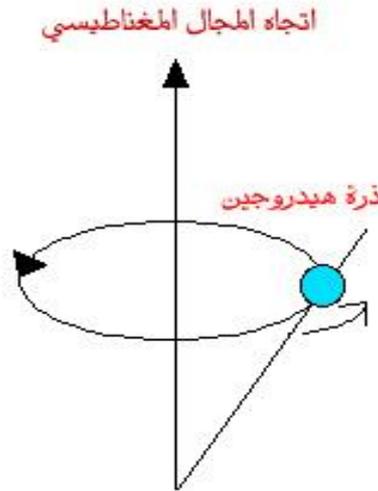


#### (4.6) كيفية الحصول علي الصورة :-

كما في التصوير بأشعه اكس أو التصوير بالأشعة المقطعية فإنه يتم حقن المريض بماده لزيادة التباين الذي يعمل علي توضيح الجزء المراد تصويره في الجسم و تمييزه عن الأعضاء المجاورة كذلك هو نفس الحال في حالة التصوير

بجهاز الرنين المغناطيسي ولكن المادة المستخدمة في هذه الحالة تختلف ، حيث أن المادة المستخدمة في حالة التصوير بأشعة اكس والأشعة المقطعية التي تستخدم أشعه اكس ايضا فإن المادة المستخدمة تتأين إذا تعرضت لأشعة اكس مما يعني أنها سوف تتوقف أشعة اكس من النفاذ من ذلك العضو الذي يحتوي علي مادة التباين. وبهذا نحصل علي صورة لذلك العضو عن طريق الظل الذي تم تصويره . ولكن مادة التباين المستخدمة في الرنين المغناطيسي لها وظيفة مختلفة تماما ، فهي تعمل علي تغيير المجال المغناطيسي الموضعي للأنسجة التي تفحص وتصبح إستجابة الأنسجة الطبيعية مختلف عن الأنسجة المصابة بمرض مما يعطى نتائج مختلفة [5].

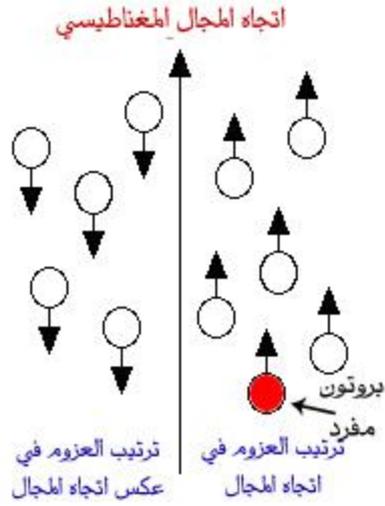
نعلم ان أية مادة ومنها جسم الانسان يتكون من بلايين الذرات المختلفة، ونواة هذه الذرات تتحرك حركة دورانية حول محور كما في الشكل الموضح ادناه حيث تشكل هذه الحركة شكل مخروط حول محور الدوران [5].



شكل يوضح ذرة الهيدروجين في حركة دورانية حول المجال المغناطيسي

ولنتخيل أن هذه البلايين من الأنوية عشوائية في حركتها حيث أن كل نواة تتحرك حول محورها بصورة مستقلة عن النواة الأخرى، وكما نعلم أن الجسم مكون من مواد مختلفة وبالتالي من ذرات مختلفة ولكن جهاز MRI سيركز فقط علي ذرة الهيدروجين حيث انها الذرة المثالية لأن النواة تحتوي على بروتون واحد وله عزم

مغناطيسي كبير نسبياً وهذا يعني انه عندما تتعرض ذرة الهيدروجين إلى مجال مغناطيسي خارجي فإنها سوف تتأثر به بحيث يصبح إتجاه العزم المغناطيسي في إتجاه المجال المغناطيسي الخارجي أو في عكسه. كما يحدث للإبرة المغناطيسية في مجال مغناطيسي حيث تدور حول محورها وتستقر في النهاية في اتجاه المجال المغناطيسي كما يمكن اجبارها على ان تستقر في عكس اتجاه المجال المغناطيسي[5].



كل بروتونات ذرة الهيدروجين تترتب في اتجاه المجال أو في عكس اتجاه المجال ولا يمكن ان يكون هناك ترتيب اخر. العدد الأعظم من تلك البوترونات عزومها المغناطيسية تلغي بعضها البعض ولا يبقى إلا القليل كما في الشكل البروتون المميز باللون الأحمر فلا يوجد بروتون آخر بعكس اتجاهه ليلاشي عزمه المغناطيسي[5].

# الفصل الخامس

إجراءات السلامة

## (5.1) مقدمة:-

نظرا لأن جهاز التصوير المغناطيسي جهاز شديد الحساسية فإنه توجد هناك عدة عوامل تؤثر فيه مما يستوجب إيجاد وسائل أو إجراءات تتجنب الخطر، سواء أكانت للحفاظ على سلامة المريض والأشخاص العاملين على الجهاز أو سلامة الجهاز نفسه.

## (5.2) إجراءات السلامة:-

من خلال الحديث عن الجهاز نعلم مسبقا أن الجهاز يعتمد في طريقة عمله على مجال مغناطيسي يقوي نسبيا، وأمواج كهرومغناطيسية ذات ترددات عالية، ووسائل مبرد كالهيليوم أو النتروجين والتيار كهربائي. ففي حالة حدوث طارئ يتعلق بالمجال المغناطيسي يكون نتيجة لإدخال جسم معدني كبير نسبيا إلى غرفة الفحص أو قريب منها مما يؤدي إلى جذب ناحية المغنطيس ونظرا لإرتفاع شدة المجال المغناطيسي المستخدم في جهاز الـ MRI فإن الكثير من الإحتياطات التي يجب أخذها في عين الإعتبار قبل تشغيل الجهاز. فهذا المجال قادرا على جذب القطع الحديدية مثل الدبابيس والمفاتيح والأقلام وأدوات الطبيب الحديدية مثل المقص والمشرب وغيرها من الأدوات الصغيرة مما يجعلها تندفع في إتجاه المجال المغناطيسي بقوة كبيرة مثل الرصاصة في إتجاه التجويف المغناطيسي حيث يفترض وجود المريض المراد تصويره وإذا إصطدمت تلك الأشياء بأحد فإنها وبلاشك ستؤذيه، وفي هذه الحالة يتعين على الفني الموجود الحكم على مدى خطورة الوضع وعليه يقوم بإخماد المغناطيس لحظيا، ويتم ذلك بتوليد مجال من تيار عالي داخل المغناطيس، وبالتالي تبخر سريع للسائل المبرد فيندفع إلى غرفة الفحص وخارجه جاعلا كمية الأكسجين في الغرفة قليلة مسببة الإختناق، وتسبب هذه السوائل عند ملامسة البشره تجمد لها وهي تشبه الحروق، لذا يجب علي مهندس الجهاز إرتداء ملابس واقية للوجه واليدين والقدمين خلال عملية تعبئة السوائل المبردة في المغناطيس. كما أن هذا المجال سيفسد بطاقات الائتمان وأقراص

الكمبيوتر المغناطيسية ويمحي كل البيانات التي عليها ولذلك قبل إدخال المريض والمختصين إلى غرفة الجهاز فإنه يتم إجراء فحص دقيق للتخلص من الأشياء المعدنية التي قد يحملها المريض أما الأشخاص الذين زرعت في أجسامهم قطع معدنية لتثبيت العظام فإنه يسمح لهم استخدام الجهاز لأن تلك القطع أصبحت ثابتة ولا يمكن أن تتحرك تحت تأثير المجال المغناطيسي وخاصة إذا مر عليها مده تزيد عن 6 أسابيع وإذا وجد نتيجة الفحص إحتواء الجسم على اي معادن قابلة للحركة لايسمح للمريض بالتصوير بجهاز الMRI ويتم تحويله إلى وسيلة تصوير أخرى مثل الCAT وذلك لأنها تتمغنط بسرعة وتتحرك من مكانها مسببة نزيفا داخليا أو أن تؤثر على جودة الصورة كذلك لايسمح للمرأة الحامل باستخدام الجهاز لأنه حتى الآن لم تجرى بحوث على تأثير المجال المغناطيسي على الجنين ويخشى من تأثير خلايا الجنين بالمجال المغناطيسي وخصوصا وأنها تكون في طور الانقسام والنمو. أمافي حالة وجود طارئ يتعلق بالتيار الكهربى،فإنه يمكن الضغط على أحد مفاتيح الطوارئ التي تعمل على إطفاء الجهاز ولكن يبقى المغناطيس مشحونا. وتكون حالة الطوارئ ناتجة من خلل في طاولة الفحص أو حدوث حريق[4].

بالنسبة للأموح الراديوية يجب إتباع الآتي:-

- الوقاية من حدوث أعطال في الجهاز.
- الحماية من حدوث حروق موضعيه.
- تحديد طاقة الأمواح الراديوية ضمن الحد المسموح به.

تعتبر الأخيره مهمة إذ من خلالها يتم حساب نسبة الإمتصاص لطاقة الأمواح الراديوية لكل وحدة وزن لأن الإمتصاص يزيد من حرارة الجسم تبعاً لنوع الهوائي المستخدم في الفحص. فإن هذه الحرارة إما تكون موضعية كهوائي التحليل الطيفي أو موزعة على جزء من الجسم مثل الرأس[4].

في الفحوصات الموضعية المرتبطة بأمواح راديوية مركزه فإن خطوط الحروق تكون ناتجة من الخواتم والحلي النسائية كالأساور والسلاسل والوشم. ونسبة

لإرتفاع درجة الحرارة فإن التشخيص لا ينطبق على مريض يعاني من إرتفاع درجة الحرارة أو يتعاطى علاج مؤثر على سرعة النبض أو ضغط الدم[4].

ولكي يتمكن الفني من مراقبة المريض بصورة دقيقة فلا بد من إستخدام جهازي راسم إنقباض عضلات القلب ومجس النبض وأن يكون المريض مرتديا ثوبا خفيفا بدون غطاء[4].

### **(5.3) الحالات التي يمنع فيها إجراء فحوص الرنين:-**

المرضى المثبت لهم أجهزة تنظيم ضربات القلب والمرضى المعالجين بأجهزة التنفس الصناعي وكذلك المرضى الذين أجريت لهم جراحات في شرايين المخ تتطلب تثبيت أجزاء معدنية.

### **(5.4) إستثناءات:-**

بالنسبة للمرضى كبار السن المثبت لهم قطع معدنية بالجسم (مسامير- شرائح) يمكن إجراء الرنين طالما كان الفحص بعيدا عن الأماكن المثبت بها الأجزاء[4].

### **(5.5) الفحوصات التي تجرى بواسطة الMRI:-**

#### **(5.5.1) اولا الفحوصات التقليدية:-**

- المخ.
- الأذن.
- المفصل الفكي.
- المفصل الفكي المتحرك.
- العين.
- الرقبة.
- الصدر.

- الحوض والبطن.
- الجهاز العضلي الحركي.
- الركبة.
- الكتف.
- الفقرات.
- الثديين.
- الأطراف العليا والسفلى.

### (5.5.2) ثانيا الفحوصات الخاصة:-

- التحليل الطيفي بالرنين المغناطيسي للتشخيص الدقيق لمختلف آفات المخ خاصة الأورام ومتابعتها.
- التشخيص المبكر للجلطات الدماغية.
- النخاع الشوكي والأغصية السحائية.
- قياس سرعة تدفق السائل الشوكي المخي.
- القنوات المرارية والبنكرياسية.
- المسالك البولية.
- بروتوكول الجلطة الدماغية.
- بروتوكول الصرع.
- بروتوكول آفات العصب الخامس.
- جميع الشرايين(الرئوية ،الأورطي،الكلى،الكبد،الأمعاء،الأطراف العليا والسفلى).
- حالات زراعة الكبد والكلى.
- رنين القلب.
- الرنين الوظيفي.
- رنين للضفيرة العصبية.

بعض الحالات تستدعي الحقن بالصبغة ويتم تحديدها بناء على رؤية أخصائي الأشعة بالمركز.

### (5.6) مزايا جهاز الMRI:-

- يعتبر أكثر وضوحا في توضيح الأنسجة و سوائل الجسم .
- لا يعتمد على أشعه مؤينه مما يعطى المريض الشعور بالإطمئنان .
- مادة التباين المستخدمه ليس لها آثار جانبية تذكر كما فى جهاز الCT.
- إمكانية تصوير أى مقطع أو مستوى من جسم الإنسان وبأى إتجاه وهذا ما يميز جهاز MRI عن جهاز CT الذى يقوم بتصوير مقاطع من الجسم فى إتجاه واحد حسب موضع الجسم بالنسبه للجهاز أما فى جهاز ال MRI فإن كل المقاطع تصور فى كل الإتجاهات بدون حركه الجسم أو الجهاز[4].

### (5.7) عيوب جهاز الMRI:-

- عدم إمكانية تصوير الأشخاص ذوى الحجم الضخم.
- عدم إمكانية التصوير اذا وجد فى الجسم مرابط معدنيه لأن المعادن تسبب تشويه للصوره.
- يصدر صوت مذعج أثناء عمله بسبب التيار المستخدم لتوليد المجال المغناطيسى المتغير وكلما ازداد المجال المغناطيسى كلما ازداد الصوت الصادر.
- أى حركه للمريض قد تسبب تشويه للصوره الناتجه .
- جهاز MRI باهظ الثمن .
- فحصه مكلف جدا[4].

### (5.8) الخاتمة:-

احدثت ظاهرة الرنين النووي فرقا كبيرا وتطورا فى تقنيات التصوير التشخيصية وبالرغم من أنها أمنة من حيث الأشعاع والتأين إلا أنها لم تكن حلا

جزريا لمعانات المرضى،فمازالت هنالك بعض العقبات التي تعترض طريق هذا التطور من ناحية امن وسلامة المريض،فحتى الآن ليس بإمكان المرضى المزروع لهم أجزاء معدنية إستخدام الجهاز لأنهم يعانون من خطر التمتعظ نظرا لوجود مجالات مغنطيسية متولدة عند تشغيل الجهاز،حيث أن هذه المجالات ناتجة من المغناطيس الذي يمثل الجزء الرئيس في تشغيل الجهاز،حيث أن هذه المجالات الناتجة هي مجالات متغيرة ،كان هذا ماتضمنه هذا البحث المتواضع ،أسأل المولى عز وجل أن يعم بالفائدة وأن ينظر لما جاء فيه من توصيات مع شكري.

### (5.9) التوصيات:-

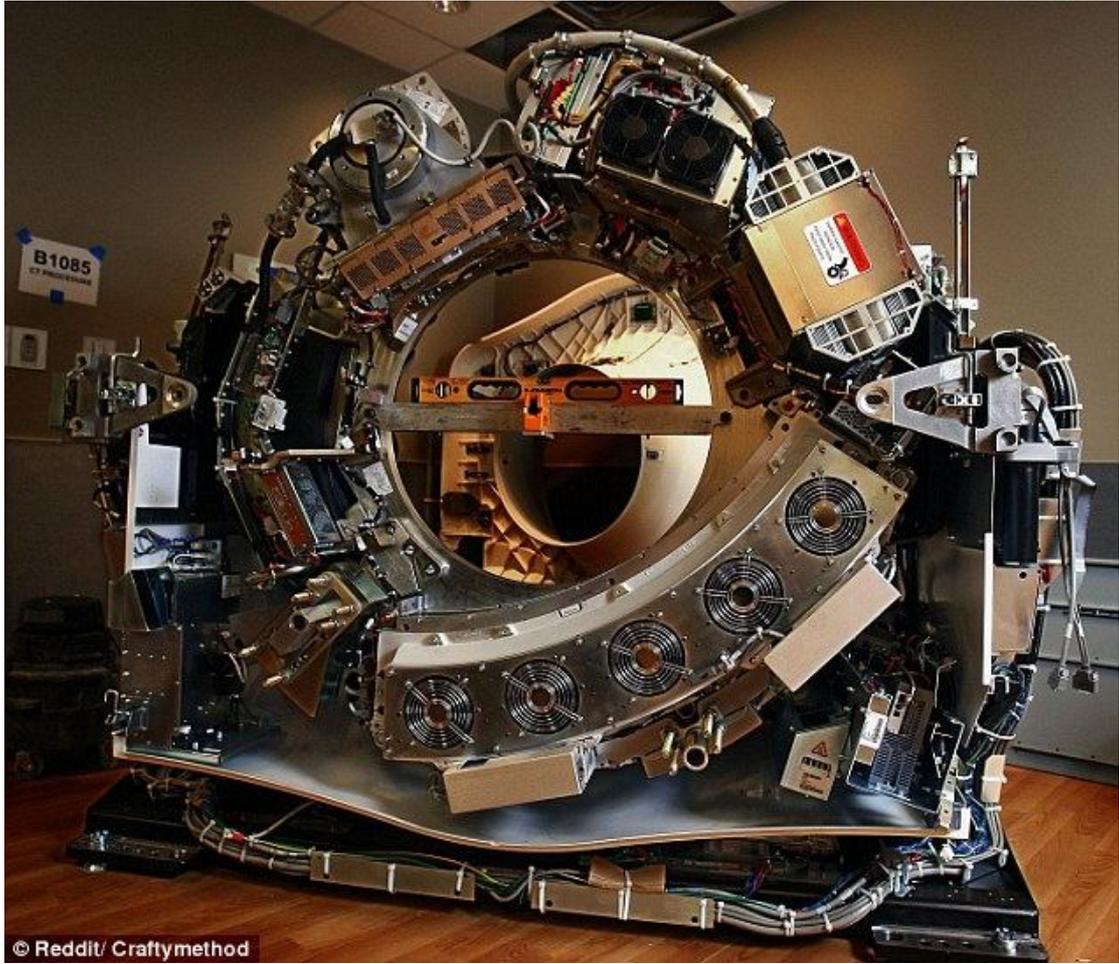
- إمداد المستشفيات بأجهزة التصوير بالرنين النووي المغناطيسي إذ أنها غير متوفرة بكثرة.
- إيجاد حلول للأشخاص البدينين حيث أنهم يعانون من مشكلة عدم إمكانية استخدام الجهاز بسبب احجامهم.
- إجراء المزيد من البحوث لمعرفة إمكانية إخضاع المرأة الحامل للكشف بهذا الجهاز وهل ذلك يؤثر على الجنين.
- تخفيض تكلفة الفحص بالجهاز،إذا إنها عالية جدا.

## المراجع:-

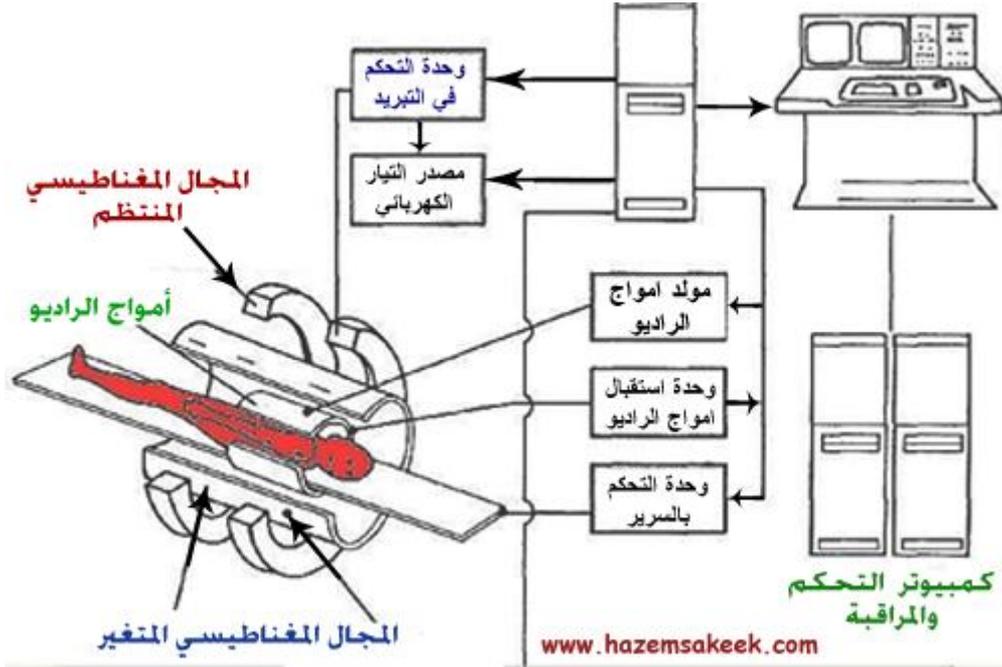
- [1] مدخل الفيزياء الإحصائية والحرارية- تأليف: أ.م.د.كمرو أبوويل كوجقور- جامعة جوبا- الطبعة الأولى 2008- رقم الإيداع: (2008/543) - ردمك: 978-99942-899-801- شركة مطابع السودان للعملة.
- [2] طيف الرنين النووي المغناطيسي- تأليف: جورج.سى.ليفى، روبرت.ل.لجتر، جوردن.ال.نيلسون- ترجمة: دكتور جاسم محمد علي الراوي، جورج قرياقوس- رقم الإيداع في المكتبة الوطنية ببغداد 1283 سنة 1985- رقم التصنيف: 3, 538- رقم التسجيل: 1191- مطبعة جامعة الموصل، مديرية مطبعة الجامعة.
- [3] نظم التصوير الطبي -تأليف: ألبرت -جامعة السودان للعلوم والتكنولوجيا، كلية الأشعة الطبية - رقم التصنيف: 0757, 616 - رقم التسجيل: 514
- [4] الموقع الإلكتروني:-  
[www.google.com](http://www.google.com)
- [5] صفاء المعارف، فيزياء الأشعة التشخيصية، القاهرة - الطبعة الأولى - 2001م.
- [6] حازم محرم - تكنولوجيا التصوير الطبي بالرنين المغناطيسي - القاهرة - الطبعة الثانية -2000 م.

## ملحق الصور

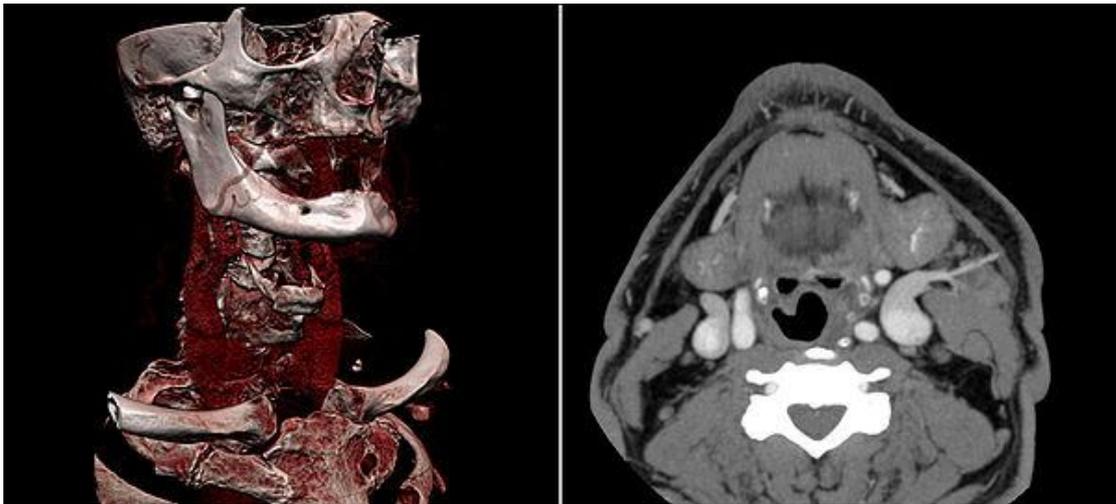
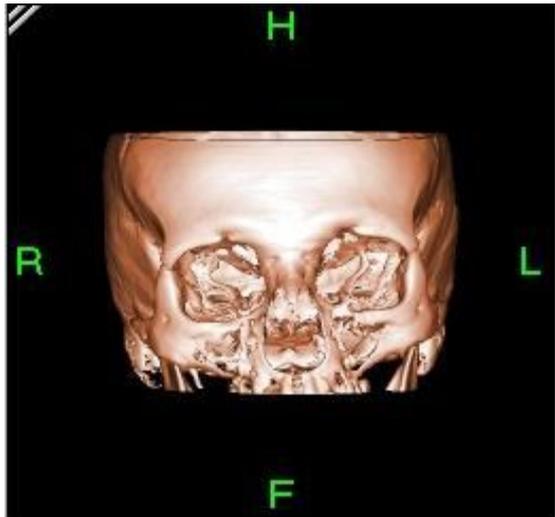


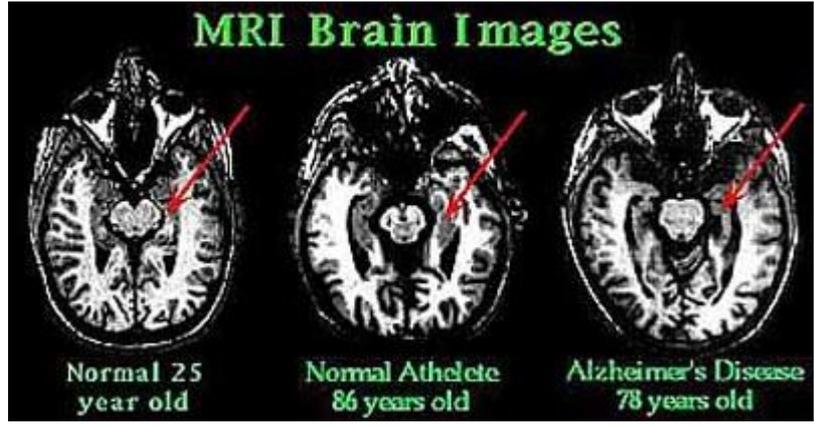


الصورة لمكونات جهاز ال MRI بدون الغلاف الخارجي.



مخطط توضيحي لمكونات جهاز التصوير باستخدام الرنين المغناطيسي MRI.  
 نماذج وأمثلة الصور الإشعاعية التي يقوم الجهاز بالتقاطها نجد هذه  
 الصورة الثلاثية الأبعاد للجمجمة.





صور للدماغ باستخدام جهاز MRI لأعمار مختلفة