

التجهيزات الطبية (2)



السنة الرابعة

القسم الهندسة الطبية

منشورات جامعة دمشق
كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية



التجهيزات الطبية /2/

تأليف:

الدكتور المهندس
محمد فراس الحناوي
أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية

الدكتور المهندس
أيمن الصابوني
مدرس في قسم الهندسة الطبية

جامعة دمشق

1432 – 1433 هـ
2011 – 2012 م

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفهرس	رقم الصفحة
الفصل الأول: أجهزة أشعة X الطبية	**17**
1.1. مقدمة	**19**
1.2. مفهوم توليد أشعة x	**19**
1.2.1. العلاقة بين تيار الفتيل وتيار الأنبوب	**21**
1.2.2. طبيعة أشعة X	**24**
1.2.3. امتصاص أشعة X	**26**
1.2.4. التباين بين الأنسجة	**29**
1.3. أنبوب أشعة x	**30**
1.3.1. المهبط	**31**
1.3.1.1. الأنابيب ذات شبكة التحكم	**33**
1.3.2. المصعد	**33**
1.3.2.1. أنبوب الأشعة ذو المصعد الثابت	**33**
1.3.2.2. الأنبوب ذو المصعد الدوار	**35**
1.3.3. الأنبوبة الزجاجية (الغلاف)	**39**
1.3.4. الغلاف الخارجي لأنبوب أشعة X	**39**
1.3.5. نافذة أنبوب أشعة X (فتحة الأنبوب	**40**
1.3.6. لحام الإلكترودات المعدنية على الأنبوبة الزجاجية	**40**
1.4. أنواع أنابيب توليد الأشعة السينية المختلفة	**40**
1.5. أعطال أنابيب أشعة X	**42**
1.6. المخطط الصندوقي لجهاز أشعة X البسيط التقليدي	**44**
1.6.1. مولدات الطاقة لأنابيب أشعة X	**47**
1.6.2. أنبوب الأشعة	**57**
1.6.2.1. التعرضات الأحادية	**59**
1.6.2.2. سلسلة من التعرضات	**61**

1.6.2.3. استخدام مخططات تبريد المصعد	62
1.6.2.4. حرارة غلاف الأنبوب	63
1.6.2.4.1. استخدام مخططات تبريد الغلاف	64
1.6.3. المسدد أو موجه الأشعة	66
1.6.4. طاولة المريض	68
1.6.5. مخطط بوكي	69
1.6.5.1. بارامترات مخطط بوكي	70
1.6.5.2. أنواع الشبكات	72
1.6.5.2.1. بحسب ترتيب شرائح الرصاص	72
1.6.5.2.2. الشبكات المتحركة	75
1.6.5.3. قطع الشبكة	76
1.6.6. كاشف أشعة X	79
1.6.7. منصة التحكم	80
1.6.7.1. التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض	82
1.6.7.2. تصحيح الكثافة البصرية	85
1.7.التصوير المقطعي التقليدي	85
1.8.التصوير الشعاعي الرقمي	86
1.9.جهاز التنظير	94
1.9.1. مقاس مكثف الصورة	98
1.9.2. مكثفات الصورة ثنائية وثلاثية الحقل	99
1.9.3. التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض للتصوير التنظيري	101
1.10. جهاز الأشعة النقال	108
1.11. جهاز التصوير الشعاعي النقال التنظيري القوسي	114
1.12. التصوير الشعاعي السني	117
1.13. جهاز التصوير البانورامي السني	122
الفصل الثاني :التصوير الطبقي المحوري المحوسب	131

2.2. النظرية الأساسية في التصوير الطبقي المحوري	131
2.3. معاملات التخامد لأشعة X	131
2.4. تطور الماسحات	133
2.4.1. الجيل الأول: حساس واحد ، ماسحات انتقالية دورانية	133
2.4.2. الجيل الثاني: عدة حساسات ، الماسحات الانتقالية الدوارة	134
2.4.3. (الجيل الثالث: الماسحات الدورانية	135
2.4.4. الجيل الرابع: دوران فقط حساسات ثابتة للماسحات	136
2.4.5. الجيل الخامس: ماسحات القلب	136
2.4.6. الجيل الجديد :التصوير الطبقي المحوري ذو الحزمة الإلكترونية	137
2.5. أجزاء جهاز الطبقي المحوري	138
2.5.1. طاولة المريض	139
2.5.2. القنطرة	139
2.5.3. الحساسات	140
2.5.4. الحاسوب	143
2.6. مبادئ طرق بناء الصورة في التصوير الطبقي المحوري	143
2.6.1. الطريقة الأولى	144
2.6.2. الطريقة التكرارية	145
2.7. تطور ماسحات الجيل الثالث	146
الفصل الثالث: التصوير الشعاعي للثدي	151
3.1. مقدمة	151
3.2. مبادئ التصوير الشعاعي للثدي	151
3.3. كيفية تشكيل الصورة	152
3.4. المخطط الصندوقي لجهاز التصوير الشعاعي للثدي :	155
3.4.1. منبع الأشعة	158
3.4.2. ترشيح حزمة أشعة X	161

3.4.3. أجهزة الضغط على الثدي	163
3.4.4. الشبكة المضادة للتبعثر	163
3.4.5. مستقبلات الصورة	163
3.5. الضجيج والجرعة	166
3.6. التحكم الآلي بالتعرض	166
3.7. ضبط الجودة	166
3.8. أخذ الخزع	166
3.9. تصوير الثدي الرقمي	167
الفصل الرابع: أنظمة التصوير فوق الصوتية	175
4.1. الأمواج فوق الصوتية التشخيصية	175
4.2. فيزيائية الأمواج فوق الصوتية	176
4.2.1. طول الموجة و السرعة	176
4.2.2. ظاهرة الانعكاس والانكسار	178
4.2.3. الممانعة المميزة	180
4.2.4. تخامد الأمواج فوق الصوتية:	182
4.2.5. سرعة الانتشار	186
4.3. مبدلات الأمواج فوق الصوتية	187
4.3.1. طبقة توافق الممانعة الربعية	190
4.3.2. خصائص البلورة الكهروإجهادية	192
4.3.3. تردد الرنين	193
4.3.4. عامل Q المبدل	194
4.3.5. الحقل القريب والبعيد في المبدلات الفوق صوتية:	197
4.3.6. دقة التمييز	200
4.3.7. تمحرق حزمة الأمواج فوق الصوتية	202
4.3.8. مبادئ مبدلات المصفوفات المستخدمة في التصوير بالأمواج فوق الصوتية:	209

4.3.9. المصفوفة المتتالية الخطية	209
4.3.10. المصفوفات الخطية المحنية	210
4.3.11. المصفوفات الطورية الخطية	210
4.3.12. المصفوفات D 1.5	210
4.3.13. المصفوفة الطورية ثنائية البعد	210
4.4. تقنيات القياس في أجهزة الأمواج فوق الصوتية	212
4.4.1. زمن العبور للبعد	212
4.4.2. سرعة زمن العبور	214
4.4.3. سرعة وتدفق زمن العبور	216
4.4.4. معادلة دوبلر	218
4.5. أنواع أجهزة المسح بالأمواج فوق الصوتية:	221
4.5.1. جهاز الصدى الأساسي:	221
4.5.2. جهاز تصوير صدى المطالي (A-Scan):	229
4.5.2.1. تطبيقات المسح (A)	233
4.5.2.1.1. تطبيق (1) : تصوير الدماغ بمبدأ الصدى المطالي	233
4.5.2.1.2. تطبيق (2) : تصوير العين :	235
4.5.3. جهاز تصوير الصدى السطوعي	236
4.5.4. جهاز تصوير الصدى الحركي	240
4.5.4.1. تطبيق : تخطيط صدى القلب	241
4.5.5. أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي	243
4.5.6. أنظمة التصوير فوق الصوتية بطريقة دوبلر	244
4.5.7. أنظمة التصوير فوق الصوتية بطريقة المسح المزدوج	247
4.5.7.1. تطبيق : التصوير الوعائي	248
4.5.8. أنظمة التصوير فوق الصوتية بطريقة المسح المستمر	249
4.6. الإظهار ثلاثي الأبعاد	250

4.7. المجهر الصوتي	255
الفصل الخامس: نظام التصوير بالرنين المغناطيسي	261
5.1. مقدمة	261
5.2. ظاهرة الرنين المغناطيسي :	262
5.3. الحركة البدارية (Precession):	265
5.4. قياس مغنطة الأنسجة:	266
5.5. أزمنة الاسترخاء T1 و T2 :	269
5.6. الاسترخاء T2*	273
5.7. المبادئ الكامنة لأزمنة الاسترخاء:	274
5.8. كيف تؤثر أزمنة كل من T2, T1 على شدة الإشارة:	277
5.9. مبادئ تجهيزات التصوير بالرنين المغناطيسي:	278
5.9.1. المغناطيس:	280
5.9.2. ملفات الراديوية (RF Coils):	281
5.10. تصميم تجهيزات التصوير بالرنين المغناطيسي:	282
5.10.1. المغانط المستخدمة في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي :	286
5.10.1.1. أنواع المغانط :	287
5.10.2. حقول التهديب:	293
5.10.3. ملفات التدرج:	293
5.10.4. الملفات الراديوية:	297
5.10.4.1. نظام المرسل RF:	298
5.10.4.2. نظام الكشف:	299
5.10.4.3. نظام التدرج من أجل الترميز الحيزي:	302
5.10.5. تحجيب التردد الراديوي:	306
5.10.6. تحجيب المغناطيس:	307
5.11. تقنيات إعادة بناء الصورة	308

5.11.1. أساسيات بناء الصورة:	309
5.11.1.1. طريقة النقطة المتتالية (الحساسة) :	316
5.11.1.2. طريقة الخط المتتالي:	316
5.11.1.3. طريقة المستوي المتتالي:	318
5.11.1.4. القياس المتزامن :	321
5.12. التأثيرات البيولوجية للتصوير بالرنين المغناطيسي النووي	323
5.12.1. التسخين بسبب طاقة الـ RF:	323
5.12.2. الحقل المغناطيسي الساكن:	323
5.12.3. تحريض التيار الكهربائي بسبب التغير السريع في الحقل المغناطيسي:	323
5.13. ميزات نظام التصوير بالرنين المغناطيسي النووي	323
الفصل السادس :المنظار العيني	329
6.1. مقدمة	329
6.2. المنظار العيني المباشر	329
6.3. العوامل المؤثرة على شدة مكان تمركز الانعكاس	332
6.3.1. الزاوية بين محوري الإضاءة والنظر	332
6.3.2. المسافة بين الطبيب والمريض	332
6.3.3. مقاس فتحة مرور الإضاءة	333
6.3.4. مقاس فتحة الرؤية	333
6.3.5. تطابق حقل الرؤية وحقل الإضاءة	333
6.4. المناظير العينية الغير مباشرة	334
6.4.1. المنظار العيني الغير مباشر ذو الفتحة الواحدة	337
6.4.2. المنظار العيني الغير مباشر ذو الفتحتين	338
6.4.3. كاميرا قاع العين	339
الفصل السابع :منظار الشبكية	345
7.1. مقدمة	345

7.2. مبادئ تنظير الشبكية	346
7.3. تقرير محور الانحراف بواسطة منظار الشبكية	350
7.3.1. تنظير الشبكية النقطي	350
7.3.2. تنظير الشبكية الشريطي	351
7.4. تصميم الجهاز	353
7.5. أهمية بعض المواصفات على دقة منظار الشبكية	353
7.6. أخطاء مناظير الشبكية	354
7.6.1. تأثير التحاذي	354
7.6.2. التشوهات الكروية	355
7.6.3. التشوهات اللونية	355
7.6.4. موقع المنعكس	355
جدول المصطلحات	359

Damascus University

مقدمة الكتاب

من خلال مسيرة عملنا في التدريس بجامعة دمشق، كان لابد من تتويج هذا الجهد بتأليف كتاب يضم تقنيات تجهيزات التصوير الطبي الأكثر شيوعاً في العالم لطلاب الهندسة الطبية والمهندسين والمهتمين بهذا الحقل.

لقد سعينا أن يحتوي كتابنا على أهم الأفكار التي يحتاجها المهندس الطبي في حياته العملية وذلك من خبرتنا العملية التي ساعدتنا في توجيه كتابنا كونه مرجعاً نظرياً وعملياً في آن واحد.

اعتمد مؤلفنا على عدد لا بأس به من أحدث وأهم المراجع العلمية العالمية المتخصصة في تجهيزات التصوير الطبي وتقنياتها، وهو أول مؤلف أكاديمي باللغة العربية يغطي هذا الحقل. كما دعم الكتاب بعدد كبير من الأشكال التوضيحية لجعل إمكانية فهم الأفكار الواردة فيه سهلاً.

يتألف الكتاب من سبعة فصول:

- **الفصل الأول: أجهزة أشعة X الطبية**

ينطلق هذا البحث من المبادئ الأساسية لتوليد الأشعة السينية بشكل مبسط ودون الخوض في تعقيدات فيزيائيتها ومن ثم يذهب ليتعمق في أجزاء أجهزة الأشعة بشكل عام واختلاف مبادئ أجهزة التصوير البسيطة عن التصوير التنظيري، يتطور البحث للولوج إلى التجهيزات المختلفة المستخدمة في التصوير واختلافاتها. كما تم التركيز على التقنيات الرقمية في هذه التجهيزات.

- **الفصل الثاني :التصوير الطبقي المحوري المحوسب**

نظراً لأهميتها التشخيصية فقد أفردنا بحثاً خاصاً لهذه الأجهزة حيث تم ذكر الأجيال المختلفة ومن ثم الجيل الثالث الذي اعتمد عالمياً وتطورت تقنيته ليخدم أهدافا طبية متعددة بدلاً من كونه محدوداً.

- **الفصل الثالث: التصوير الشعاعي للثدي**

بالرغم من أن هذه الأجهزة ما تزال تتدرج تحت أجهزة أشعة X الطبية إلا إن خصوصيتها في دقة التشخيص المطلوبة منها واختلاف الطيف الشعاعي الذي تستخدمه والدور الذي تلعبه في إنقاذ حياة الكثير من السيدات في الكشف المبكر لسرطان الثدي، جعلنا نذهب لتخصيص فصل خاص بها.

- **الفصل الرابع: أنظمة التصوير فوق الصوتية**

إحدى تقنيات التشخيص الآمنة والتي يعتمد عليها الكثير من الأطباء في عياداتهم، لذا كان لا بد من العودة والتطرق لهذا الموضوع. دخل البحث في المبادئ الفيزيائية للأمواج فوق الصوتية ومن ثم البنية الأساسية للمبدل و الدارات الرئيسية للإرسال والاستقبال، أنظمة التصوير المختلفة، المبدلات بأنواعها المختلفة والتصميم الأساسي للتجهيزات.

- **الفصل الخامس نظام التصوير بالرنين المغناطيسي**

تعتبر ظاهرة التصوير بالرنين المغناطيسي من الظواهر الحديثة والصعبة في تصور حدوثها، يعرض هذا الفصل هذه الظاهرة بأسلوب مبسط ومن ثم يذكر التقنيات المستخدمة في التصوير، ولا شك أجزاء الجهاز ووظائفها.

- **الفصل السادس: المنظار العيني**

لا تخلو أي عيادة عينية من هذا الجهاز حتى إن بعض الأطباء الداخليين يستخدمونه، لذا كانت الفكرة بإدراج هذا الجهاز ضمن خطتنا من خلال أنواعه المختلفة واختلاف تصميمها وتطبيقاته المختلفة.

- **الفصل السابع: منظار الشبكية**

هو أحد الأجهزة المتخصصة في العيادة العينية، أدرج هذا البحث بالتعريف بالجهاز وأجزائه و مهامه المختلفة في كشف الخطأ الانكساري بشكل يدوي.

مع كل ما توصلنا إليه فإننا نعتقد أن الوصول للكمال هو أمر مستحيل وما يزال هذا العمل متواضعاً، لذا نرجو من السادة القراء لفت نظرنا لكل ما يجدون انه من المفيد أن تحتويه الطبعة الثانية من إضافات لم تغطيها الطبعة الأولى.

نرجو من الله أن نكون قد وفقنا في هذا المؤلف وأن يكون بداية لمجموعة من المؤلفات التي سنصدرها قريباً في مجال الهندسة الطبية "التجهيزات الطبية" المختلفة.

المؤلفان

الدكتور المهندس
أيمن الصابوني

الدكتور المهندس
محمد فراس الحناوي

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل الأول

أجهزة أشعة X الطبية

المؤلف: د.م. محمد فراس الحناوي

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

أجهزة أشعة X الطبية

1.1. مقدمة:

يعود اكتشاف أشعة X إلى العالم رونتجن (1895) والذي كان مفاجأة كبيرة في ذلك الوقت حيث أنه كان يبحث عن طريقة ليرى من خلال الجسم بدون عمل جراحي. ولكنه كان يتحرى الأشعة المهبطية الثنائية الأنبوب المفرغ عندما لاحظ تغيرات على المواد الفوتوغرافية والتي لم تكن مستخدمة في تجاربه بشكل مباشر.

ومن خلال تلك التجارب اكتشف أن أشعة X تقوم بما يلي:

- تتسبب في إصدار إشعاعا لمادة سيانيد البلاتين – باريوم.
- تؤثر على الطبقة الحساسة المستخدمة في التصوير الفوتوغرافي.
- تجعل بعض المواد شفافة.
- يمكن تسديدها (جعلها متوازية) من خلال فتحات صغيرة جداً.
- يمكن توليدها بواسطة أنبوب الأشعة المهبطية عالي الطاقة.

بعد أسبوعين من اكتشاف أشعة X تم استخدامها في المجال الطبي التشخيصي، وقد انصبت الجهود لتطوير أشعة X من حيث:

- تحسين نوعية الخيال.
- زيادة مجال التباين بين الأنسجة المختلفة .
- تحسين دقة ووضوحية الصورة الناتجة.
- تخفيف جرعة أشعة X المستخدمة على المريض.

1.2. مفهوم توليد أشعة x:

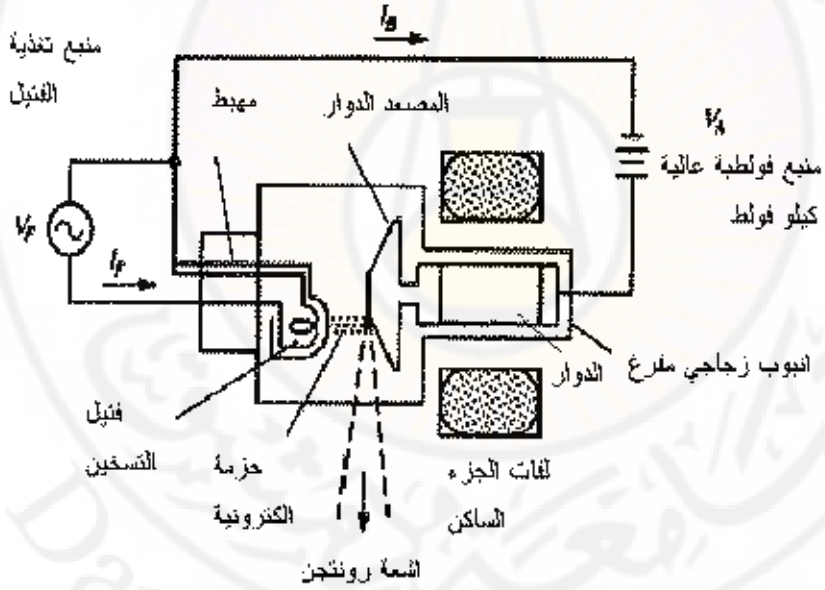
قبل التحدث عن طبيعة أشعة X من الهام أن نتعرف على طريقة توليدها.

إن الجزء المسؤول عن توليد أشعة X هو الأنبوب حيث يمكن تشبيهه على أنه أنبوب ثنائي مفرغ من الهواء مغلف بالزجاج حيث يتألف من مهبط ومصعد. المهبط يتألف من باعث للإلكترونات بشكل حراري، والمصعد يجذب هذه الإلكترونات وغطاء زجاجي مفرغ يحيط بالأجزاء المختلفة.

وكما هو مبين في الشكل (1-1) فان منبع جهد الفتيل V (Filament) يتسبب في تدفق التيار I عبر وشيعة الفتيل وبالتالي تسخين المهبط، بحيث تندفع الإلكترونات من المهبط إلى الخلاء وبما أن جهد المصعد V_A جهد ذو قيمة عالية تكفي لتتمكن الإلكترونات من العبور إلى المصعد مكونة تيار الحزمة I_B ، حيث يكون هذا الجهد من مرتبة 100 KV بحيث يسبب هذا الجهد إلى تسارع الإلكترونات بشكل كبير.

وبشكل تقريبي فإن 1% من هذه الإلكترونات الواصلة إلى المصعد ترتطم مع الذرات المكونة لمادة المصعد منتجة فوتونات أشعة X التي يتم إصدارها إلى الوسط الخارجي.

لفهم عملية تكون فوتونات أشعة X فإنه من الضروري أن نأخذ بعين الاعتبار التيار الكهربائي الذي يمر خلال فتيل المهبط وتسبب تسخين المهبط بفعل الإثارة الحرارية، وهذا يسبب تفكك قوى الارتباط لهذه الالكترونات في المهبط (داخل الأنبوب المفرغ)، وتدعى هذه الطاقة بالفعل الوظيفي (Work function) Ew .



الشكل (1-1) : يبين البنية العامة لأنبوب الأشعة السينية.

وهي تختلف من معدن لآخر . والجدول 1-1 يبين معاملات المواد لأنبوب المهبط في أنبوب أشعة X.

وحيث أن I_B هو التيار بالأمبير تبعاً للإثارة الحرارية ويعطى بالعلاقة:

$$I_B = c_0 A_c T^2 e^{\left(-\frac{11600 E_w}{T}\right)} \qquad 1-1$$

A_c – مساحة المهبط بالمتر المربع.

c_0 – معامل مادة المهبط.

T– درجة الحرارة.

إن المعادلة (1-1) تحسب تيار الحزمة فقط ، ويفرض أن V_A هي فولطية المصعد وهي كبيرة كفاية لتسمح لكل الإلكترونات الصادرة عن المهبط عبر الخلاء.

الجدول 1.1 : معاملات مواد مهبط أنبوب أشعة X وجهد العمل E_w .

Cathode's material	$c_0(\frac{A}{m^2K^2})$	$E_w(eV)$
Tungsten	60×10^4	4.52
Thoriated Tungsten	3×10^4	2.63
Oxide Coated	0.01×10^4	1

1.2.1. العلاقة بين تيار الفتيل وتيار الأنبوب:

يتدفق التيار الكهربائي في أنبوب الأشعة. إن تيار الفتيل هو تدفق الالكترونات عبر الفتيل لرفع درجة حرارته وتحرير الالكترونات. أما التيار الكهربائي الثاني فهو تدفق الالكترونات المتحررة من الفتيل إلى المصعد عبر أنبوب الأشعة. ويدعى هذا التيار تيار الأنبوب ويكون في مجال الميلي أمبير.

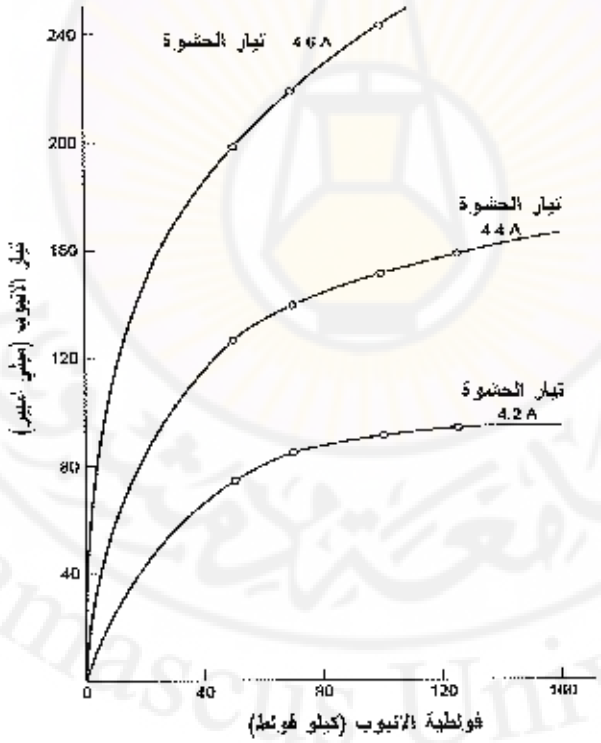
إن كلا التيارين منفصلان لكن مرتبطين ببعضهما. أحد العوامل التي تربطهما مع بعضهما هو الشحنة الفضائية. ففي حال انخفاض فولطية الأنبوب فإن الالكترونات المتحررة من المهبط تكون أكبر من تلك المتجهة نحو الهدف، وبالتالي تتشكل سحابة إلكترونية تدعى بالشحنة الفضائية وتتراكم حول فتيل المهبط ، وتعمل هذه السحابة على ممانعة تحرير إلكترونات إضافية من الفتيل.

يبين الشكل (2-1) تأثير فولطية الأنبوب وتيار الفتيل على تيار الأنبوب. فعند تيارات منخفضة للفتيل، تصل الفولطية إلى حد أعلى من الإشباع بحيث إن تيار الأنبوب لا يتغير مع زيادة الفولطية.

عند فولطية الإشباع فإن تيار الأنبوب يكون محدوداً بمعدل تحرير الالكترونات من الفتيل.

اي انه فوق فولطية الإشباع يمكن زيادة تيار الأنبوب بزيادة درجة حرارة الفتيل وذلك لزيادة معدل الالكترونات المنبعثة. في هذه الحالة يقال إن تيار الأنبوب محدود انبعاث الفتيل أو محدود حرارياً.

للحصول على تيارات أنبوب عالية وطاقات أشعة مفيدة للتشخيص، يجب أن تستخدم تيارات فتيل عالية و فولطية بين 40-140 كيلوفولت. أي إنه بحالة تيارات فتيل عالية و فولطيات أنبوب منخفضة، فإن الشحنة الفضائية تحد من تيار الأنبوب وبالتالي يقال إن أنبوب الأشعة محدود الشحنة الفضائية (Space-Charge Limited).



الشكل (2-1): العلاقة بين فولطية الأنبوب وتيار الأنبوب باختلاف تيار الفتيل

مثال (1-1): أنبوب أشعة X ليس له شحنة فضائية حول المهبط . المهبط مصنوع من مادة التنغستين وله مساحة سطح $1cm^2$ والمطلوب:

– ارسم مخطط العلاقة بين تيار الحزمة مع الحرارة.

حل المثال (1-1):

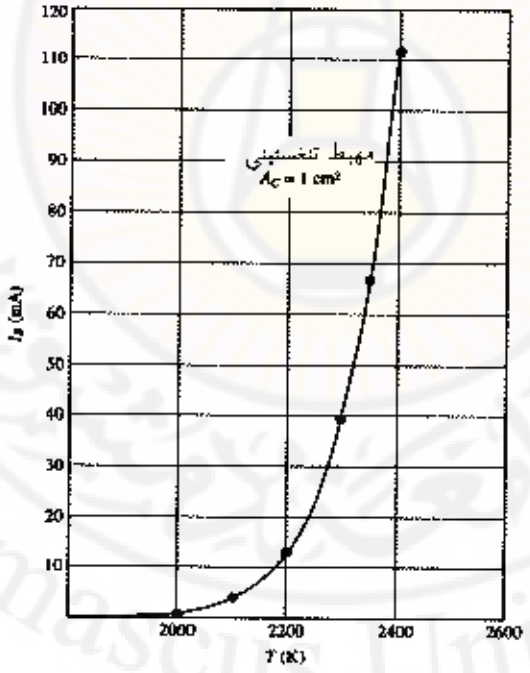
بالعودة للجدول رقم 1-1 لمادة التنغستين وبتطبيق المعادلة 1-1 نجد:

$$I_B = (60X10^4)A_cT^2e^{\left(-\frac{11600X4.52}{T}\right)}$$

وحيث إن المساحة $A_c = 1cm^2 = 10^{-4}m^2$

أي إن تيار الأنبوب $$I_B = 60T^2e^{\left[-\frac{52432}{T}\right]}$$

والشكل (3-1) يبين مخطط العلاقة بين تيار الحزمة مع الحرارة (للمهبط) . وللتحكم بدرجة حرارة المهبط يعمد إلى تغيير فولطية الحزمة هذا يسمح للمستخدم أن يغير تيار الحزمة بينما يبقي فولطية المصعد ثابتة.

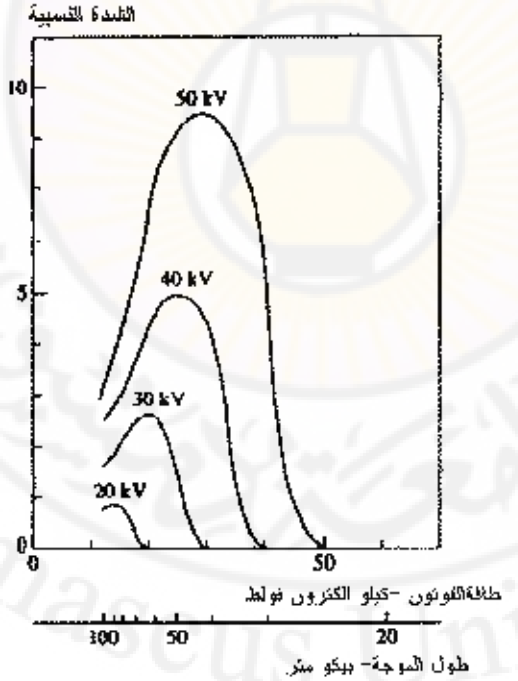


الشكل (3-1): من العلاقة بين تيار الحزمة المحدود حرارياً مع حرارة المهبط (المهبط من التنغستن.

1.2.2. طبيعة اشعة X :

تنتج أشعة X عن حزمة إلكترونية عندما تصطدم إحدى الإلكترونات مع ذرة في المصعد. إن الاصطدام يسبب لأحد الإلكترونات المدارية للذرة أن يتم اقتلاع الكترون من الطبقة الداخلية للذرة ويحل مكانه إلكترون من طبقة أعلى باعثاً فوتونات أشعة X المميزة. ومن ثم يعود لحالته الأصلية باثاً فوتون أشعة X .هذا يعرف بالإشعاع المميز الانزياحات الطاقوية مبينة بالشكل (4–1) ، تمثل انزياحات مدارية مختلفة في الذرة. ويستخدم الإشعاع المميز لدراسة المركبات الذرية للمواد.

وهناك نوع آخر من الاصطدامات يبعثر الإلكترونات الساقطة وينتج طيف من إشعاعات X تدعى بالإشعاعات الانكباحية (Bremsstrahlung). هذا الإشعاع يتسبب بالتغيرات في سرعة الحزمة الإلكترونية والتي تخفض طاقتها الحركية بعامل مساو للطاقة في أشعة X . إن الاشعاعات الانكباحية تحوي على أكثر طاقة أشعة X ، ولهذا فهو هام في التطبيقات الطبية والتي تعتمد على امتصاص الطاقة والمختلفة عن غيرها المعتمدة على قياس أطوال موجية معينة كما في الحالة بدراسة علم البلورات باستخدام أشعة X .



الشكل(4–1)– بين علاقة الشدة النسبية بطول الموجة (طاقة الفوتون).

وهناك علاقـــة بين فولطية المصعد مع طاقة الفوتـــون المنبعثة كما هـــو مبين بالشكل (1-4). بزيادة كمون المصعد لتيار حزمة ثابت يولد إلكترونات عالية الطاقة في الحزمة. في الحقيقة فإن طاقة الإلكترون عندما ترتطم الإلكترونات بالمصعد تعطى بالعلاقة:

$$E_E = e.V_A \qquad 1\text{-}2$$

حيث e هي الشحنة الإلكترونية ($e = 1.602 \times 10^{-19} Colomb(C)$)

E_E تقاس بالإلكترون فولط (eV) .

يعرف الإلكترون فولط بأنه الطاقة المكتسبة من إلكترون يتسارع من خلال فولط واحد.

عندما يصطدم الإلكترون مع ذرة في المصعد فانه ينتج فوتون من أشعة X يملك طاقة متطابقة مع الميكانيك الكمي ويعطى بالعلاقة:

$$E_P = h \times f \qquad 1\text{-}3$$

حيث:

h – ثابت بلانك ($h = 6.625 \times 10^{-34} J.S$)

f– تواتر الفوتون .

<u>مثال (1-2)</u>: أوجد طاقة الفوتون العظمى لأشعة X المنبعثة ، وبفرض أن فولطية المصعد هي 40KV.

<u>حل المثال (1-2)</u>: الطاقة الأعظمية في إلكترون الحزمة هي eV وبالتالي فان طاقة الإلكترون العظمى تعطى:

$$E_K = 1.602 \times 10^{-19} (40 \times 10^3)$$
$$E_{P_{max}} = 6.408 \times 10^{-15} J$$

و لفوتونات أشعة X تواتر معطى بالعلاقة:

$$f = \frac{C}{\lambda} \qquad 1\text{-}4$$

C – سرعة الضوء ($3 \times 10^8 \frac{m}{s}$)

λ – طول موجة الإشعاع بالمتر.

متابعة المثال السابق:

أوجد أقصر طول موجة موجودة في حزمة أشعة X .

الحل:

بضم كل من المعادلتين 3-1 و 4 - انجد:

$$E_{P_{max}} = \frac{h \times C}{\lambda_{min}} \Rightarrow \lambda_{min} = \frac{h \times C}{E_{P_{max}}}$$

$$\lambda_{min} = \frac{6.625(10^{-34})(3)(10^{8})}{6.408(10^{-15})} = 0.3101 \times 10^{-10} m = 0.31 A^{\circ}$$

1.2.3. امتصاص أشعة X :

يتم التصوير بأشعة X عادة بتطبيق الأشعة على السطح من الجسم ومن ثم قياس الكمية المارة عبره. وبالتالي فالكمية الممتصة من قبل الجسم تقاس بأخذ الفرق بين طاقات الإشعاع الداخلة والخارجة.

عملية امتصاص أشعة X هي الآلية الوحيدة للتفريق بين أعضاء الجسم الداخلية الخاضعة للمراقبة. فالألياف العظمية تمتص كمية أكبر من أشعة X بالمقارنة مع العضلات وبالتالي فانه من السهل التفريق بينهما، ويتم حساب كمية امتصاص أشعة X من الأنسجة المختلفة بواسطة قانون لامبرت ويعبر عنه رياضيا:

$$\frac{dI}{I} = -\mu \times \rho \times ds \qquad 1-5$$

ρ - كثافة الوسط $(\frac{g}{cm^3})$.

S - المسافة عبر المادة وتقدر بالـ cm.

μ - ثابت تناسبي ويدعى معامل تخامد الكتلة و وأحدته $(\frac{cm^2}{g})$.

أما الرمز dI فيمثل التغير التفاضلي لشدة أشعة X .

ds التغير التفاضلي للمسافة.

إن حل المعادلة السابقة يعطى بالعلاقة :

$$I = I_0 e^{-\mu \rho s} \qquad (\frac{w}{m^2}) \quad 1-6$$

حيث:

I - شدة أشعة X الخارجة بعد اختراق النسيج.

I_0 – شدة أشعة X الساقطة على النسيج.

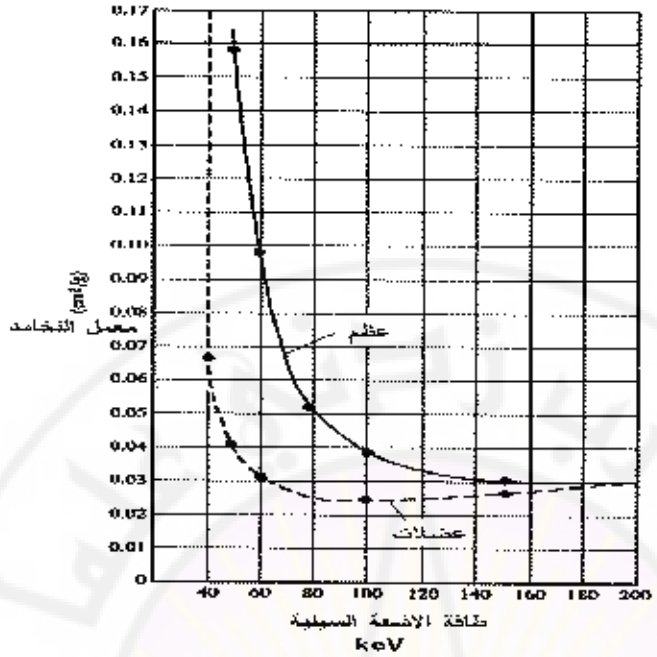
الشكل (5–1) يبين قيم μ ، لكل من العظام والعضلات. إضافة إلى أن الكثافات المختلفة للأنسجة الحيوية تعطى بالجدول (2-1) . فمن الواضح عندما يراد دراسة البنية العظمية يجب أن يستخدم فولطية منخفضة للمصعد حوالي 60 KV حتى يكون من السهل التفريق عن البنية العضلية.

من ناحية أخرى إذا كان الطبيب يرغب أن يعتم على العظم للتفريق بين أنسجة العضلات عن الدهون فان من المتوجب عليه أن يستخدم فولطية عالية للمصعد 200 KV .

الجدول رقم (2-1)– يبين الكثافات لمواد حيوية مختلفة.

المادة	الكثافة $(\frac{g}{cm^3})$
هواء	0.0013
ماء	1.0
عضلات *	1.06
دهون *	0.91
عظم	1.85

يتضح من الجدول رقم (2-1) بأن الكثافات للأنسجة الرخوة ليست مختلفة تماماً ، بالإضافة إلى أن قيم μ هي متساوية تقريباً. ولذلك فإنه من الصعب الحصول على درجة تفاوت بين الأنسجة الرخوة باستخدام أشعة X .



الشكل (**1-5**) يبين العلاقة بين معامل التخامد مع طاقة فوتونات أشعة **X**.

مثال (**1-3**): بفرض أن كثافة أشعة X الساقطة على الماء هي $1\ \frac{W}{cm^2}$.

أحسب الكثافة والتي تنتج عن وعاء من الماء بسماكة 2 cm (من الماء). وطاقة الفوتون 20 KeV و التخامد الكلي $0.523\ \frac{cm^2}{g}$.

حل المثال (1-3):

$$I_{H_2O} = 1 \times e^{-0.523 \times 1 \times 2} = 0.3513\ \frac{W}{cm^2}$$

مثال: بفرض أن أشعة X الساقطة على العظم هي $1\ \frac{W}{cm^2}$. قارن الطاقة المنبعثة من العظم بكثافة $1.2\ \frac{g}{cm^3}$. ويملك نفس الأبعاد المفروضة في المثال السابق، والنتيجة

$$I_{H_2O} = 0.3513\ \frac{W}{cm^2}$$

عندما 20 KeV وعامل التخامد الكلي للعظم هو $2.51\ \frac{cm^2}{g}$.

الحل:

$$I_B = 1 \times e^{-2.51 \times 1.2 \times 2} = 0.0024 \cdot \frac{W}{cm^2}$$

$$\frac{I_B}{I_{H_2O}} = \frac{0.0024}{0.3513} = 0.0068$$

يتضح معنا من المثالين السابقين أن شدة أشعة X المنبعثة عن الماء هي أكبر بكثير من تلك المنبعثة عن العظم . هذا يعني بأن العظم يمتص طاقة أكثر من أشعة X المار عبر الماء. وهو ما ينعكس بالنتيجة على الطبقة الحساسة حيث ينتج تباين في الصور المستقبلة.

1.2.4. التباين بين الأنسجة :

يعرف التباين في الصورة على الطبقة الحساسة لنوعين من الأنسجة بأنه مدى شدة الأشعة (X) والتي تصل للفيلم الحساس.

I_1 هي شدة أشعة X المنبعثة من النسيج 1 .

I_2 هي شدة أشعة X المنبعثة من النسيج 2 .

يعرف التباين بين النسيجين بالمعادلة:

$$C_{12} = 10Log\frac{I_1}{I_2} \quad (\text{dB}) \qquad 1\text{-}7$$

بتطبيق المعادلة (1-6) نحصل على:

$$C_{12} = 10Log\frac{I_0 e^{\mu_1 \rho_1 s_1}}{I_0 e^{\mu_2 \rho_2 s_2}} \quad \ldots 1\text{-}8$$

حيث s_1 و s_2 هي ثخانة النسيج 1 و 2 بالتتالي.

نجد أنه:

$$C_{12} = 10Log \cdot e^{(\mu_2 \rho_2 s_2 - \mu_1 \rho_1 s_1)} \quad \ldots 1\text{-}9$$

$$= 4.3429(\mu_2 \rho_2 s_2 - \mu_1 \rho_1 s_1) \text{ dB}$$

من المعادلة السابقة نستنتج أن التباين بين النسيجين يعتمد على معامل التخامد الكلي والكثافة و السماكة.

1.3. أنبوب أشعة x (X-ray tube):

هو عنصر باهظ الثمن قابل للإهتراء ويتطلب تغيير لمرة واحدة في السنة في الأجهزة كثيرة الاستخدام. ويكمن الاهتراء في مادة التنغستين في المهبط، والتي تصل إلى مرحلة الغليان حتى يتم إنتاج الحزمة الإلكترونية.

يتألف الأنبوب من ثلاثة أجزاء رئيسية:

-المهبط.

-المصعد.

-الغلاف الزجاجي الحاوي لكل من المصعد والمهبط عالي التفريغ.

وتنقسم الأنابيب إلى:

- حسب أنواع المصعد المستخدم بها:

آ- أنبوب أشعة X ذو المصعد الدوار.

ب- أنبوب أشعة X ذو مصعد ثابت.

حسب شكل المهبط:

ا- أنبوب أحادي التركيز.

ب-أنبوب ثنائي التركيز.

مهما اختلفت الأنابيب بأنواعها يجب أن تحقق:

أولاً- إمكانية تشكيل منبع نقطي دون آثار ضارة بسبب الحرارة المرافقة لإنتاج الصورة الشعاعية

بوضوح وتفاصيل دقيقة.

ثانياً- يمكن التحكم بها بدقة لتأمين الكمية والنوعية المطلوبة من الإشعاع لاختراق الجزء المصور وذلك لإنتاج كثافة الصورة المرادة بأقصر وقت ممكن، وذلك لإهمال تأثير حركة المريض. كما يجب أن تنتج نفس الكمية والنوعية من الإشعاع في كل مرة عند نفس المعاملات المختارة.

ثالثاً- غلاف لمنبع الأشعة يؤدي العمل التالي:

آ- يسمح للإشعاع فقط بالمرور من خلال فتحة الدرع المحيط بالمنبع ومن الضروري ان يكون هناك إمكانية تغيير قياس الفتحة لتحديد المنطقة المغطاة من قبل الحزمة والتي هي تحت الفحص.

ب-سهل الحركة لأي وضع يحتاج إليه ويحافظ على ثباته بالوضع المطلوب.

ج-سهولة الصيانة والتنظيف.

د- آمن كهربائياً.

أما عن آلية عمل الأنبوب فهي على الشكل التالي:

1.3.1. المهبط (Cathode):

المهبط وظيفة ثنائية فهو يعمل كألكترود سالب المصمام وكمنبع متحكم به للحزمة الإلكترونية والتي بعد أن تحصل على طاقة كبيرة بالتسريع تتفاعل مع المصعد (الهدف) لتنتج نبضة أشعة X . إن الإلكترونات تنتج بتسخين سلك من التنغستين يعرف باسم الفتيل.

إن حرارة الفتيل هي التي تتحكم في كمية الإلكترونات المتحررة من الانبعاث الحراري، وبدرجة حرارة الفتيل تزداد أو تنخفض بتغيير التيار المار بداخلها. والتحكم في وحدة أشعة X لتغيير التيار يتم عن طريق ناخب mA . إن الناخب يعبر عن تيار الأنبوب ويعتمد على عدد الإلكترونات المارة من المهبط إلى المصعد، والتي بدورها تعتمد على عدد الإلكترونات المنطلقة من الفتيل.

إن الحـــرارة المطلوبة لتحرير الإلكترونات عالية جداً وتسبب تبخر التنغستين من الفتيل (كلما ارتفع التيار بزيادة mA المختار كلما ازداد التبخر) من الهام إنقاص معدل التبخر بالسرعة الممكنة لزيادة عمر الأنبوب لذلك ما إن ينتهي الفحص بأشعة X حتى تطفأ الوحدة فوراً. وعندما يعاد الفحص يجب أن ترفع درجة حرارة الفتيل إلى القيمة المطلوبة بأقصر وقت ممكن، عندما تعمل الوحدة فإن الفتيل له درجة حرارة منخفضة بحيث يكون التبخر أصغري و لا يتم التصوير إلا عندما تقوم وحدة التحكم برفع حرارة الفتيل إلى قيمتها الصحيحة.

-المنبع الإلكتروني- رأس المهبط:

الرأس مصنوع من النيكل الصافي، والفتيل من أسلاك التنغستين.

وتنقسم الأنابيب حسب شكل رأس المهبط كما في الشكل(6-1) :

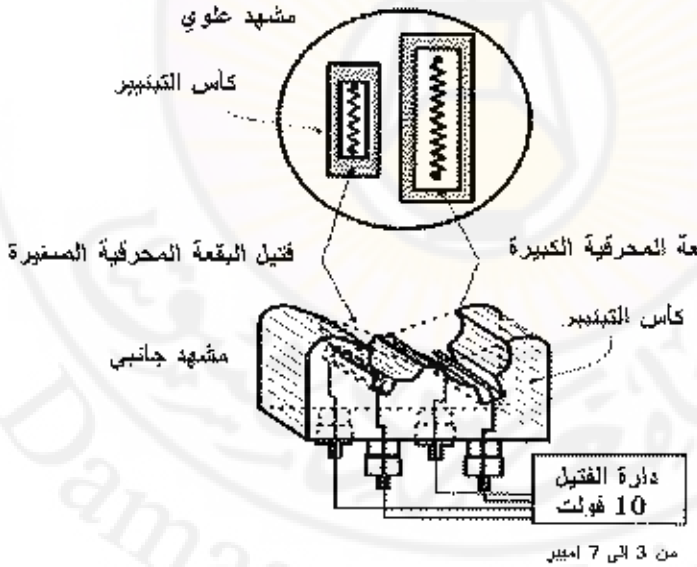
- أنبوب أحادي التركيز: له فتحة مركزية مفردة و يتوضع الفتيل المحلزن داخل الأخدود.

- أنبوب ثنائي التركيز: يوجد فتحتان مستطيلتان كأخدودين أحدهما للتركيز الخشن والآخر للتركيز الدقيق.

ففي الفتيل ذو التركيز الثنائي قد يتوضع أحدهما فوق الآخر، أو جنباً إلى جنب أو متوضعين بزاوية بحيث أن التدفق الإلكتروني الناتج يسقط على نفس النقطة من المصعد. إن هذا الترتيب يضمن أن أشعة X تنتج عن بقعة محرقية عن المصعد والتي هي في نفس الموقع لكلا المنبعين. أما عندما يتوضعان الواحد فوق الآخر فان التدفق الإلكتروني الذي ينتجانه موجه إلى موضع هدفين مختلفين على المصعد.

إن محاسن الأنبوب ثنائي التركيز أنه يسمح باختيار مجال عريض، والاختيار قائم بين بقعة محرقية صغيرة تنتج صورة أقل ضبابية وبالتالي حدة في الوضوح أو زيادة في عدم الوضوح مقابل تركيز عريض. وكلما كبر قطر الحزمة الساقطة على المصعد كلما اضطررنا لتخفيض زمن اللقطة وبالتالي عدم وضوحية الصورة.

ويصنع الفتيل المحلزن من أسلاك التنغستين النقي المسحوب إلى أقطار دقيقة، وأبعاد الفتيل مع عوامل أخرى تحدد صغر أو كبر قياس بقعة المحرق وتعزل نهاية الفتيل عن أجزاء الرأس المهبطي.



الشكل (6-1)- كيفية توضع الفتيل المزدوج على مهبط انبوب الاشعة

والسبب في استخدام التنغستين:

1- يمكن أن يسحب إلى أسلاك دقيقة جداً وقوية وتحافظ على شكلها عندما تلف لتشكيل الفتيل المحلزن.

2- له درجة انصهار عالية 3370 °C تجعل استعماله ممكناً عند درجات الحرارة العالية الضرورية لإطلاق الإلكترونات بالمعدل المطلوب.

3- له معدل تبخر منخفض.

4- له تحمل ميكانيكي جيد يسمح بتحمل حركة الأنبوب اللازمة أثناء استخدامه.

5- يوقف إصدار الإلكترونات تحت 2200 °C .

1.3.1.1. الأنابيب ذات شبكة التحكم:

عادة يغذى كأس تركيز المهبط بتوتر انحراف إضافي مما يجعله يعمل على أنه شبكة تحكم .

وعمل توتر الانحراف هو زيادة القوة إلكتروستاتيكية حول الفتحة المستطيلة التي تحتوي على الفتيل، والشحنة المتولدة قد تسبب لحزمة الإلكترونات عجز عن مغادرة المهبط وبذلك تتصرف كمفتاح. قد لا تكون كبيرة بما فيه الكفاية لتوقف التدفق ولكنها تضغط الإلكترونات وبذلك تسبب مساحة هدف حقيقية أصغر (أنابيب الأجهزة السنية).

1.3.2. المصعد (Anode):

له وظيفتان رئيستان فهو الإلكترود الموجب الصمام ويتصرف كهدف لحزمة الإلكترونات القادمة من المهبط وإضافة لذلك فهو مصمم لإنتاج الحرارة اللازمة بالسرعة الممكنة.

1.3.2.1. أنبوب الأشعة ذو المصعد الثابت:

إن المصعد الثابت له هدف من التنغستين و الريتيوم المدموج مع النحاس. إن الدمج يتم باللحام بالفضة لتأمين إزالة الحرارة الناتجة في منطقة الهدف حيث أن الفضة له معامل تمدد بين المعدنين(حرارة الذوبان للنحاس 800 °C و للتنغستين 2200 °C) والجزء النحاسي له قطر كبير وطول قصير ما أمكن لزيادة الناقلية الحرارية، تعطى الحرارة المنقولة خارج المصعد بالعلاقة:

$$H = -K A \frac{dT}{dL} \quad \text{Cal/s} \quad \ldots 1\text{-}10$$

حيث

dT- تغير الحرارة ، A – مساحة المقطع.

L – طول وسط النقل. K – معامل الناقلية الحرارية.

وحيث أن تدرج الحرارة dT/dL موحد عبر الوسط كما في المصعد النحاسي فيكون:

$$\frac{dT}{dL} = \frac{\Delta T}{L} = \frac{T_2 - T_1}{L} \quad \ldots 1\text{-}11$$

وبالتالي يكون النقل الحراري:

$$H = KA\frac{(T_2 - T_1)}{L} \ldots\ldots\ldots 1\text{-}12$$

T_1 – درجة الحرارة المجاورة للهدف.

T_2 – درجة حرارة الهدف.

Cm – L . Cal/cm.s. °C – K

cm^2 – A . ° C – T_1

$$H_{watt} = 4.1844KA\frac{T_2 - T_1}{L} \ldots 1\text{-}13$$

أي أن زيادة الناقلية يتم بتكبير A (مساحة السطح أي القطر) وبتخفيض L (طول المصعد).

عادة يضاف إلى التنغستين كمية من الرينيوم (10%) مما يجعل الخليطة ذات:

- درجة انصهار عالية.
- عدد ذري كبير.
- كثافة عالية.
- امتصاص كافي للحرارة.
- ناقلية عالية للحرارة.
- تحمل ميكانيكي جيد.
- إنقاص من مخاطر تشقق السطح نتيجة الرينيوم.

إن المصعد ذو زاوية مائلة بين ° 10-20 والزاوية المثالية ° 15-16.5 وبهذا يمكن تطبيق دخل كبير على الهدف بينما نبقى محافظين على بقعة محرقية صغيرة لإنقاص المستوى العام من عدم الوضوح في الصورة الشعاعية. وعادة تكون مقاييس البقع المحرقية 0.1, 0.3, 0.5,0.6,1.0, 1.2,1.5, 2.0 mm . ويبين الجدول (3-1) انه بتكبير مقاس البقعة المحرقية يمكن الحصول على طاقة اشعة أكبر. يتراوح قطر المصاعد من 3-4 انش (7.5 إلى 12 سم). وفي المصاعد الدوارة يتم تدوير المصعد قبل تطبيق الفولطية العالية بثانية واحدة لضمان عد قصف الهدف قبل الدوران بالسرعة المطلوبة.

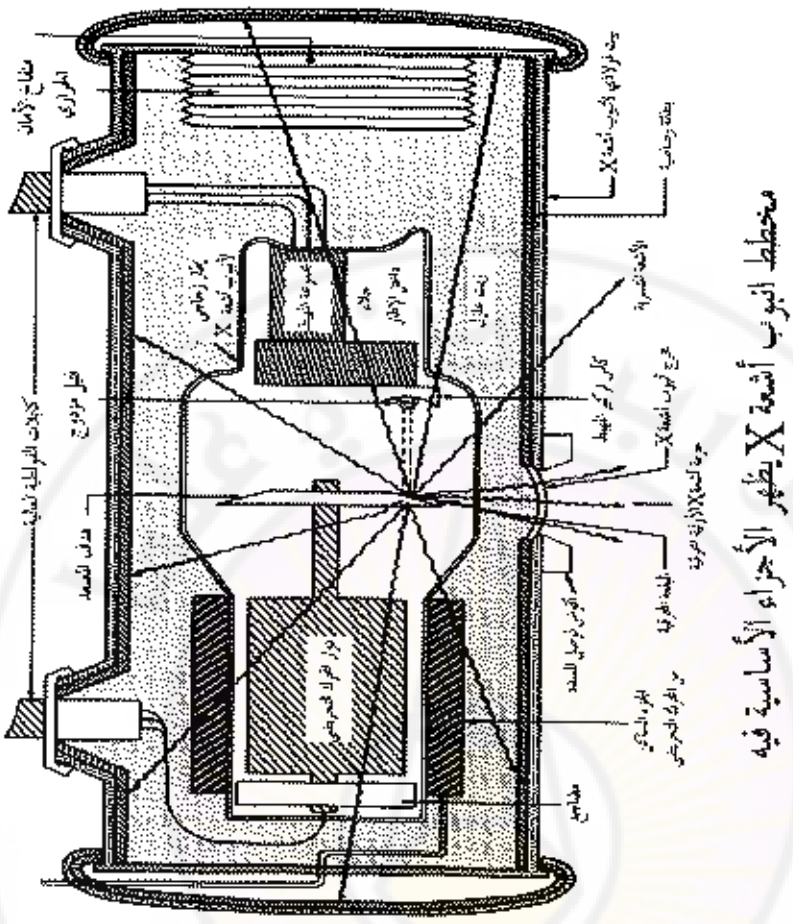
الجدول رقم(3-1)- يبين العلاقة بين معدل الطاقة المطبقة مع مقاس البقعة المحرقية

معدل الطاقة (كيلو واط)	البقعة المحرقية (مم)
1.2-1.5	80-125
0.8-1.0	50-80
0.5-0.8	40-60
0.3-0.5	10-30
≤ 0.3	1-10
≤ 0.1	<1

1.3.2.2. الأنبوب ذو المصعد الدوار:

لزيادة خرج أشعة X وفي نفس الوقت المحافظة على بقعة مركزية فعالة صغيرة فان المصعد الثابت قد استبدل بالأنبوب ذي المصعد الدوار. وتصل عدد الدورات من 3600-10000 rpm وبدوران المصعد فإن الحرارة المتولدة تنتشر على منطقة أكبر مما يسمح بمضاعفة القيمة العظمى للدخل الحراري مما كانت عليه في الأنبوب ذو المصعد الثابت والتي يمكن تطبيقها على مساحة الهدف قبل أن يصل إلى حدود تحمله الحراري. والشكل (7-1) يبين الأنبوب ذا المصعد الدوار.

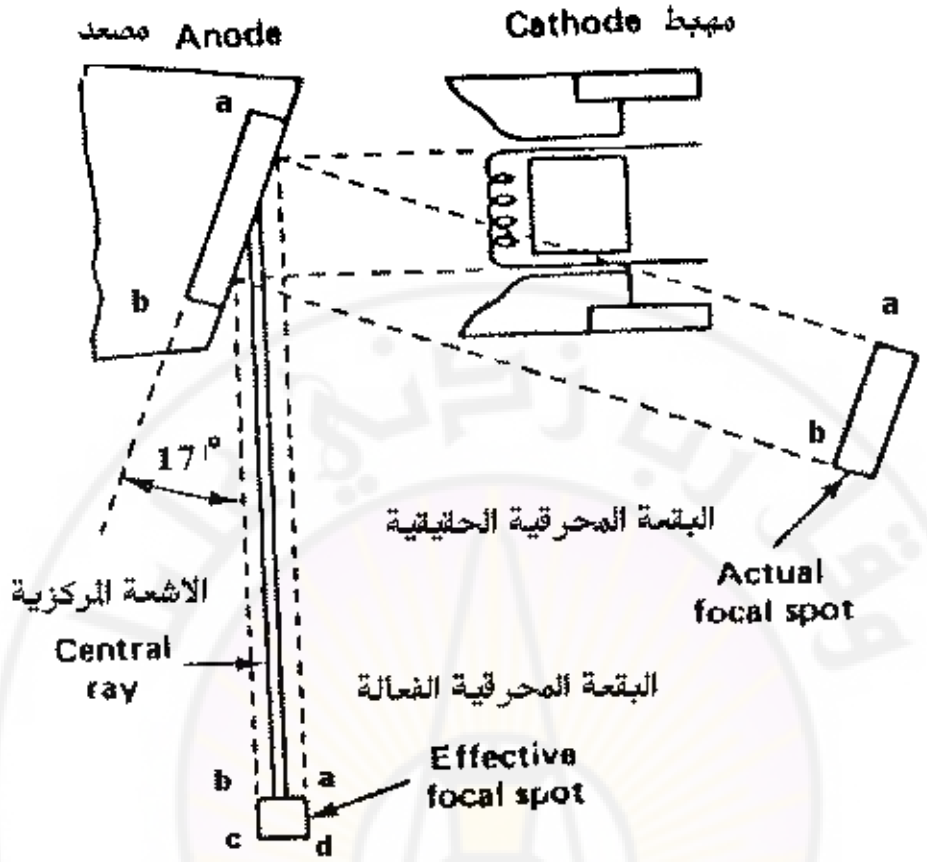
أما المهبط فهو مشابه لنظيره في الأنبوب ذي المصعد الثابت إلا أن له شكل كأس ضابط لبؤرة المهبط. وهذا الكأس مركب على داعمة من النيكل متمركزة على المحور المركزي للأنبوب وبذلك فان التدفق الإلكتروني موجه إلى حافة قرص الهدف.



الشكل (7–1)– يبين أجزاء أنبوب الأشعة السينية

مثال (4–1):

مهبط بيبث حزمة إلكترونية بأبعاد 2mm × 2mm البقعة الفعالة ذو زاوية هدف 17° وقطر المصعد الدوار 100 mm قارن بين المساحة التي تتعرض للحرارة في كل من نوعي المصعد.



الشكل (8-1)- بين البقعة المحرقية

حل المثال (4-1):

من الشكل - نجد بأن الهدف يميل بزاوية وبالتالي فان الضلع الذي يشكل المستطيل يمكن إيجاده من العلاقة:

$$\sin\alpha = \frac{cd}{ab} \Rightarrow ab = \frac{cd}{\sin\alpha} = \frac{2}{\sin 17} = 6.8 \quad \text{mm}$$

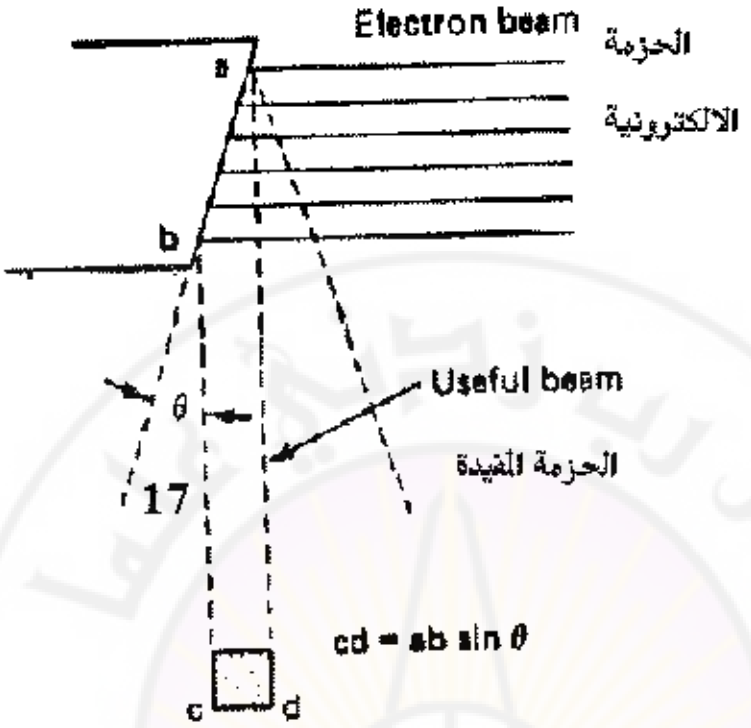
وبالتالي مساحة بقعة الهدف.

في حالة المصعد الثابت:

$$2 \text{ X } 6.8 = 13.6 \quad mm^2$$

في حالة المصعد الدوار:

فان مساحة بقعة الهدف عبارة عن شريط دائري.



الشكل (9–1) إبعاد البقعة المحرقية

محيط الدائرة= $2\times\pi\times r$

$2\times\pi\times50 = 314$ mm

وبالتالي المساحة الكلية:

$6.8 \times 314 = 2135\ mm^2$

وبذلك فإن المساحة التي تستقبل حمل الدخل على أنبوب ذي مصعد دوار تساوي 157 مرة أكبر من الأنبوب ذي المصعد الثابت.

أما سطح الهدف فهو من مادة التنغستين مع 10% من الريتيوم، والطبقة مقواة من الموليبدنيوم والذي يسبب ناقليته الحرارية المنخفضة بمنع بعض الحرارة الناتجة على السطح من الانتقال إلى أجزاء سطوح الارتكاز. وتختلف أقطار الأقراص من 100- 80 mm وزوايا الهدف 17° 6- .

1.3.3. الأنبوبة الزجاجية (الغلاف):

تتم برشمة كل من المهبط والمصعد داخل أنبوبة زجاجية عالية التخلية. أما نوع الزجاج فيختار بمعامل تمدد منخفض مما يجنبنا التغير في القياس الناتج عن المجال العريض جداً من درجات الحرارة والتي يتعرض لها الأنبوب خلال حياته ومن أهمها زجاج البيركس الـ Pyrex .

وغالبا ما يضعف جدار الأنبوب الزجاجي الحزمة عند مغادرتها للخارج ويشكل جزء من الترشيح الملازم للأنبوب. ففي الأنابيب المنخفضة الطاقة يمكن إنقاص هذا الترشيح عن طريق تخفيف سماكة الزجاج في المنطقة التي تخرج منها الحزمة المفيدة.

وبالتالي فان وظائف الغلاف الزجاجي هي:

-احتواء الإلكترودات.

-تأمين جو الخلاء.

-الحفاظ على العلاقة بين الإلكترودات كل واحد بالآخر بدقة كبيرة وبخاصة في توضع البقعة المحرفية بشكل دقيق جداً.

-عزل الإلكترودات كهربائياً كل واحد عن الآخر وعزلهم عن بيت الأنبوب.

-المساعدة في تبديد الحرارة من المصعد وفتيلة المهبط.

-السماح بالتوصيل الكهربائي مع الأقطاب.

-تأمين ترشيح منتظم للحزمة بتشكيل جزء من الترشيح اللازم لأنبوب الأشعة .

1.3.4. الغلاف الخارجي لأنبوب أشعة X:

يصنع الغلاف الخارجي من سبيكة من خليطة معدنية من الألمنيوم على شكل أسطوانة سميكة الجدران تحتوي أنبوب الأشعة والزيت المحيط به، وقد دخل الألمنيوم في الخليطة لتأمين الصلابة والتحمل وقابليته للسحب والطرق. يضاف ثقب للكبلات ، ولتأمين الوقاية الضرورية من الإشعاع فإنه يبطن بصفائح من الرصاص.

يملأ الزيت الفراغ الموجود بين الغلاف الزجاجي والغلاف المعدني للأنبوب وعند طرف المهبط يكون الزيت محتوى بغشاء مرن لا يسمح بتسرب الزيت من حوله وبسبب مرونته يمكن أن يغير شكله ليلائم حجم الزيت في الحجرة. بازدياد حرارة الزيت يزداد حجمه وبالتالي يؤدي إلى الضغط على الغشاء المرن والذي بدوره يضغط على مفتاح ميكروي مما يؤدي إلى قطع التغذية الكهربائية عن الأنبوب وتوقف إنتاج الأشعة حتى يعود الأنبوب ليبرد.

1.3.5. نافذة أنبوب أشعة X (فتحة الأنبوب):

تشكل أشعة X المفيدة مخروط الإشعاع الموجه نحو نافذة الأنبوب، أما الأشعة المتبعثرة في كل الاتجاهات فتخمد من قبل حجرة الأنبوب بينما تكون نافذة الأنبوب هي المنطقة التي يكون فيها التخميد أصغرياً.

يستخدم البلاستيك أو الألمنيوم الرقيق لتشكيل نافذة الأنبوب وهي على شكل القبعة حيث ينقص عمق الزيت بتلك المنطقة مما يقلل من تخامد الحزمة.

1.3.6. لحام الإلكترودات المعدنية على الأنبوبة الزجاجية:

إن لحام الزجاج مع المعدن مطلوب على كل أطراف الأنبوبة، هذا اللحام صعب التحقيق مع اختلاف معاملات التمدد للمعدن والزجاج، لذلك يتم اللجوء إلى تقنية لحام الزجاج من خلال ثلاث حلقات زجاجية ترتفع في معامل تمددها بشكل بسيط حتى الوصول إلى معامل تمدد قريب من ذلك الخاص بالمعدن. ويختلف تصميم الأنابيب حسب اختلاف تصميم المصاعد.

1.4. أنواع أنابيب توليد الاشعة السينية المختلفة:

بالإضافة إلى التصنيف الرئيسي لأنابيب الأشعة السينية بحسب مصعدها إن كان ثابتاً أو دواراً فإن هناك عدة تصنيفات تندرج تحتها الأنابيب المولدة للأشعة تبعاً إما لتصميمها الداخلي أو لتحملها الحراري أو لطاقة الأشعة المولدة من خلالها للتصوير.

1.4.1. أنابيب التصوير الشعاعي للثدي:

للتمكن من الرؤية العظمى للأنسجة الرخوة للثدي فإنه من الضروري أن يكون هناك وضوح كبير للصورة مع تباين واضح (Clear Contrast) ، لذلك فإن الأنبوب يجب أن ينتج حزمة أشعة X بطاقة منخفضة مع تركيز دقيق وبزمن تعرض قصير وجرعة للمريض منخفضة قدر الإمكان.

1.4.2. مصاعد أنابيب أشعة X ذات العمل الشاق (Heavy Duty) :

مصعد أنبوب أشعة X ذو العمل الشاق له سعة تخزين حراري كبيرة جداً. تتم زيادة التحميل بزيادة قطر قرص الهدف لتكبير طول مسار الهدف كما يصنع القرص من عدد من المواد المختلفة لتشكيل ما يسمى قرص مركب. ويتم اختيار المواد تبعا لخصائصها الفيزيائية، التنغستين و الرينيوم كمادة لوجه الهدف، الموليبديوم مع كمية قليلة من التيتانيوم و الزيركونيوم كقسم مركزي و الغرافيت كصفيحة خلفية.

1.4.3. أنابيب أشعة X ثنائية الزوايا:

مثل هذه الأنابيب يكون وجه الهدف لها مشطوف الحافة لتأمين زاويتين مختلفتين ، توجه إلكترونات المهبط من أحد الفتيلين إلى زاوية و الإلكترونات من الفتيل الآخر إلى الزاوية الأخرى.

من محاسن هذا الأنبوب أنه يؤمن الخيار بتحميل عالي مع مقاس البقعة المحرقية متوسط أو تحميل أقل مع بقعة محرقية فعالة أصغر.

من المفروض أن تتوضع الفتائل الواحدة فوق الأخرى بحيث إن البقعتين المحرقيتين لن تتوضعا بنفس المكان داخل الأنبوب.

1.4.4. أنابيب التصوير الشعاعي المجسم:

يعتمد مبدأ التصوير الشعاعي المجسم عن طريق تحريك محور الإشعاع لأنبوب عادي.

وأنبوب الأشعة هو ثنائي الفتيل أحدهما يتوضع جانب الآخر . وحزمة الإلكترونات من كل قسم موجهة إلى منطقة هدف مختلفة بحيث أن حزمة أشعة X المتولدة من أحد أقسام الفتيل ينتج صورة من جهة معينة والقسم الآخر ينتج صورة من جهة أخرى، عندما نرى هاتين الصورتين عبر زجاج ثلاثي الأبعاد فانه يمكن رؤية منظر مجسم للعضو تحت التصوير.

1.4.5. أنابيب التصوير الطبقي المحوري:

يتطلب أنبوب التصوير الطبقي المحوري زمن تعريض أطول من ذلك المستخدم لأغراض التصوير الشعاعي العامة. فالأنبوب ذو مصعد دوار (ذو العمل الشاق) مع سعة تخزين حرارية كبيرة . بعض الأنابيب يمكن التحكم بها عن طريق جعل الإشعاع نبضي.

كما أن الإشعاع البؤري الإضافي يقلل من إمكانية إعادة تركيب الصورة لذلك يجب إنقاصه إلى الحد الأصغري عن طريق حزمة مسددة وضيقة جداً ويحقق هذا باستخدام مصعد على شكل قبعة لامتصاص أي إلكترونات ضالة.

1.4.6. الأنابيب ذات التبريد القسري:

يستخدم التبريد القسري بحيث يمكن تطبيق تحميل عالٍ على الأنبوب، مما يزيد حياة الأنبوب.

ويتم تأمين التبريد القسري عن طريق:

أ- مروحة خارجية: لتحريك دوران الهواء حول غلاف الأنبوب بقوة.

ب- مبادل حراري: يستخدم حين تتطلب تقنيات أشعة X تعرضات ذات تحميل عالٍ

(Cineangiography) وهو مثال جيد عن هذه التقنية حيث يخرج الزيت إلى دارة خارجية وتصل عملية المبادلة إلى 1000 وحدة حرارية بالدقيقة.

ج- الأنابيب ذات المصعد الثابت المبرد بالماء: يتم عن طريق ضخ الماء البارد وخلال خطوط رفيعة خلف وجه الهدف.

1.5. أعطال وعيوب أنابيب أشعة X :

1.5.1. ثقب الغلاف الزجاجي:

يطلب من الغلاف الزجاجي أن يتصرف كعازل لتأمين العزل الكهربائي بين المهبط والمصعد ولكن إذا ترسب التنغستين على السطح الداخلي للزجاج فسيحدث نقص في العازلية، وسيصبح للجهاز شحنة سالبة أقل، وبالتالي فإن الإلكترونات تقوم بقصف الجدار وبزيادة ترسب التنغستين فإن الوضع يتداعى إلى أن تصل إلى مرحلة يكون الزجاج تحت قصف إلكتروني ثابت كبير عند التعرض. وبزيادة معدل الغاز المتحرر داخل الغلاف في الفراغ الضيق بين كتف الجزء المتحرك والغلاف مما قد يتسبب بتحطم الأنبوب أو ثقب الزجاج مما يؤدي إلى دخول الزيت المحيط بالأنبوب. وكذلك فإن الغاز سيسبب تزايد تيار الأنبوب mA بالتزايد بشكل غير متحكم به وينتهي الأمر بصورة شعاعية شديدة التعرض ويوصف الأنبوب بأنه غازي.

يمكن تشخيص ثقب الأنبوب من قبل المستخدم عندما يمتص الزيت داخل الأنبوب ويسمع بسهولة.

1.5.2. تشوهات المصعد:

كل تعريض (تصوير) يؤدي إلى تسخين المصعد. تطبق الحرارة على سطح القرص ليصبح أكثر سخونة من الطبقة الأعمق ، هذا يؤدي لاختلاف في معاملات التمدد وبالتالي إلى شق السطح والشق يؤدي إلى نقص الخرج الإشعاعي وزيادة في انحناء المصعد وزيادة في عدم وضوح الصورة إذا لم يبدأ المصعد بالدوران أو انتهى من الدوران خلال التعريض فإن كل الحرارة ستطبق على مساحة صغيرة ستنصهر وتحرر الغاز.

1.5.3. الجزء المتحرك وسطوح الارتكاز:

يمكن تشخيص تداعي سطوح الارتكاز بزيادة الضجيج عند الدوران وبقصر فترة الإبطاء بعد انتهاء التعريض، وأحيانا قد تمسك سطوح الارتكاز عن الحركة ويصبح التعريض واقعا على مصعد ساكن مما يؤدي إلى تعطل الأنبوب. يمكن إنقاص كمية التآكل بإنقاص دوران

المصعد لأقل زمن ضروري وبتأمين كبح لإنقاص السرعة حالما تنتهي السرعة العالية المطلوبة للتعريض.

1.5.4. كسر الفتيل:

قد يحصل كسر في الفتيل بسبب التبخر أو أضرار ميكانيكية مع الزمن. يعتمد رفع درجة الفتيل على معدل التبخر الذي يتعلق بدرجة الفتيل و ا لزمن الذي يبقى به في هذه الحرارة. ويمكن زيادة حياة الفتيل بقيادته إلى درجة الحرارة العالية لأقصر زمن ممكن وتجنب زيادة mA ما لم يكن ضرورياً. ويمكن كشفه في الأنبوب ثنائي التركيز فإذا عمل الفتيل الآخر وبالتالي يكون العطل عائداً للفتيل الأول ، أما إذا كان العطل منقطعاً وبالتالي يعود ذلك إلى دارة الفتيل.

1.5.5. أعطال غلاف الأنبوب ولفات الجزء الساكن:

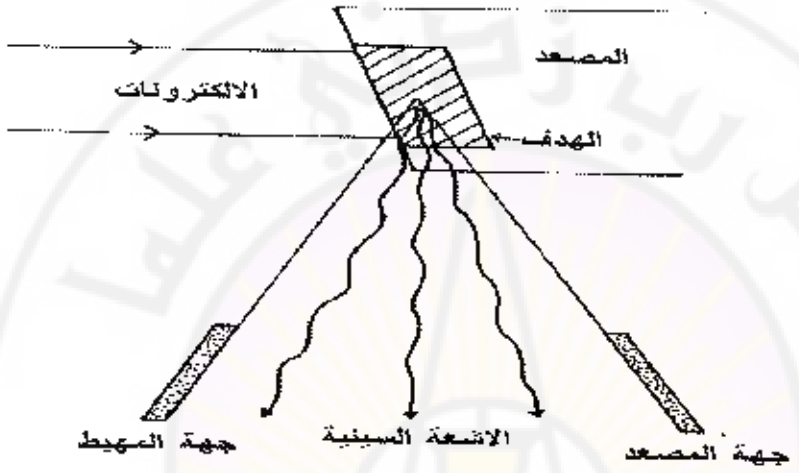
قد تتحطم برشمة الغطاء الذي يحصر الزيت مما يسمح للزيت بالتسرب من الغلاف يمكن ملاحظة العطل بصرياً.

أما فيما يتعلق بلفات الجزء الساكن أو كبل التغذية فان انقطاعهما ينتج عن عدم دوران أو الدوران المنقطع للمصعد وكلا الأمرين يضر بالهدف. وأكثر الأعطال عموماً هو انقطاع كبل التغذية الذي يخضع لضغط محسوس ويتعرض للاهتزاز الناتج عن دوران المصعد وتغيير وضعية الأنبوب.

1.5.6. التأثير الكعبي:

إن الأشعة السينية منخفضة الطاقة المتولدة من الهدف التنغستيني تتخامد بشكل كبير عند انطلاقها من الهدف. ففي الأهداف ذات الزوايا الصغيرة يكون التخامد أكبر للأشعة المولدة من ناحية المصعد عن تلك المولدة من جهة المهبط كما هو مبين بالشكل (10-1). وبالتالي تنخفض كثافة الأشعة السينية بالتدريج من اعتباراً جهة المهبط إلى جهة المصعد. يدعى هذا التغير في كثافة الأشعة بالتأثير الكعبي (Heel Effect). ويلاحظ هذا التأثير بشكل واضح لحزم الأشعة المستخدمة في التشخيص الشعاعي، وبخاصة تلك المولدة عند فولطية منخفضة، وذلك بسبب كون طاقة الأشعة السينية منخفضة نسبياً وزاوية الهدف منحدرة. للتعويض عن هذا الأثر يتم تركيب فلتر في بيت الأنبوب قرب مخرج حزمة الأشعة السينية. تزداد ثخانة مثل هذا الفلتر بالتدريج اعتباراً من جهة المصعد إلى المهبط. إن وجود القسم الأثخن من جهة المهبط يعوض عن التأثير الكعبي.

يزداد التأثير الكعبي مع شدة انحدار زاوية الهدف. هذه الزيادة تحد من مقاس الحقل المفيد الأعظمي الممكن الحصول عليه من زاوية هدف معينة. فعلى سبيل المثال فإن زاوية هدف لا يزيد انحدارها عن 12 درجة مفيدة لتصوير أفلام 14*17 أنش (1 انش= 2.54 سم) وبمسافة 40 أنش عن أنبوب الأشعة. بينما الأهداف ذات درجات الانحدار الكبيرة 7 درجات يمكن استخدامها لمقاسات حقل لا تزيد عن 10*10 أنش ولنفس المسافة.



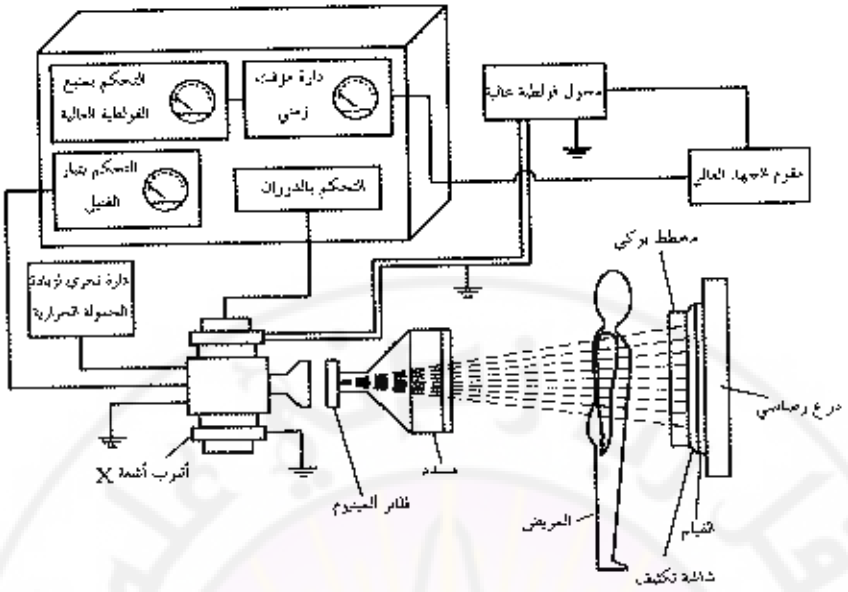
الشكل (1-10) يبين جهة التأثير الكعبي

1.6. المخطط الصندوقي لجهاز أشعة X البسيط التقليدي :

إن الهدف الأساسي من جهاز أشعة X هو الحصول على صورة ذات كثافة عالية وتباين جيد ووضوح ودقة على الطبقة الحساسة أو أية أجهزة إظهار أخرى .

ويتحقق هذا الهدف بحيث لا تزيد جرعة الإشعاع عن حد معين، كما أن كثافة الصورة تتناسب مع كمية أشعة X التي تخترق الفيلم الحساس وتزداد متناسبة مع تيار حزمة أنبوب أشعة X .

كما أن الحدة أو التركيز (sharpness) أو وضوح الحواف (edges) تنخفض في الصورة وذلك بسبب التشويه في حزمة أشعة X وهي تمر من الأنبوب إلى المريض.



الشكل (11-1)مخطط صندوقي لجهاز أشعة X

من الضروري وجود منبع فولطية عالية (الشكل 11-1) من 20 إلى 200 كيلو فولط حتى يتسنى إنتاج أشعة X في مصعد أنبوب الأشعة. على كل حال ، فإن الفترة الزمنية لتطبيق فولطية عالية على الأنبوب يجب أن تكون محدودة وبحذر وذلك تجنباً لأن يتعرض المريض إلى جرعة عالية من الإشعاع، وكذلك حتى لا يزداد زمن تعرض الفيلم للأشعة، بالإضافة إلى زيادة درجة حرارة أنبوب أشعة X.

وكما أن أنبوب الأشعة يجب أن يعمل بمجاله المحدود حرارياً ، فان كثافة أشعة X بالواط لكل متر مربع بحيث يتم تعديلها بواسطة تيار الفتيل. وكحماية ضد زيادة التحميل الحراري فإنه تتم مراقبة الحرارة بواسطة مجس حراري فإذا ازدادت الحرارة عن حد معين فذلك يتم التنبؤ عنه ويطفأ منبع الفولطية العالية أوتوماتيكياً وبالتالي إطفاء منبع الأشعة (الأنبوب).

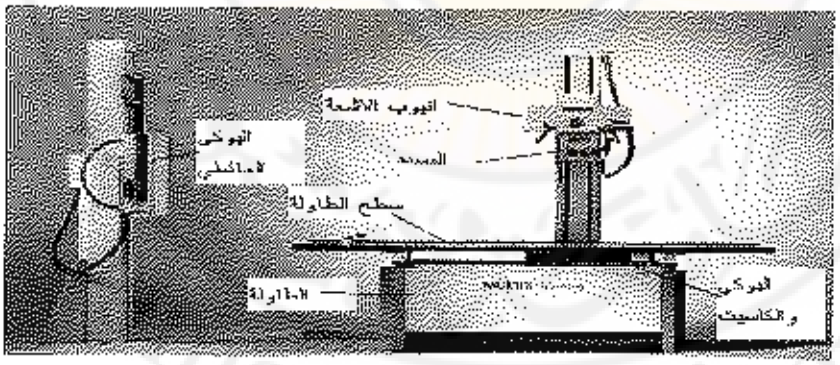
أغلب المصاعد تدار بفعل محرك تحريضي وذلك للحد من تركز الحزمة على نقطة واحدة ولتساعد على توزع الحمل الحراري. كما ترفع فولطية التغذية القادمة من المنبع الأساسي بواسطة محول فولطية عالية إلى مستوى 20 إلى 200 kV ومن ثم يتم تقويمها و تمريرها إلى أنبوب الأشعة والذي سيمرر تيار تقليدي باتجاه واحد من المصعد إلى المهبط .

إن أشعة X المولدة عن المصعد الأنبوبي أما أن يتم امتصاصها بالرصاص أو تسديدها عبر فتحة أنبوب أشعة X . وحيث أن معظم الطاقة في أشعة X الطبية هي الإشعاعات الانكباحية فإنها تتضمن مجالاً واسعاً من التواترات. وبالتالي فالأشعة في التواترات الغير مرغوب بها تزيد فقط من الجرعة التي يتعرض لها المريض وتخفض من تباين الصورة. وبالتالي فإن هناك مرشحات ألمنيوم و بسماكات مناسبة تمتص أشعة X ذات التواترات المنخفضة وتقلل من هذه التأثيرات السلبية (الأشعة الطرية).

تنتشر أشعة X داخل المريض متبعثرة مما يؤدي إلى ضبابية في الصورة. ولامتصاص هذه الأشعة المتبعثرة وحذف الضبابية تستخدم لوحة رصاصية متدرجة التضيق تسمح بمرور الأشعة المطلوب سقوطها على المريض وتمنع المتبعثرة من العبور وتدعى هذه اللوحة بشبكة بوكي Bucky Grid.

يتكون جهاز التصوير بأشعة اكس البسيط من الأجزاء الأساسية التالية كما في الشكل (12-1):

1- مولد الطاقة.
2- أنبوب الأشعة السينية.
3- منصة التحكم.
4- المسدد.
5- الطاولة.
6- البوكي وحامل كاسيت الأفلام .

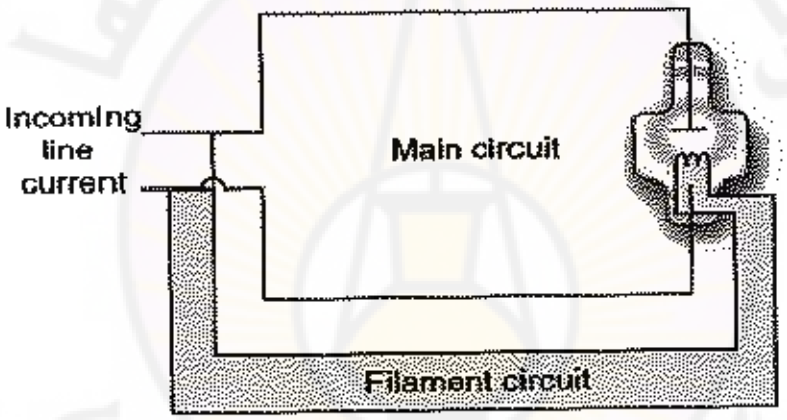


الشكل (12-1)- يبين أجزاء جهاز التصوير الشعاعي التقليدي مع البوكي الحائطي

1.6.1. مولدات الطاقة لأنابيب أشعة X

:(Power Generator for X-ray tube)

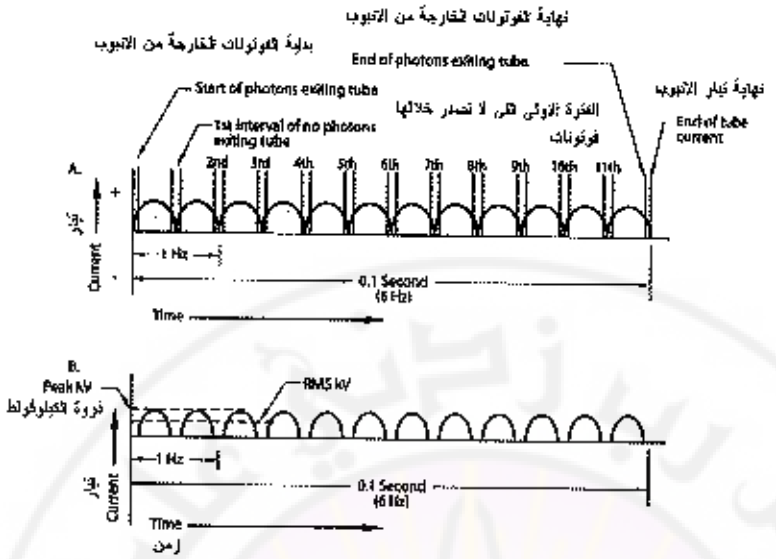
مما سبق نستنتج بأن مولد الطاقة يتألف من دارتين كما يوضح الشكل (13-1)، الأولى هي دارة الفتيل تقوم بمهمة تزويد فتيل أنبوب الأشعة بتيار كي يتم رفع درجة حرارته إلى درجة مناسبة مؤدياً إلى إثارة الالكترونات وبزيادة هذا التيار يزداد عدد الإلكترونات المهاجرة من الفتيل (المهبط) باتجاه المصعد أي زيادة كمية الأشعة كناتج نهائي، أما الدارة الرئيسية الخاصة بالمصعد فمهمتها رفع فولطية المصعد بشكل يمكنه Hن يقذف الإلكترونات الساقطة عليه بقوة مما يؤدي إلى إعطائها قدرة حركية كبيرة سامحاً لها باختراق المواد وكلما زادت الفولطية (الكمون) المطبقة على المصعد كلما زادت قدرة الأشعة السينية على الاختراق.



الشكل (13-1)- يبين مخطط بسيط لدارتي الفتيل والدارة الرئيسية

عادة ما يكون التيار المتناوب مؤلفاً من موجة جيبية لها مطال أعظمي موجب تارة ومطال أصغري سالب تارة أخرى. إن إبقاء مصدر الطاقة متأرجحاً في خرجه ليزود أنبوب الأشعة يؤدي إلى إمكانية عمل الأنبوب فقط على جانبي القمة الموجبة الموجبة للموجة (الشكل 14-1) في حين نتوقف بعد هذه الحدود، كما يسبب هذا التأرجح اختلاف الطيف الترددي للأشعة السينية المتولدة وهذا ينعكس سلباً على الصورة الناتجة.

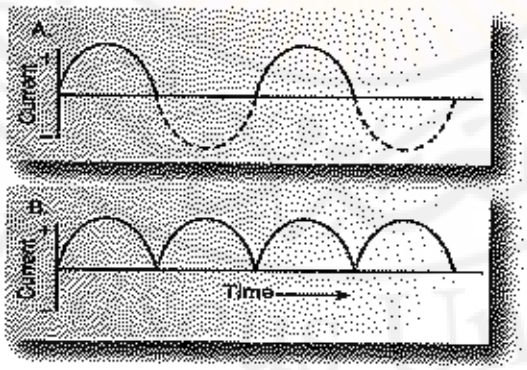
لذا فقد تطورت مولدات الطاقة بحسب تعقيد تصميمها وأدائها وفيما يلي ندرج أنواعها المختلفة:



الشكل (1-14)– يبين فترات إصدار فوتونات والفترات التي تتوقف عن الإصدار تبعاً لشدة التيار والفولطية

1.6.1.1. مولد أحادي النبضة أحادي الطور
(Single Phase One Pulse Generator)

في هذا النوع من مولدات الطاقة ينتج عنه نبضة فولطية لكل دورة من فولطية خط التغذية كما هو موضح بالشكل (1-15) لشكل الموجة قبل وبعد التقويم. و هي مناسبة للطاقات أقل من 2 كيلو واط و تستخدم لكل من الأجهزة المنية و أجهزة أشعة X النقالة الصغيرة حيث لا تستخدم لفترات طويلة و يمكن استخدامها لتعرض واحد خلال فترة زمنية قصيرة جداً.



الشكل (1-15)– يبين الموجة المولدة من مولد أحادي الطور أحادي النبضة (A) بينما (B) أحادي الطور ثنائي الموجة.

1.6.1.2. مولدات ثنائية النبضة -أحادية الطور :

(TWO-PULSE GENERATOR)

يتم في هذا النوع من المولدات تعديل الموجة الجيبية بحيث يتم قلب القسم السالب ليصبح موجباً أي تنتج موجة نبضات ثنائية. ويتألف هذا النوع من مولدات الطاقة كما في الشكل (16-1):

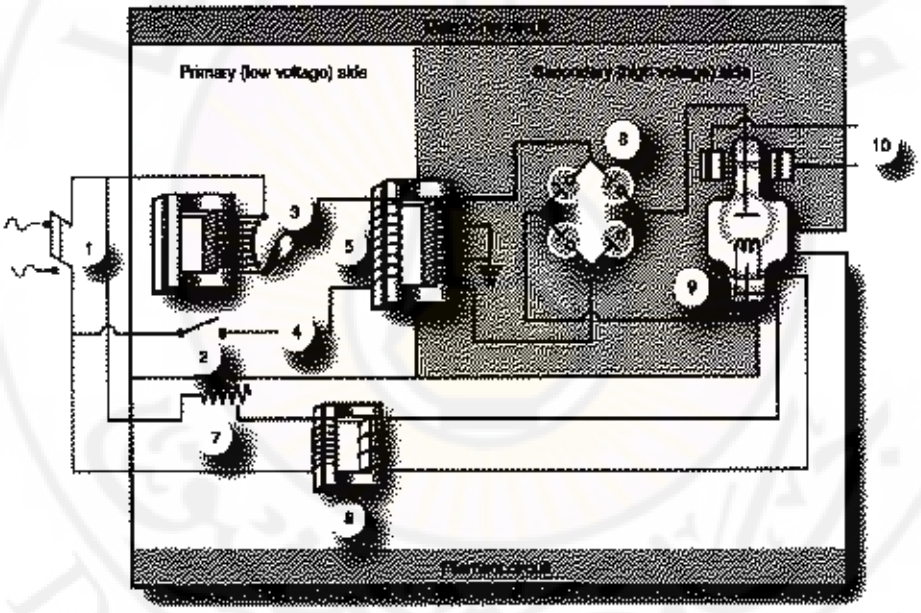
1- قاطع رئيسي: من هنا حيث يأتي التيار المتناوب ليزود الدارة بالطاقة

2-مفتاح تصوير : عندما يتم الضغط على هذا الزر يبدأ التصوير

3- المحول الأوتوماتيكي: وهنا يتم تعديل معدل الفولطية من أجل التصوير.

4- دارة التوقيت: هذا الجزء من الدارة يوقف التصوير.

5- محول رفع الفولطية العالية: يرفع الجهد عالياً لجعل الإلكترونات ذات طاقة عالية لتشكيل الأشعة.



الشكل (16-1)- يبين الأجزاء الفنية لمولد الطاقة أحادي الطور ثنائي النبضة

6-دارة تصحيح شكل الموجة ذات الأربعة ديودات: هذه الدارة تجعل التيار يذهب باتجاه واحد في الأنبوب.

7-المقاومة المتغيرة لدارة الفتيل: هذه المقاومة المتغيرة تعدل التيار المار بالفتيل.

8-المحول الخافض لجهد الفتيل: هذا المحول يخفض الجهد وبالتالي يرفع التيار.

9- أنبوب الأشعة.

10-ثابت المحرك التحريضي لدوار المصعد.

عموماً فإن الأجهزة المناسبة لمثل هذه المولدات كانت استطاعتها أقل من 50 كيلو واط.

يبن الشكل (17-1) الدارة التفصيلية لمولد طاقة ثنائي النبضة أحادي الطور.

يمكن توليد الجهد العالي بواسطة محول جهد عالي ثابت T_H ، و أما فيما يتعلق مسخن الفتيل فيتم التحكم به بواسطة محول خافض T_F .

بتعديل نسبة عدد اللفات N_6 يحدد mA ، و تيار الحزمة ، لأنبوب أشعة X بزيادة حرارة الفتيل و بالتالي اثارة عدد إلكترونات أكثر للتيار المحدود حرارياً .

بافتراض أن كل من المحولات T_A، T_F، T_H نموذجية فإن علاقات الفولطية هي :

$$V_2 = \frac{N_2}{N_1} V_1 \qquad 1-14$$

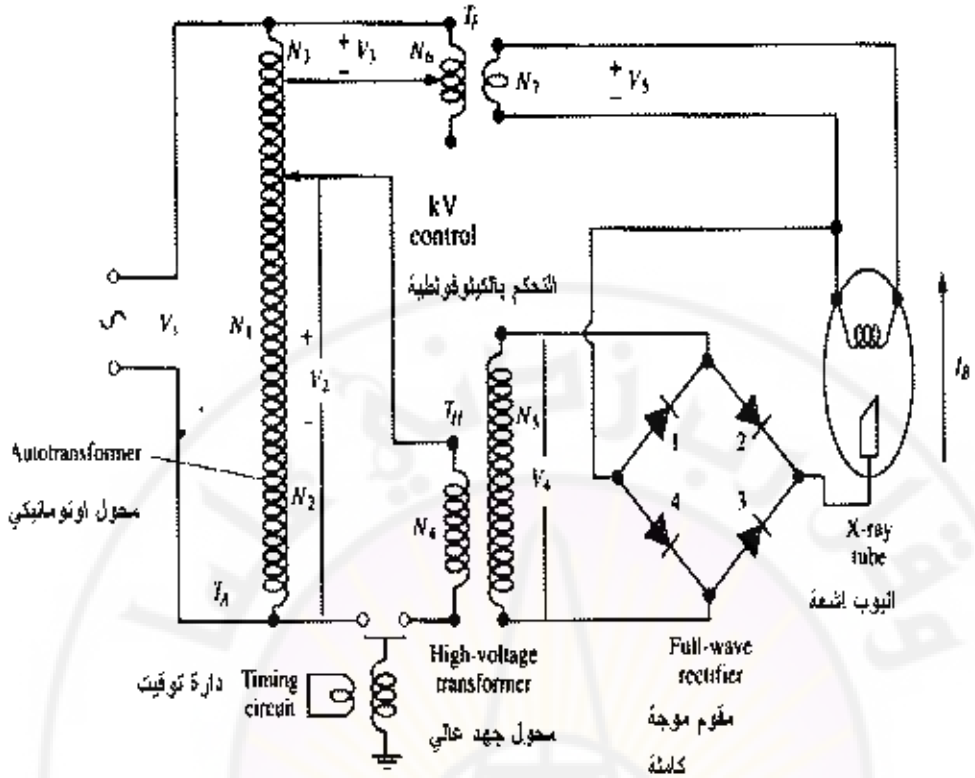
$$V_3 = \frac{N_3}{N_1} V_1 \qquad 1-15$$

$$V_5 = \frac{N_7}{N_6} V_7 \qquad 1-16$$

$$V_4 = \frac{N_5}{N_4} V_2 \qquad 1-17$$

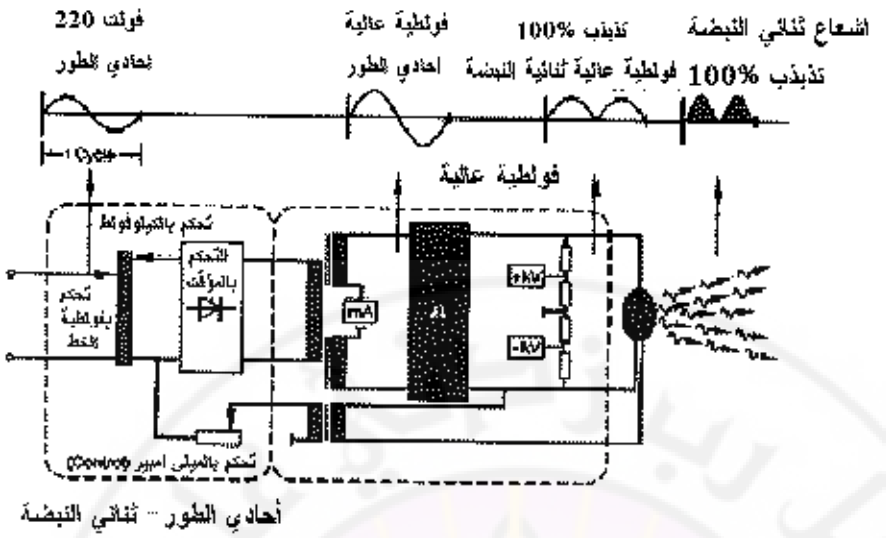
يبين الشكل كيف تقوم الموجة حيث يمرر الديودان 2,4 التيار و عندما يكون الجهد V_4 موجباً مشكلاً تياراً أنبوبياً موجباً I_H .

عندما يصبح V_4 سالباً فإن الديودان 1،3 سيمرران التيار و يكون التيار I_H في نفس الاتجاه .



الشكل (17–1)– يبين دارات تحويل الجهد وتقويم الموجة لمولد اشعة بسيط احادي الطور ثنائي الموجة.

أي إن الدارة مقسمة إلى عدة مراحل كما في الشكل (18–1) مرحلة التحكم وفيها يتم استقبال تيار التغذية العامة من الشبكة في هذه المرحلة يقوم المشغل بضبط قيمة الجهد المطلوب بالكيلو فولط (kV Control) الخاص بمصعد الأنبوب، كما يتم ضبط الزمن اللازم لانبعاث الأشعة (زمن اللقطة) من خلال التحكم بالمؤقت (Timer Control) وكذلك تعيير تيار تسخين فتيل المهبط بالميلي امبير (mA Control) وهنا في هذه المرحلة يبقى التيار متناوباً.



الشكل (18-1)- يبين دارات تحويل الجهد وتقويم الموجة لولد أشعة بسيط أحادي الطور ثنائي الموجة.

المرحلة الثانية وفيها يتم رفع الجهد بالنسبة لفولطية المصعد من خلال محول راقع للجهد وتخفيض قيمة التيار (من خلال محول خافض للجهد). ومن ثم يقوم التيار حيث يكون الناتج موجة ثنائية النبضة موجبة، هذا الخرج يذهب إلى الأنبوب لإنتاج الأشعة.

والمشكلة الاساسية في دارة الموجة الكاملة المصححة أحادية الطور هو التذبذب (التأرجح) 100% وينتج الإشعاع المفيد خلال 66% من زمن التصوير وتصل لفترة وجيزة للقيمة الاعظمية.

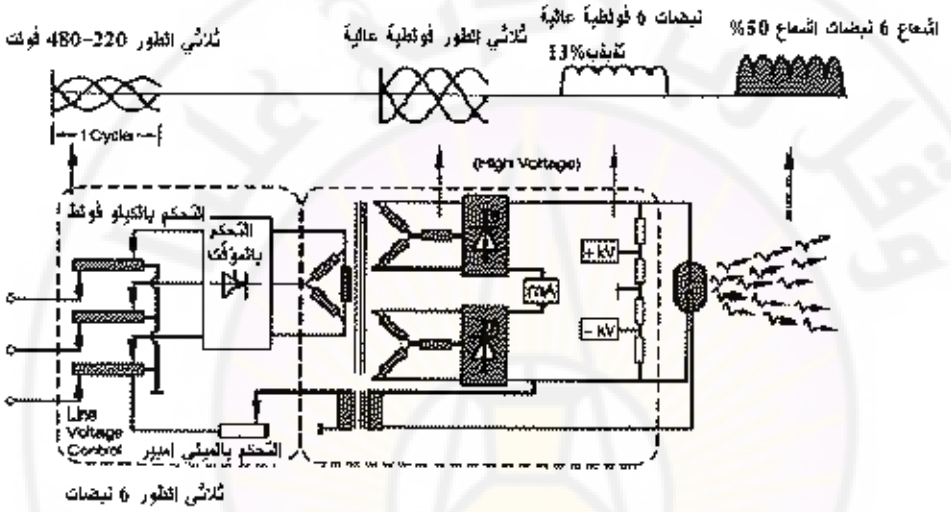
أما من حيث أزمنة التصوير فهي محدودة بتواتر المنابع لأنه من الضروري بدء وإنهاء التصوير عند الفولطيات الصفرية أي نصف الموجة. وبالتالي فإن أزمنة التصوير تكون من مضاعفات أزمنة أنصاف الموجات (فعلى سبيل المثال فإن زمن تصوير 0.01 ثانية هو محدود بزمن 0.02 ثانية). والطاقة الاسمية لخرج الجهاز هو 15 كيلو واط وعادة ما يكون الأنبوب ذا سرعة دوران منخفضة مزدوج البؤرة المحرقية.

1.6.1.3. مولدات سداسية النبضات -ثلاثية الطور :

:(Six pulses- Three Phases Generator)

وقد كانت مثل هذه المولدات مناسبة للاستطاعات أقل من 100 كيلو واط.

كما يظهر من الشكل (I-19) فالخطوات هي نفسها كما سبق وأوضحنا في الفقرة السابقة إلا إن التيار هو ثلاثي الطور ويكون محول رافع الجهد مؤلفاً من ملف أولي ذي تشكيلة مثلثية أما الملف الثانوي فهو عبارة عن ملفين نجميين موصولين على التسلسل، ومن ثم مرحلة التقويم التي تنتج موجة بستة نبضات متتالية يكون نسبة التأرجح فيها للجهد 13% عن قيمة الجهد الأساسي، إن إنتاج الأشعة السينية في هذا النموذج سيشهد تأرجحا لطاقة الأشعة بمقدار 50%.



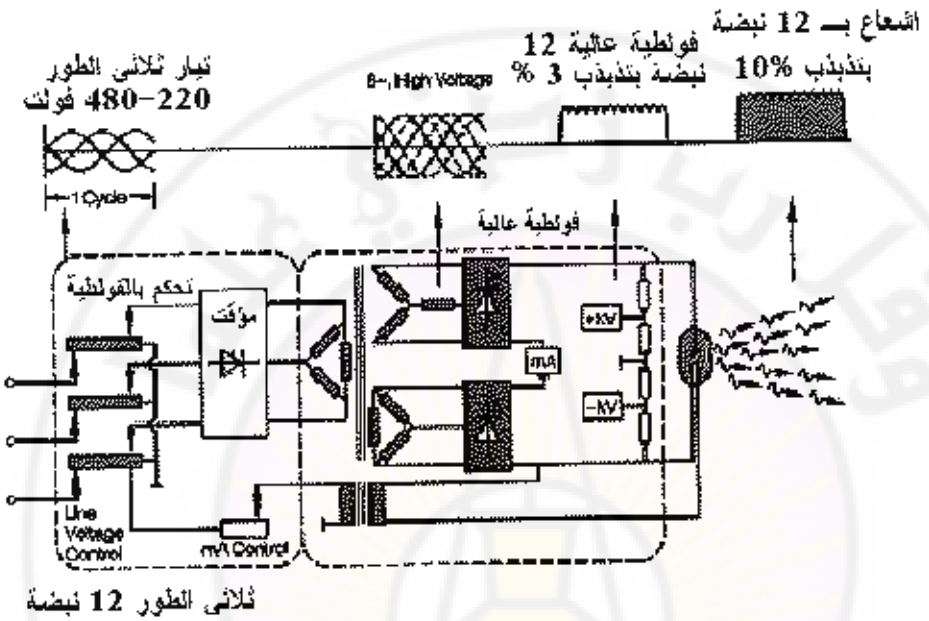
الشكل (19-1)- يبين دارات تحويل الجهد وتقويم الموجة لمولد أشعة للاثي الطور سداسي الموجة وشكل الموجة.

1.6.1.4. مولدات ذات الاثنتي عشرة نبضة -ثلاثية الطور :

:(Twelve pulses- Three Phases Generator)

كذلك في هذه المولدات ذات الاثنتي عشرة نبضة (الشكل (20-1)) فإن التيار هو ثلاثي الطور ويكون محول رافع الجهد مؤلفاً من ملف أولي ذي تشكيلة مثلثية أما الملف الثانوي فهو عبارة عن ملفين أحدهما نجمي والآخر مثلثي موصولين على التسلسل، ومن ثم مرحلة التقويم التي تنتج موجة باثنتي عشرة نبضة متتالية يكون نسبة التأرجح فيها للجهد 3% عن قيمة الجهد الأساسي، إن إنتاج الأشعة السينية في هذا النموذج سيشهد تأرجحاً لطاقة الأشعة بمقدار 10%.

مما سبق نلاحظ أن نسبة أو تذبذب (ripple) في المولد أحادي النبضة هو 100% و هذا يضع إجهاداً على الأنبوب نتيجة تأرجح الجهد المطبق على المصعد من قيمة صفر إلى قيمة عليا و من ثم عودة للصفر, أما في المولد ذي الست نبضات فتخفض نسبة التذبذب إلى 13% أما في المولد ذي الاثنتي عشرة نبضة فيصل التذبذب إلى 3,4% .



الشكل (20-1)– يبين دارات تحويل الجهد وتقويم الموجة لمولد أشعة ثلاثي الطور **12** موجة وشكل الموجة.

1.6.1.5. المولدات عالية التردد :

(High Frequency Generator):

تمّ مؤخراً تطوير ما يسمى مولدات عالية التردد (مولدات متعددة النبضات) كما يوضح الشكل (21-1) و هي تتميز بكونها:

1. يمكن أن يكون خط التغذية أحادي الطور أو ثلاثي الطور (220 V أو 440 V).
2. مولدات متحكم بها أو غير ذلك لفولطية التيار المستمر ذي المرحلة المتوسطية .
3. عدد من دارات القالبات المتحكم بها (inverter) و التي تولد تيارات متناوبة عالية التردد من فولطية التيار المستمر.

4. يمكن تشغيل و إطفاء فولطية الأنبوب في أي وقت.
5. الاستجابة الزمنية $250\mu m$.
6. تتناسب مع القانون :

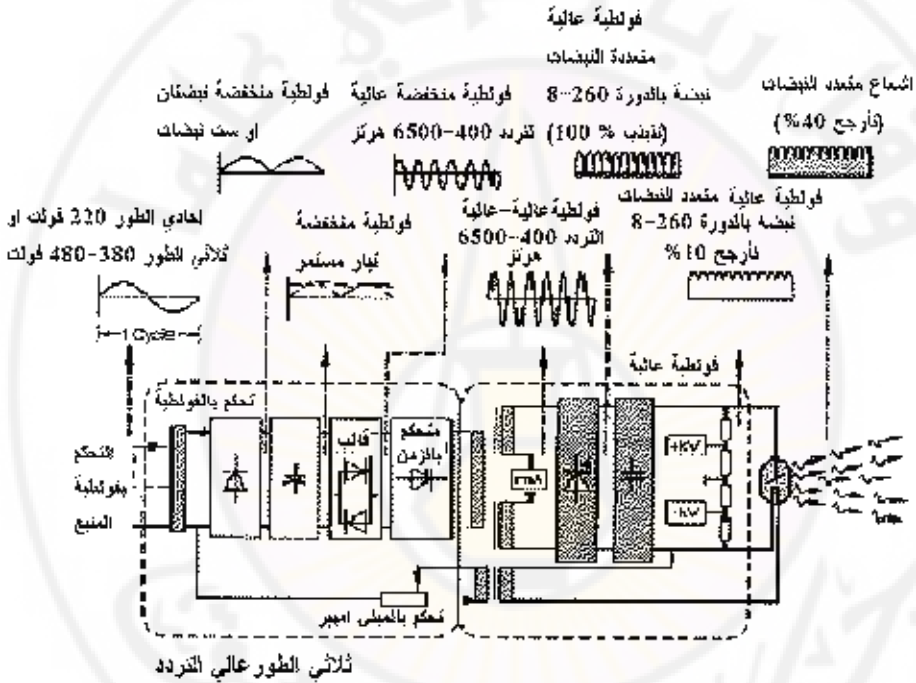
$$U \sim A.n.F \qquad 1-18$$

حيث :

A: مقطع النواة المغناطيسية .

n :عدد اللفات.

F: تواتر العمل.



الشكل (**21-1**) يبين دارة مولد أشعة **X** عالي التردد لمنبع أحادي الطور.

نلاحظ من الشكل أن المولد يتألف من قسمين:

1- قسم **الفولطية المنخفضة** (أي مساوية لفولطية منبع التغذية) حيث يتألف من مقوم للموجة مرحلة أولى (يتم جعل التيار مستمراً بنبضتين أو 6 نبضات)، أما المرحلة الثانية فهي قلترة لإشارة التيار المستمر، يدخل خرج الإشارة المنعمة إلى قالب محولاً التيار المستمر إلى تيار متناوب بتواتر كبير (من 400-6500 هرتز) والذي يخضع

إلى التحكم بمدته الزمنية المقررة من خلال لوحة التحكم مع فولطية المصعد وتيار الفتيل.

ب- **قسم الفولطية العالية:** وهنا تعبر الموجة الناتجة عبر محول رافع للجهد (بالنسبة للفولطية المعدة للمصعد) إلى مقوم يقوم بإنتاج موجات موجبة يصل عددها من 8-260 بالثانية ومن ثم تمر بمرحلة فلترة جديدة (تنعيم) منتجة موجة عالية التردد موجبة ذات تأرجح منخفض مقارنة مع مثيلاتها من مولدات الطاقة الأخرى، ففي حالة التيار أحادي الطور تصل قيمة التأرجح إلى 10% مقارنة مع المولدات أحادية الطور ثنائية النبضة التي يصل فيها التأرجح إلى 100%.

يؤثر تذبذب الفولطية على عمل الأنبوب .فهو أولاً يؤثر على سرعة الإلكترونات عبر أنبوب أشعة x:

في الموجة ذات النبضتين ترتفع الفولطية إلى الذروة و من ثم تهبط إلى الصفر.مما يؤدي إلى ارتفاع و انخفاض الفولطية المسببة القدرة الحركية للإلكترونات عبر الأنبوب لأنها تتغير تبعاً لذلك.

(إذا تم تطبيق فولطية قدرها 100 KV_p على الأنبوب , فإن القدرة الحركية للإلكترونات سوف تتراوح من الصفر إلى 100 KV_p عندما تكون الفولطية بقيمتها العظمى).

و بالتالي نحصل على النقاط التالية :

1) الطاقة المزودة إلى الأنبوب في نظام ثلاثي الطور تكون أكثر استخداماً لإنتاج أشعة x بواحدة الزمن و بالتالي زمن أقصر للتصوير.
2) بسبب إن فولطية الأنبوب لنظام ثلاثي الطور لا تقل عن 13% للنظام ذي 6 نبضات و 3,4% من الفولطية العظمى لـــ12 نبضة ، فإن كثافة الإشعاعات السينية الناتجة عن كليهما هي أكبر بكثير من النظام الأحادي.
3) إن كمية إنتاج أشعة x soft الطرية هي قليلة في النظام ثلاثي الطور .
4) إن فولطية الأنبوب ثلاثي الطور هي أكثر فاعلية في استخدام بسعة الحرارية التخزينية للمصعد , حيث إن الهدف ليس معرضاً إلى إلكترونات منخفضة الطاقة و التي تنتج حمولة حرارية مع أو بدون أشعة x.
5) إن الحالة المثلى هي استخدام المولدات عالية التردد.

1.6.2. أنبوب الأشعة:

إن أهم جزء في جهاز الأشعة السينية هو أنبوب الأشعة، وهو باهظ الثمن فقد يصل ثمنه إلى 10000 عشرة آلاف دولار أمريكي. ونظراً للإجهادات التي يمر بها هذا الجزء وحرصاً على اطالة عمره فقد طورت عدة تقنيات ودراسات مهمتها تطوير مخططات أنابيب أشعة X التي تجمع معلومات التصميم المتعلقة بالمصعد والمهبط. مثل تيار و فولطية المصعد، قياس البقعة المحرقية، القطر، الكتلة، الناقلية، سرعة الدوران التي نحتاجها للحصول على عمر أعظمي للأنبوب. بعد كل تعرض تطلق حرارة يقوم باختزانها أجزاء مختلفة منها المصعد، وغلاف الانبوب وكل منهما له معدل تبريد ، والشرط الوحيد الذي يجب تحققه ألا تتجاوز هذه الحرارة قيمة حدية تؤدي إلي تخرب أحدهما.

تعطى الاستطاعة المبددة في الأنبوب بالعلاقة:

$$P = kV_p \times mA \qquad 1-19$$

أما من جهة القدرة الحرارية الناتجة فتعطى بالعلاقة:

$$E_i = kV_p \times mA \times t \qquad 1-20$$

وواحدة الناتج هي الواط ثانية، أو الجول.

من أجل تقييم مشكلة الحرارة في أنبوب الأشعة، فإنه من الواجب أن نفرق بين ثلاثة مقادير فيزيائية والعلاقة بينها كما يبين الشكل (22-1):

1) الحرارة (Heat).
2) درجة الحرارة (Temperature).
3) السعة الحرارية (Heat Capacity).

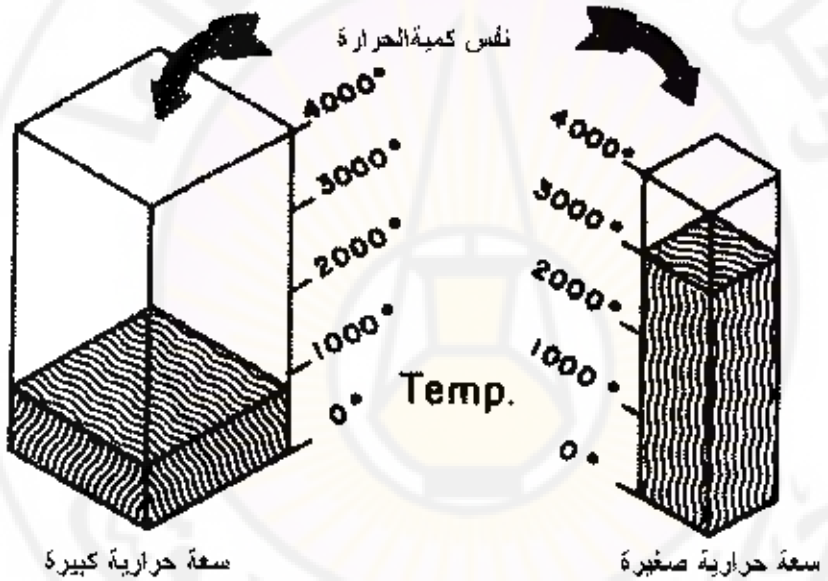
فالحرارة هي شكل من أشكال القدرة والتي يعبر عنها بأي من واحدات القدرة، وفي أجهزة الأشعة يعبر عنها بالجول (واط-ثانية) أو وحدات حرارية.

أما درجة الحرارة فهو مقدار فيزيائي مرتبط بالجسم والذي يشير إلى محتواه الحراري النسبي و واحدتها هي الدرجة. فالتغيرات الفيزيائية مثل الانصهار أو الغليان أو التبخر ترتبط بدرجة حرارة الجسم أكثر من محتواه الحراري.

ولجسم ما فإن العلاقة بين درجة الحرارة ومحتوى الحرارة يتدخل فيهما كمية ثالثة تدعى السعة الحرارية ، وهي مميزة للجسم، وتكون العلاقة كما يلي:

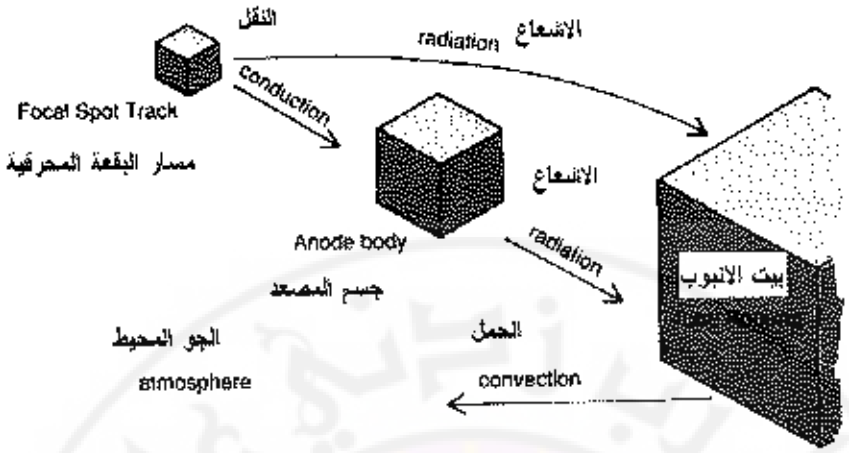
1-21 درجة الحرارة= الحرارة/ السعة الحرارية

ان السعة الحرارية لجسم ما هي متناسبة أقل أو أكثر لحجمه، كتلته، أو ميزات المادة المعروفة بالحرارة النوعية (Specified Heat). كلما أضيفت حرارة إلى الجسم تزداد درجة الحرارة بما يتناسب مع كمية الحرارة المضافة. عندما تضاف كمية محددة من الحرارة إلى جسم ما فإن زيادة الحرارة تكون متناسبة عكساً مع السعة الحرارية للجسم. ففي الأجسام ذات السعة الحرارية الكبيرة تزداد درجة الحرارة بشكل أقل من الأجسام ذات السعة الحرارية الصغيرة. وبعبارات أخرى فإن درجة الحرارة لجسم ما تقرر بالعلاقة بين محتواه الحراري وسعته الحرارية.



الشكل (22-1) يبين العلاقة بين كمية الحرارة، درجة الحرارة، والسعة الحرارية.

في أنابيب الأشعة السينية فإن الهدف هو عدم زيادة درجات الحرارة عن القيمة الحدية والتي تؤدي إلى تضرر أنبوب الأشعة. هذا يتم من خلال إبقاء المحتوى الحراري أقل من قيم حدية معينة مرتبطة بالسعة الحرارية .



الشكل (23-1) يبين طرق النقل الحراري في أنبوب الأشعة

في أنابيب الأشعة هناك ثلاث مناطق متميزة ذات سعات حرارية حرجة كما هو مبين في الشكل (23-1). المنطقة الأولى ذات السعة الأصغر وهي مساحة البقعة المحرقية، أو المسار وهنا تنشأ الحرارة في الأنبوب. من هذه المنطقة تنتقل الحرارة بواسطة الحمل عبر جسم المصعد وبالإشعاع إلى غلاف الأنبوب. تزال الحرارة من بيت الأنبوب بانتقالها إلى الجو المحيط. ويحدث التضرر للأنبوب في حال زاد المحتوى الحراري عن السعة الحرارية الأعظمية.

من وجهة نظر النقل الحراري، فإنه يلاحظ أن العملية الآمنة لأنبوب أشعة X هي محدودة حرارياً. وزيادة الحرارة في المصعد هي فعل لدخل القدرة على المصعد ومعدل تبدد القدرة الحراري الكلي. باستخدام النقل والإشعاع إلى الأنابيب المحيطة ، وعادة يدرس المصنع مواصفات الحمولة الحرارية لأنابيب أشعة X وفقاً للمحددات التي خصصها المصنع و إلا فإن التخريب سيكون مصير الأنبوب.

وعادة ما نميز بين نوعين من الحمولات الحرارية وذلك بناء على عدد التعرضات

1.6.2.1. التعرضات الأحادية Single Exposure :

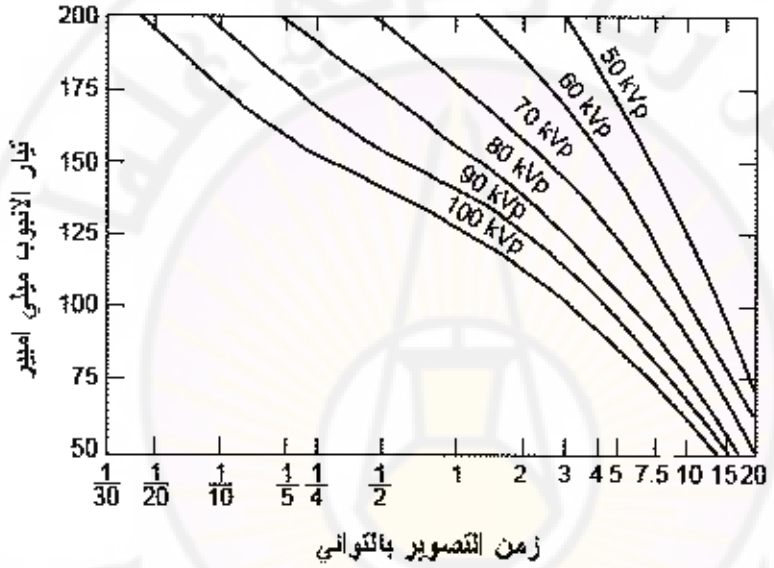
مخططات نسب التحميل للتعرضات الوحيدة تعتمد على افتراض أن المصعد عند بداية التعرض هو بدرجة حرارة الغرفة ويدور بسرعة طبيعية.

وتطبق هذه المخططات بافتراض أن أنبوب الأشعة يعمل على:

- تواتر 50 إلى 60 هرتز.
- منبع طاقة التغذية أحادي أو ثلاثي الطور.

لاستخدام المخططات المذكورة، نوجد تقاطع اثنين من معاملات التعرض الثلاثة (على سبيل المثال kV_p ، mA ، الزمن) ومن الملاحظ أن الثالث هو أقل قيمة من الذي تتقاطع عنده العوامل.

على سبيل المثال وبالاعتماد على الشكل (24-1).



الشكل (24-1) يبين منحني علاقة زمن التصوير مع تيار الأنبوب مع فولطية المصعد

مثال (5-1):

بافتراض أن هناك أنبوب ذو بقعة محرقية 2 mm ويعمل عند تسواتر 50 Hz يعمل بموجة كاملة ومنبع طاقة أحادي الطور. فإذا تم اختيار تيار 200 mA ولفترة زمنية قدرها 0.2 ثانية فإن نقطة التقاطع تتوافق مع $80kV_p$ وهي قيمة kV_p الأعظمية التي يمكن استخدامها مع هذه العوامل.

من جهة أخرى إذا كان التيار المستخدم 200 mA عند $90kV_p$ فإن زمن التعرض الأعظمي أصغر من $\frac{1}{10}$ S.

وبشكل مشابه فإذا كان زمن التعرض أقل من $\frac{1}{20}$ Sec عند $100KV_p$ فإن التيار الأعظمي المسموح به هو 200 mA.

أما فيما يتعلق بالحمولة الحرارية المتراكمة من تصوير أحادي وهي عادة ناتج جداء :

$$KV_p \times mA \times \text{seconds} \qquad 1-21$$

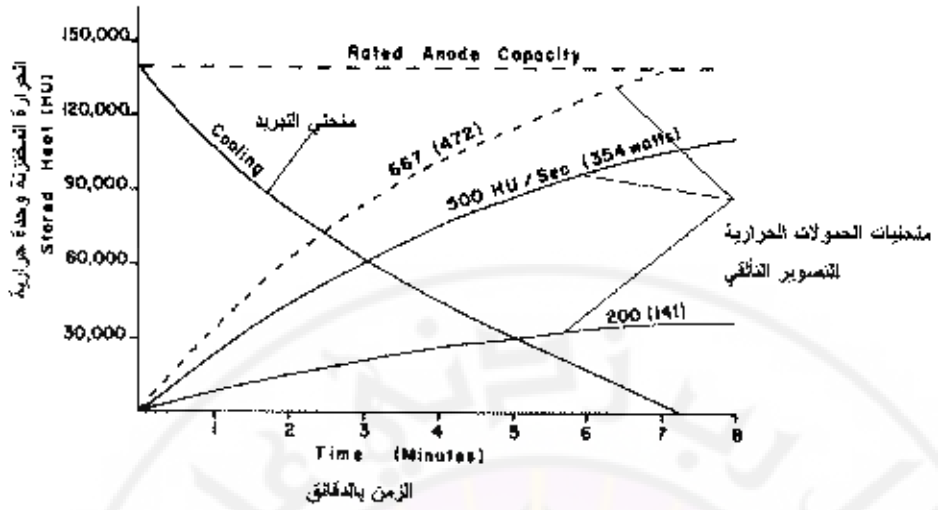
وتكون واحدة الناتج هي وحدة حرارية. ويمكن أن تتم مقاطعة الحرارة المختزنة في المصعد مع منحني التبريد (الشكل (25-1)) وبالعودة إلى محور الزمن الاولي. بعد الانتظار لمدة تتم إضافة الوقت المنتظر بالدقائق إلى المدة البدائية وبعدها عند الزمن النهائي نرفع عموداً ليتقاطع مع منحني التبريد ومن ثم نرسم مستقيم افقي يتقاطع مع محور الحرارة المختزنة النهائية. ويجب أن نلاحظ أن العلاقة السابقة تصلح للأنابيب العاملة من مولدات تستخدم منبع تغذية أحادي الطور ، من أجل منبع تغذية ثلاثي الطور (6 نبضات) فيجب أن نضرب الناتج ب 1.35 (35 % حرارة زائدة). ومن أجل تلك ذات ال 12 نبضة لكل دورة فإن الناتج يضرب 1.41 وفي حال مولد عالي التردد 1.44.

1.6.2.2. سلسلة من التعرضات Series of Exposure :

حيث إن هناك عدد من التعرضات خلال 7-8 min مثل حالة التنظير وبالتالي يمكن للمصعد أن يراكمها وبأمان ، حيث يتم حساب جداء :

$$KV_p \times mA \qquad 1-22.$$

إن الناتج يعبر عن منحني التحميل الحراري (انظر الشكل (25-1)) للتصوير التنظيري (وحدة حرارية بالثانية)، باختيار المنحني المناسب وبمقاطعة الزمن معه يمكن رسم مستقيم أفقي من نقطة التقاطع لحساب الحرارة المختزنة.



الشكل (25–1) يبين منحني التبريد والتحميل الحراري لمصعد أنبوب الأشعة مع الزمن.

1.6.2.3. –استخدام مخططات تبريد المصعد:

يستخدم مخطط تبريد المصعد لتقرير فيما إذا كان من المسموح به إحداث عدة تعرضات خلال فترة زمنية محدودة (الشكل 26–1).

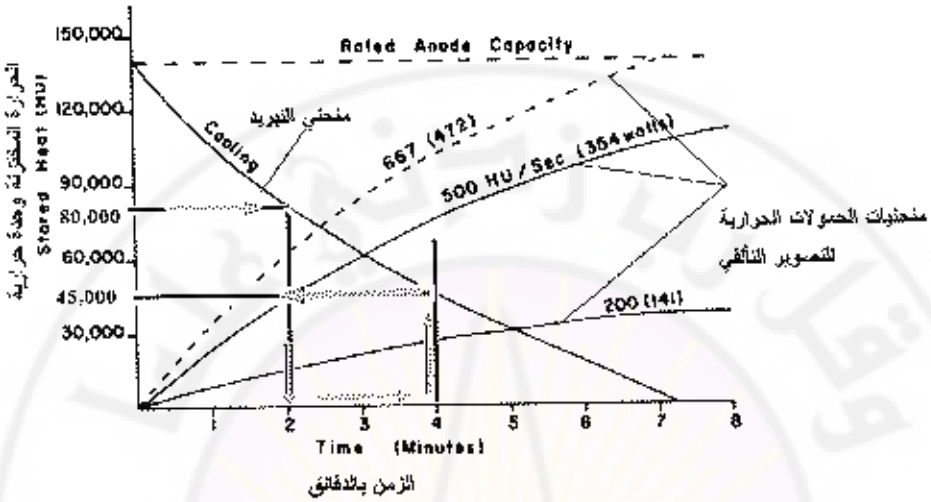
مثال (6–1):

بفرض أن هناك تعرضات (لقطات) بمجموع 80,000 وحدة حرارية على أنبوب ذي قدرة (سعة) تخزين حرارية قدرها 140,000 وحدة. وبعد دقيقتين فإن هناك تعرض عند 82 KV_p و 300 mAS . ما هو الزمن اللازم الذي يجب انتظاره قبل الضلوع بعمل تصوير عند 75 KV_p و 150 mAS .

حل المثال (6–1):

بالعودة لمنحني تبريد المصعد للأنبوب الشكل (26–1) وبملاحظة أن هناك 80,000 وحدة حرارية عند زمن تبريد قدره 2 min ، وبعد دقيقتين (أي كمجموع 4 min) فإن المصعد سيبرد إلى قيمة 45,000 وحدة حرارية أما اللقطة الثانية فإن الوحدات الحرارية الناتج عنها 24,600 وحدة حرارية (300 × 82) . وبالتالي بعد هذه اللقطة فإن مجموع حرارة المصعد سوف تصبح 69,600 وحدة حرارية (أي 24,600 + 45,000) .

أما اللقطة الثالثة فتتطلب 11,250 وحدة حرارية (150 × 75) وبالتالي فإن التخزين الحراري للمصعد الكلي سوف يصبح 80,850 وحدة حرارية (11,250 + 69,600) وهو أقل من 140,000 وحدة حرارية، أي سعة تخزين الأنبوب. لذلك فإن اللقطة يمكن أخذها بدون أي انتظار .

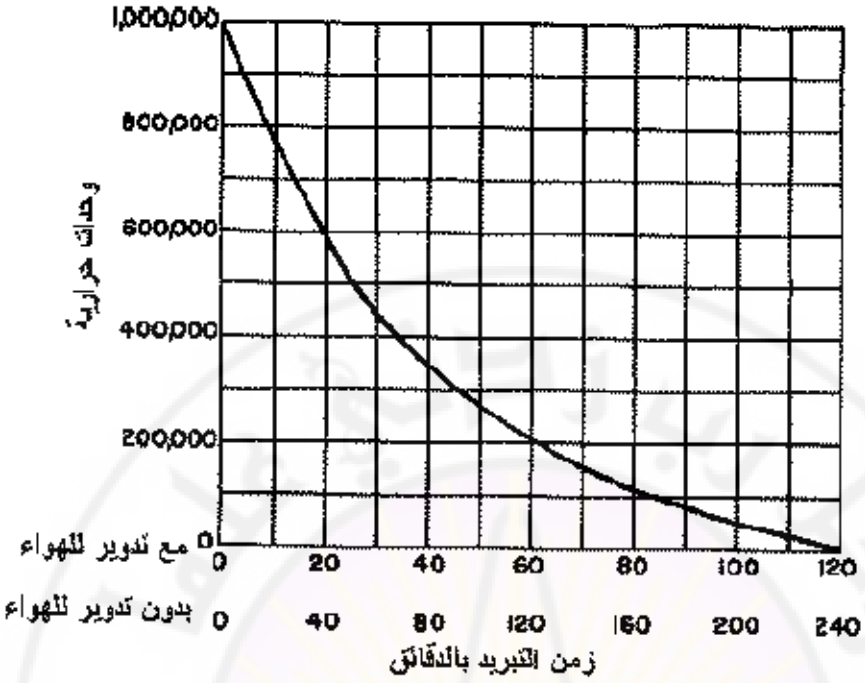


الشكل (26–1) يبين منحني التبريد والتحميل الحراري لمصعد أنبوب الأشعة مع الزمن للمثال رقم (6–1)

1.6.2.4. حرارة غلاف الأنبوب:
Tube Housing Temperature

العامل الثالث الذي يجب أخذه بعين الاعتبار في تقرير مخططات الالتقاط المسموح به هو سعة التخزين الحراري للغلاف (الشكل (27–1)) و هي حوالي 1250000 وحدة حرارية.

هذا المعدل يجب متابعته لمنع زيادة حرارة الزيت إلى درجة حرارة مرتفعة و لا يكون بإمكانه بعدها إزالة الحرارة المنبعثة من المصعد و كذلك لمنع التضرر للأجزاء الداخلية لمجموعة الأنبوب مثل لولب التمدد و عوازل الكبلات .



الشكل (27–1) يبين منحني التبريد لغلاف الأنبوب.

1.6.2.5. استخدام مخططات تبريد الغلاف:

لتوضيح استخدام مخطط تبريد الغلاف (سعة التخزين الحرارية و معدل التبريد) .

<u>مثال (7–1):</u>

بفرض أنه لدينا أفلام تحري صدرية 70mm ، سوف تستخدم باستخدام لقطات معدلها 150 mA، 90KVp و زمن $\frac{2}{5}$ sec (mAs) بمعدل 4 بالدقيقة .

<u>حل المثال (7–1):</u>

من مخطط معدل التصوير الراديوي (24–1) نلاحظ أن التعرض الفردي هو بمعدل 0.75 sec و تخزين الحرارة الكلي للمصعد هو 6300 وحدة لكل تعرض (90X60) و 25200 بكل دقيقة (4X6300)

و حيث إن معدل تبريد المصعد هو عموماً حوالي 30000 وحدة/دقيقة على الأقل ، فهذه التقنية مسموح بها .

على كل حال و بعد 40 دقيقة (25200/1.000000) فإن سعة تخزين الحرارة للغلاف الكلية تزيد عن 1000000.

عندما نصل إلى الحد الأعظمي فإنه من الضروري تخفيض معدل الدخل الحراري إلى معدل تبريد أعظمي للغلاف (لاحظ المعدل الحراري) أو أقل (الشكل (27-1))، إما بإضافة دوران هوائي أو بتخفيض عدد اللقطات مفترضين أن معدل التبريد الكلي الأعظمي 15000 وحدة (و الذي هو صحيح بالنسبة لمعظم أغلفة الأنابيب بدون دوران هوائي) و حيث إنه في هذه الحالة فإن وحدات الحرارة لكل لقطة هو 6300 فإن لقطتين بالدقيقة تكون 12600=6300X2 يمكن إنجازها بأمان.

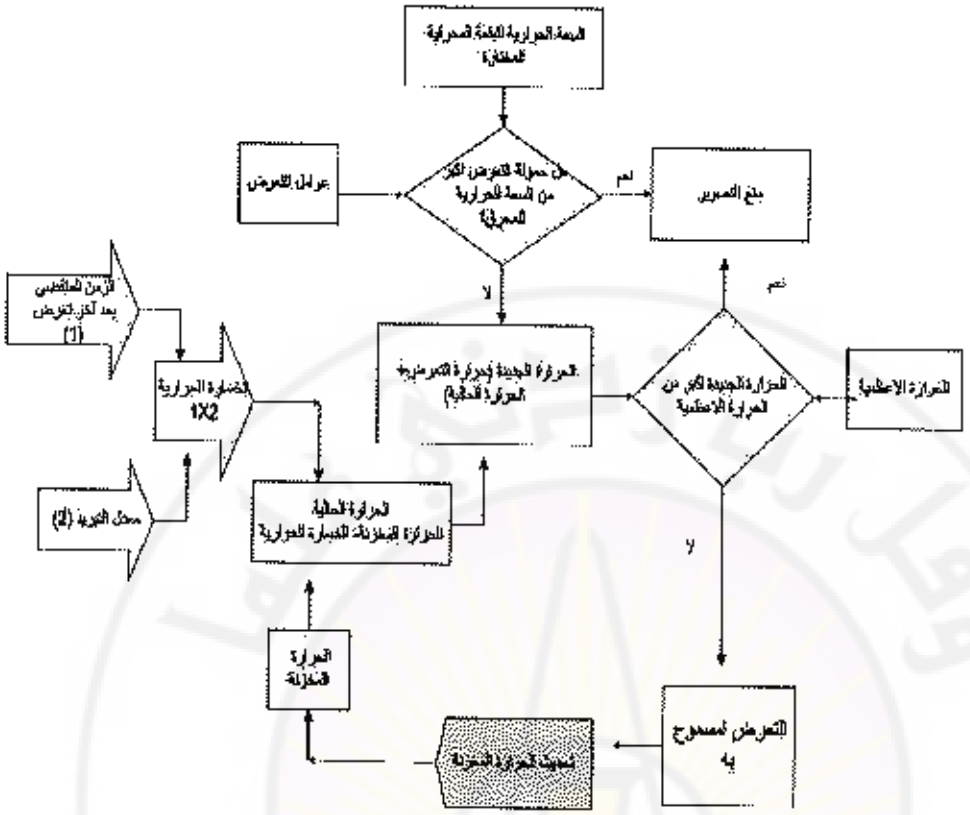
إذا افترض انه بعد العمل لفترة 39.6 دقيقة بالمعدل الأصلي فقد سمح للأنبوب بالتبريد لمدة 20 دقيقة ، و من مخطط تبريد الغلاف يخفض الحرارة إلى حوالي 600000 وحدة.

فإنه يمكن استمرار العمل لـ15.9 دقيقة.

(1000000-600000)/25200 = 15.9 دقيقة

بعد هذا الوقت تعود حرارة الغلاف لحدها الأعظمي و من الضروري تخفيض اللقطات لمعدل تم وضعه سابقاً .

ومع تقدم صناعة أجهزة الأشعة وتطور الحواسيب في قيادة التجهيزات الطبية فيلجأ إلى قيام الحاسوب بقيادة الجهاز لمنع وصوله إلى سعات حرارية حدية تفوق السعة الحرجة من خلال الخوارزمية المنوه عنها في الشكل (28-1) حيث يبدأ البرنامج باختيار السعة الحرارية للبقعة المحرقية المختارة للتصوير حيث ينتقل بعدها لحساب الحمولة المحتملة للتصوير القادم فيما اذا كانت ستزداد عن السعة الحرارية للمحرق فإذا كان ذلك سيحدث يمنع التصوير حتى تكون البارامترات المختارة لا تزيد السعة الحرارية الحدية عن الحد الخطر، فإذا تم التصوير جمعت كل من الحرارة الحالية مع الحرارة الناتجة عن التعرض.



الشكل (1-28)= يبين خوارزمية البرنامج الداخلي لعمل جهاز الأشعة اعتماداً على التحميل الحراري

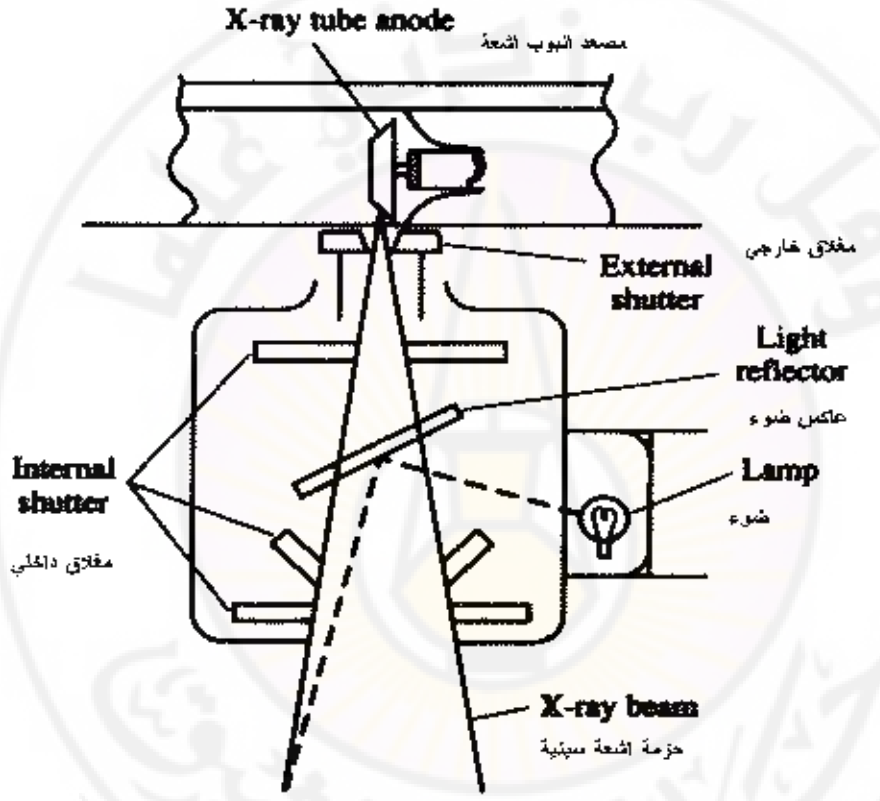
1.6.3. المسدد أو موجه الأشعة (The Collimator):

مـــن أجل تخفيف جرعة أشعة X التي يتعرض لها المريض ، فإن علـــى الأشـــعة أن لا ترتطم بمكان آخر غير الضروري للدراسة. لذلك يستخدم المسدد أو موجه الأشعة كما في الشكل (1-29) والشكل (1-30) الذي يرتبط مع أنبوب الأشعة بحيث إن الأشعة الصادرة عن الأنبوب تمر عبر المسدد من خلال فتحة (shutter) .

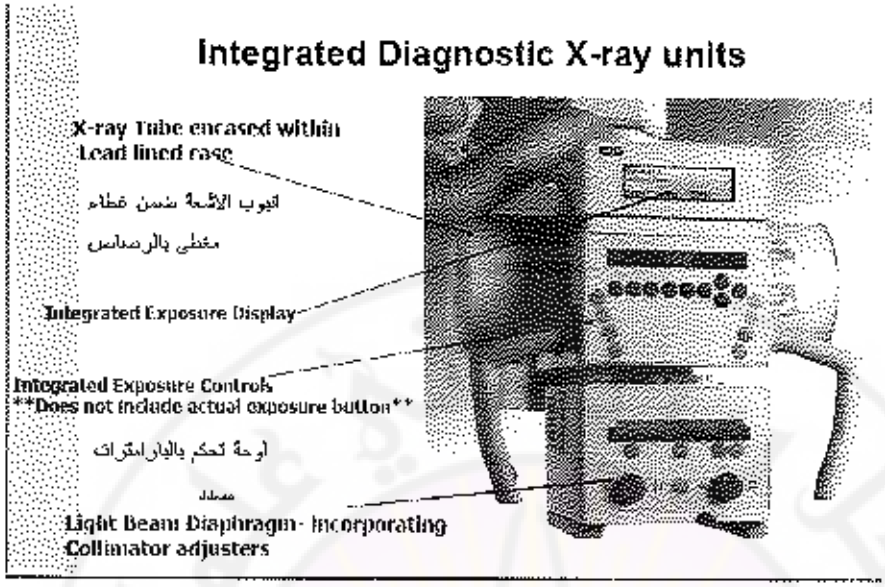
بعد أن يتم تسديد ضوء عادي (Lamp) باستخدام مرآة أو عاكس (light reflector) على المنطقة المراد تصويرها حيث تعاير الفتحة المطلوبة قبل التصوير بأشعة X.

يقوم المستخدم قبل التصوير بتشغيل المسدد بحيث يشغل المصباح (Lamp) الذي يسقط ضوءه على عاكس الضوء (Light Reflector) ويعدل المغاليق الداخلية (Internal

(Shutter) المصنوعة من صفائح من الرصاص مانعة مرور الأشعة عبرها، و بحيث تتطابق البقعة الساقطة من انعكاس الضوء من على عاكس الضوء (الذي يقع على نفس محور مرور الحزمة الشعاعية) مع المنطقة المراد تصويرها وبالتالي مع الحقل المخصص للفيلم الموجود في الكاسيت وعندما يتأكد من ذلك يطفئ المصباح. ويقوم بالتصوير حيث يدور عاكس الضوء خارجاً عن حقل التصوير سامحاً للأشعة بالمرور إلى جسم المريض.



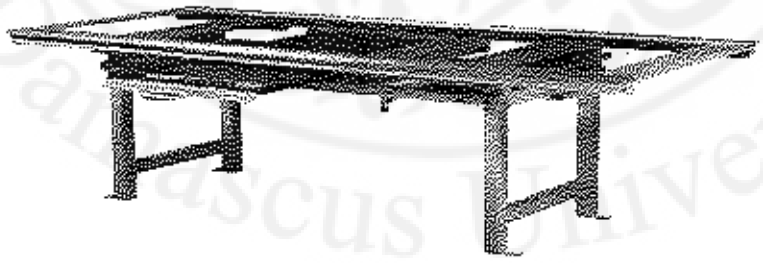
الشكل (I-29) يبين بنية المسدد



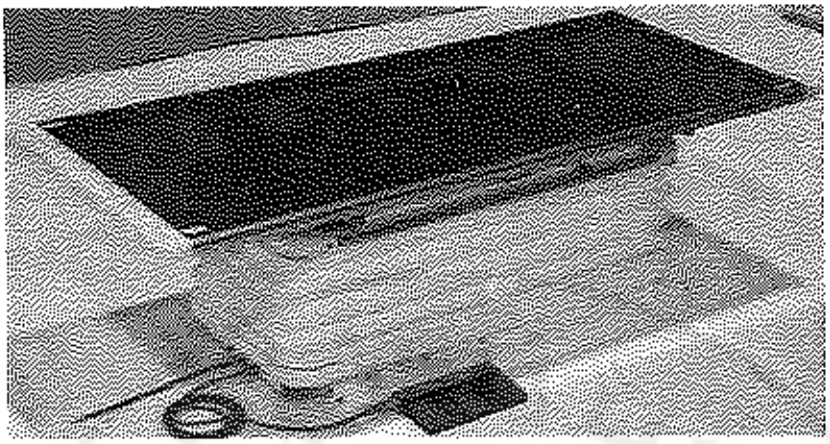
الشكل (1-30) يبين شكل وتركيبة الأنبوب والمسدد ولوحة التحكم بارامترات التصوير

1.6.4. طاولة المريض (Patient Table):

وهي طاولات مخصصة للتصوير الشعاعي بحيث يكون سطحها مصنوع من مادة لا تمتص الأشعة الساقطة عليها وتسمح لها بالمرور إلى الفيلم الموجود بالكاسيت. وعادة ما تصنع من ألياف كربونية أو مادة الاكريليك. يمكن أن تكون الطاولة بسيطة الشكل(1-31) بشكل لا تكون سوى سطح يمكن أن يرقد عليه المريض ولا تتحرك بأي اتجاه أو تكون سابحة (Floating) تتحرك بأربع اتجاهات أفقية في نفس المستوى، أو سابحة قابلة للارتفاع والانخفاض مما يعني أنها كهربائية (مجهزة بمحرك يرفعها ويخفضها) الشكل (1-32).



الشكل (1-31)- يبين شكل طاولة سابحة جهاز تصوير شعاعي بسيط غير قابلة لتعديل ارتفاعها.

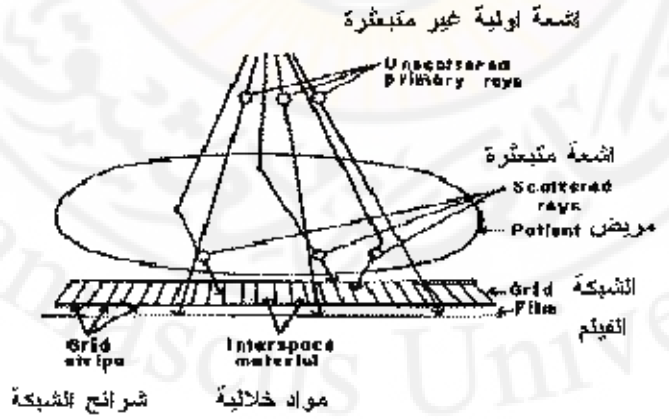


الشكل (32-1)- يبين شكل طاولة مباحة جهاز تصوير شعاعي بسيط قابلة لتعديل ارتفاعها- كهربائية.

1.6.5. مخطط بوكي Bucky Grid) Bucky) :

بعد دخول أشعة X إلى المريض ، تنحرف بعض الأشعة عن مسارها المستقيم و يدعى هذا بالتبعثر ويسبب تشويش الصورة عند الأطراف و يؤدي لتدهور وضوحيتها . يمكن تحسين الصورة باستخدام شبكة (مخطط) Bucky كما هو موضح بالشكل (33-1) .

يتألف المخطط من فتحات متناوبة و منتظمة تفصلها مسافات متساوية الرصاص كما هو مبين بالشكل (34-1)) بحيث إن الأشعة السارة بخط مستقيم من أنبوب الأشعة سوف ترتطم بالطبقة الحساسة. بينما الإشعاعات المتبعثرة سوف ترتطم بالأعمدة الرصاصية و يتم امتصاصها مما يمنع الأشعة المتبعثرة من الوصول إلى الفيلم .



الشكل (33-1) يبين مخطط تخيلي لشبكة البوكي

أما المواد التي تتخلل لفافات الرصاص فيمكن أن تكون ألمنيوم، ألياف، أو بلاستيك، علماً بأن كل من الألياف والبلاستيك تمرر الفوتونات الأولية بدون أي تخميد تقريباً. لكن اعتمد الألمنيوم لمتانته. كما أن استخدام الألمنيوم كمادة خلالية سوف يساعد على زيادة فعالية تخميد الأشعة المتبعثرة التي كانت قد نجت من لفافات الرصاص ليقوم بامتصاصها.

1.6.5.1. بارامترات شبكة بوكي

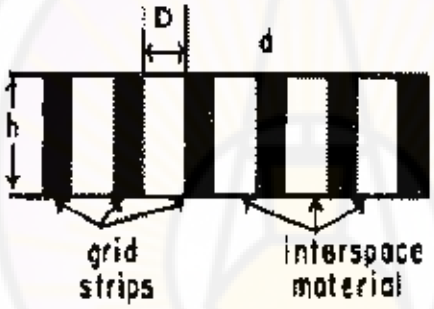
نلاحظ أن البارامترات التي تميز شبكة بوكي هي:

D: عرض المواد السامحة للأشعة بالمرور.

d: عرض الشرائح المخمدة للأشعة المتناثرة.

h: هو ارتفاع الشرائح المخمدة للأشعة.

ومن هذه البارامترات نحصل على :



$$r = \frac{h}{D}$$

الشكل (1-34) يبين مخطط تخيلي لشبكة بوكي الصدر بين بارامتراته

ما يسمى نسبة الشبكة (Grid ratio) r:

$$r = \frac{h}{D} \qquad 1\text{-}23$$

وكذلك: عدد الخطوط (عدد الشرائح بواحدة الطول) N:

$$N = \frac{1}{d + D} \qquad 1\text{-}24$$

ومنه محتوى الرصاص بواحدة الطول L_0:

$$p = dhN\frac{1}{L_0} \qquad 1\text{-}25$$

مثال (8-1):

عادة ما تكون قيم البارامترات السابقة: d=0.07 مم، D= 0.18 مم، h=1.4 مم.

حل المثال (8-1):

لإيجاد نسبة المخطط هي 1.4:0.18 = 8 وعدد الخطوط هي:

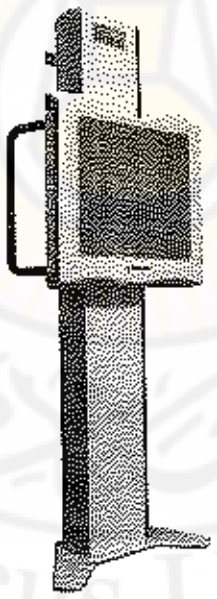
$$\frac{1}{0.18\,mm + 0.07\,mm} = 4 \text{ خطوط/مم}$$

او 40 خط/ سم.. ويكون محتوى الرصاص في البوكي بواحدة الطول:

0.07X1.4X4=0.4

0.4 مم رصاص بكل 1 مم مخطط. اي 40%.

بشكل مثالي فإن ثخانة الشرائح في شبكة تصوير الأشعة يجب أن تكون أصغر ما يمكن حتى لا تظهر في صور الأشعة الناتجة. إضافة إلى ذلك يجب ان تكون الشرائح عاتمة تماماً (حاجبة) للأشعة المتبعثرة ولا تمرر إلا الأشعة السينية المميزة (characteristic x-rays) مسببة حادثة التألق الشبكي وذلك من خلال امتصاص فوتونات الأشعة السينية.



الشكل (1-35) يبين مخطط تمثيلي لشبكة بوكي الصدر

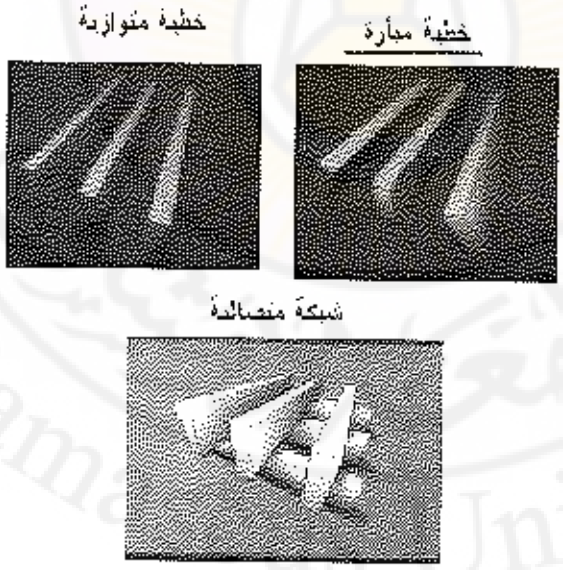
يمكن أن يتم توفير هذه المتطلبات من خلال لفافة رصاصية بثخانة لا تتجاوز 0.05 مم وهي المادة المستخدمة في شرائح الشبكات في أجهزة التصوير الشعاعية السينية المستخدمة للأفلام. ويكون البوكي إما بوكي الطاولة أو بوكي الجدار أو الصدر الشكل (35-1).

1.6.5.2. انواع الشبكات (Grids):

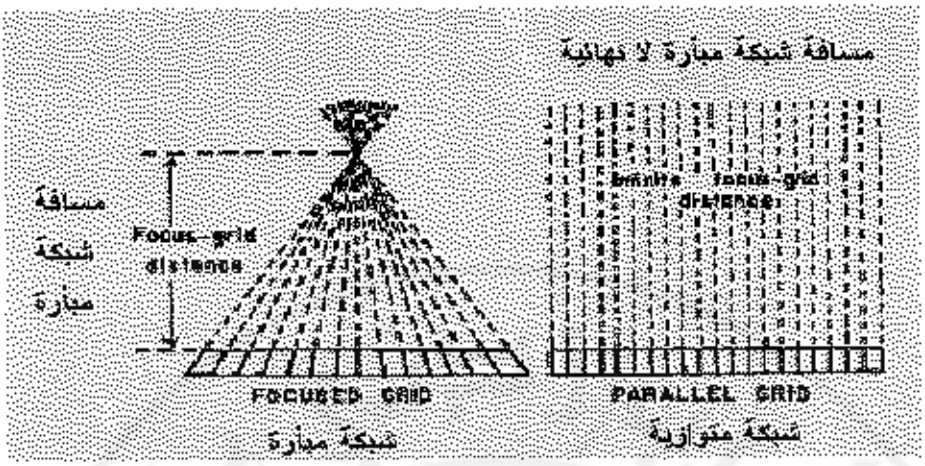
1.6.5.2.1. بحسب ترتيب شرائح الرصاص:

تتوفر الشبكات تجارياً بشرائح متوازية (parallel) أو مبأرة (focused) أو خطية (linear) أو متعامدة متصالبة (crossed) كما يوضح الشكل (36-1). عندما تتوضع شبكة مبأرة على مسافة صحيحة من الهدف لأنبوب أشعة سينية، فإن الخطوط العابرة لشرائح الشبكة تتوجه إلى نقطة أو محرق على الهدف (الشكل 37-1).

وتكون المسافة بين الشبكة والمحرق تتناهى إلى اللانهاية في الشبكة ذات الشرائح المتوازية. لذلك بوجود شبكة متوازية متوضعة على مسافة محددة من أنبوب الأشعة ، يؤدي إلى تخامد أشعة أولية (مفيدة) على الأطراف من المركز للصورة. وبالتالي تنخفض الكثافة البصرية للصورة من المركز باتجاه الأطراف. ويمكن تحسين الكثافة البصرية للصورة ذات الشبكة المبأرة شرط ان تتوضع الشبكة بشكل صحيح.



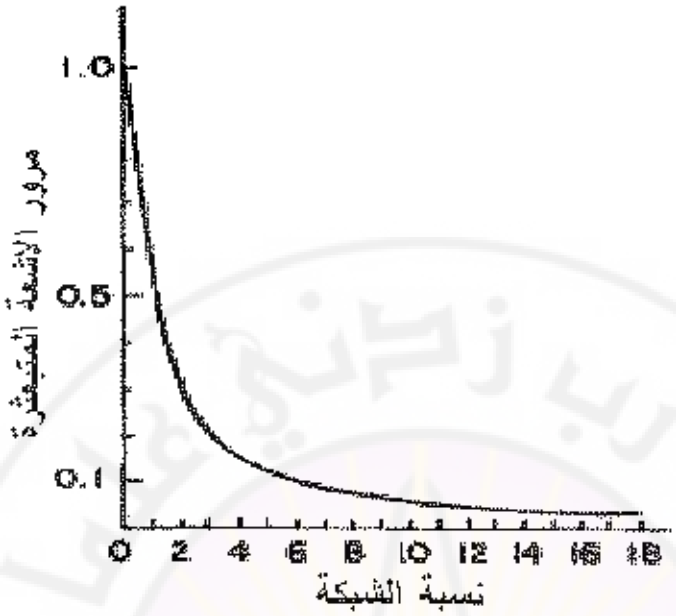
الشكل (36-1) يبين مخطط تمثيلي لشبكة البوكي بأنواعها المختلفة



الشكل (37–1) يبين مخطط تمثيلي لمبدأ الشبكة البوكي بنوعيها

تصنع الشبكة الخطية بشرائح مبأرة أو متوازية كما في الشكل (36–1)، بينما تصنع الشبكة المتصالبة بحيث يتم وضع شبكة خطية فوق الأخرى، بحيث تكون الشرائح متعامدة الواحدة مع الأخرى. على كل حال فإن الشبكة المتعامدة تزيل إشعاعات متبعثرة أكثر من الخطية المتوازية ذات نسبة المخطط نفسه وذلك لأن الشبكة الخطية لا تمتص الفوتونات المتبعثرة الموازية لشرائح الشبكة. على كل حال فإن استخدام الشبكة الخطية هو أسهل في الحالات التي يكون فيها صعوبة في تحاذي كل من أنبوب الأشعة والشبكة وكاسيت الفيلم.

إن نسبة الشبكة في الشبكة المتصالبة هي r1 + r2, حيث r1 و r2 هي نسب الشبكة لكل من الشبكات الخطية المستخدمة لتشكيل الشبكة المتعامدة. تتوفر شبكات أجهزة التصوير بشكل تجاري حتى نسبة شبكة تصل إلى 16. لكن الشبكات من 8 إلى 12 تستخدم بشكل أكثر وذلك لأن إزالة الأشعة المتبعثرة لا تزيد بشكل كبير بعد تلك النسبة كما يوضح الشكل (38–1). كما إن الشبكات ذات النسب العالية صعبة التحاذي وتتطلب تعرضاً أكبر للمريض من الأشعة.



يبين الشكل (38–4) تغير مرور الأشعة المبعثرة تبعاً لتغير نسبة الشبكة .

الجدول رقم (4–1)– يبين أثر أنواع الشبكات ونسب الشبكة في تحسين التباين والزيادة في التعرض

نسبة الشبكة ونوعها	تحسن في تباين			زيادة في التعرض		
Type of Grid and Grid Ratio	*Improvement in Contrast*			*Increase in Exposure*		
	70 kVp	*95 kVp*	*120 kVp*	*70 kVp*	*95 kVp*	*120 kVp*
None	1	1	1	1	1	1
5 linear خطي	3.5	2.5	2	3	3	3
8 linear خطي	4.75	3.25	2.5	3.5	3.75	4
12 linear	5.25	3.75	3	4	4.25	5
16 linear	5.75	4	3.25	4.5	5	6
5 cross متصالب	5.75	3.5	2.75	4.5	5	5.5
8 cross	6.75	4.25	3.25	5	6	7

يظهر الجدول رقم (4–1) التحسن في تباين الصور الشعاعية التي تقدمه الشبكات مع نسب مختلفة من الشبكات، ويظهر واضحاً بأنه:

1) كل الشبكات تقوم بتحسين تباين الصور الشعاعية بشكل واضح.

2) تزداد فعالية الشبكة في تحسين الصور الشعاعية مع زيادة نسبة الشبكة.

3) إن التحسن في التباين للصور ينقص مع زيادة الفولطية.

4) تقوم الشبكة المتصالبة بإزالة كمية أكبر من الأشعة المتبعثرة بالمقارنة مع الشبكات الخطية ذات نفس النسبة.

5) تزيد نسبة التعرض للأشعة مع ازدياد نسبة الشبكة. يجب زيادة التعرض بسبب إن الفيلم اقل عرضة لفوتونات الأشعة المتبعثرة، كما إن شرائح الشبكة تقوم بامتصاص كمية أكبر من الأشعة الأولية.

إن معامل تحسين التباين للشبكة هو حاصل قسمة التباين الذي ينتج عن وجود الشبكة على التباين الأعظمي الناتج بدون وجود الشبكة. يستخدم معامل تحسين التباين لمقارنة فعالية شبكات مختلفة لإزالة الأشعة المتبعثرة. إن معامل تحسين التباين لشبكة معينة يختلف مع ثخانة المريض ومع مساحة المقطع العرضي والطاقة لحزمة الأشعة السينية. وعادة يقاس معامل تحسين التباين بواسطة فانتوم ثخانته 20سم مملوء بالماء ويتم تشعيعه بواسطة حزمة أشعة سينية مولدة عند 100 كيلو فولط.

إن الانتقائية للشبكة هي النسبة بين الإشعاعات الأولية إلى المتبعثرة المنتقلة من الشبكة. كما إن كفاءة الشبكة في إزالة الأشعة المتبعثرة توصف عادة بقدرة الشبكة على الترشيح. توصف الشبكات بأنها ثقيلة أو خفيفة اعتماداً على محتوى الرصاص. كما أن هناك بارامتر آخر لوصف فعالية الشبكة هو معامل البوكي يعرف بأنه التعرض للفيلم بدون الشبكة مقسومة على التعرض على الفيلم بوجود الشبكة ومعرض لحقل أشعة سينية عابرة لمريض بدين.

1.6.5.2.2. الشبكات المتحركة:

تكون خيالات شرائح الشبكة مشتتة للمراقب. كما إن تداخل تلك الخيالات مع محاولة التعرف على البنى الصغيرة مثل الأوعية الدموية البنى العظمية. لذلك قام كل من العالمين بوكي و بوتر ببدايات 1900 بتطوير الشبكة المتحركة التي أصبحت تعرف بـ مخطط بوكي–بوتر (Potter–Bucky)، والتي تقوم بإزالة الخيالات المشوشة للصورة من خلال إعطاء ضبابية لصورتهم على الفيلم. وقد كان يتحرك المخطط باتجاه واحد. أما المخططات الحديثة فهي تتحرك بشكل ترددي بحيث تتحرك الشبكة ذهاباً وإياباً خلال الصورة الواحدة.

إن المسافة الخطية التي تنتقل فيها الشبكة صغيرة تتراوح بين 1-5 سم وتسمح باستخدام الشبكة المباركة. يجب أن لا تكون حركة الشبكة موازية لشرائح الرصاص ويجب أن تكون سريعة كفاية لأن تحرك الخيال على عدد من الشرائح عبر كل موقع على الفيلم خلال التصوير. يجب أن تعدل حركة الشبكة بحيث يمنع التزامن بين موقع شرائح الشبكة والمعدل النبضي للأشعة السينية. ويتغير اتجاه حركة الشبكة بشكل سريع جداً عند حدود الحركة لشبكة ، ويكون زمن السكون للشبكة عند تلك الحدود ضئيلاً.

وغالباً لاتستخدم عادة الشبكات المتعامدة كشبكات متحركة (مهتزة). تستخدم الشبكات المتصالبة المعينية الشكل (Rhombic) في المخططات الترددية ذات السرعة الفائقة حيث تقوم بإزالة ممتازة للأشعة المتناثرة دون أن يظهر أي خيال لشرائح الشبكة على الصورة. أغلب طاولات التصوير الشعاعي الثابتة تحتوي على مخطط بوكي-بوتر الترددي (reciprocatic Potter-Bucky). على كل حال فإن تطور الشبكات ذات الكثير من الشرائح بالانش قد خفضت الحاجة للشبكات المتحركة. إن تكلفة الصيانة للشبكات الترددية وكفاءتها الفقيرة لإزالة خيال شرائح الشبكة خلال الصور ذات أزمنة التصوير القصيرة يزيد من جذب الشبكات الثابتة التي تحتوي على شرائح عديدة بالإنش.
يعتمد خيار شبكة التصوير الشعاعية لفحص معين على عدة عوامل مثل:

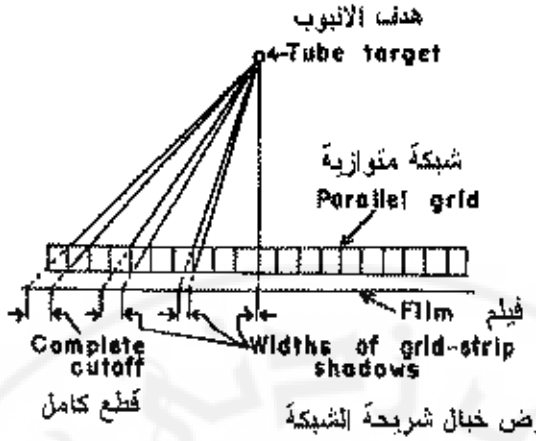
أ- كمية الأشعة الأولية والثانوية الخارجة عن المريض.

ب- طاقة الأشعة السينية في الحزمة الشعاعية.

ت- تنوع تقنيات التصوير الشعاعي المتوفرة في مولد الأشعة.

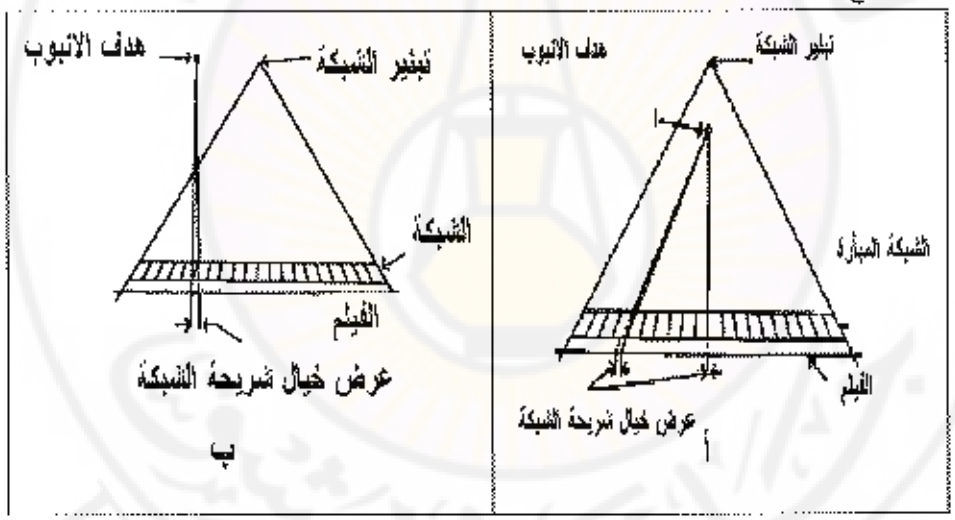
1.6.5.2.3. قطع الشبكة (Grid Cutoff):

يستخدم هذا التعبير لوصف الخسارة في الأشعة الأولية التي يتسببها عدم التحاذي المناسب لشبكة التصوير الشعاعي. يحصل القطع الشبكي في الشبكات المتوازية بالقرب من الحواف لحقل كبير وذلك بسبب منع شرائح المخطط عدد من الفوتونات الأولية للوصول إلى الفيلم (موضح بالشكل (39-1)) وذلك على أطراف الحزمة الشعاعية. ويزيد عرض خيال شرائح الشبكة في الشبكة المتوازية مع المسافة من مركز الشبكة.



يبين الشكل (39–1) يبين القطع الذي تعانيه حزمة الأشعة بمرورها في الشبكة المتوازية .

كما إن استخدام الشبكة المبأرة (Focused grid) عند مسافة غير صحيحة بين الهدف و الشبكة يسبب قطع الشبكة.



يبين الشكل (40–1) يبين القطع الذي تعانيه حزمة الأشعة بمرورها في الشبكة المبأرة نتيجة: عدم التمركز المحوري ب– عدم التمركز العمودي.

ويدعى هذا التأثير عدم التمركز المحوري (de-centering) كما في الشكل (40–1–أ) أو القطع خارج المسافة (off-distance cutoff) الشكل (40–1–ب). وتنخفض الكثافة البصرية لصور الأشعة (التي عانت القطع خارج المسافة) من المركز إلى الخارج. وتزداد

تغيرات الكثافة البصرية مع انزياح الشبكة عن المسافة الصحيحة بين الهدف والشبكة. على كل حال لا يكون هذا التأثير ملحوظاً حتى يزداد الانزياح عن حدود المسافة بين الهدف والشبكة المخصصة للشبكة. وتكون حدود مسافة الهدف–الشبكة ضيقة للشبكات ذات النسبة العالية وأعرض للشبكات ذات النسب المنخفضة.

الفجوة الهوائية:

يمكن تخفيض كمية الأشعة المتبعثرة الواصلة إلى فيلم الأشعة أو مجموعة الشاشة– فيلم بزيادة المسافة بين المريض والفيلم. تدعى هذه المسافة الفجوة الهوائية أو الشبكة الهوائية (Air Grid or Air Gap). تستخدم الفجوة الهوائية في تقنيات تكبير الصور وزيادة في عدم وضوحية التضاريس.

1.6.5.2.4. التكبير في التصوير الشعاعي:

إذا ولدت الأشعة السينية من نقطة وحيدة في الهدف لأنبوب الأشعة فإن التكبير للصورة الشعاعية يكون:

$$\frac{SID}{SOD} = \frac{\text{المسافة بين الهدف--الفيلم}}{\text{المسافة بين الهدف--الجسم}} = \frac{\text{مقاس جهاز الجسم على الصورة}}{\text{مقاس الجسم الحقيقي}} = \text{التكبير} \qquad 1-26$$

فإذا كانت المسافة بين هدف أنبوب الأشعة والفيلم ثابتة فإنه يمكن زيادة نسبة مقاس الصورة إلى الجسم المصور وذلك بتحريك الجسم باتجاه أنبوب الأشعة. تدعى هذه الطريقة لتكبير الخيال على الصورة التكبير بانزياح الجسم المصور (object-shift enlargement). أما في الحالة الأخرى عندما تكون المسافة بين الهدف الجسم المصور ثابتة فيمكن تكبير الصورة بتحريك الفيلم بعيداً عن الجسم المصور وتدعى هذه التقنية بالتكبير بانزياح الصورة (Image-Shift Enlargement).

يمكن تقرير كمية التكبير الممكنة دون ان يصاحبها خسارة واضحة في تفاصيل الصورة. فعندما يكون مستقبل الصورة قريب من جسم المريض فإن العامل الرئيسي الذي يلعب دوراً في عدم وضوحية الصورة هو عدم دقة شاشة التكثيف. وبزيادة المسافة بين الشاشة

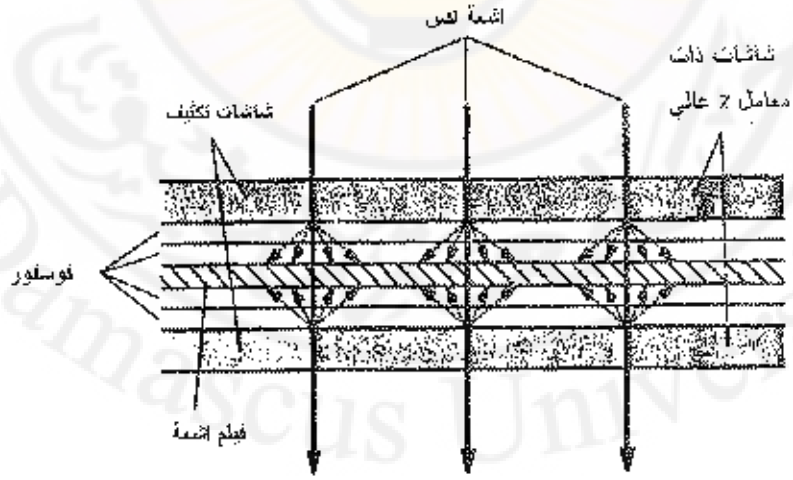
والمريض من خلال التكبير بإزاحة الجسم أو التكبير بإزاحة موقع الصورة، فلا يحدث أي تغيير عما سبق وذكرنا لكن يدخل عامل جديد على عدم الوضوحية وهي عدم الوضوحية الهندسية (التشوه الهندسي) ويزداد بزيادة المسافة بين المريض ومستقبل الصورة.

وعند مسافات محددة بين المريض ومستقبل الصورة فإن عدم الوضوحية الهندسية تماثل عدم الوضوحية الناتجة عن شاشة التكثيف. وبعد ذلك البعد تتراجع تفاصيل الصورة حيث يطغى بالتأثير ويشكل متزايد التشوه الهندسي على عدم وضوحية الصورة (رداءتها). لذلك وكقاعدة عامة يجب عدم تكبير الصورة بعد تلك النقطة التي يتساوى فيها مقدارا التشوه الهندسي مع عدم الوضوحية الناتجة عن الشاشة.

وهناك إمكانية أخرى للتكبير من خلال التكبير البصري لصور الأشعة المعالجة، حيث تمكننا هذه التقنية من تحسين رؤية التفاصيل لكن لا تقدم أي تحسين على النقاوة الداخلية للصورة. لذلك يلجأ إلى طرق التكبير التي تستخدم التكبير الهندسي للصورة وتفضل عن البصرية.

1.6.6. كاشف أشعة X (X-Ray Detector):

يتألف كاشف أشعة X (الشكل 41-1) من طبقة مركزية من Silver Bromide و طبقات محيطة بهذه الطبقة من الطرفين من Phosphor و من الخارج يحيط بالطبقات الفوسفورية من الطرفين ما يسمى بـ Intensifying screen و هي مصنوعة من Calcium tungustate .بمجرد سقوط أشعة X على شاشات التركيز (Intensifying screen) يؤدي إلى تفلورها و تحولها لضوء مرئي يقع على طبقة الفيلم الحساس.



يبين الشكل (41-1) يبين بنية الفيلم المستخدم في التصوير الشعاعي السيني

1.6.7. منصة التحكم:

وعادة ما يتكون من شاشة كما يبين الشكل (42-1) تظهر البارمترات التالية:

الأزرار:

- من 1 إلى 8 فهي برامج تصوير جاهزة البارامترات محددة تشريحياً لنقاط من الجسم تدعى البرامج التشريحية (Anatomical Programs).
- رقم 9 لحفظ بارامترات التصوير المبرمجة.
- 10-11 لتغيير kVp.
- 12 و 13 لاختيار mA في حالة التصوير الآلي، أو بين خيارين mA أو mAs في حالة التصوير اليدوي.
- 14 و 15 لاختيار الكثافة البصرية في حالة التصوير الآلي، بينما لاختيار الزمن ms في حال اختيار نظام العمل اليدوي باختيار البارامترين mA,ms أما في حالة اختيار نظام العمل اليدوي باختيار mAs مباشرة فيخرج هذان الزران عن العمل.
- 16-17-18 عند تفعيل آلية التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض (AEC) فيمكن اختيار أي من الحساسات الثلاث يمكن تفعيله من خلال الأزرار المذكورة والتي يعبر كل واحد منها عن مكان توضع حجرة التأين بالنسبة للرئة اليمنى أو اليسرى أو في الوسط.
- 19 الاختيار بين نظام التشغيل الآلي (AEC Automatic Exposure Control) أو اليدوي ذي الحالتين: إما باختيار البارامترين mA,ms أو باختيار بارامتر واحد mAs.
- 20 يستخدم في حال اختيار النمط الآلي (AEC) وذلك لمعايرة كمية الأشعة الساقطة بحسب نوعية شاشة التكثيف الموجودة في تركيب كاسيت الأشعة، وعادة ما يكون لها ثلاثة أنماط عمل.
- 21 الاختيار بين بقعتين محرقيتين الصغيرة والكبيرة.
- 22 الكاسيت تحت الطاولة.
- 23 الكاسيت فوق الطاولة.
- 24 الكاسيت ضمن بوكي الحائط.
- 25 و26 أنماط اختيارية يمكن برمجتها.

-27 بالضغط على هذا الزر يبدأ الجهاز بتهيئة الجهاز للتصوير حيث يبدأ البوكي (الشبكة) بالاهتزاز ويتوهج الفتيل إلى مرحلة إصدار الإلكترونات لإطلاق الأشعة.

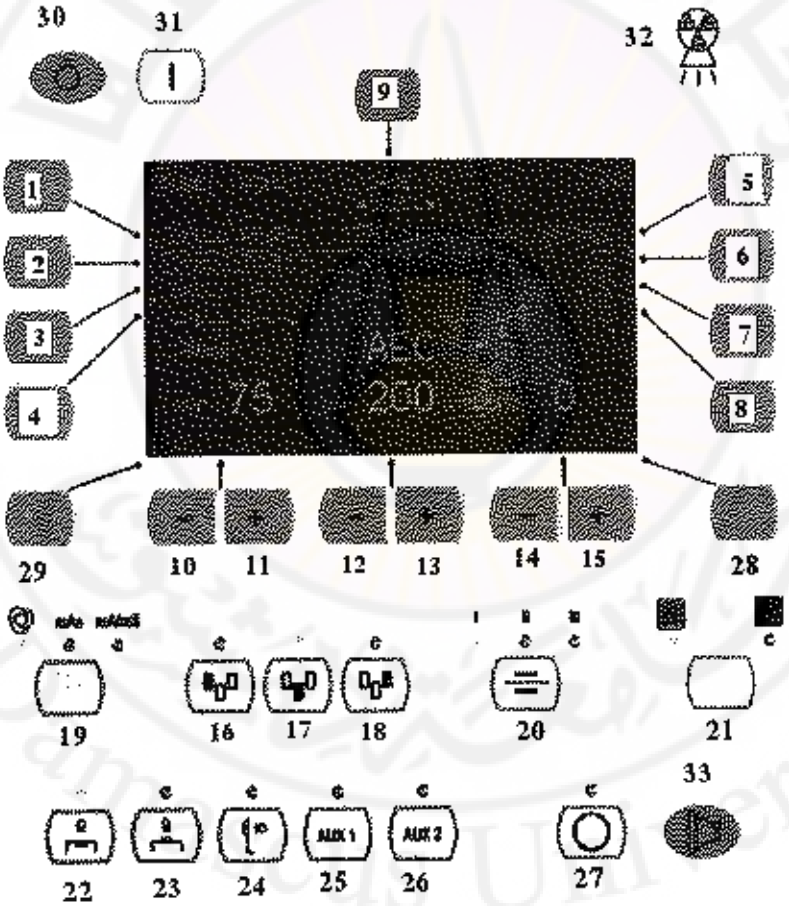
-28 و 29 وهما مسؤولا الانتقال إلى قائمة لاحقة او سابقة.

- 30 إطفاء الجهاز.

-31 تشغيل الجهاز.

-32 تحذير بإطلاق الأشعة.

-33 إطلاق الأشعة وفيه يطبق الجهد العالي بين المصعد والمهبط للفترة الزمنية التي تم تحديدها.



يبين الشكل (42-1) يبين لوحة التحكم لجهاز التصوير الشعاعي السني البسيط

1.6.7.1. التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض :

وتتلخص فكرة التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض Automatic Exposure Control :

في أن المنطقة من الجسم و التي هي محط اهتمامنا بالتصوير تدعى بالمهيمن (dominate) لذلك فإن تصوير هذه المنطقة بالأشعة يتطلب المحافظة على مدى كثافة بصرية محددة. لذا يجب أن نضع حساساً في طريق الأشعة إما التي لم تصل بعد إلى الفيلم أو بعد خروج الأشعة من الفيلم وتحولها إلى ضوء. و القياس الحقلي للحساس الذي سيقيس كمية الأشعة (حجرة التأين، حساس أشعة ذو حالة صلبة ، أو مضاعف ضوئي) يجب أن يتوافق مع المهيمن(العضو المراد تصويره) عندما يأخذ المريض وضعية التصوير. لهذا فإن أنظمة التحكم بالتعرض الأوتوماتيكية هي مناسبة لكافة أنواع التعرضات بحيث تسمح للتجهيزات بالتحاذي لكل من الحقل المقاس و المهيمن، و بالتالي فإن حقل الأشعة السينية لا يكون أصغر من الحقل المقاس.

و عادة ما تنطلق جميع هذه التقنيات من قانون أساسي يربط بين الجرعة الإشعاعية اللازمة لإنتاج الفيلم (D) و معايير أخرى يعبر عنها بالعلاقة :

$$D = K_0 . U^n . I . T \qquad 1-27$$

حيث K_0 عامل يعتمد على كل من الجسم المستقبل للأشعة، فولطية الأنبوب ، الفلترة الأولية على منبع الأشعة و مستقبل الصورة و الجهاز.

n عامل الرفع n هو حقل لفولطية الأنبوب فعند 150 كيلو فولط فإن n=3 و بنقصان الفولطية يزداد عامل الرفع ، فعند 50 kV تصل n إلى 5 .

إن فولطية الذروة للأنبوب تقرر طيف الإشعاع و بالتالي مواصفات الصورة. لهذا فإن فولطية الأنبوب تختار بالأخذ بعين الاعتبار العرض الطبي و تقرر بالعملية المطلوبة.

a) ما هو الجسم المراد فحصه؟.

b) ما هي درجة التباين الضرورية للتشخيص؟.

فعلى سبيل المثال ، إن التعرف على القفص الصدري يتطلب 66 كيلو فولط كي يمكن تشخيص البنية العظمية، بينما تتطلب صورة الصدر على الأقل 125 كيلو فولط لتشخيص بنية الرئة، نتيجة كونها ترقد خلف الأضلاع. تساهم قيمة الذروة لفولطية الأنبوب بشكل كبير بتشكيل الصورة. لهذا فإن على مولد الأشعة إنتاج فولطية أنبوب بتذبذبات منخفضة و ذلك لإبقاء نسبة الإشعاعات منخفضة الطاقة صغيرة.

تتناسب الجرعة مع كل من التيار I و زمن التعرض T . لهذا فإن قيمة Q(mAs) تختار و يتم وصفها بالاعتماد على الجسم المفحوص.

$$Q = \int_0^{t_A} I(t).dt \qquad 1-28$$

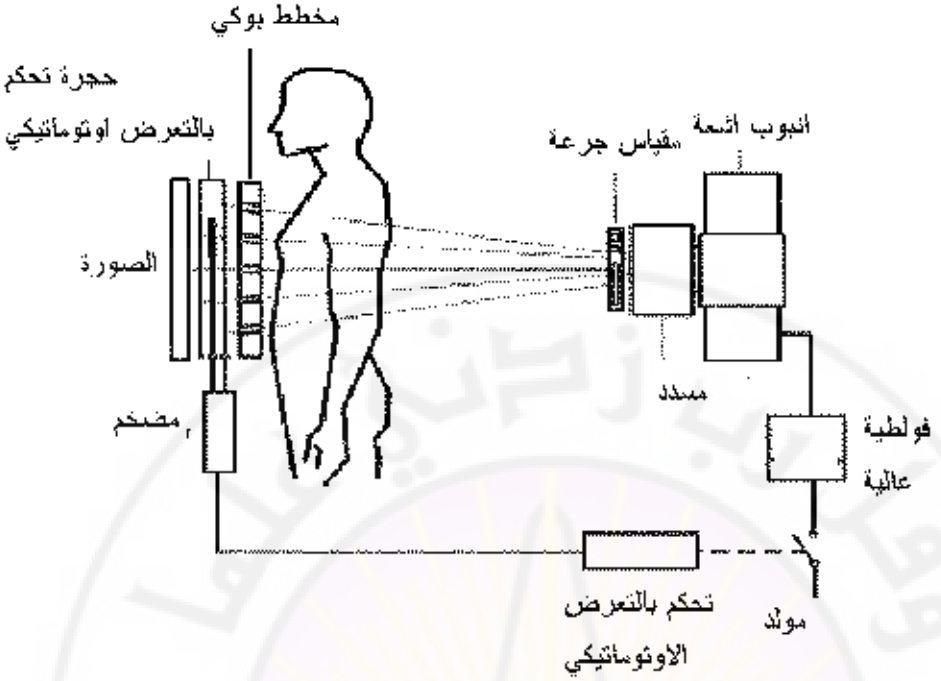
يبين الشكل (1-43) والشكل (1-44) والشكل (1-45) دارة نظام التحكم بالتعرض الأوتوماتيكي إما بواسطة حجرة التأين أو الحساس الإشعاعي ذي الحالة الصلبة.

تعمل أنظمة التحكم بالتعرض الأوتوماتيكية على مبدأ قياس معدل الجرعة بواسطة التكامل، إن الإشارة المستحصلة و التي هي متناسبة للجرعة الحقيقية D_{actual} وتتراكم عند أي نقطة مع الزمن. إن قيمة الجرعة المرجعية المختارة سابقاً تلغي الضرورة في تقدير mAs ، و التي يمكن أن تختار من قبل المشغل في نظام التشغيل اليدوي معتمداً على خبرته في تقدير شفافية المريض.

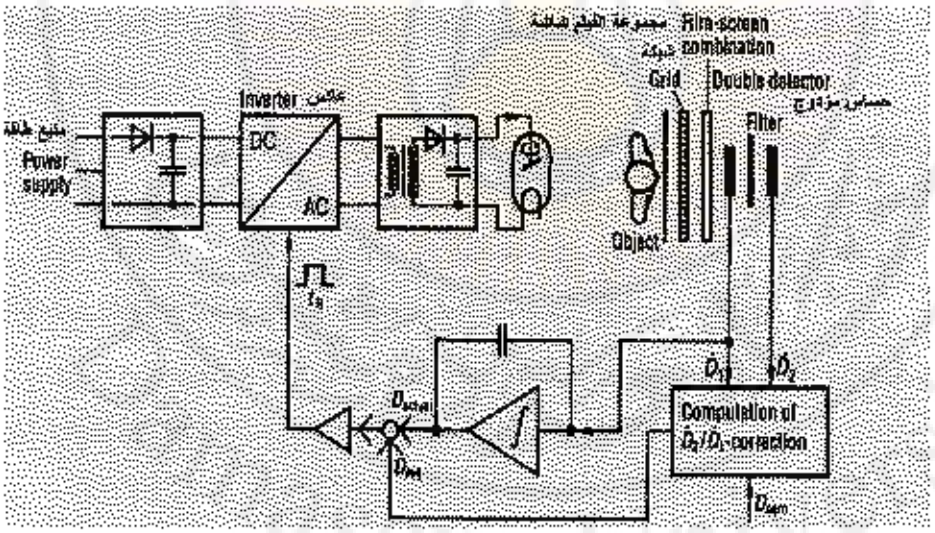
و توضع حجرة التأين قبل المنطقة التي تستقبل الصورة بين البوكي والفيلم (الشكل (1-43)). و يكون التيار الذي يشحن المكثفة متناسباً مع معدل الجرعة D المولدة بالإشعاع في السعة الهوائية المشحونة بفولطية من 300 إلى 1000 فولط . إن تيار التأين يكون بحدود 10-12 Pico Ampere . و تكون حجرة التأيين ضيقة قدر الإمكان ، و يجب أن لا تسبب أي خيال أمام الفيلم.

أما الحساس الإشعاعي ذو الحالة الصلبة(Solid State Radiation (SSRD)) Detector فهو يتوضع خلف الكاسيت الحامل للفيلم (1-44) و ذلك لأنه يؤدي إلى تكوين خيال على الفيلم إذا كان أمامه. و من مزاياه بأن الجرعة يمكن أن تحفظ عند مستوى أقل و ذلك للاستصاص المنخفض أمام الفيلم (على سبيل المثال تصوير الثديين ، الأطفال).

يكون تيار SSRD متناسباً مع معدل الجرعة خلف الكاسيت و ليس ذلك في مستوى الفيلم. و لهذا فإن الكثافة البصرية لا تكون متناسبة مع تيار SSRD.

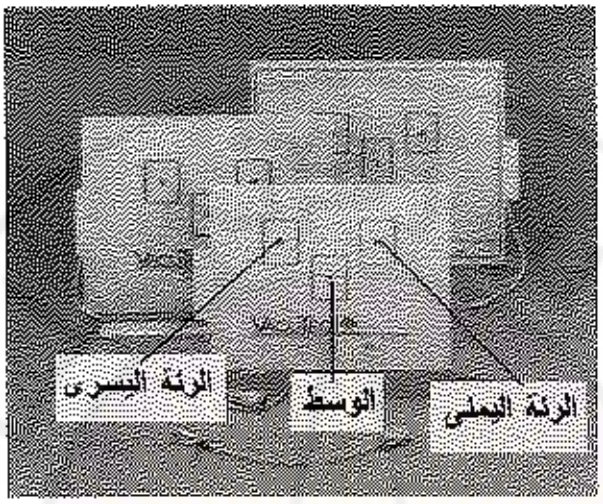


الشكل (43–1) يبين توضح حجرة التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض بين الشبكة والفيلم



الشكل (44–1) نظام التحكم بالتعرض الأوتوماتيكي لتصوير الثديين على عملية تعديل الشفافية أوتوماتيكياً

وعادة ما يتم وضع حجر التأين خلف البوكي في ثلاثة مواضع (الشكل (45-1)) تتناسب مع موقع الرئة اليمنى أوالرئة اليسرى (الشكل (42-1)) حيث يقوم المشغل باختيار أي من المناطق مهتم بتصويرها من هاتين المنطقتين أو يختار الوضعية الوسطية (الأزرار 17-18-19) في حال أراد تجانس الصورة بين الجميع.



الشكل (45-1) يبين إشكال تصميم حجر التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض

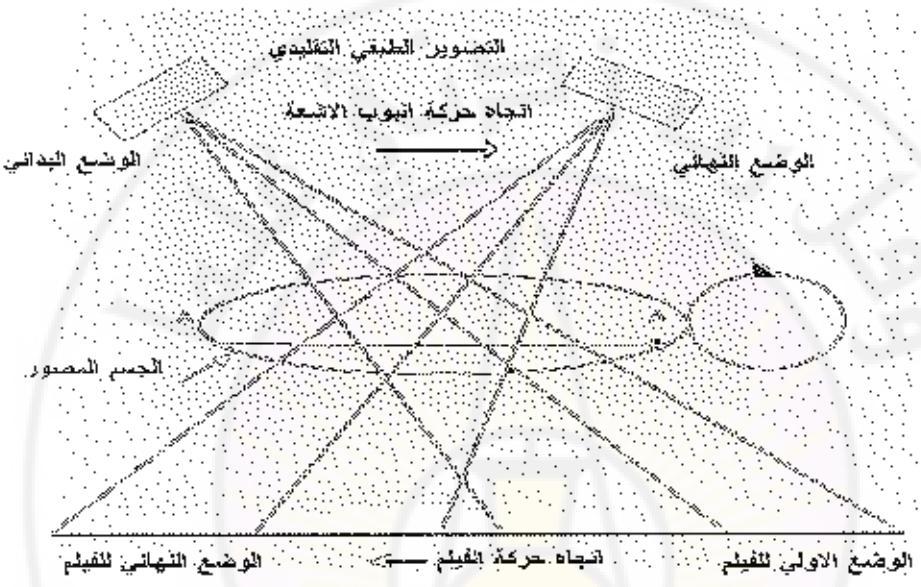
1.6.7.2. تصحيح الكثافة البصرية:

يتناسب الإشعاع المتبعثر مع الحجم المعرض للإشعاع ، و تكثر الإشعاعات المتبعثرة في الأجسام الثخينة . يقيس حساس نظام التحكم بالتعرض الأوتوماتيكي الإشعاع الكلي الناتج عن الجسم. وتتضمن الإشعاعات المتبعثرة، و لهذا فإن قيمة الجرعة المرجعية تصل بشكل سريع في الأجسام الثخينة. و بالتالي فإن الفيلم يظهر كثافة بصرية أقل من تلك التي تمت معايرته عليها. و الأطباء و الفنيون و الخبراء في ذلك يغيرون من قيمة الجرعة المرجعية D ref بواسطة مفتاح تعديل الكثافة البصرية معتمدين على الجسم المراد فحصه و المفتاح مدرج بنقاط تعرف موجبة و سالبة . أما في تقنيات التعرض المعتمد على الأعضاء فإن هذا التعديل يكون مبرمجاً أصلاً بواسطة الزر الدال على العضو. و يجب أن تمنح الأفضلية للعمليات المبرمجة أصلاً لأن خيار الحساس متضمن.

1.7. التصوير المقطعي التقليدي (Classical Tomography):

عادة ما تضمن الشركات الصانعة لتجهيزات التصوير الشعاعي البسيط ميزة إضافية في أجهزتها هي التصوير المقطعي التقليدي وهي آلية يمكن التركيز فيها على تصوير منطقة محددة

بحيث يتم التركيز عليها وتسليط الأشعة. عندما يعطى الجهاز أمراً ببداية هذا النوع من التصوير يتحرك الأنبوب بزاوية في حين يتحرك كاسيت أفلام الأشعة بشكل معاكس (الشكل (46-1)) من وضعية البداية، بمجرد بداية التصوير يتم التصوير بثلاث وضعيات جميعها تكون مبأرة في نقطة واحدة (منطقة الاهتمام) وتكون الصورة الناتجة هي عدة لقطات لنفس الكتلة (منطقة الاهتمام) أما المناطق المحيطة فتكون ضبابية.



الشكل (46-1) يبين مبدأ التصوير المقطعي التقليدي وكيفية تحرك أنبوب الأشعة والفيلم

1.8. التصوير الشعاعي الرقمي
(DIGITAL RADIOGRAPHY):

هناك عدد من التقنيات الموجودة للحصول على الصور الشعاعية رقمياً أو لتحويل الفيلم المستحصل عليه تمثيلياً إلى الشكل الرقمي. حتى إن أنظمة شاشات الفيلم التقليدي الذي نستخدمه في التصوير ليست تمثيلية بشكل حقيقي وذلك بسبب مقاس الحبيبات في الفيلم ومقاس الكريستالات في شاشات التألق (fluorescent screens).

إن المنظومات ذات أنابيب الأشعة المهبطية و محدوديات زمن النقل وتخزين المعلومات للكميات الكبيرة من المعلومات الموجودة في الصور هي محددات.

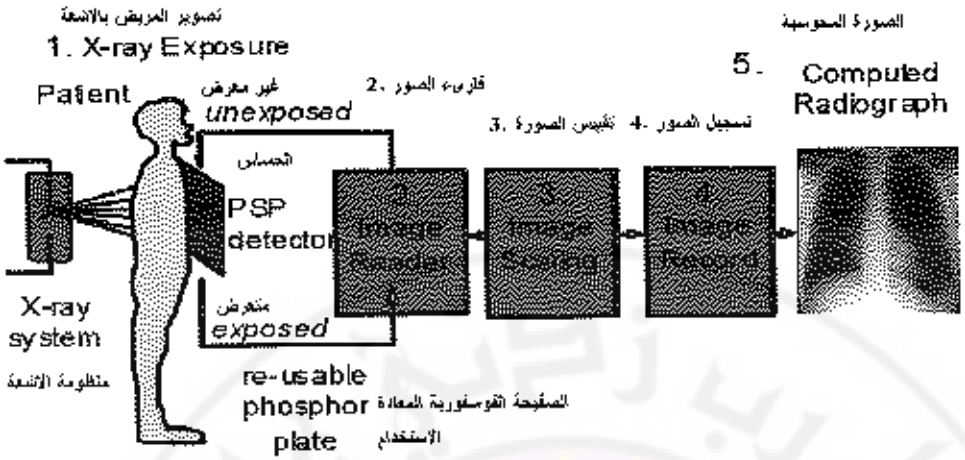
إضافة لذلك فإن القطع المنفصلة لأجهزة استحصال الصورة التمثيلية لا يمكن التلاعب بها أو تعديلها فردياً. وقد انتقل عدد من التقنيات المثيرة للاهتمام مؤخراً من البحوث إلى مجال الاستخدام السريري.

1.8.1. الحساسات الرقمية المنفصلة:

ان استخدام مصفوفة من الحساسات هو روتيني لكل من التصوير بالأمواج فوق الصوتية والتصوير الطبقي المحوري. كما إن مدة كثافة المعلومات للفيلم تنفي الحاجة لمثل هذه التجهيزات في التصوير الشعاعي حتى يتم التعريف بمتطلبات التصوير الشعاعي. تتضمن هذه المتطلبات المجال الحركي (dynamic range) المشاهدة الآنية بأماكن متعددة واستخدام المعالجة الرقمية للصور من أجل تحسين الصور. إن هذه المتطلبات الجديدة قد بدأ بتحقيقها من قبل الإمكانيات التقانية، فعدد من الحساسات المنفصلة والتي تنتج إشارات الكترونية والتي من السهل رقمنتها قد استخدمت، بما فيها الكريستال التألقي مثل يود الصوديوم (sodium iodide) و جرمانات البزموت (bismuth germanate)، وديودات ضوئية، وأجهزة شبه ناقلة مختلفة. إن الفكرة من الحساسات المنفصلة أو مجموعات من الحساسات تعترض وبشكل ضيق حزم اشعة مبأرة من أجل تخفيض أثر الفوتونات المبعثرة على تشكيل الصورة وذلك من خلال منظومات التصوير الخطي (الشقي) و التصوير النقطي. تم معالجة المجال الحركي من خلال التصوير المتساوي المسح (scanning equalization radiography). تتضمن هذه المنظومة آلية تغذية خلفية راجعة بحيث إن مقدار الإشارات من الحساس تسبب تعديل أوتوماتيكي لخرج أنبوب الأشعة. إن تعديل خرج أنبوب الأشعة في منظومة التصوير المتساوي المسح يخفض مجال معدلات التعرض التي يجب أن يستجيب لها الحساس.

1.8.2. التخزين الفوسفوري الرقمي (Digital Phosphor):

طريقة أخرى للتصوير الرقمي هو الحصول على الصورة ضمن وسط مستمر مصمم خصيصاً لرقمنته. ففي تقنية التخزين الفوسفوري (تدعى أيضاً بالتصوير الشعاعي المحوسب Computer Radiography) يتم تحصيل الصورة على صفيحة تحتوي على الفوسفور المثار ضوئياً (الشكل (47-1)). تستخدم مادة مثل بروميد الباريوم الفلوري (Barium Flouro Bromide) وهو قادر على تخزين الطاقة من التعرض للأشعة السينية.



الشكل (47–1) يبين مبدأ التصوير الشعاعي المحوسب (**Computed Radiography**).

وعندما يتعرض للضوء القوي بطول موجة مناسب، يعود الفوسفور المثار ضوئياً لبث الطاقة كضوء مرئي يمكن التقاطه من أنبوب المضاعف الضوئي. ولهذا فإن صفائح التخزين الفوسفورية تسجل صوراً كامنة يمكن قراءتها بوقت لاحق بعد التصوير. يمكن تحقيق عملية القراءة من خلال منبع ضوئي مكثف ومبأر بشكل جيد مثل ليزر هليوم-نيون (الشكل (48–1))، بحيث إن مقاس المنطقة المثارة على الصفيحة يبقى صغيراً للحصول على دقة جيدة. ومن ثم يمكن رقمنة الإشارات الكهربائية من المضاعف الضوئي من خلال مبدل تمثيلي رقمي. وبمجرد تخزين الصورة يمكن عرضها على شاشة ذات نقاوة عالية أو تطبع على فيلم. إن إحدى ميزات صفيحة الفوسفور المثارة على النظام التقليدي هو تحسين المجال الحركي. تعمل أفلام التصوير الشعاعي على تعرضات محتملة تتراوح بين التعرض المطلوب للوصول على كتف المنحني المميز إلى ذلك المطلوب لأعلى من القمة (Toe). هذا المجال يسبب فروقات في التعرضات من مرتبة 100. أما المجال الحركي للتخزين الفوسفوري من مرتبة 10000. ولهذا فإن التخزين الفوسفوري له مجال أكبر إذا ما تم التصوير خطأ. للحفاظ على المعلومات الواردة في هذا النطاق الديناميكي الواسع، يجب أن يكون لدى المحول التمثيلي إلى رقمي ما يكفي من البتات (bits).

إن منظومة قراءة التخزين الفوسفوري لها قدرة على رقمنة 2000x2000 مصفوفة بيكسيلات (عناصر صورة) أو أكبر، بحيث يأخذ كل بيكسل واحدة من قيم 2^{10}= 1024 . ومن

ثم تتم معالجة الصور الناتجة لتدرجات رمادية في طريقة مماثلة التي تتبعها أجهزة التصوير الطبقي المحوري المحوسب أو التصوير بالرنين المغنطيسي.

إحدى مميزات منظومات التخزين الفوسفوري عن النظام التقليدي (فيلم–شاشة) هي تخفيض التعرض للمريض. كما يتميز النظام عن التصوير الرقمي بحيث إن الصفيحة الفوسفورية تستبدل الكاسيت الفيلم و لا تمثل تغيراً واضحاً في وضعية المريض أو إجراءات التصوير.

مثال (9–1):

احسب الدقة الحيزية لمنظومة تصوير شعاعي محوسب (Computed Radiography) بحيث تتم رقمنة صفيحة فوسفورية 14X17 in بمقاس مصفوفة بابعاد 2000X2510

حل المثال (9–1):

إن مقاس البكسل او النقاوة

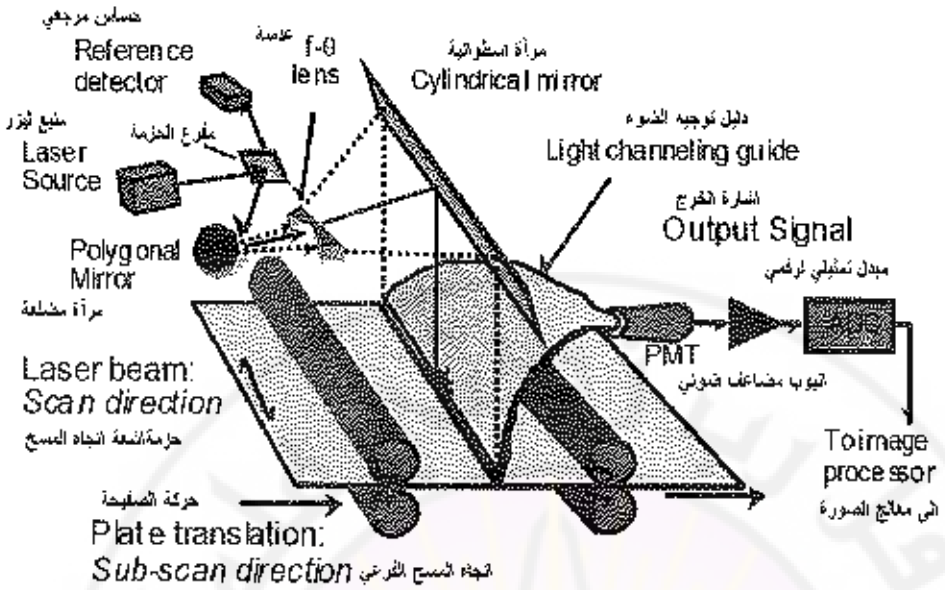
$$r_{14}=\frac{14\ in}{2000}=0.007\ in=0.18\ mm$$

$$r_{17}=\frac{17\ in}{2510}=0.007\ in=0.18\ mm$$

لهذا فإن مقاس دقة العنصر هو واحد بالاتجاهين. ويكون عدد أزواج الخطوط بالميليمتر التي يمكن عرضها مساوياً لأزواج البكسلات بالميليمتر.

$$\frac{\text{ازواج الخطوط}}{\text{مم}}=\frac{1}{2(r)}=\frac{1}{2(0.18\ mm)}=2.8$$

نلاحظ ان النقاوة الحيزية لمنظومات التخزين الفوسفوري هي أقل من 6 إلى 10 أزواج خطوط في الملم.



الشكل (48–1) يبين مبدأ قارئ اللوحات الفوسفورية لجهاز التصوير الشعاعي الحوسب

(Computed Radiography).

1.8.3. ماسح الأفلام (Film Scanner):

يمكن رقمنة أفلام الأشعة بعد التقاطها من خلال منظومة تقليدية. ففي جهاز رقمنة أفلام الأشعة ، يقوم شعاع ليزري بمسح الفيلم. تقوم الكثافة الضوئية بتعديل الضوء النافذ من الفيلم. ويقوم حساس ضوئي بتحويل ضوء الليزر العابر إلى إشارة كهربائية تتم رقمنتها بواسطة محول تمثيلي إلى رقمي. إن النقاوة الحيزية لماسح الفيلم تقرر بمقاس بقعة الشعاع الليزري الساقطة على الفيلم. أغلب الاستخدامات السريرية تستخدم 100 ميكرومتر أو اكبر وتتوفر بقع بمقاس 50 ميكرو متر. إن تصغير القطر إلى النصف يتطلب زمن مسح أكبر بـــ 4 مرات. تتوفر ماسحات أفلام الأشعة بمقاسات مصفوفات على الأقل 2000X2000 بـــ 10 إلى 12 bits).

لماسحات الأفلام ميزات واضحة عن التصوير الرقمي تتلخص في أنها لا تتطلب تغييراً في نظام التصوير التقليدي وتظل نفس الإجراءات المتبعة فيها (التقنيات، وضعية المريض، اظهار الفيلم). اما ســيئاتها فهي عــدم إمكانيــة تصحيح التغيرات الكبيرة في كثافة الأفــلام أو السويات الرمادية، ضرورة التعامل مع أفلام منفصلة بالزمن المستغرق للمسح.

مثال (10-1):

أوجد العدد الكلي للبايتات المخزنة بنظام مسح الفيلم بمصفوفة 2048X2048 إذا استخدم مبدل تمثيلي إلى رقمي 8 بتات.

حل المثال (10-1):

$$2048X2048X8\ bits = 33,570,000\ bits$$

على كل حال فإن:

$$1byte = 8\ bits$$

$$\frac{33,570,000\ bits}{8\ bits/byte} = 4,200,000\ byte = 4.2\ M\ bytes$$

1.8.4. مستقبلات الصور الرقمية ذات المساحة الكبيرة للتصوير الشعاعي: (Large-Area Digital Image Receptors)

يتم العمل على الحساسات الرقمية ذات المساحة الكبيرة (35 سم x 43 سم) منذ 30 عاماً، بدأ العمل بتطوير أجهزة الربط بالشحنة ((charge-coupled devices (CCDs) يحول هذا الجهاز الضوء المرئي إلى إشارات كهربائية.

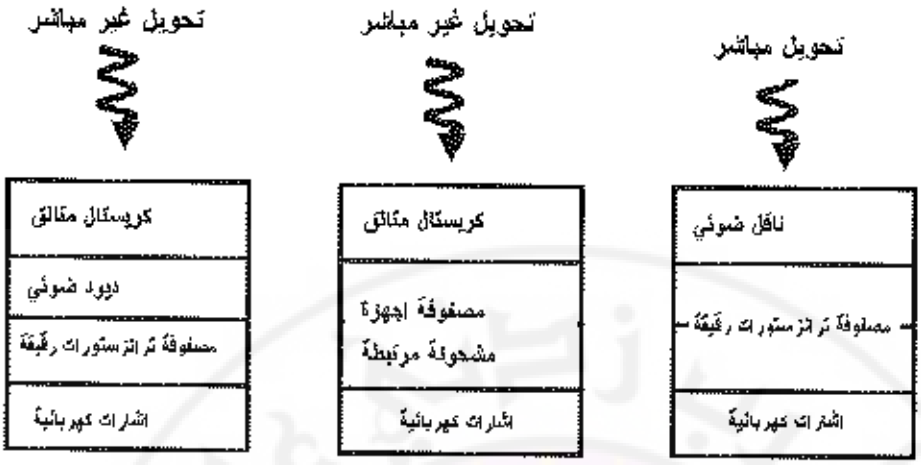
إن المتطلبات الأساسية في النقاوة والضجيج المنخفض والمجال الديناميكي العالي في التصوير الشعاعي الطبي تشكل تحديات تقنية في تطبيقات الحساسات الرقمية في التصوير.

خلال العقدين السابقين فإن الوعد بالحصول على حساسات رقمية كان خارج الإمكانيات نظراً لأدائها وتكلفتها العالية. إن استخدام الحساسات الرقمية يعطينا إمكانية قراءة الصور مباشرة دون الحاجة للذهاب عدة رحلات داخل القسم لجهاز التحميض أو قراءة اللوحات الفوسفورية وكذلك إمكانية معالجة الصورة.

لقد تم تطوير لوحة حساسات كبيرة المساحة (Large-area Flat Panel detectors) ومن مميزاتها الفعالية الكمية العالية للتحسس وتحويل الأشعة السينية إلى رقمية بضجيج منخفض مقبول عبر مجال كبير للتعرض. والنموذجين الأساسيين لكلا الأنظمة المتحسسة للأشعة السينية ذات اللوحة الكبيرة المساحة المسطحة هي كما يبين الشكل رقم (49-1):

التحويل المباشر (Direct Conversion).

التحويل غير المباشر (Indirect Conversion).

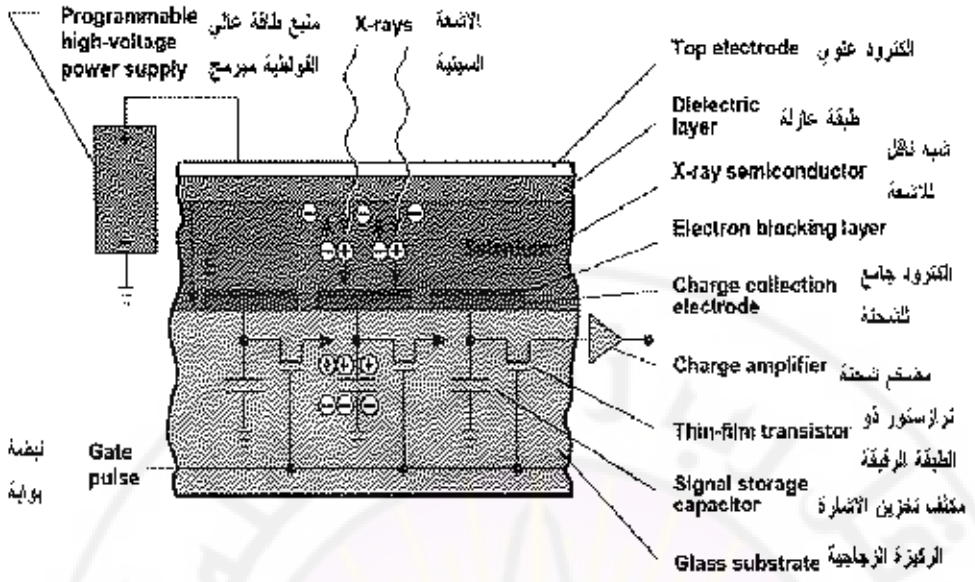


الشكل (I–49) يبين مبدأ لوحة حساسات كبيرة المساحة بأنواعها المختلفة

أما من حيث التحويل المباشر فهو يعتمد على تحويل طاقة الأشعة السينية إلى إشارة كهربائية في طبقة وحيدة لمادة تدعى ناقل ضوئي وهناك عدة مواد مثل : السيلينيوم الغير متبلور ، تيلوريد زنك الكادميوم ويود الرصاص.

عندما تضرب الأشعة صفيحة التحويل للناقل الضوئي تنشأ أزواج من الحفر الالكترونية (الشكل (50–1)). بتطبيق حقول كهربائية بين السطوح الأمامية والخلفية للناقل الضوئي ليجبر على انفصال أزواج الحفر الإلكترونية وتحولها إلى سطوح مشحونة كل سطح هو مصفوفة من ترانزستورات ذات طبقة رقيقة وبالتالي يمكن قراءة شبكة من الترانزستورات لتقرير كمية الشحنة الكهربائية فوق كل ترانزستور .

عادة ما يرتبط عدد الترانزستورات مع عدد البكسيلات في الصورة النهائية. لحساسات الصفيحة المسطحة مقاسات بكسل في مجال 200 ميكرومتر (2.5 خط/مم دقة) متوفرة للتصوير الصدري كما ان هناك جيل جديد من الحساسات بدقة حيزية من 50–100 ميكرومتر (10–5 خط/مم) متوفر لتصوير الثدي.



الشكل (1–50) يبين مبدأ لوحة حساسات كبيرة المساحة ذات التحويل المباشر.

أما في التقنيات غير المباشرة فإن المواد المتألقة تحول طاقة فوتونات الأشعة إلى ضوء مرئي، أما المواد المتألقة التي تستخدم لهذا الموضوع فهي السيليكون الغير متبلور بود السيزيوم. يمكن قراءة الضوء المتولد عن هذه الصفيحة من خلال ناقل ضوئي ليحول الضوء الناتج إلى إشارات كهربائية أما النواقل الضوئية المستخدمة في هذا النوع فهي (CCD) ومواد مثل السيليكون الغير متبلور المرتبطة (Coupled) ومصفوفات الترانزستورات ذات الطبقة الرقيقة (TFT).

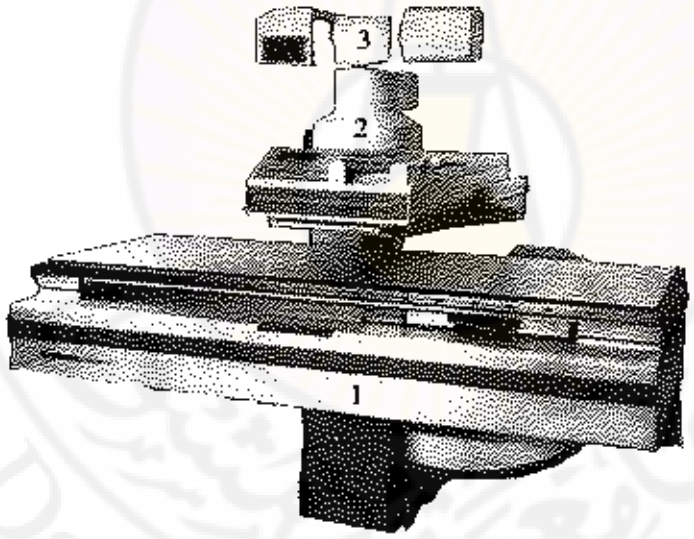
من أهم مميزات الجيل الجديد من حساسات الصفيحة المسطحة هي فعالية حساسيتها العالية الكمية (DQE) وهو مقياس لفعالية الحساسية التي تتضمن الضجيج بالاضافة إلى الدقة عند ترددات حيزية مختلفة. وعادة ما يكون حوالي 65% للحساسات الرقمية ذات الصفيحة المسطحة بينما تكون لأنظمة التخزين الفوسفورية حوالي 35%، في حين لأنظمة شاشة فيلم 25%. وبسبب أن حساسات الصفائح المسطحة لها قيمة فعالية حساسية كمية (DQE) عالية فالمتوقع أن تستخدم الجرعة الإشعاعية بشكل فعال أكثر، وأن تعطي ضجيج أقل على مجال من الترددات الحيزية المستخدمة في التصوير الطبي.

1.9. جهاز التنظير(Fluoroscopy System) :

في إجراءات طبية مختلفة ، يعمد الأطباء إلى التنظير الفوري لصور الأشعة X و بهذا يكون بإمكانهم مراقبة حركات الأعضاء و أشياء أخرى داخل جسم الإنسان .

ففي عمليات القثطرة القلبية ، فإن الطبيب يرغب بمراقبة حركة القثطار داخل الأوردة و الأذينتين، أو عندما يتم تفجير حصية كلوية بواسطة الأمواج فوق الصوتية حيث يمكن مراقبتها باستخدام أشعة X . مثل هذه الصور الفورية و التي تستخدم المكشاف الفوري تدعى بالصور الآنية (بالزمن الحقيقي) كما يمكن مراقبتها في شاشات التلفاز و بشكل حي كما في الشكل (1-51).

و الأجزاء الرئيسية لجهاز التنظير (الشكل (1-51)) هي أنبوب أشعة X – طاولة المريض– مكثف الصورة (2) – الدارة التلفزيونية– دارة التحكم بالتعرض الأوتوماتيكي – منصة التحكم– شاشات العرض داخل غرفة الجهاز وعند منصة التحكم– مولد الطاقة.

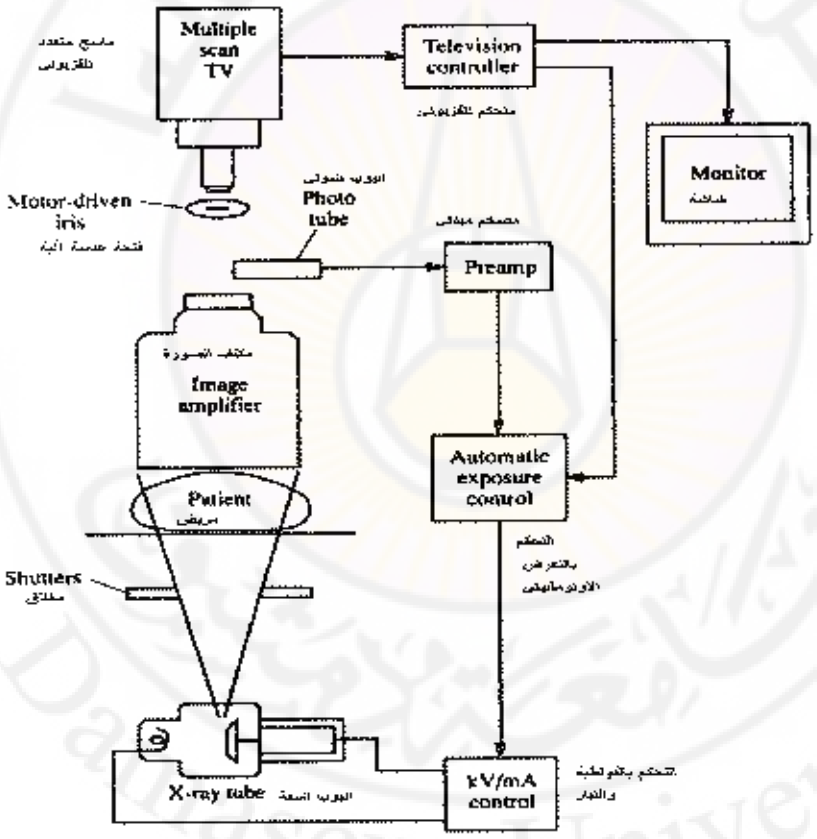


الشكل (1-51) يبين شكل جهاز التصوير التالقي: 1– الطاولة 2– مكثف الصورة 3– الدارة التلفزيونية.

يتم تمديد المريض على الطاولة ، بينما يقف المستخدم للجهاز مرتدياً ذرعاً رصاصياً ، مراقباً الصور الشعاعية على شاشة تلفزيون الذي بدوره تلتقطه كاميرا تليفزيونية من مكثف الصورة (2) الذي يكبر الخيال و يحول أشعة X إلى ضوء .

يبين الشكل (52–1) مخططاً صندوقياً لنظام تصوير فلورة ، في هذا النظام تتم تغذية نظام تحكم للتعرض بمعلومات حول كثافة الصورة بحيث إنه في حال بداية الصورة بالاختفاء فإن تيار الحزمة على أنبوب أشعة X سوف يزداد أوتوماتيكيا .

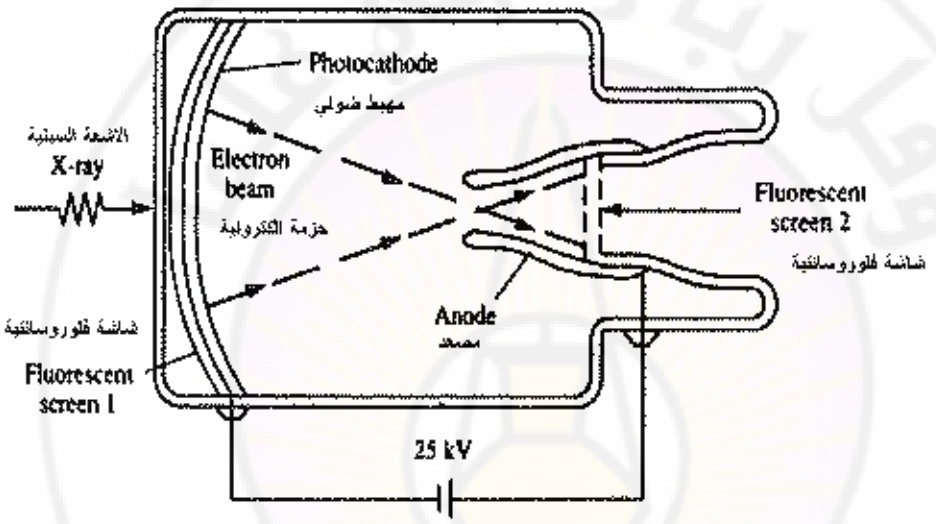
القطعة الفريدة من نوعها في نظام التنظير هي مكثف الصورة (Image Intensifier)كما هو مبين بالشكل (53–1) والتي تحول أشعة X إلى ضوء عند شاشة الخرج. حيث ترتطم أشعة X بالشاشة الفلوروسانتية (1) منتجة فوتونات ضوئية. و من ثم تعبر للمهبط الضوئي، و الذي بدوره ينتج إلكترونات حيث تسرع الإلكترونات بواسطة جهد قيمته 25 kV. مما يؤدي إلى تركيز الحزمة الإلكترونية المسرعة على الشاشة الفلوروسانتية (2) مصدرة ضوءاً متزايداً و صورة أكثف .



الشكل (52–1) يبين مخطط تخطيطي لجهاز التصوير الناقي.

يمكن التقاط هذه الصورة الضوئية أو تصويرها بواسطة كاميرا تلفزيونية .

تتألف الشاشات الفلوروسانتية (الشكل (53-1)) من عدة كريستالات فوسفورية بثخانة $3-2\,\mu m$ والتي تبث ضوء عندما تقصف بجزيئات الطاقة. على سبيل المثال ينتج ضوء أزرق مستمر و متوسط -قصير باستخدام كريستالات ZnS:Ag(Ni) في حال ارتطام فوتونات ضوئية و بقدرة كامنة بمهبط ضوئي فسوف تنبعث إلكترونات تعرف بالإلكترونات الضوئية (Photoelectrons) .تتألف المهابط الضوئية من مواد أو خليطة من القصدير و السيزيوم (Cs).



الشكل (53-1) يبين مخطط تمثيلي لمكثف الصورة.

إن وظيفة مكثف الصورة هي تكثيف أو زيادة سطوعية الصورة عبر أليتين:

1- التصغير، بحيث ينبعث عدد محدد من الفوتونات الضوئية من منطقة اصغر.

2- الربح التدفقي، بحيث تتسارع الالكترونات من خلال الفولطية العالية منتجة كمية ضوء أكثر باصطدامها بالشاشة الفلوروسانتية.

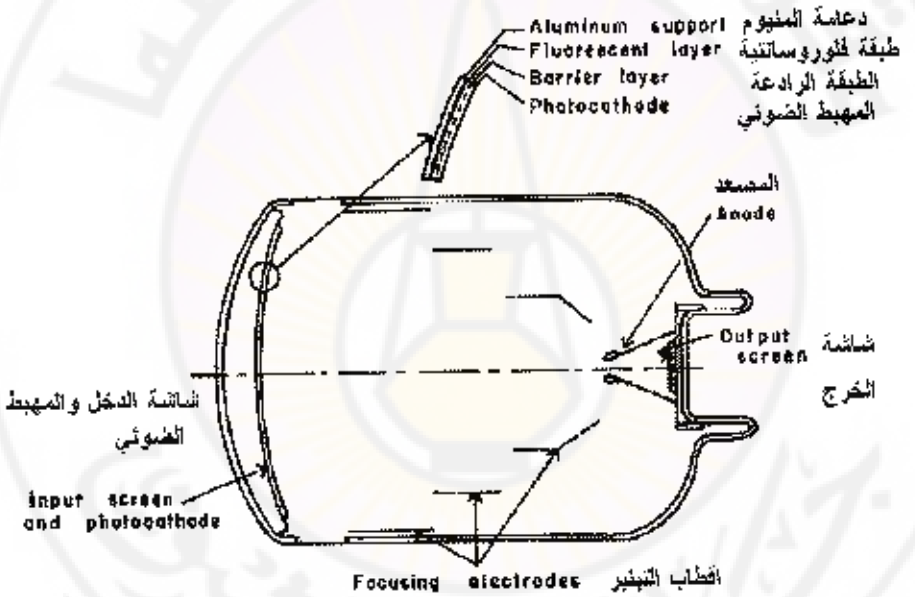
تتراوح الشاشة الفلوروسانتية من 4 إلى 16 أنش بالقطر وهي محدبة قليلاً.

وقد تطورت المادة المصنوعة منها بحيث أصبحت من مادة يود السيزيوم (CsI cesium iodide). إن تفوق هذه المادة عن سولفايد كادميوم الزنك (ZnS:CdS) يكمن في

زيادة امتصاص الأشعة بسبب وجود مركبات الزنك الأعلى في CsI الفوسفوري والكثافة الانضغاطية لجزيئات CsI في حبيبات الفوسفور.

فلكل فوتون أشعة يتم امتصاصه يبث 2000–3000 فوتون ضوئي من قبل الشاشة. ويسقط الضوء على مهبط ضوئي يحوي على عنصر الانتيموان (antimony (Sb)) مثل اوكسيد سيزيوم الانتيمون antimony cesium oxide (Sb-CsO) .

إن الفوتونات الضوئية المتحررة في الاتجاه بعيداً عن المهبط الضوئي تنعكس باتجاه المهبط الضوئي (الشكل (54–1)) بواسطة دعامة ألمنيوم عاكسة موجودة على السطح الخارجي لشاشة الدخل. فإذا تطابقت الحساسية الطيفية للمهبط الضوئي مع طول موجة الضوء المنبعثة من الشاشة، فإنه يتم قذف 15–20 الكترون من المهبط الضوئي لكل 100 فوتون من الضوء المستقبل.



الشكل (54–1) يبين مخطط تخطيطي لبنية مكثف الصورة.

يعتمد عدد الإلكترونات المتحررة من أية منطقة من المهبط الضوئي على عدد الفوتونات الضوئية الساقطة على تلك المنطقة. تتسارع الإلكترونات من خلال فرق جهد من 25 إلى 35 كيلو فولط بين المهبط والمصعد لأنبوب مكثف الصورة. ومن ثم تعبر الالكترونات فجوة كبيرة في المصعد وتضرب شاشة مفلورة صغيرة (شاشة الخرج) مركبة على دعامة زجاجية مسطحة. إن الطبقة الحساسة على شاشة الخرج تشبه إلى حد كبير شاشة الدخل ما عدا إن حبيبات

الفلوروسانت أصغر بكثير. تتراوح أقطار شاشات الخرج من 0.5 انش إلى 1 أنش. تستخدم مكثفات الصورة ذات شاشة الخرج الصغيرة لنظام التصوير الفلوروسكوبي التلفزيوني نظراً لصغر قطر شاشة الدخل للكاميرا التلفزيونية. يتم ترسيب مادة معدنية من الألمنيوم على شاشة الخرج لمنع دخول الضوء من خارج مكثف الصورة. كما إن الطبقة المعدنية تزيل الإلكترونات المتراكمة من خلال شاشة الخرج.

1.9.1. مقاس مكثف الصورة:

يتراوح قطر شاشات الدخل لمكثف الصورة من 4 إلى 16 انشاً. إن مكثفات الصورة ذات شاشات الدخل الصغيرة هي سهلة في المناورة وأقل ثمناً.

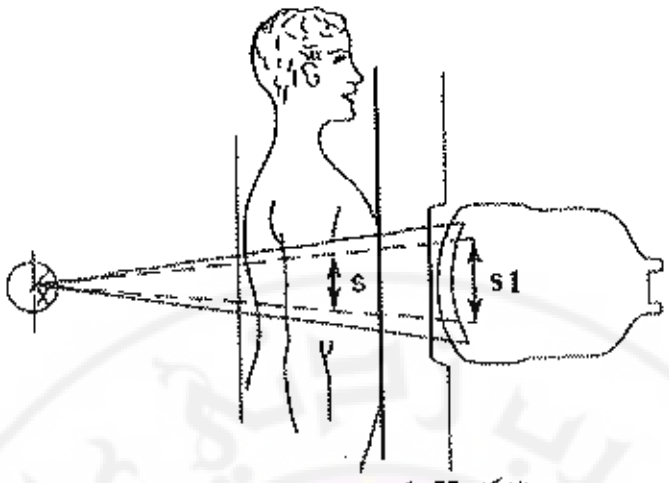
حتى إن مكثف الصورة الصغير له إمكانية تحسين الدقة بسبب إن الالكترونات الناتجة عن المهبط الضوئي ترتطم بشاشة الخرج بدقة أكبر. على كل حال فإن المنطقة من المريض المغطاة بشاشة الدخل هي محظورة بمكثف صغير. أما مكثف الصورة الأكبر فهو أعلى ثمناً وأضعف بالمناورة لكن تقدم حقل رؤية أكبر وكذلك فرصة أكبر لتكبير الصورة.

إن قطر شاشة الدخل لمكثف الصورة هو أكبر من قطر المنطقة قيد الدراسة داخل المريض. ففي الشكل (1-55) فإن طول العضو المراد تصويره هو s له طول s1 على الصورة لشاشة الدخل. فإذا كانت المسافة من هدف أنبوب الأشعة إلى الجسم d، و d1 هي المسافة من الهدف إلى شاشة الدخل. وبالتالي يمكن حساب الطول s1 للعضو للطول الحقيقي s

$$S_1 = S(\frac{d_1}{d}) \qquad 1-29$$

وبالتالي يعرف التضخيم بالعلاقة التالية:

$$M = \frac{S_1}{S} \qquad 1-30$$



الشكل (55-1) يبين علاقة التضخيم الضوئي .

مثال (11-1):

يتوضع أنبوب أشعة 45 سم تحت طاولة التظير. قطر شاشة الدخل لمكثف الصورة 15 سم وترتفع عن الطاولة 30 سم. ما هو أكبر طول أعظمي s للعضو الذي يمكن احتواؤه كاملاً على الشاشة؟ ما هو التضخيم للصورة؟ العضو على ارتفاع 10 سم فوق الطاولة؟

حل المثال (11-1):

$$S_1 = S(\frac{d_1}{d})$$

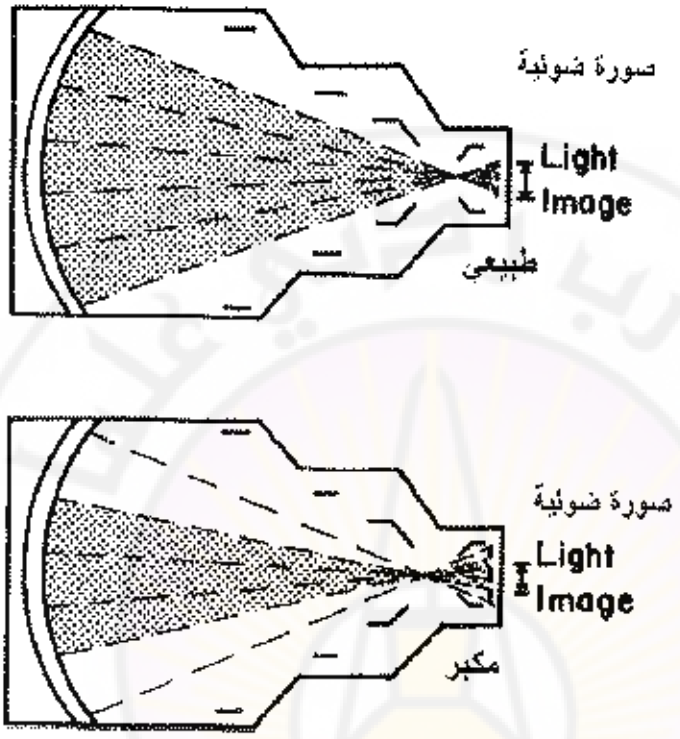
$$S = S_1(\frac{d}{d_1}) = \frac{(15cm)(10cm+45cm)}{(30cm+45cm)} = 11cm$$

$$M = \frac{S_1}{S} = \frac{15cm}{11cm} = 1.36$$

1.9.1.1. مكثفات الصورة ثنائية وثلاثية الحقل:

تسمح العديد من مكثفات الصورة بتكبير الرؤية للمنطقة المركزية من شاشة الدخل. تدعى مكثفات الصورة هذه بـــالمكثفات ثنائية الحقل إذا تم تجهيزها بإمكانية بنمط تكبير حقل واحد، كما تدعى بالمكثفات ثلاثية الحقل إذا تم تجهيزها بنمط تكبير حقلي ثنائي يوضح الشكل (56-1) مكثفات الصورة ثنائية الحقل، ففي نظام الرؤية الطبيعي، فإن الالكترونات من المصعد الضوئي تتركز عند نقطة التقاطع الالكتروني عند موقع أقرب ما يمكن من شاشة الخرج

وتضرب فقط المنطقة من شاشة الخرج المغطاة بالكاميرا التلفزيونية. وفي هذه الحالة يراقب المشاهد كامل المشهد الذي سقط على شاشة الدخل.



الشكل (56-1) يبين علاقة المضخم الضوئي والتكبير الحقلي.

وعندما يعمل مكثف الصورة على نمط التكبير تتغير الفولطية المطبقة على أقطاب التبئير ، وتتقارب الالكترونات لتلتقي عند نقطة تقاطع ابعد من النقطة السابقة. تحت هذا الظرف فإن الإلكترونات المتولدة عن الأطراف من شاشة الدخل ترتطم خارج المنطقة التي تغطيها الكاميرا التلفزيونية. وبالتالي تتم فقط رؤية المنطقة المركزية من شاشة الدخل، وترى هذه المنطقة كصورة مكبرة. ففي مكثف الصورة ذي المقاس 22.5 سم (9 أنش) ثنائي الحقل ، فإن المنطقة المركزية فقط 15 سم (6 انش) من شاشة الدخل يمكن مشاهدتها مكبرة.

إذا تم تغيير فولطية أقطاب التبئير مرة ثانية، فإن الإلكترونات (من المهبط الضوئي) تجبر على التقارب لتلتقي في نقطة تقاطع أبعد من النقطة السابقة عن شاشة الخرج. وبهذه الطريقة يمكن للمشاهد أن يحصل على نمط ثانٍ من التكبير. يدعى مكثف الصورة ذو نمط

التكبير بمكثف الصورة ثلاثي الحقل. إن العديد من مكثفات الصورة ثلاثية الحقل ذات المقاس 22.5 سم تعطينا رؤية للصورة لكامل شاشة الدخل و صورة في المركز 15 سم (6 أنش) و 11 سم (4.5 أنش) لشاشة الدخل خلال الرؤية المكبرة.

في النمط التكبيري، فإن الصورة لشاشة الخرج تنتج فقط من المنطقة الوسطى لشاشة الدخل. بسبب إن عدد اقل من الالكترونات يستخدم لإنتاج الصورة، مما يؤدي إلى تناقص مستوى الإضاءة للصورة ما لم يتم زيادة معدل التعرض لشاشة الدخل. هذا النوع من الزيادة يتم بشكل أوتوماتيكي ما إن يتم التغيير من النمط الطبيعي إلى نمط التكبير.

مثال (12-1):

قدر زيادة معدل التعرض اللازمة لإبقاء سطوعية الصورة عندما ينقص حقل الرؤية لمكثف الصورة من 9 أنش إلى 6 أنش كقطر.

حل المثال (12-1)

بما إن السطوعية للصورة تعتمد على مساحة مكثف الصورة فإن الزيادة تقرر بالنسبة بين مربعي كلا القطرين:

أي

معدل التعرض لـ 6 أنش / معدل التعرض لـ 9 أنش

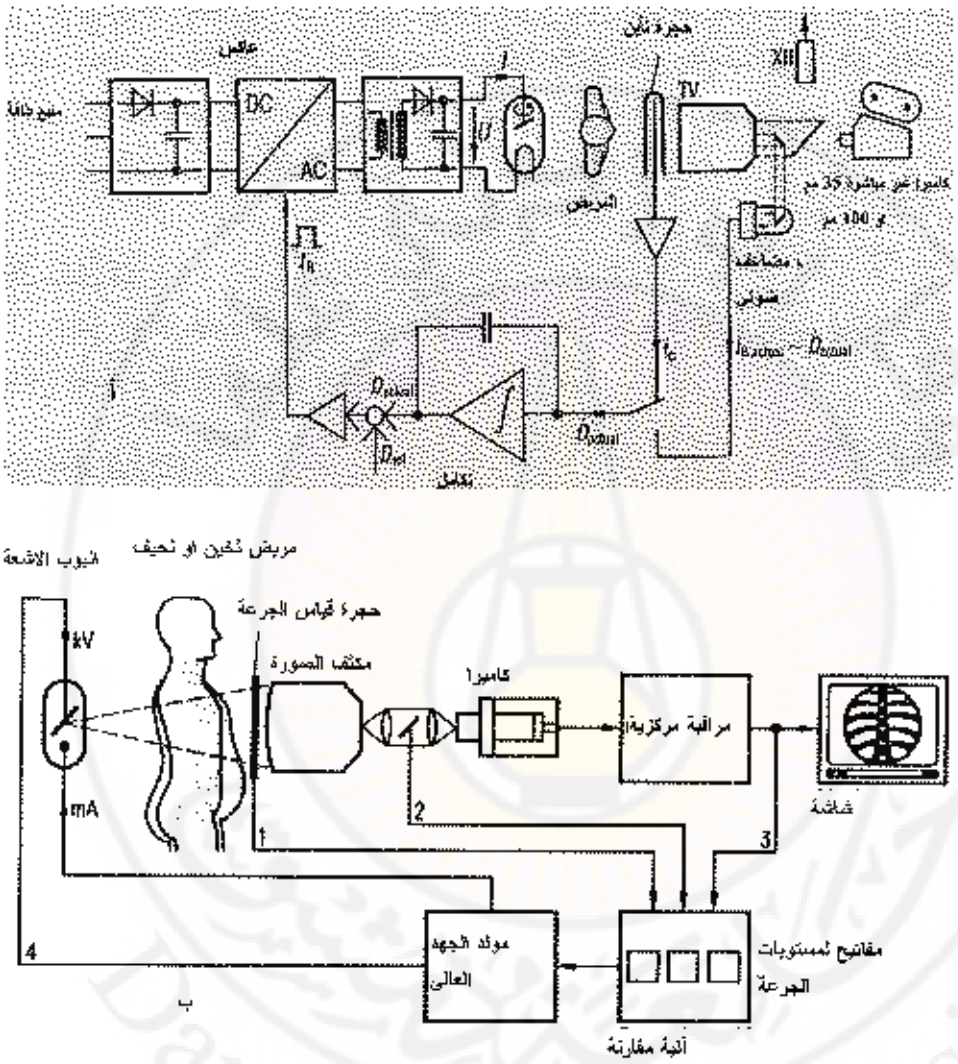
$$\frac{\text{معدل التعرض 6 انش}}{\text{معدل التعرض 9 انش}} = \frac{(9\ \text{in})^2}{(6\ \text{in})^2} = 2.25$$

وبالتالي فإن معدل التعرض يزداد بمعامل 2.25 عندما ينخفض حقل الرؤية من 9 إلى 6 أنش.

1.9.2. التحكم الأوتوماتيكي بالتعرض للتصوير التنظيري:

تتكون آلية التحكم الأوتوماتيكي بالجرعة لجهاز التصوير التألقي من أنبوب مضاعف ضوئي يكون خرجه مرتبط مع مكامل (الشكل 57-1 أ) وبالنهاية مع آلية التحكم بالفولطية والتيار. ويظهر الشكل الآليات المختلفة المستخدمة في التحكم الاوتوماتيكي بالتعرض، فإما يتم بوضع حجرة تأين أمام مكثف الصورة أو يلجأ إلى أنبوب مضاعف ضوئي يكون دخله هو جزء من خرج أنبوب مكثف الصورة. إن خرج أي من هاتين الحساسين كتيار مقاس يتناسب

مع مشتق الجرعة المطبقة وبالتالي إذا تم تمرير هذه القيم على دارة مكامل فإن الناتج يعبر عن الجرعة الحقيقية المطبقة وبمقارنتها مع الجرعة المرجعية اللازمة لمثل هذا التصوير يمكن التنبؤ بالزمن اللازم للنبضة المطبقة على مولد الأشعة لإتمام العملية بشكل صحيح.



الشكل (57–1) يبين مخطط لآلية : أ– التحكم بالتعرض الأوتوماتيكي البسيط ب–تصحيح الكثافة البصرية .

الشكل المطور من آلية التحكم الأوتوماتيكي بالجرعة لجهاز التصوير التألقي (الشكل 57–1 ب) بحيث تكون حجرة تأين (Ionization Chamber) متوضعة بين المريض ومكثف

الصورة كما يوضع مضاعفين ضوئيين الأول بين مكثف الصورة والكاميرا والثاني بين المراقبة المركزية والشاشة وخرج الحساسات الثلاثة يدخل إلى معالج للمقارنة ومن ثم خرج المعالج يذهب ليعدل خرج مولد الفولطية.

يعمل أنبـــوب المضاعـــف الضوئي على مبدأ أنبوب المضاعف الإلكتروني. فالتيار المضاعف هو متناسب بشكل مباشر مع معدل الجرعة على دخل الشاشة لمكثف الصورة و بالتالي إلى شدة إضاءة شاشة الخرج لمكثف الصورة.

تعتبر تقنية تصوير الأوعية الدموية (Angiography) تشخيصية وكذلك علاجية لجهاز الدوران، يتم تعتيم الوعاء قيد الدراسة من خلال حقن مادة ظليلة. ومن ثم يتم أخذ عدة صور شعاعية متتالية لجريان المادة الظليلة عبر الوعاء ويتم هذا في جناح القثطرة القلبي او تنظير الأوعية.

إن الحاجة للمادة الظليلة لتعتيم البنى الوعائية بسبب أن تباين الصور الشعاعية للدم هي نفسها للأنسجة الرخوة. تتألف المواد الظليلة من مركب يحتوي على مادة اليود (Z=52) ، وبتركيز لمادة اليود 350 ملغ بالسنتمتر المكعب. وقد طورت تقنية حديثة تدعى تنظير الأوعية بواسطة الطرح الرقمي (Digital Subtraction Angiography DSA) حيث يتم اخذ صورة للوعاء قبل دخول المادة الظليلة عليه (القناع MASK) ومن ثم يتم اخذ لقطات للوعاء بعد امتلائه، يتم طرح الصورة الجديدة من القناع، مما يؤدي إلى حذف العناصر التشريحية الثابتة من الصورة (أي زيادة التباين). والهدف من هذه التقنية كشف التضيقات بغية وضع شبكات وعائية.

تتطلب أنظمة تصوير الأوعية نظام أشعة سينية عالي الطاقة ليستطيع توليد نبضات أشعة سينية قصيرة ومركزة كي تستطيع إنتاج صور للأوعية المتحركة. زمن التصوير من 100 إلى 200 ميلي ثانية للدراسات الدماغية ومن 1 إلى 10 ميلي ثانية للدراسات القلبية. يستخدم لهذا الغرض مولدات عالية التردد متوسطة بطاقة بين 80–100 كيلو واط ويجب أن تكون قادرة على توليد نبضات مربعة الشكل بعرض 5 ميلي ثانية أو أكبر لإبقاء أنبوب الأشعة بجهد بين 70–90 كيلو فولط.

كما يجب أن تكون السعة الحرارية لأنبوب الأشعة بحدود 1 ميغا وحدة حرارية أو اكبر، ويفضل نظام التبريد بالسوائل للأنبوب و مقاسات البقع المحرقية 0.6 و 1.2 مم ويفضل المقاسات الصغير 0.3 و 1.0 مم للدراسات ذات الدقة الحيزية العالية.

أما التطبيق الآخر المستخدم في التصوير القلبي فهو التصوير الشعاعي السينيمائي (Cineradiography) وذلك باستخدام كاميرا تصوير متحركة مقاس 35 مم مربوطة بصرياً مع خرج مكثف الصورة (الشكل 58–1).

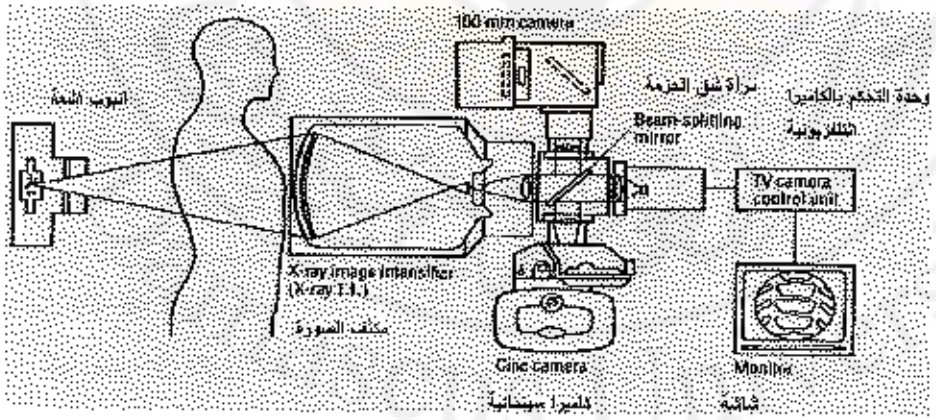
والتطبيق الأساسي لهذه التقنية هو تصوير الأوعية التاجية والبطينات. وخلال هذه التقنية يتم توقيت نبضات الأشعة السينية مع فتح مغلاق الكاميرا السينمائية. وللحد من الضبابية المتسببة من الحركة فإنه من المرغوب به إبقاء نبضات الأشعة قصيرة قدر الإمكان بحيث لا تزيد عن 10 ميلي ثانية.

يتم التصوير خلال فترة 5– 10 ثواني وبمعدل 30–60 إطار بالثانية.

تستخدم مخططات معدل التصوير السيني السينيمائي لتقرير الاستطاعة الاعظمية المسموح بها من نبضة الأشعة، او تقرير الزمن بالثواني من خلال استطاعة محددة لاجراء تصوير سينمائي. لذلك لا بد من توضيح بعض التعاريف اللازمة لذلك:

الزمن بالثانية: هو الزمن الكلي للتصوير السينمائي وعادة بين 5 إلى 10 ثواني.

معامل المهمة (Duty Factor in Percent (DF%)) وهو الزمن الفعلي لأنبوب الأشعة الذي تنتج فيه اشعة خلال ثانية واحدة. فإذا اخترنا نبضة عرضها 4 ميلي ثانية مع عدد تعرضات قدرها 60 بالثانية فإن أنبوب الأشعة سوف يعمل بمجموع 240 ميلي ثانية كل ثانية اي 24 % من الزمن. وكلما كبر معامل المهمة كلما زاد الحمل على أنبوب الأشعة. كما إنه ينوه عن طاقة النبضة العظمى وتقدر بالواط وهي الطاقة العظمى لكل نبضة سينمائية.



الشكل (58–1) يبين مخطط جهاز التصوير الشعاعي ودارة التصوير السينيمائي وكذلك تصوير الاوعية.

على سبيل المثال 80 كيلو فولط عند 400 ميلي أمبير يساوي:32000 واط او 32 كيلو واط.

مثال (13-1): قرر الحمولة الأعظمية المسموح بها بالكيلو واط للمعاملات المعروفة التالية:

عرض النبضة الاعظمي: 4 ميلي ثانية.

عدد التعرضات بالثانية 60. وزمن إجراء التصوير السينمائي 10 ثواني.

حل المثال (13-1):

نحسب معامل المهمة:

$$DF\ \% = \frac{Pulse\ Width\ (mSec) X\ Frames\ Per\ Second}{10} \qquad 1-31$$

$$DF\ \% = \frac{4\ msec\ X\ 60\ exp/sec}{10} = \frac{240}{10} = 24\%$$

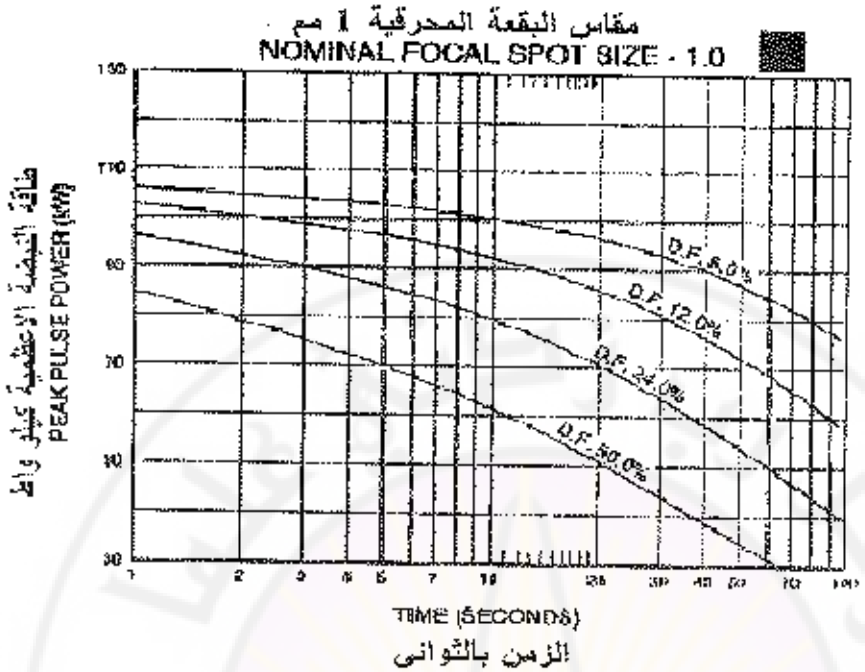
بالعودة للمنحني بالشكل (59-1) وباختيار خط الـ 10 ثواني. نتحرك شاقولياً مع منحني معامل المهمة 24%. نعود أفقيا إلى اليسار ونجد أنه يمكن استخدام 80 كيلو واط.

أما من جهة استخدام مخططات تصوير الشرايين فإن حقيقة تصوير الشرايين يضع حمولة حرارية كبيرة على أنبوب الأشعة وذلك تبعاً للعدد الكبير من التعرضات (التصوير) وبتتالي سريع. حتى أن الفواصل الزمنية بينها قصير جداً وثابت لدرجة إنه لا يستطيع لممسار المصعد أن يبرد إلى أي درجة خلال التعرضات المتتالية. مما أدى إلى التقرير المسبق لقيم الاستطاعة المستخدمة لمنع المصعد من التخرب.

كما أن لهذه التطبيقات مصطلحات منها:

عدد الصور المتتالية: عدد الصور الملتقطة خلال حقن جرعة مادة ظليلة واحدة.

معدل التصوير: عدد الصور المأخوذة خلال ثانية واحدة. وعندما يتغير معدل التصوير فيجب أخذ المعدل الأعظمي على سبيل المثال اذا تم التصوير 10 صور خلال ثانية و40 صورة خلال 4 أربع ثواني فسنستخدم معدلات الكيلو واط عند 40 صورة بالثانية عند عمود 4 ثواني كمعدل.



الشكل (**59-1**) يبين مخطط علاقة طاقة النبضة مع الزمن ومعامل المهمة.

زمن الصورة: هو الزمن بالثانية لكل صورة.

مثال (14-1) :

إذا كان لدينا أنبوب أشعة ثلاثي الطور ذو بقعة محرقية 1 مم قرر الاستطاعة المسموح بها بالمعاملات التالية:

عدد الصور الاعظمي 40.

زمن الصورة 50 ميلي ثانية.

عدد الصور بالثانية 4 .

حل المثال (14-1):

من الجدول رقم (**5-1**) نجد منطقة 40 وعلى اليسار مباشرة من المنطقة وتحت معدل الصور بالثانية نختار 4 صور بالثانية. نجد 0.05 ثانية أعلى المخطط. بتقاطع كل من خط ومعدل التصوير مع زمن التصوير نجد أن الاستطاعة هي 77.4 كيلو واط.

الجدول رقم (5-1) يبين علاقة بين عدد الصور بالثانية مع زمن النبضة وعدد الصور المتسلسلة لإيجاد الاستطاعة الممكن استخدامها

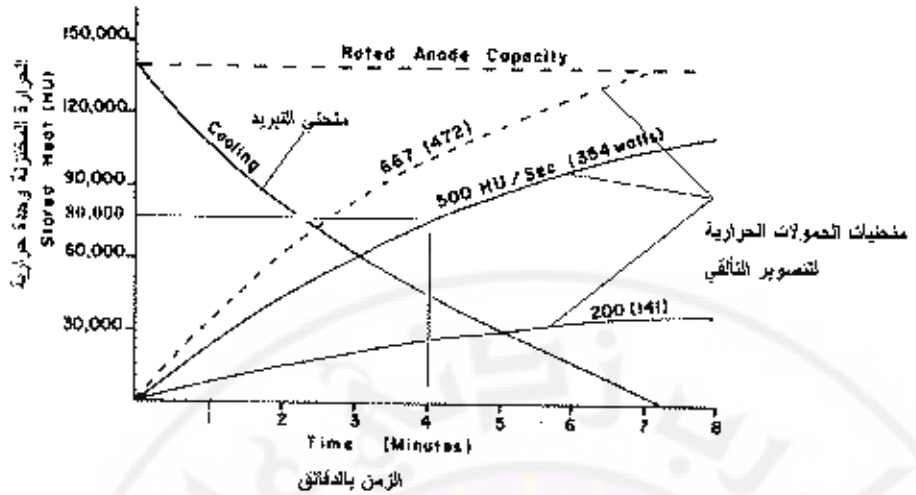
EXPOSURE RATE PER SECOND	TUBE LOAD (kW) AS A FUNCTION OF THE EXPOSURE TIME (SEC.) OF THE INDIVIDUAL RADIOGRAPHS OF THE SERIES															NUMBER OF EXPOSURES IN SERIES
	0.010	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080	0.100	0.120	0.140	0.160	0.180	0.200	0.225	0.250	
1	104.9	100.7	97.5	94.9	92.8	90.5	86.9	83.7	81.0	78.5	76.2	74.1	72.2	70.0	68.0	10
2	104.4	99.6	96.1	93.1	90.4	88.1	84.0	80.4	77.3	74.6	72.1	69.8	67.7	65.4	63.2	
3	103.8	98.6	94.7	91.6	88.5	85.9	81.4	77.5	74.2	71.2	68.6	66.2	—	—	—	
4	103.4	97.8	93.6	90.0	86.8	84.0	79.1	74.9	71.4	68.3	—	—	—	—	—	
8	101.8	95.1	89.8	85.4	81.6	78.3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
15	99.8	91.7	85.4	80.1	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
30	97.3	87.4	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
1	104.2	99.3	95.5	92.4	89.6	87.1	82.7	79.0	75.7	72.7	70.1	67.7	65.4	62.9	60.6	20
2	103.5	98.0	93.8	90.2	87.1	84.3	79.4	75.3	71.7	68.5	65.7	63.1	60.8	58.1	55.6	
3	102.8	96.8	92.1	88.2	84.8	81.7	76.5	72.0	68.2	64.9	62.0	59.3	—	—	—	
4	102.2	95.7	90.7	86.5	82.8	79.5	73.9	69.2	65.2	61.8	—	—	—	—	—	
8	100.1	92.2	86.6	80.9	76.5	72.7	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
15	97.3	87.5	80.1	74.1	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
30	93.1	81.0	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
1	102.8	96.8	92.1	88.1	84.7	81.6	76.2	71.6	67.7	64.3	61.2	58.4	55.9	53.2	50.7	40
2	101.9	95.3	90.1	85.8	82.0	78.6	72.8	68.0	63.8	60.3	57.1	54.3	51.8	49.0	46.5	
3	101.1	93.9	88.3	83.6	79.5	75.9	69.8	64.8	60.5	56.9	53.7	50.9	—	—	—	
4	100.4	92.7	86.7	81.7	77.4	73.6	67.2	61.9	57.6	53.9	—	—	—	—	—	
8	97.9	88.6	81.4	75.5	70.5	66.3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
15	94.4	83.0	74.5	67.8	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
30	88.9	76.9	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	

1.9.3. استخدام مخططات التحميل الحراري والتبريد لعملية التصوير التنظيري:

كما سبق ونوهنا إنه في كل مرة يتم استخدام الجهاز في التصوير الشعاعي التقليدي فإن كمية من الحرارة في الأنبوب تتولد وتتراكم مع ما هو متبقي من حرارة لم تبدد بعد. وكذلك الحال فإن التصوير التنظيري يراكم كمية من الحرارة تتناسب مع الفولطية المطبقة والتيار المار في الأنبوب وكذلك الفترة الزمنية التي يتم تطبيق البارامترات السابقة فيها. ولشرح هذا الموضوع نعمد إلى المثال التالي.

<u>مثال(1-15):</u>

نفرض أن هناك تعرضات (لقطات) لمدة أربعة دقائق بتصوير تلقي ببارامترات 100 كيلو فولط و5 ميلي أمبير لأنبوب جهاز أشعة ذي مولد أحادي الطور ذي قدرة (سعة) تخزين حرارية قدرها 140,000 وحدة . هل يمكن القيام بالتقاط صورة شعاعية ذات بارامترات عند $82\ KV_p$ و 300 mAs ؟ .



الشكل (**1-60**) يبين منحني التبريد والتحميل الحراري لمصعد أنبوب الأشعة مع الزمن للمثال رقم

حل المثال (15-1):

بالعودة لمنحني تبريد المصعد للأنبوب الشكل (60-1) وبملاحظة أن الحرارة المختزنة في مصعد الأنبوب بعد استخدام الجهاز لمدة 4 دقائق للقيام بتصوير تنظيري من خلال استخدام المنحني :

$$100\ KVp\ X\ 5\ mA = 500\ HU/Sec$$

بمقاطعة الزمن المذكور 4 دقائق مع المنحني المذكور نجد أن الحرارة المختزنة في المصعد هي بحدود 80,000 وحدة حرارية.

نقوم الآن بإضافة الحرارة المتوقع تولدها من التصوير المباشر إلى القيمة السابقة فنجد أن المجموع هو:

80,000 + 24,600 = 104,600 وهو أصغر من 140,000 وبالتالي يمكن الضلوع بالتصوير دون أي انتظار.

1.10. جهاز الأشعة التنقال (Mobile X-ray):

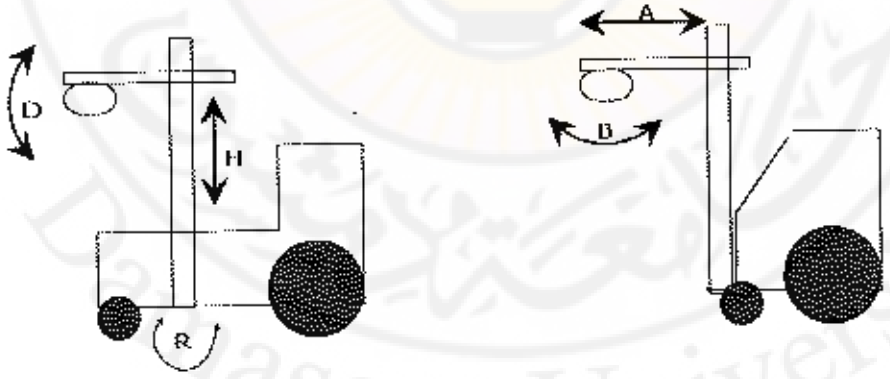
تستخدم هذه الأجهزة لتصوير المرضى الموجودين في غرفهم ويكون من الصعب نقلهم لقسم الأشعة نتيجة مرضهم الشديد أو ارتباطهم بالأسـرة بأجهـزة شد عظميةٍ أو خلال عملية جراحية.

وهناك ثلاثة أنواع من أجهزة الأشعة التنقالة تبعاً للطاقة التي تنتجها:

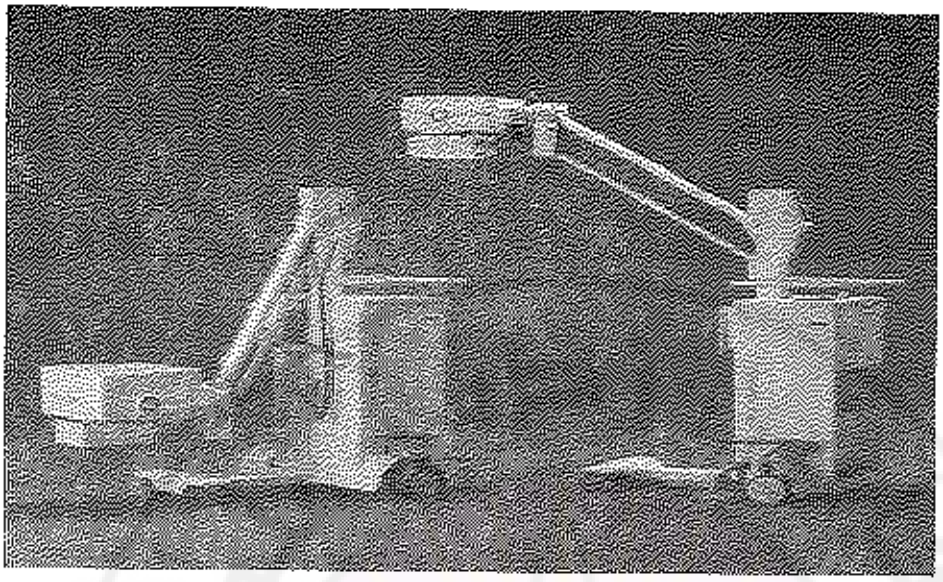
- منخفضة الطاقة: تعمل عند تيار أعظمي 10–30 ميلي أمبير وبمجال 40–90 KV_p.
- متوسطة الطاقة: تعمل عند تيار أعظمي 50–60 ميلي أمبير عند فولطية عظمى 90 KV_p او 100–150 ميلي أمبير عند فولطية عظمى 95 KV_p او 40–50 ميلي أمبير عند فولطية عظمى 120 KV_p.
- عالية الطاقة: تعمل عند تيار أعظمي 300 ميلي أمبير عند فولطية عظمى 125 KV_p.

ويتألف الجهاز (الشكل 61–1 والشكل 62–1) من مولد الطاقة الذي يتحرك على قاعدة بعجلات كبيرة وهناك ساعد يعلق عليه أنبوب الأشعة مع المسدد. ولسهولة المناورة والتصوير يفضل أن يحقق الجهاز الحركات التالية:

- الدوران حول مركز العمود (R).
- الحركة العرضية لامتداد الذراع الحامل لرأس الأنبوب بعيداً عن مركز العمود (A).
- الدوران حول محور الذراع العرضي (D).
- التزاوي عبر المحور الطولي لرأس الأنبوب (B).
- الحركة الشاقولية للأعلى والأسفل على العمود الرئيسي (H).



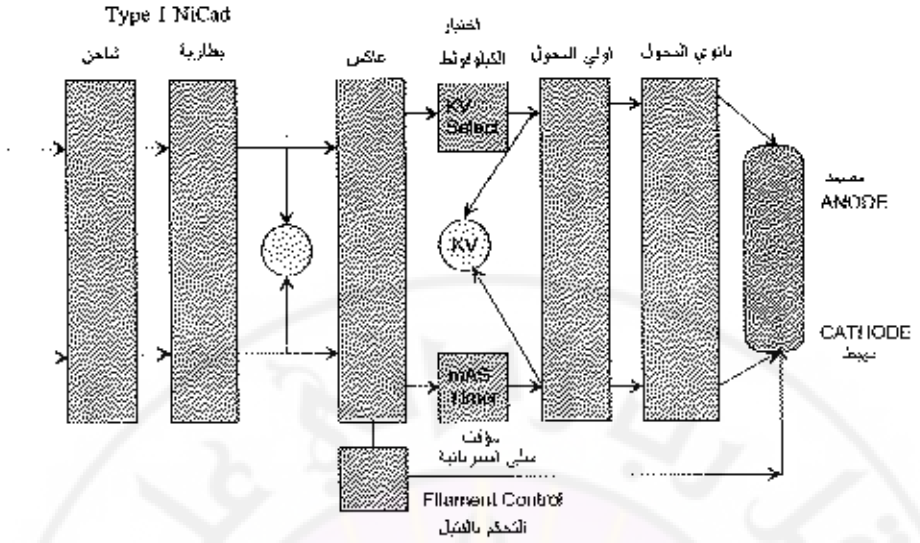
الشكل (61–1) يبين مخطط تمثيلي للحركات التي يقوم بها جهاز التصوير الشعاعي المتنقل.



الشكل (62–1) يبين صور لجهاز التصوير الشعاعي النقال.

كما تصنف أجهزة التصوير الشعاعية النقالة تبعاً لطبيعة منبع التغذية التي تزود به فمنها التي تحصل على طاقتها من بطاريات (Battery Powered) ومنها ما تستخدم المكثفات لتخزين الشحنة وتفريغها في دارة توليد الموجة اللازمة (Capacitor Discharge).

ففي النموذج العامل بالبطارية الشكل (63–1) تستخدم عموماً بطاريات النيكل كادميوم (Type I NiCad) وهنا لا يحتاج للتيار الكهربائي إلا لشحن البطاريات فقط و عادة ما يحتاج الجهاز لنظام تحكم بتعديل انخفاض فولطية البطاريات خلال الاستخدام، لأن هذه البطاريات لها قيمة صغيرة جداً لانخفاض الفولطية خلال الاستخدام العادي. يتم تحويل التيار المستمر المزود من البطاريات 130 او 220 فولت وبتيار 10000 ميلي أمبير ثانية إلى فولطية متناوبة تذهب باتجاه محول رافع الجهد يعمل على تردد 500 هرتز. يتم تنعيم التذبذب إلى أقل من 5% من خلال مكثف تنعيم متوضع في الدارة الثانوية. أما المؤقت الزمني فيتم التحكم به من خلال مراقبة الموجة ذات 500 هرتز واستخدام جزء من هذا التواتر يصل إلى 0.001 ثانية. يكون التيار العامل ثابتاً عند 100 ميلي أمبير. ويكون الأنبوب عادة مزدوج النقاط المحرقية. وللجهاز استطاعة اسمية 10 كيلو واط.



الشكل (1-63) يبين مخطط تخيلي لجهاز التصوير الشعاعي النقال المعتمد على البطاريات التي تغذيه.

عادة ما تحتاج البطاريات المستخدمة إلى عناية وصيانة، فإذا ما تمت صيانتها بشكل جيد فإنها تظل محتفظة بحياة عملها الكامل لمدة سنتين:

1) يجب أن تظل الوحدة موصولة على التغذية الكهربائية 220 فولت:
   a. كل ليلة.
   b. خلال عطل نهاية الأسبوع.
   c. بكل وقت لا تكون فيه الوحدة عاملة.

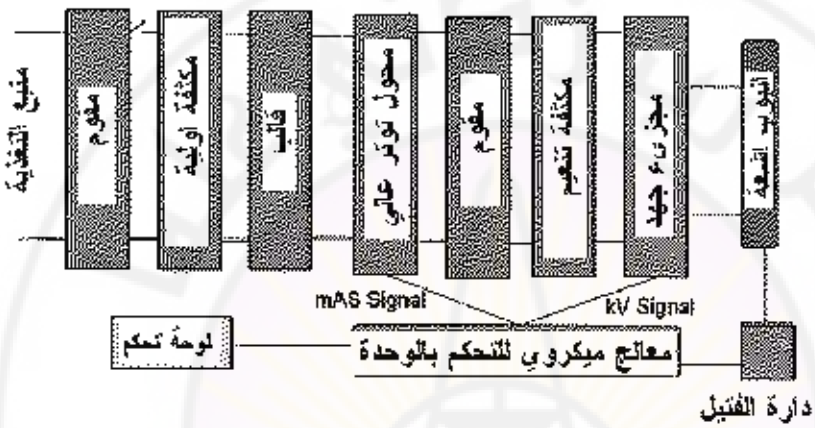
   عندما تشحن بشكل كامل يضيء ضوء (على غطاء البطارية) والذي يشير إلى اكتمال شحن البطارية.

2) يجب تفحص مستوى الحموض كل أسبوعين، وفي حال انخفاضه إضافة الماء المقطر.

أما النموذج السعوي (Type 2 Primary Capacitor) (الشكل 1-64) عادة ما يكون الجهاز ذا استطاعة عالية ومعقد التصميم. تخزن طاقة التصوير في سعة كبيرة أولية والتي تشحن من منبع التغذية. يقوم العاكس (القالب) (Inverter) بتحويل خرج المستمر للتيار من المكثفة والتي تشحن بين لقطات التصوير إلى تيار متناوب 4.5 كيلو هرتز مزوداً مولد الأشعة من خلال محول ذي توتر عالي.

لمثل هذه الوحدات ميزات كونها قادرة على تخزين القدرة الكهربائية (الطاقة) على شكل شحن كهربائية لاستخدامها في التصوير لاحقاً. لذلك يمكن استخدام هذا الجهاز في:

- الأماكن التي لا يتوفر فيها تغذية كهربائية.
- الأماكن التي لا تحتوي طاقة كهربائية كافية لتشغيل الجهاز بشكل مباشر.
- الأماكن التي تعاني الفولطية من انخفاض في قيمها.



الشكل (64-1) يبين مخطط تمثيلي لجهاز التصوير الشعاعي النقال المعتمد على مكثفات لشحنه.

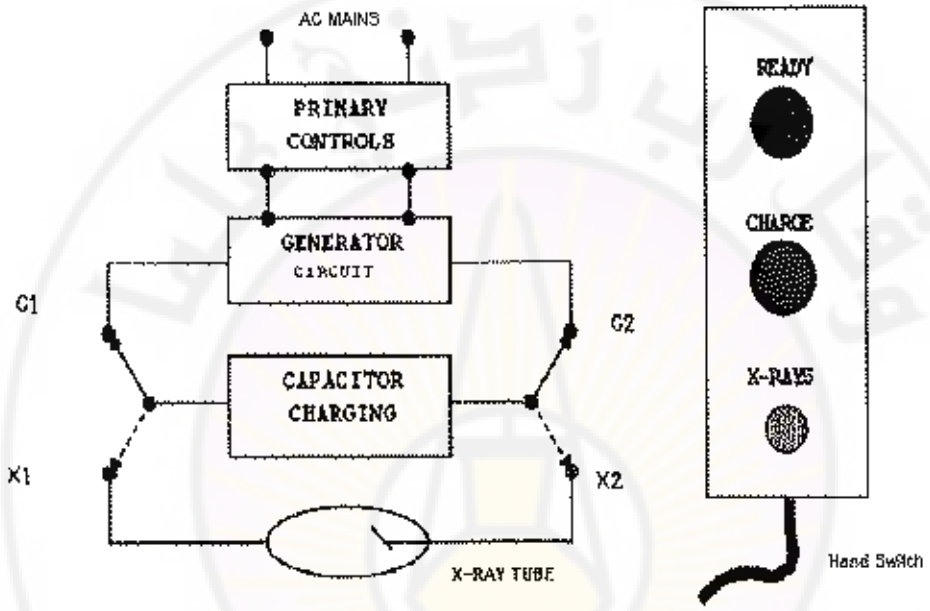
وبالتالي فإن للوحدة ميزة تزويد خرج أشعة عال (عادة ميلي أمبير عالي) وبالتالي أزمنة تعرض أصغر، وهي بسيطة في التشغيل. وعادة ما يكون منبع طاقة الدخل هو 240 فولت أحادي الطور أو 110 فولت أحادي الطور، ويمكن أن تعمل عند فولطيات أقل من 240 فولت، على سبيل المثال 220، 110، 100، 90، 80، 60 فولت إلخ (أي تعمل بالرغم من تذبذب منبع الطاقة)، وليس لها جهاز مؤقت نظراً لكون الاختيار أو التحكم فقط سيتم لـ kVp و mAs. وبتفريغ المكثفة تنخفض kVp وكذلك mAs.

تعمل وحدة التفريغ السعوي المتحركة على مبدأ استخدام دارة خاصة لشحن المكثفة إلى مستوى الكيلو فولطية المطلوب. وتكون المكثفة في هذه الحالة (وليس المحول ذو الجهد العالي كما هو الحال في وحدات التصوير الشعاعية النقالة التقليدية) هي المنبع الرئيسي للقدرة.

بالضغط على زر التصوير (الشكل 65-1) تفصل المكثفة عن دارة الشحن وترتبط بأنبوب الأشعة لتنتج اللقطة.

إن تفريغ المكثفة عبر أنبوب الأشعة ينتج الـ mAs للصورة.

بالضغط على زر الشحن على لوحة التصوير، فإن المكثفة سوف تشحن من خلال منبع التوتر العالي عند المكثفتين C1 و C2. عندما تصل قيمة kVp إلى القيمة المطلوبة (والتي تم اختيارها من منصة التحكم)، فإن آلية الشحن تتوقف أوتوماتيكياً ويضيء ضوء أخضر مشيراً إلى حالة الاستعداد. إن شحن المكثفة من 0 kVp إلى 60 kVp يأخذ 5 ثوانٍ فقط لينتهي بينما يتطلب 15 ثانية ليشحن 0 إلى 100 kVp.



الشكل (I-65) يبين مخطط تمثيلي لعمل جهاز التحكم المستخدم في جهاز التصوير الشعاعي النقال المعتمد على مكثفات لشحنه.

عندما يبدأ التصوير بالضغط على زر التعريض ، فإن المكثفة سوف توصل لأنبوب الأشعة عند النقاط X1 و X2 للقيام بالتصوير. بالإضافة إلى المقومات ذات الحالة الصلبة (نموذج سيلينيوم) فإن عمل المكثفة الشاحنة هو :

1- جهاز تخزين للقدرة (الطاقة).

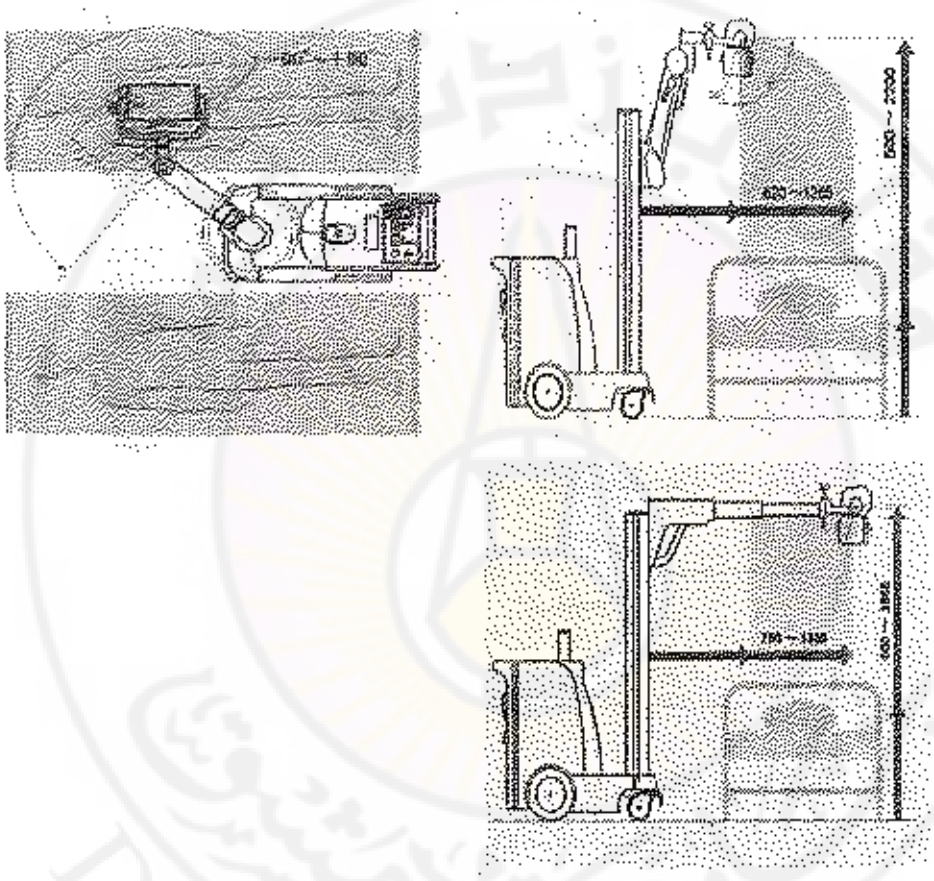
2- مضاعف للفولطية (KV).

وبالتالي خلافاً لأجهزة التصوير النقالة التقليدية فإن وحدة التفريغ السعوي ويكون محول التوتر العالي ذا حجم صغير وبالتالي يمكن أن يكون جزء من دارة مدمجة مع الأنبوب فيما يدعى Mono-block أي لها ميزات إضافية:

1- توفير المكان.

2- أقل ثقلاً وضخامة.

نلاحظ من الشكل (66-1) قدرة جهاز الاشعة النقال على المناورة بعدة اتجاهات وتسهيل وضعيات تصوير مختلفة.

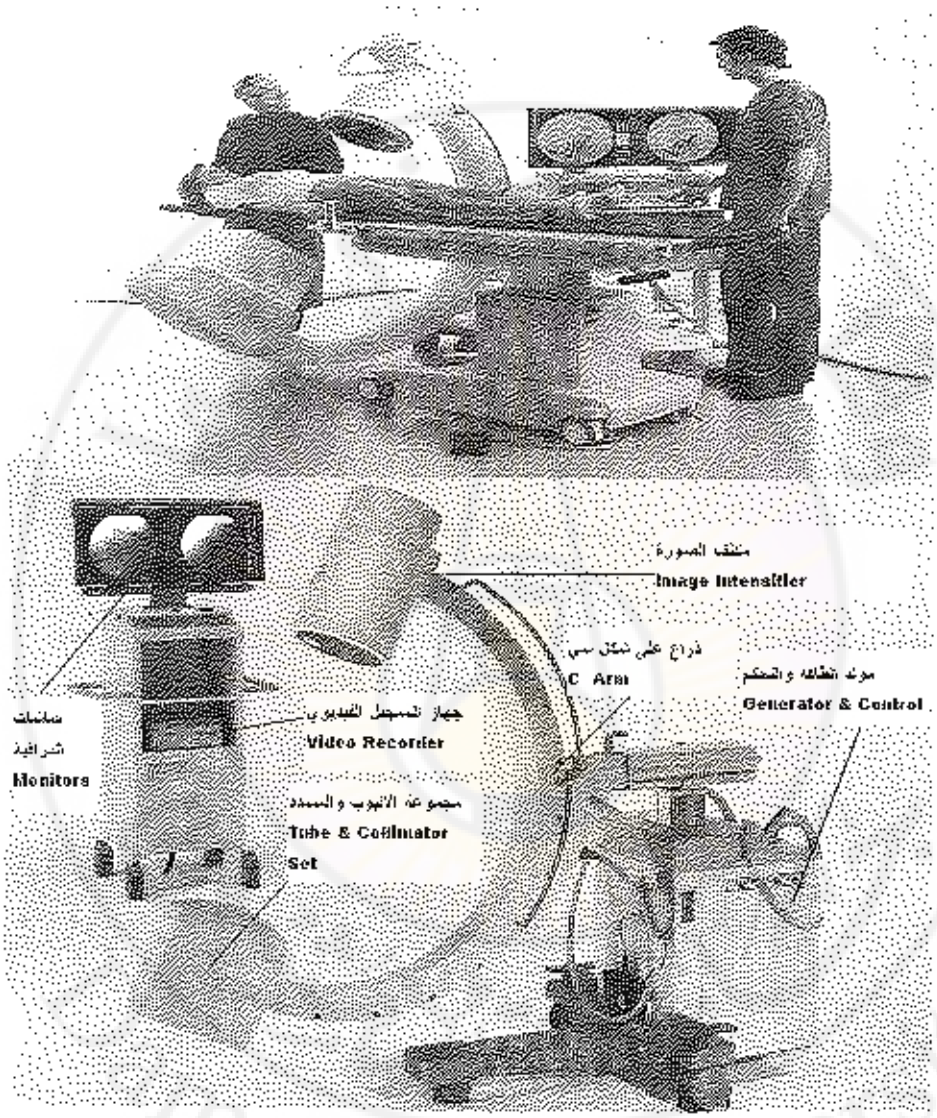


الشكل (66-1) يبين مخططاً لأبعاد مجالات الحركة لجهاز التصوير الشعاعي النقال.

1.11. جهاز التصوير الشعاعي النقال التنظيري القوسي (C-Arm Mobile):

وهو جهاز تصوير شعاعي يعتمد مبدأ التصوير التنظيري يمكن تحريكه بين غرف العمليات، وكما نرى من الشكل (67-1) له ذراع على شكل حرف C يحمل مجموعة مكثف

الصورة في جهة والأنبوب مع المسدد في جهة أخرى. والغاية من هذا الشكل القوسي ان يتمكن المستخدم من زلق الجهاز بحيث يمكن أن يتوضع بشكل يغطي الجهة والجهة المقابلة من المنطقة المراد تصويرها.



الشكل (67-1) يبين مخطط لأجزاء جهاز التصوير الشعاعي القوسي:

1- في الأعلى كيف يتوضع الجهاز بالنسبة لطاولة العمليات

2- أجزاء الجهاز.

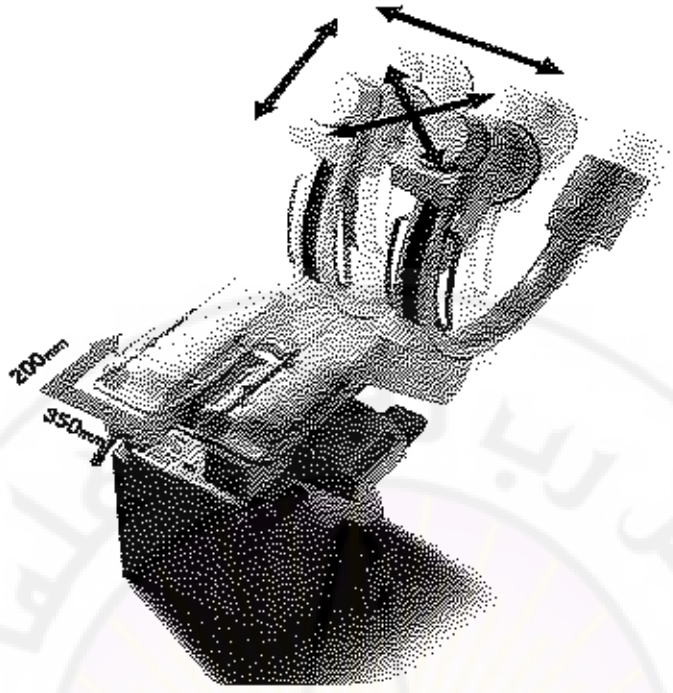
يتألف الجهاز من الأجزاء التالية:

a. أنبوب الأشعة (X-Ray Tube)
b. المسدد (Collimator)
c. مكثف الصورة (Image Intensifier)
d. الذارع الحامل القوسي (C-Arm) لكل من الأنبوب والمسدد في جهة ومكثف الصورة بجهة أخرى.
e. مولد الطاقة والتحكم (Generator & Control)
f. شاشات المراقبة (Monitors)
g. جهاز التسجيل الفيديوي (Video Recorder) .
h. جهاز التحكم عن بعد (Remote Control Unit).
i. عربة حاملة لكل من مجموعة الأنبوب ومكثف الصورة والمولد والذراع.

يستخدم الجهاز في عدة أماكن:

غرف العمليات عندما يكون هناك حاجة لمشاهدة صور مستمرة كما في حالة العمليات العظمية أو غرف تفتيت الحصيات.

يبين الشكل (68-1) اتجاهات الحركات الميكانيكية التي يفترض أن يتمتع بها جهاز التصوير الشعاعي النقال التنظيري القوسي، وكذلك محدودياتها.



الشكل (68-1) يبين مخطط مجال حركات جهاز التصوير الشعاعي القوسي.

1.12. التصوير الشعاعي السني (Dental X-ray):

يحتاج طبيب الأسنان لتصوير المرضى المراجعين لعدة أسباب أهمها:

i. النخر بين الأسنان و حول الحشوات القديمة

ii. خسارة العظم المتسببة من خلال أمراض اللثة.

iii. الالتهابات العظمية والخلل في البنية.

iv. الأسنان التي تكون مغمورة تحت اللثة مثل أسنان الحكمة (العقل).

v. جذور الأسنان الطويلة والتي تحتاج عناية خاصة مثل قناة الجذر (Root Canal).

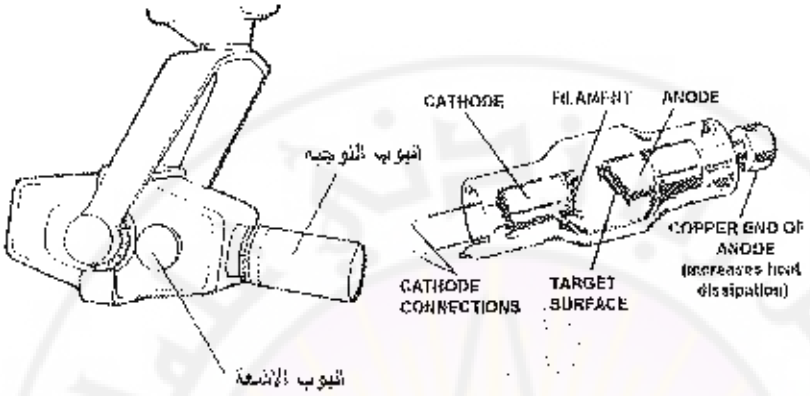
vi. اضطراب المفاصل الصدغية (Tempanomandibular Joint disorder).

ولتحقيق هذه الأهداف فإن هناك نوعين من أجهزة التصوير الشعاعية التي تساعده في ذلك:

- التصوير الشعاعي السني (Dental X-ray Unit) والذي يكشف النخر بين الأسنان أو تصوير مجموعة من الأسنان أي تتركز مهمته في منطقة محددة من الفم.

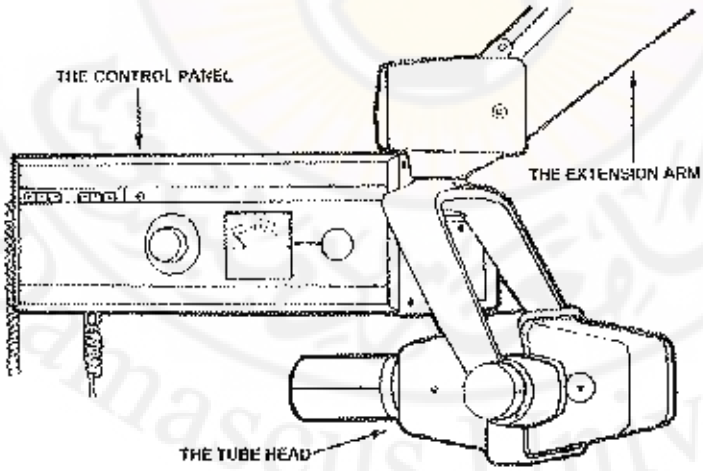
ويتألف جهاز التصوير السني البسيط الموجود عادة داخل العيادة السنية من الأجزاء التالية (الأشكال رقم 69-1، 70-1، 71-1):

- أنبوب الأشعة داخل بيت محجب.
- انبوب التوجيه.



الشكل (**69-1**) يبين أجزاء انبوب وجهاز التصوير الشعاعي السني:

- ذراع مرن قابل للمد والذي يرتبط به أنبوب الأشعة.
- لوحة التحكم.
- لوحة التحكم عن بعد بالتصوير.



الشكل (**70-1**) يبين أجزاء التصوير الشعاعي السني:

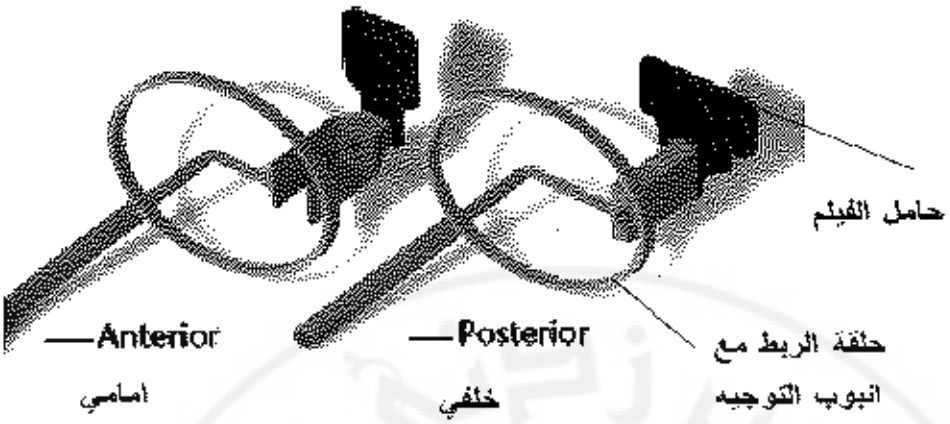
وعادة ما يكون المصعد من النوع الثابت لهذا الجهاز كما يتم استخدام مبدأ شبكة التحكم لتحديد عرض حزمة الإلكترونات الصادرة عن المهبط وبالتالي تحديد دقة حزمة الأشعة السينية الصادرة نظراً لصغر الحقل قيد التصوير.

وعادة ما يكون الجهاز حائطي التركيب أو متحركاً على عجلات كما في الشكل والفرق بينهما كون الثاني يمكن نقله من مكان إلى آخر وهو جيد عندما يكون هناك عدة عيادات فتتشارك بين بعضها في جهاز واحد، اما في حال عيادة واحدة فالأفضل استخدام الحائطي التركيب لتوفير مساحة.



الشكل (71-1) يبين جهاز التصوير الشعاعي السني الجداري والمتحرك على قاعدة.

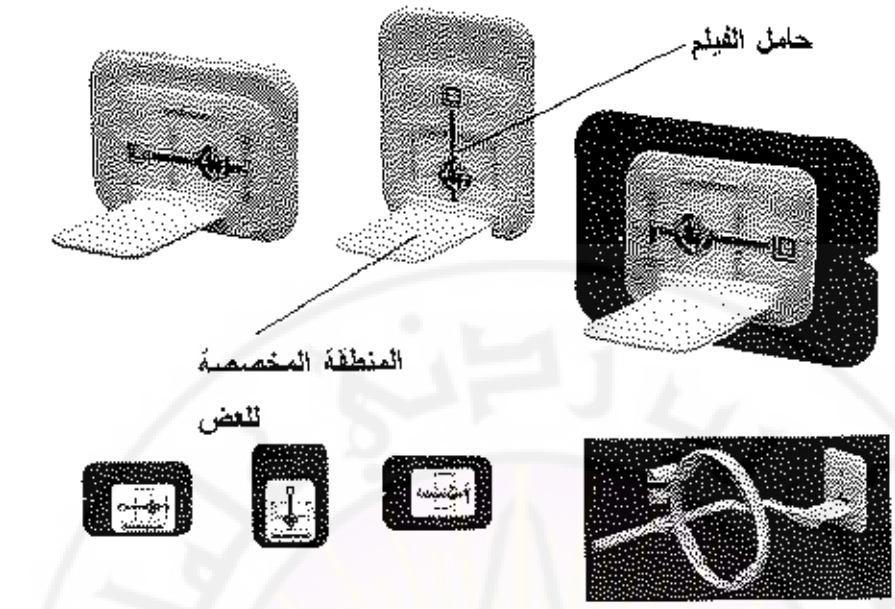
وهناك طريقتان لحمل فيلم الأشعة إما باستخدام حوامل الأفلام (Film holders) (الشكل (72-1)) بحيث تدخل الحلقة الخاصة بحامل الأفلام مع أنبوب توجيه الأنبوب (الاشعة)



الشكل (72-1) يبين حوامل افلام جهاز التصوير الشعاعي السني الخارجية.

وعادة ما يطلب من المريض إدخال حامل الفيلم داخل فمه بحيث يتوضع إما أمام أو خلف السن المراد تصويره حسب توضع أنبوب الأشعة (الشكل 73-1).

الطريقة الثانية لحمل فيلم التصوير هو ما يدعى الاجنحة المعضوضة (Bitewings) وعادة ما يطلب من المريض إدخالها بشكل كامل إلى فمه حيث يعض على الجناح





الشكل (73-1) يبين حوامل أفلام جهاز التصوير الشعاعي السني الداخلية

1.13. جهاز التصوير البانورامي السني (Dental Panoramic):

جهاز البانوراما السنية هو جهاز يعتمد على أشعة X في تصوير الفك و الأسنان المتعلقة به، بحيث يؤمن لطبيب الأسنان لملاحظه توزع جميع الأسنان على الفك، و ذلك على فلم خاص بهذا الجهاز. وهذا التصوير يؤمن التفاصيل العامة للأسنان وتوزعها. يمكن أن تتم عملية التصوير البانورامية على المريض إما واقفاً أو جالساً أو مستلقياً، و لكن الأكثر انتشارا هو عملية التصوير واقفا. وفي جميع هذه الحالات تأخذ جميع الشركات المصنعة احتياطاتها بحيث تساعد المريض على تثبيت رأسه أثناء دوران لالتقاط الصورة حول رأس المريض.

وعادة ما تكون أجزاء الجهاز (الشكل (74-1)) هي:

1- أنبوب الأشعة.

2- حامل كاسيت الأفلام أو الحساس الرقمي (وكلا الأنبوب وحامل الكاسيتات مركبان على قنطرة واحدة بحيث يدوران مع بعضهما البعض).

3- القطعة الفموية لتثبيت الفك.

4- سنادات تثبيت الرأس.

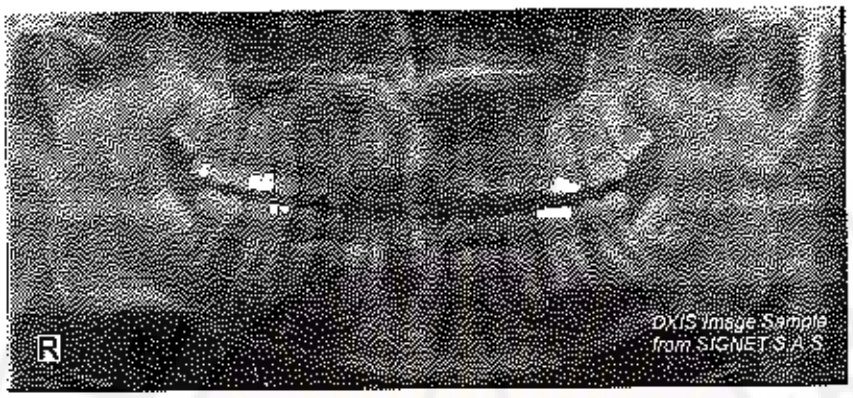
5- لوحة التحكم على الجهاز.

6- مرآة صغيرة.



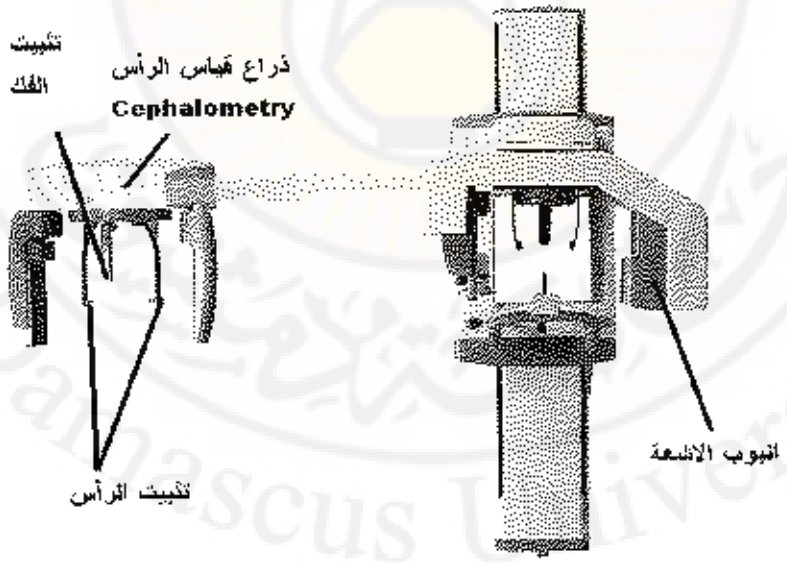
الشكل (74-1) يبين أجزاء جهاز التصوير الشعاعي البانورامي

وتنتج الصورة من خلال دوران منبع الأشعة مع الفيلم على عدة وضعيات بحيث يتم تعريض جزء صغير من الفيلم كل مرة يتم فيها التصوير وحجب الجزء الباقي لتتالى اللقطات على الأجزاء التي لم تتعرض سابقاً حتى ينهي الأنبوب دورانه بزاوية محددة منتجاً الصورة حسب الشكل (75-1)

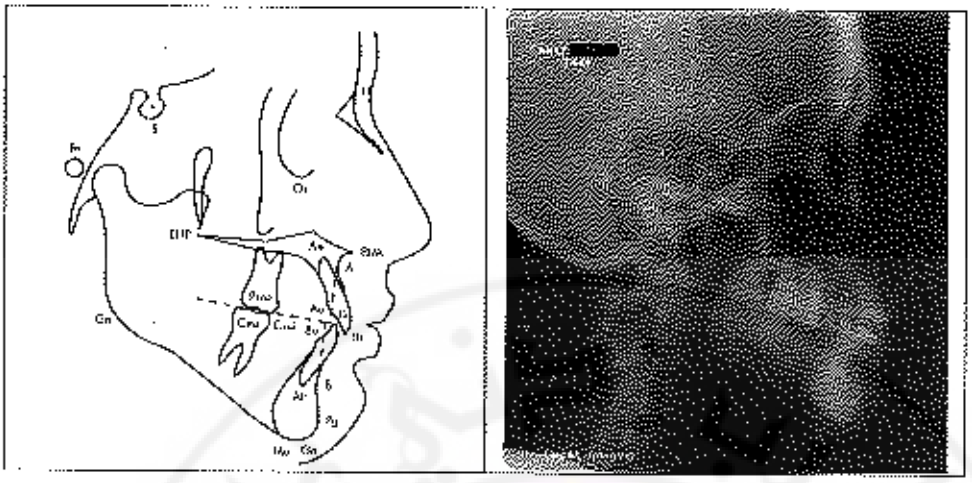


الشكل (75-1) يبين الصورة الشعاعية الناتجة عن جهاز التصوير الشعاعي البانورامي

يتم إضافة جزء على جهاز البانوراما بحيث يصبح الجهاز قادراً على إنتاج صورة جانبية للفك (Cephalometry) وذلك ليتمكن المختص من إجراء عدة قياس فيما يتعلق بالفك (الشكل 76-1).



الشكل (76-1) يبين جهاز التصوير الشعاعي البانورامي وقد تم تركيب ذراع التصوير لقياس الرأس.



الشكل (77–1) يبين صورة شعاعية ناتجة عن جهاز التصوير الشعاعي البانورامي بعد تركيب ذراع التصوير لقياس الرأس وكيف تربط هذه الصورة مع الأبعاد التشريحية للمريض.

يقوم الجهاز بالتصوير بحيث يدور أنبوب الأشعة حركة نصف دائرية ومعه مجموعة الحساسات الموجودة حول الرأس ويقوم جهاز الكمبيوتر الموصول مع الجهاز بإعادة بناء الصورة لينتج صورة للرأس (أمامي–خلفي) (الشكل (77–1)). وقد تطور هذا الجهاز بحيث أصبح يعتمد تقنية رقمية مما يمكنه من بناء الصور حسب خوارزمية مماثلة للتصوير الطبقي المحوري المحوسب.

أسئلة:

س 1-1: ما هي العلاقة بين تيار الفتيل وتيار الأنبوب؟

س 1-2: ما مهمة أنبوب الأشعة؟ ما هي أجزاؤه؟ وإختلافاتها؟

س 1-3: ما هي أجزاء جهاز الأشعة البسيط التقليدي؟ مبدأ عملها؟

س 1-4: يعتبر مولد الطاقة لجهاز الاشعة عالي التردد من أفضل أنواع مولدات الطاقة ناقش اختلاف المولد مع المولدات الأخرى السابقة من حيث العمل والأداء؟

س 1-5: ناقش مبدأ عمل المسدد وأجزائه المختلفة؟

س 1-6: يعتبر مخطط البوكي من أهم أجزاء جهاز التصوير الشعاعي تحدث عن عمله وبارامتراته واختلافها بتأثيرها على الصور الناتجة؟

س 1-7: عادة ما يكون التصوير الشعاعي يدوياً باعتماد الجهد على خبرة المستخدم أو آلياً ، ناقش فكرة التحكم بالتصوير الآلي؟ واختلافها بين جهاز التصوير الشعاعي البسيط وجهاز التصوير التنظيري؟

س 1-8: ما هي مبادىء آليات التحول من التصوير الشعاعي التقليدي إلى رقمي، وما هي آلياته ؟

س 1-9: ما هي أجزاء جهاز التصوير التنظيري؟

س 1-10: ناقش فكرة مكثفات الصورة أحادية الحقل ومتعددة الحقول؟

س 1-11: ما هو الفارق بين أجهزة القثطرة القلبية وأجهزة تصوير الأوعية الدموية؟

س 1-12: ناقش فكرة اختلاف تصميم أجهزة الأشعة النقالة؟

س 1-13 : ما هي أجزاء جهاز التصوير الشعاعي القوسي النقال وطريقة عملها؟

س 1-14: مبدأ عمل وأجزاء جهاز التصوير البانورامي السني؟ ما الفارق بينها وبين جهاز التصوير السني البسيط؟

س 1-15: استنتج علاقة تربط بين تغير زاوية الهدف بين 6 و 17 درجة وبين تغير مقاس البقعة المحرقية الحقيقية علماً بأن مقاس البقعة الفعالة هي 1 مم؟ وما هو تأثيرها على مساحة بقعة الهدف في حال المصعد الثابت والدوار والنسبة بينهما؟

س 1-16: ذكر دفتر شروط المواصفات التالية لجهاز تصوير شعاعي بسيط:

مطلوب جهاز تصوير شعاعي بسيط لمشفى ، ذو مولد طاقة ..... ، أنبوب الأشعة .....، يتم التصوير.....، الطاولة.....، الطاولة مجهزة بمخطط بوكي.....، منصة التحكم.....، **والمطلوب:** ناقش هذه الأفكار ليكون دفتر الشروط لجهاز ذي مواصفات عالية أ-ما هي الأمور التي ستدرجها لكل بند من البنود السابقة لتحقق ذلك؟

ب-في حال كان المطلوب أن يكون الجهاز رقمياً يعتمد على آلية التصوير الرقمي المحوسب (Computed Radiography) ما هي التجهيزات المرافقة التي تحتاجها مع الجهاز المذكور؟

References: المراجع

[1] Feinberg B.N., "Applied Clinical Engineering" Prentice Hall Professional Technical Reference, **1985.**

[2] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 4 Volume Set, 1st edition. Wiley-inter-science, **1988.**

[3] Aston. R. " Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement" Merrill Pub. Co., **1990.**

[4] Krestel. E, "Imaging Systems for Medical Diagnosis": Wiley-VCH 1st edition **1990.**

[5] Shroy, R. E. Jr., Van Lysel, M.S., Yaffe, M. J. "X-Ray."*The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Bronzino J, Boca Raton: CRC Press LLC, **2000.**

[6] Hendee, W. R., Ritenour E. R, " Medical Imaging Physics" Fourth Edition, John Willey & Sons INC., Publication, Wiley-Liss, Inc., New York. PP: 217-262, **2002 .**

[7] Blanchard. S, Bronzino. J, "Introduction to Biomedical Engineering" Second Edition. Ed. Enderle. J.D. Elsevier Academic Press Amsterdam Boston Heidelberg London New York Oxford Paris San Diego San Francisco Singapore Sydney Tokyo PP: 857-920: **2005.**

[8] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 6 Volume, Set, , 2nd Edition, Wiley-inter-science, **2006.**

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل الثاني

التصوير الطبقي المحوري المحوسب
(Computed Tomography)

المؤلف: د.م. محمد فراس الحناوي

Damascus University

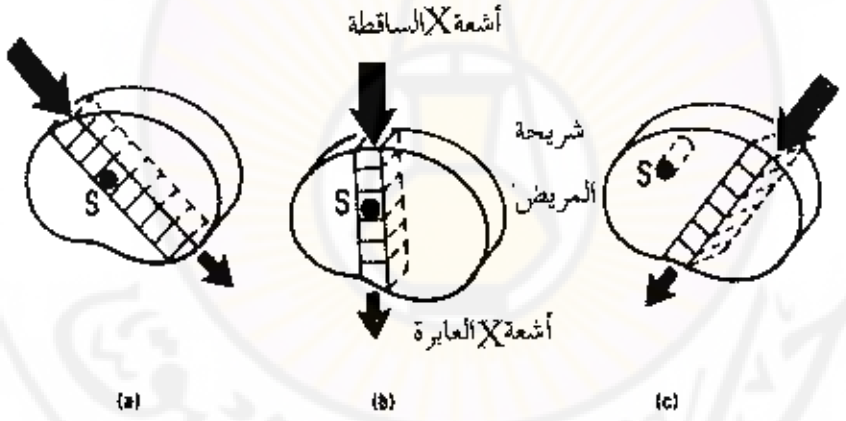
وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

التصوير الطبقي المحوري المحوسب
(Computed Tomography)

2.1 النظرية الأساسية في التصوير الطبقي المحوري:

إن أشعة X المسددة وبشكل دقيق إلى شريحة من المريض من عدة اتجاهات كما هو موضح بالشكل (1-2) . ويؤثر على تخامد هذه الأشعة طول المسار الذي تعبره كما هو الحال بين الشكل (a 1-2) والشكل (b 1-2) ، وكذلك كثافة النسيج الذي تعبره الأشعة فبمرورها عبر نسيج عظمي يؤدي إلى تخامدها بشكل أكبر من مرورها بنسيج أقل كثافة كما هو مبين في الشكل (c 1-2) ، حيث إن الأشعة لا تعبر نفس البنية كما في الشكلين (a 1-2) و (b 1-2)وبالتالي يكون تخامدها أقل من الحالتين.

إن المشكلة الأساسية للتصوير الطبقي المحوري المحوسب هو تقرير معاملات التخامد للحجوم الصغيرة من الأنسجة في شريحة المريض.



الشكل (1-2) – بين أشعة X المنتقلة عبر شرائح مختلفة الأبعاد والبنى .

2.2 معاملات التخامد لأشعة X :

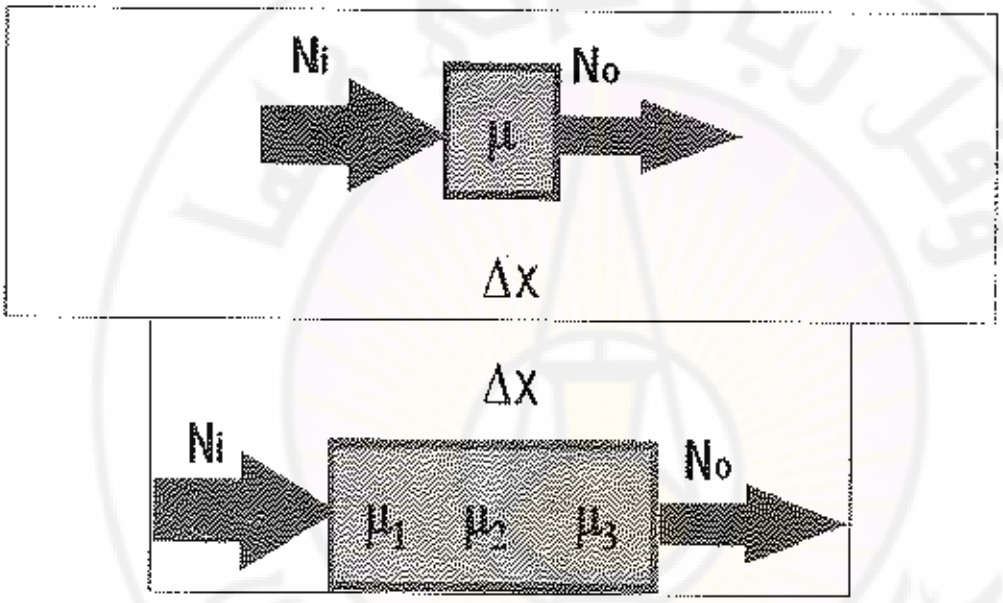
من أجل أشعة X ذات طاقة وحيدة أحادية اللون فإن مواصفات التخامد يمكن وصفها بالمعادلة :

$$I_t = I_o e^{-\mu x} \qquad 2-1$$

I_o – كثافة الأشعة الواردة.

I_t – كثافة الأشعة المارة عبر نسيج ثخانته X ومعامل تخامده μ.

فإذا كان لدينا قطعة من أنسجة متغايرة فإننا نقسمها إلى مقاطع كل لها معامل تخامد μ_j حيث j نرمز له إلى رقم المقطع، وكما موضح بالشكل (2-2) ، فإن الإشعاع الوارد على المقطع الأول ذا العرض Δx يتخامد تبعاً للمعادلة (1) بمعامل $e^{-\mu_1 \Delta}$. والإشعاع المنقول من المقطع الأول I_{t_1} ، يكون هو إشعاع وارد للمقطع الآخر I_2 وبتخفيض أكبر لكثافة الحزمة و بتخامد $e^{-\mu_2 \Delta x}$.



الشكل (2-2) يبين الأشعة العابرة لعدة أنسجة .

$$I_{t_1} = I_1 e^{-\mu \Delta x}$$

$$I_2 = I_{t_1}$$

$$I_{t_2} = I_2 e^{-\mu_2 \Delta x} = (I_1 e^{-\mu_1 \Delta x}) e^{-\mu_2 \Delta x} = I_1 e^{-(\mu_1 + \mu_2)\Delta x}$$

$$I_{t_5} = I_5 e^{-\mu_5 \Delta x} = I_1 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)\Delta x} e^{-\mu_5 \Delta x}$$

$$I_{t_5} = I_1 e^{-(\sum_j \mu_j)\Delta x}$$

$$\frac{I_t}{I_o} = \exp\{-[(\sum_j \mu_j)\Delta x]\} \ldots\ldots \quad 2\text{-}2$$

وبإعادة كتابة المعادلة السابقة بطريقة مغايرة:

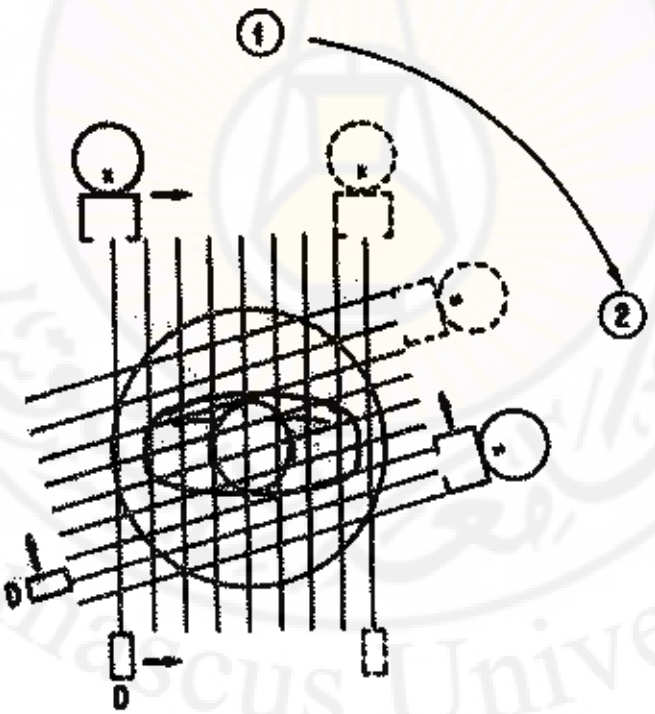
$$\sum_j \mu_j = \frac{1}{\Delta x} \ln\left(\frac{I_0}{I_r}\right) \ldots\ldots \quad 3-2$$

ويمكن ملاحظة أن مجموع عوامل التخامد للمقطع لكل اتجاه حزمة أشعة يمكن تعيينها تجريبياً لعرض مقطع معين. لكن يبقى كل معامل تخامد للمقطع الجزئي غير معروف. على كل حال فإن الهدف هو استخدام مجموع معاملات التخامد التي حصلنا عليها من قياسات الشدة في كل الاتجاهات بحساب معامل التخامد لكل مقطع جزئي.

2.3 تطور الماسحات (Scanners Development):

إن الاهتمام الأول بتطوير تقنية المسح لأجهزة التصوير الطبقي المحوري هو تخفيض زمن التعرض للتصوير على حساب زيادة التعقيد والمصاريف، ومن ثم الحصول على معلومات كافية لمعالجتها.

2.3.1 الجيل الأول: حساس واحد ، ماسحات انتقالية دورانية (Single detector, Translate- Rotate Scanners):

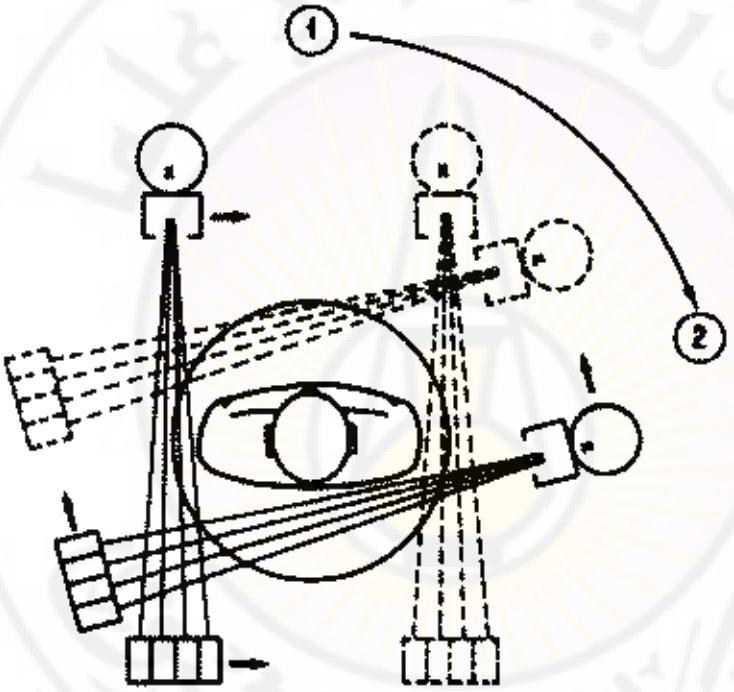


الشكل (3-2) يبين الجيل الأول من الماسحات .

حيث إن هناك حزمة قلمية ضيقة تولد بمنبع أشعة x مسدد وموجه باتجاه الحساس D متواجد في الطرف الآخر من المريض (الشكل (3-2)). يحرك كل من المنبع والحساس بحركة انتقالية عبر المريض حتى يتم الحصول على عدد من العينات على خط مستقيم ، يتم دوران الحامل إلى زاوية (وضعية 2) لكي يتم التصوير مرة أخرى. إذا كان الدوران عبارة عن 1° بين كل حركة انتقالية ، فإن زمن المسح يتطلب زمناً لعدة دقائق.

2.3.2 الجيل الثاني: عدة حساسات ، الماسحات الانتقالية الدوارة

:Second Generation: Multiple-Detector, Translate- Rotate



الشكل (4-2) يبين الجيل الثاني من الماسحات .

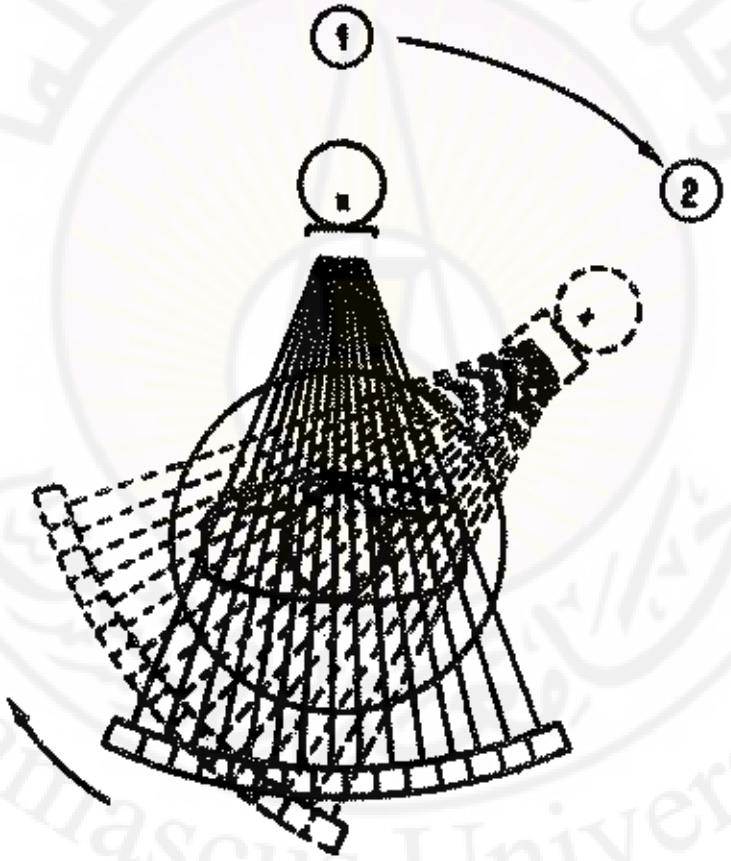
يوضح الشكل (4-2) تصميم ماسحات أجهزة التصوير الطبقي المحوري وهو الجيل الثاني حيث إن هناك منبع أشعة يقابله عدة حساسات في الطرف الآخر متوضعة على خط مستقيم. وبالتالي فإن كل تعرض يعقبه استقبال من عدة حساسات للمشهد من عدة زوايا ويتم التتابع بانتقال كل من المنبع والحساسات بحركة خطية ومن ثم يدار الحامل من الوضعية (1) إلى الوضعية (2) ويتم التصوير بنفس التقنية المذكورة سابقاً.

2.3.3 الجيل الثالث: الماسحات الدورانية

(Third Generation : Rotational Scanners) :

يكون في هذا النوع من الأجهزة منبع الأشعة يقابله عدد كبير من الحساسات متوضعة على قوس دائري وكلاً من المنبع والحساسات متمركزة حول حقل الرؤية.

في هذا الجيل فإن كل مشهد ناتج عن مجموعة من عينات الأشعة اللامتوازية مأخوذة بزوايا مختلفة حول المريض. ويتم دوران الحامل ليغطي 360° وبانتقال مساوي إلى 1,5 من عرض الحساس للحصول على مساقط مختلفة كما في الشكل (2-5).

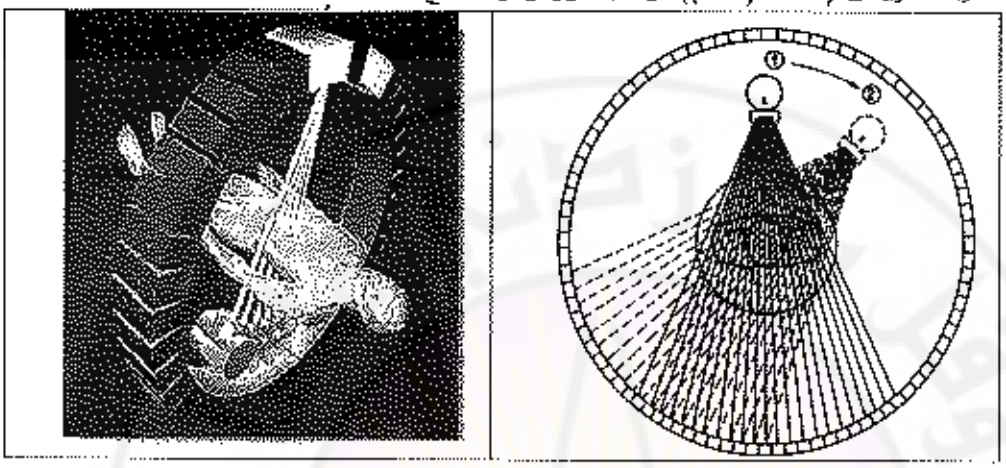


الشكل (2-5) يبين الجيل الثالث من الماسحات .

2.3.4 الجيل الرابع: دوران فقط حساسات ثابتة للماسحات

Rotate- Only Stationary Detectors Scanners

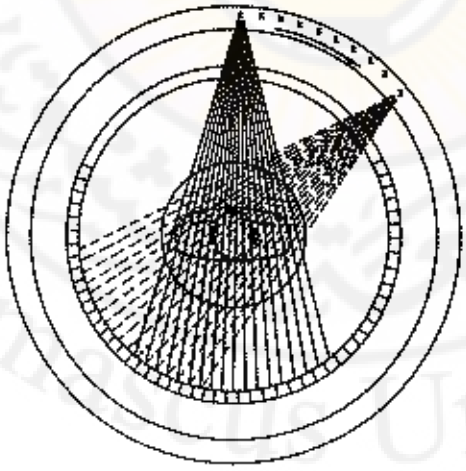
في هذا الجيل تتوضع الحساسات على دائرة 360° والحركة الوحيدة هي لمنبع الأشعة حول المريض (الشكل (6–2))، ولا يتجاوز زمن المسح عدة ثوان أو أقل.



الشكل (6–2) يبين الجيل الرابع من الماسحات .

2.3.5 الجيل الخامس: ماسحات القلب (Cine - CT) :

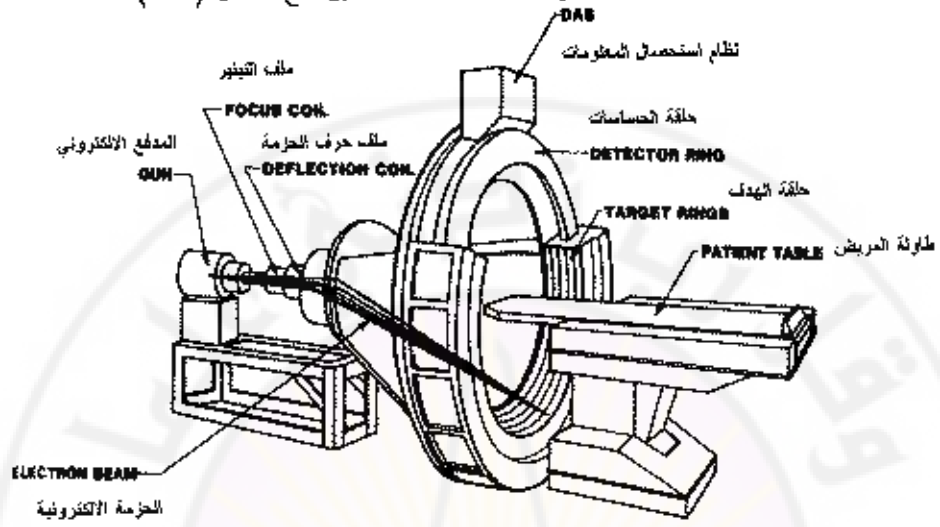
في هذه الماسحات (الشكل (7–2)) فإن زمن المسح الكلي يخفض وذلك لتصوير القلب المتحرك من خلال استخدام عدة منابع للأشعة وحساسات ثابتة. وزمن المسح هو حوالي 33 - 100 ميلي ثانية.



الشكل (7–2) يبين الجيل الخامس من الماسحات .

2.3.6 الجيل الجديد :التصوير الطبقي المحوري ذو الحزمة الإلكترونية : (Electron Beam Tomography EBT)

وهو من انواع التصوير المحوسب ذي السرعة الفائقة كما يوضح الشكل (8-2).



الشكل (8-2) يبين جيل الطبقي المحوري ذي الحزمة الإلكترونية من الماسحات .

وفيه يتم توليد الأشعة السينية بطريقة مختلفة عن استخدام أنبوب الأشعة التقليدي حيث يتألف الجهاز من مدفع الكتروني (Electron Gun) يقوم بتوليد تيار الكتروني وبعد توليد الإلكترونات يتم تبئير الحزمة الإلكترونية عن طريق ملف تبئير كهرومغناطيسي (Focus Coil) تمر فيه تيارات تحريضية متساوية في جميع الاتجاهات، بعدها تمر الحزمة المبأرة عبر ملف آخر كهرومغناطيسي (Deflection Coil) يدعى ملف الانحراف يتم تمرير التيار فيه بشكل متناوب مما يؤدي إلى توليد حقل كهرومغناطيسي حول الملف الدائري مجبراً الحزمة على الدوران وبشكل سريع جداً.

الحزمة الخارجة من هذه المرحلة تقوم بقصف حلقات الهدف المصنوعة عادة من التنغستين (Target Rings) ناتجاً عن ذلك توليد الأشعة السينية التي تتجه إلى طاولة المريض (Patient Table) وبالتالي المريض (Patient)، والأشعة الخارجة من المريض تتجه إلى حلقة الحساسات (Detectors Ring) التي تلتقط هذه الأشعة وتحولها إلى أشعة ضوئية مرئية وذلك بدوره إلى خرج كهربائي (فولطية) يتم قياسه ويحول خرجه إلى نظام تحصيل المعلومات (Data Acquisition System DAS). إن قصف حلقة الهدف ينتج عنه حرارة عالية ما لم

يتم تبديدها سيؤدي إلى نتائج غير جيدة في عمل الجهاز لذا تم تصميم دارة تبريد بغاز الهليوم الذي يمر خلف الحلقة سامحاً للغاز بالقيام بالتبريد معيداً حرارة التنغستين إلى مستوى معتدل بعد انتهاء قصفه.

2.4 أجزاء جهاز الطبقي المحوري:

لعبت عدة عوامل في اختيار الجيل المناسب لاعتماده في التصوير الطبقي المحوري لذا وقع الاختيار على الجيل الثالث الذي يعتمد منبع أشعة واحد يدور حول المريض ومجموعة حساسات تقابله وموجودة على قوس دائري كما هو موضح في الشكل (5-2).

يتألف الجهاز من عدة أجزاء كما يبين الشكل (9-2)و الشكل (10-2) أهمها:

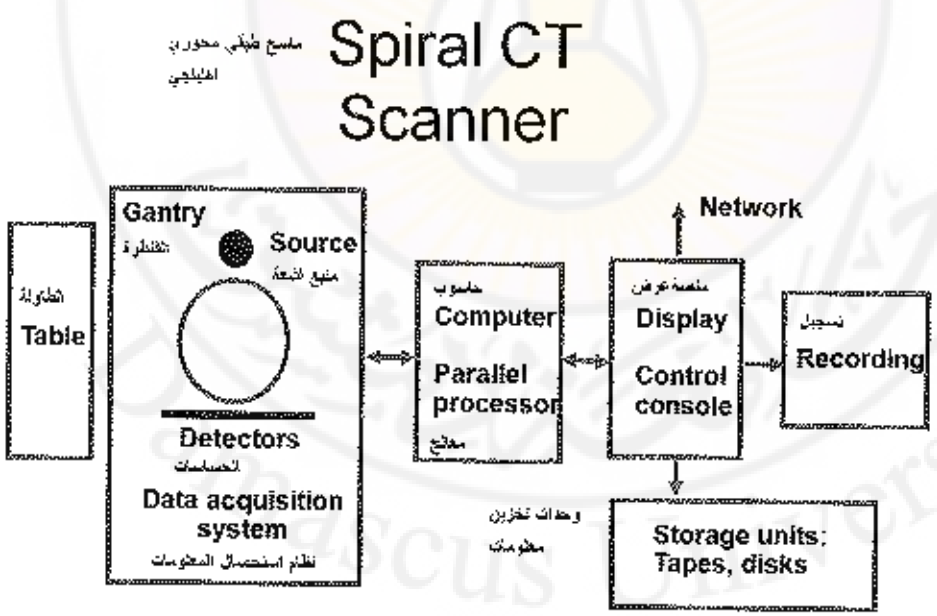
1- طاولة المريض (Patient Table).

2- القنطرة (Gantry).

3- الحاسوب (Computer).

4- منصة عرض الصور والتحكم (Display and Control Console).

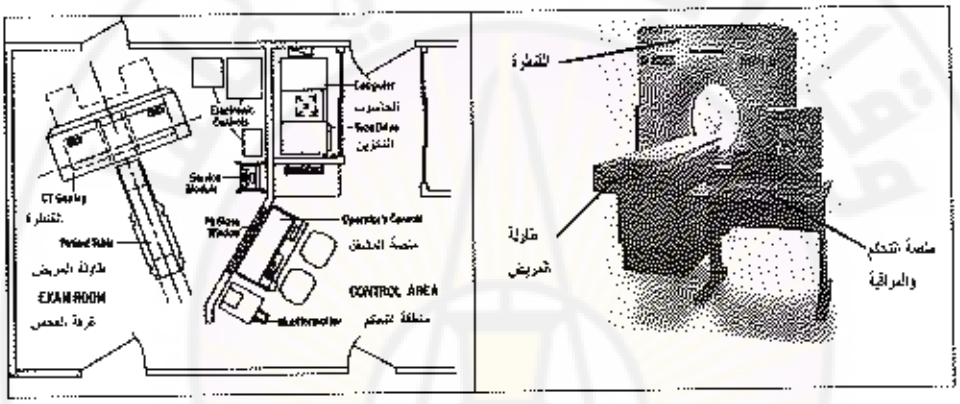
5- آليات التسجيل ووحدات التخزين (Recording).



الشكل (9-2)- يبين مخططاً تمثيلياً لجهاز التصوير الطبقي المحوري المحوسب (CT) من الجيل الثالث

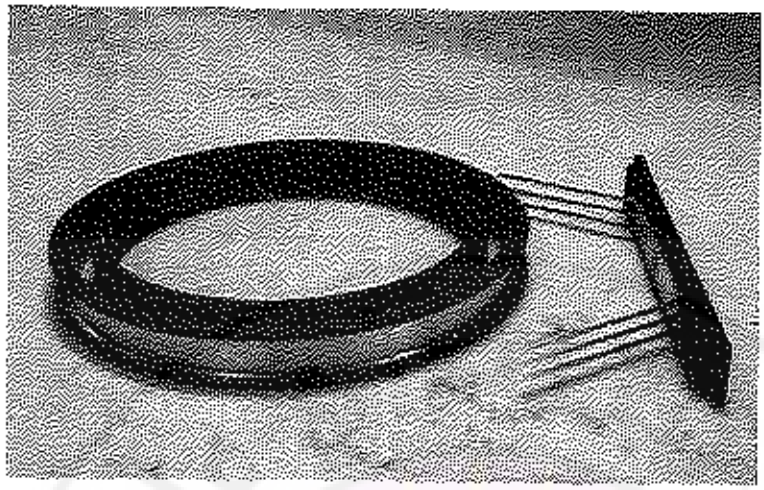
2.4.1 طاولة المريض: تصنع الطاولة من مواد لا تؤدي إلى تخميد الأشعة السينية، كما تكون كهربائية التشغيل فيتم رفعها وخفضها حسب رغبة المستخدم، أما زلقها إلى داخل القنطرة وخارجها فهو مرتبط ببرمجيات وبروتوكولات التصوير.

2.4.2 القنطرة (Gantry): وتحوي القنطرة على الأجزاء التالية: أنبوب الأشعة، فتحة دخول الطاولة داخلها، الحساسات، نظام استحصال المعلومات، آليات تدوير الأنبوب والحساسات.



الشكل (10–2)– يبين أجزاء جهاز التصوير الطبقي المحوري الحوسب (CT) من الجيل الثالث

باستخدام الحلقة المنزلقة ذاتية التزييت (Self-Lubricating slip-ring) والتي سهلت التوصيل الكهربائي للعناصر الدوارة (يبين الشكل (11–2) شكل الحلقة والفراشي المعدنية) وإلا كانت ستلتف الكابلات وستمنع الدوران المستمر لمنبع الأشعة والحساسات بأن واحد وبشكل مستمر دون الضرورة لعودتها في الاتجاه المعاكس كما كانت عليه سابقاً. وعوضت الفراشي (Brushes) التي تقوم بملامسة الحلقة بشكل مستمر بنقل التغذية إلى أنبوب الأشعة ونقل المعلومات من الحساسات.



الشكل (2-11)- يبين أجزاء الحلقة المرقمة ذاتية التزييت مع الفراشي المستخدمة في اجهزة جهاز التصوير الطبقي المحوري المحوسب (CT) من الجيل الثالث

عادة ما تكون أبعاد البقعة المحرقية 1.5 ×0.5 مم و 2.5×1.0 مم، كما تستخدم مجموعة مسدد للتحكم بعرض الحزمة بين 1 إلى 10 مم والتي بدورها تتحكم بعرض الشريحة المصورة. عادة ما تكون الطاقة المطلوبة لهذه الأنابيب هي 120 كيلو فولت عند 200- 500 ميلي أمبير. منتجة حزمة أشعة بطاقة 30-120 كيلو إلكترون فولط. كما إن المولد يكون بتواتر بين 5-50 كيلو هرتز.

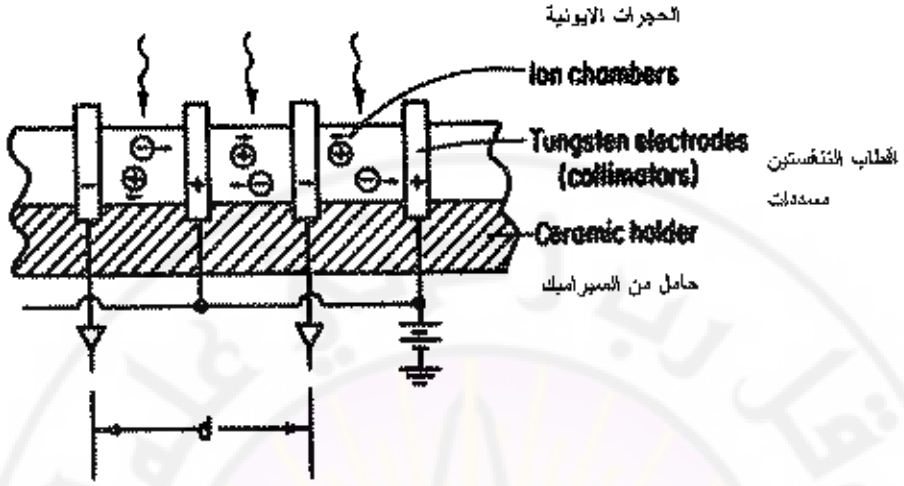
2.4.3 الحساسات (الكواشف):

تتوضع مجموعة من الكواشف (Detectors) على مسافة حوالي 40 cm عن مركز المحور لأجهزة الجيل الثالث و 90 cm لأجهزة الجيل الرابع. وقد تم تصميم نوعين مختلفين من الحساسات:

2.4.3.1 الحساسات الأيونية (Ion Detector)

تتكون الحساسات الأيونية من حجرة تكون مضغوطة بغاز من Xenon ويفصل بين الحجرات إلكترودات من التنغستين كما يبين الشكل (2-12). حيث يخدم التنغستين كمسدد ومانع للتبعثر داخل الحساسات. إن سقوط الأشعة العابرة للمريض إلى الحساس تمتص من الغاز، مشكلة أيونات ذات شحنات موجبة وسالبة، والتي عندما تجذب من قبل الإلكترودات المشحونة بشكل متناوب مما يتسبب بتدفق التيار. وعادة تكون النقاوة الحيزية (Spatial Resolution)

مســـاوية فـــي العرض لحساســين أي المســـافة بين إلكترودين من نفس الإشارة أي حوالي 1.2 mm .



الشكل (2-12)- يبين بنية الحساسات الأيونية

يضغط غاز الزينون Xenon إلى حوالي 25 ضغط جوي وحوالي 50% من الأشعة التي تصل إلى الحساس حيث يتم امتصاصها وتسجيلها.

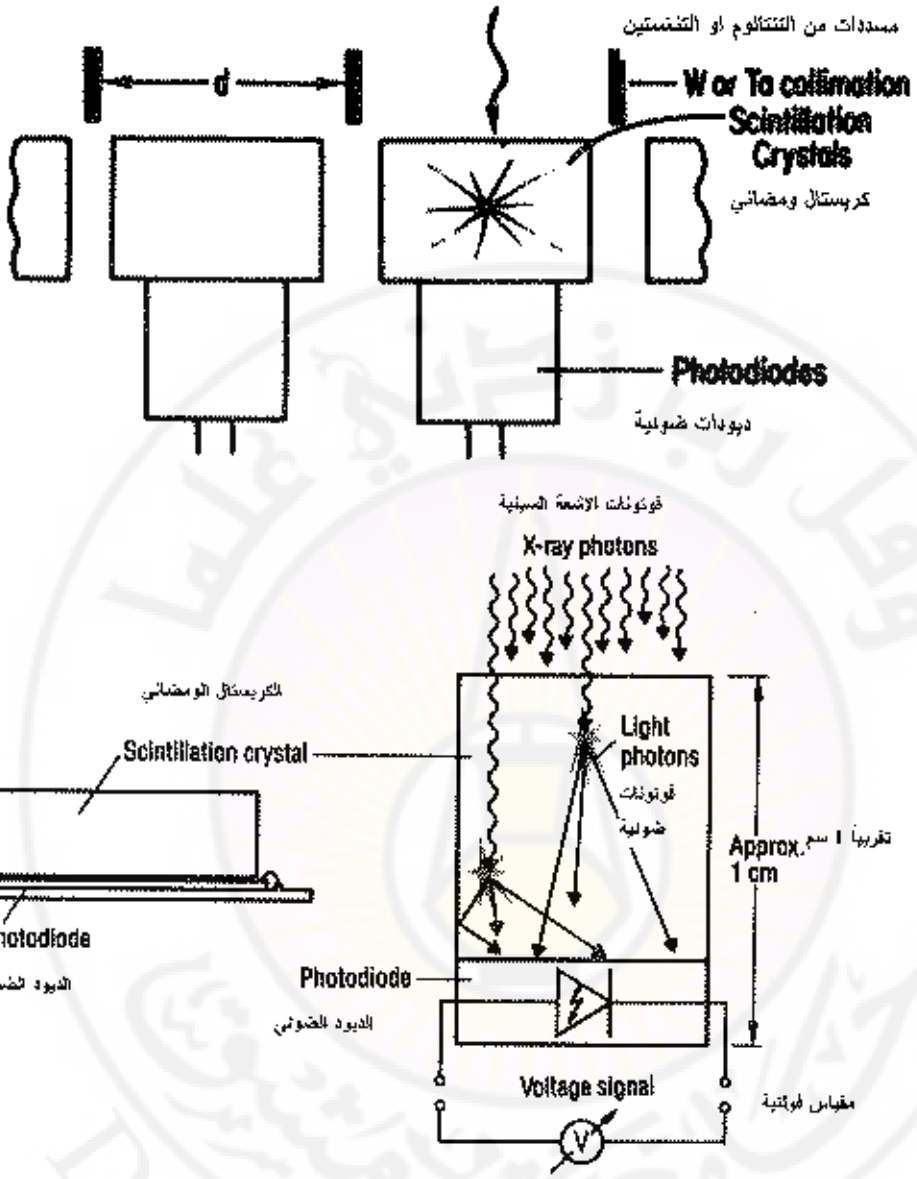
2.4.3.2 الحساسات الومضانية (Scintillation Detectors).

في حين تتألف الحساسات الكريستالية الومضانية كما يوضح الشكل (2-13) و الشكل (2-14) من:

أ- الكريستال الحساس من تنغستات الكادميوم (Cd Wo4) والتي تمتص كل أشعة x الوارد على سطحها.

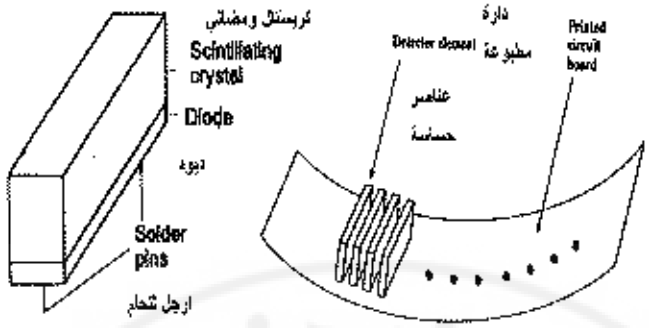
ب_ أما العناصر التي تتواجد بين الكريستالات فهي تعمل كممددات ومانعة لتبعثر الأشعة وتصنع من التنغستين (Tungsten (W)) أو التنتالوم Ta. وعرض الكريستالة الومضانية هو بحدود 4 mm.

يتحول قسم من الأشعة الممتصة إلى ضوء مرئي والتي يتم تحسسها بصرياً بواسطة الديودات الضوئية المربوطة معها والتي بدورها تعطي خرج كهربائي لدارة القياس.



الشكل (13–2)– يبين بنية الحساسات الكريستالية

Damascus University

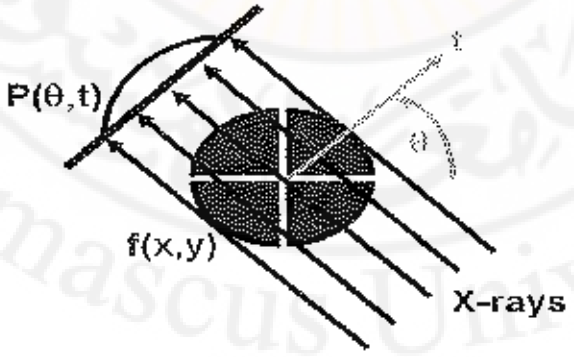


الشكل (2-14)- يبين كيفية تركيب الحساسات الكريستالية على نصف دائرة.

2.4.4 الحاسوب (Computer): ومنصة عرض الصور والتحكم (Display and Control Console): وجميعها تكون موجودة خارج غرفة التصوير حيث يراقب من خلالها المستخدم الصور الناتجة ويدخل بارامترات التصوير، حيث تخصص شاشة لإدخال المعلومات من خلال لوحة مفاتيح الحاسوب وشاشة أخرى لعرض الصور التي تم التقاطها ومعالجتها من قبل الحاسوب.

2.5 مبادئ طرق بناء الصورة في التصوير الطبقي المحوري:

كما سبق وبينا أن المبدأ الرئيسي لجهاز التصوير الطبقي المحوري وكذلك الشكل (2-15) هو إرسال مجموعة من حزم الأشعة السينية باتجاه الجسم المصور واستقبال الأشعة المتخامدة من الطرف الآخر، والنتيجة هي قيم لمعاملات التخامد الكلية مرتبطة مع زاوية التصوير وكذلك الزمن.



الشكل (2-15)- يبين المبدأ الرئيسي للتصوير الطبقي المحوري المحوسب.

2.5.1 الطريقة الأولى Back Projected Additives Method :

مثال(1-2): بفرض أن لدينا بنية ذات معاملات التخامد:

0	2
3	4

حل المثال (1-2): في المرحلة الأولى بفرض أن التصوير سيتم بالاتجاه العمودي كما في الشكل:

⇓ ⇓

0	2
3	4

المصفوفة النهائية الناتجة عن التصوير

3	6
3	6

أما من جهة التصوير الأفقي:

⇒ ⇒

0	2
3	4

⇒ ⇒

2	2
7	7

أما عن حالة التصوير المائل السفلي:

0	2
3	4

4	2
3	4

المصفوفة النهائية الناتجة عن التصوير

0	5
5	4

0	2
3	4

المصفوفة النهائية الناتجة عن التصوير

وبجمع جميع المصفوفات الناتجة عن عمليات التصوير المختلفة:

3	6		2	2		4	2		0	5		9	15
3	6	+	7	7	+	3	4	+	5	4	=	18	12

الآن نطرح من المصفوفة الناتجة مصفوفة مكونة من أصغر رقم في المصفوفة لجعل أحد الخانات

صفر كما يلي:

9	15		9	9		0	6
18	21	−	9	9	=	9	12

و من ثمّ نقسم على عامل قسمة مشترك:

0	6		3	3		0	2
9	12	÷	3	3	=	3	4

و بالتالي حصلنا على معاملات التخامد بهذه الطريقة.

في هذه الطريقة لا نصل إلى نتائج دقيقة من أجل مصفوفات أكبر من المصفوفة ثنائية البعد و بالتالي تم اللجوء إلى طرق أخرى .

2.5.2 الطريقة التكرارية Iterative method:

مثال (2-2):

0	2	→	2
1	3	→	4

1	5

الآن نقوم بجمع العناصر الأساسية للمصفوفة و نقسم على عدد العناصر لنحصل على مصفوفة جديدة:

$$0+2+1+3=6$$

$$6\div 4=1.5$$

1.5	**1.5**
1.5	**1.5**

الآن نأخذ فرق مجموع سطور المصفوفة القديمة والجديدة كما يلي :

Old (مجموع سطور المصفوفة القديمة)	New	Difference الفرق
2	3	$\frac{2-3}{2}=-\frac{1}{2}$
4	3	$\frac{4-3}{2}=\frac{1}{2}$

نضيف النتائج التي حصلنا عليها للمصفوفة الجديدة:

1.5	**1.5**	+	−0.5	=	1	1
1.5	**1.5**		0.5		2	2

الآن نأخذ فروق الأعمدة للمصفوفة القديمة وآخر مصفوفة حصلنا عليها :

Old	1	5
New	3	3
Difference	$\frac{1-3}{2}=-1$	$\frac{5-3}{2}=1$

1	1	+	−1	1	=	0	2
2	2		−1	1		1	3

الآن آخر مصفوفة حصلنا عليها نضيف لعمودها الأول 1− وعمودها الثاني 1+ فنحصل على القيم الأساسية .

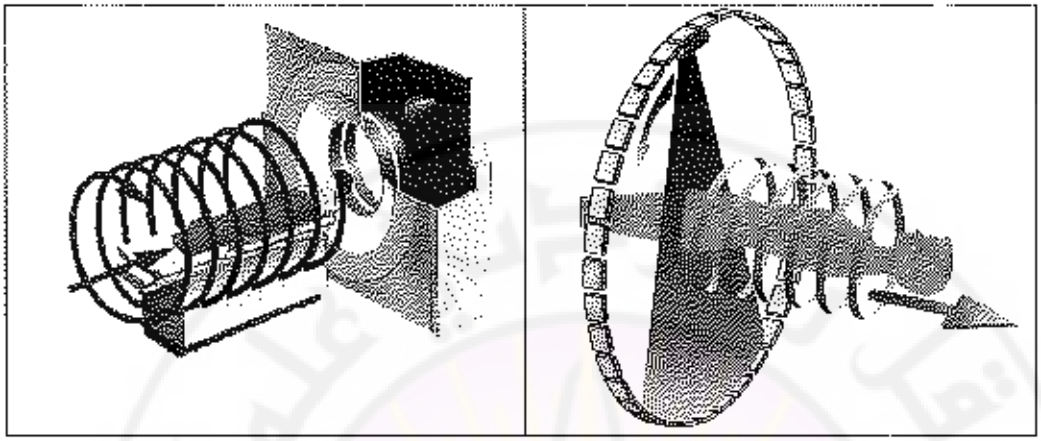
إن هذه الطريقة قد لا تعطي قيماً دقيقةً عندما تكبر القيم و لابد من وجود طريقة تجمع بين الطريقتين وتضعها في قالب واحد .

2.6 تطور ماسحات الجيل الثالث: (Third Generation Development)

شهد العقد الماضي تطور هذا الجيل من هذه الأجهزة فبدأ الحديث عن التصوير الاهليلجي (Helical Scan). وفي هذه الحالة يتم التصوير بشكل متواصل بينما تنتقل الطاولة داخل أو خارج المنصة وتحصيل المعلومات كلها بأن واحد كما يوضح الشكل (2-16).

أما من أجل تسريع التقاط الصور وخاصة تطوير الأجهزة لتصوير القلب أثناء حركته فقد عمد إلى زيادة عدد مصفوفات الحساسات مما أدى إلى ما يدعى الطبقي المحوري متعدد

الشرائح (Multi Slice CT) انطلقت الفكرة من شريحتين إلى أربعة، ومن ثم ثمانية، 16، 32،64 ووصل العدد إلى 128 شريحة



الشكل (16-2)- يبين علاقة حركة طاولة المريض بالنسبة لحركة كل من أنبوب الأشعة والحساسات للتصوير الإهليلجي.

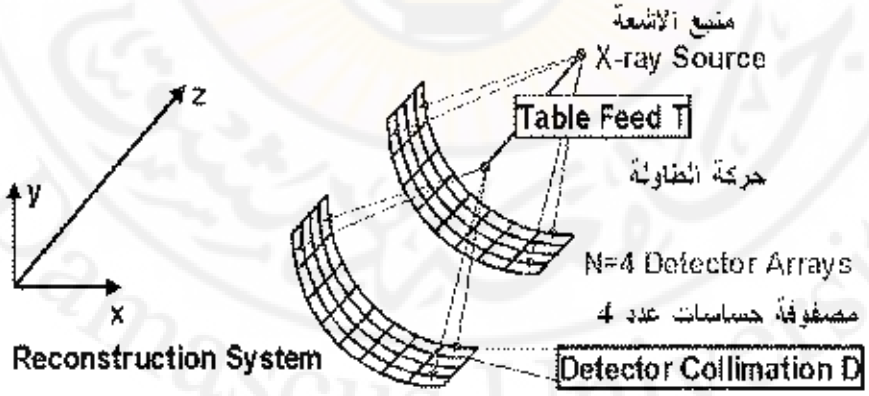
ويعتمد النظام (حسب الشكل (17-2)) على بارامترات وهي:

D: عرض التسديد للحساس.

T: انتقال الطاولة

N: عدد الحساسات في مصفوفة.

وبالتالي تعرف الخطوة (Pitch) بأنها: P=T/D.



الشكل (17-2)- يبين العلاقة بين انتقال طاولة المريض وعدد صفوف الحساسات في اجهزة التصوير الطبقي المقطعي متعدد الشرائح.

أسئلة:

س 1-2: تطورت أجيال التصوير الطبقي المقطعي المحوسب، ناقش هذه الفكرة مع ذكر كل جيل ومميزاته ومساوئه؟

س 2-2: تطور الجيل الثالث من أجهزة التصوير الطبقي المحوري المقطعي المحوسب ليصبح ذا قدرة على تصوير مقاطع كبيرة وبسرعة كبيرة قادرة على تصوير القلب، ناقش هذه الفكرة؟

س 3-2: بفرض أن لدينا جسماً مكون من أربع خلايا بين كيف يستنتج جهاز التصوير الطبقي المحوري المحوسب إعادة بناء صورة للجسم؟ حيث إن:

2	0
3	4

س 4-2: بين الفرق بين الحساسات المستخدمة في أجيال أجهزة الطبقي المحوري المحوسب؟

References: المراجع

[1] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 4 Volume Set, 1st edition. Wiley-inter-science, 1988.

[2] Aston. R. " Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement" Merrill Pub. Co., 1990.

[3] Krestel. E, "Imaging Systems for Medical Diagnosis": Wiley-VCH 1st edition 1990.

[4] Shroy, R. E. Jr., Van Lysel, M.S., Yaffe, M. J. "X-Ray."*The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Bronzino J, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

[5] Hendee, W. R., Ritenour E. R, " Medical Imaging Physics" Fourth Edition, John Willey & Sons INC., Publication, Wiley-Liss, Inc., New York. PP: 217-262, 2002 .

[6] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 6 Volume, Set, , 2nd Edition, Wiley-inter-science, 2006.

الفصل الثالث

التصوير الشعاعي للثدي
Mammography

المؤلفان: د.م. محمد فراس الخناوي
د.م. أيمن صابوني

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

التصوير الشعاعي للثدي

Mammography

3.1. مقدمة:

يستخدم التصوير الشعاعي للثدي (Mammography) لفحص الثدي وللتحري ولتشخيص ورم محتمل أن يكون سرطاني أو خبيث، ويمكن أن يستخدم لتحديد منطقة الجراحة في حالة الجراحة أو تحديد مكان أخذ خزعة أبرية لفحص نسيج كتلة ورمية في الثدي، إن سرطان الثدي هو أحد الأسباب الكبرى لوفاة النساء عبر العالم.

تمثل صورة الثدي الشعاعية، الطريقة الأنسب للتحري والكشف المبكر عن سرطان الثدي وهناك أربع مؤشرات على وجود ورم خبيث من الصورة الشعاعية للثدي وهي :

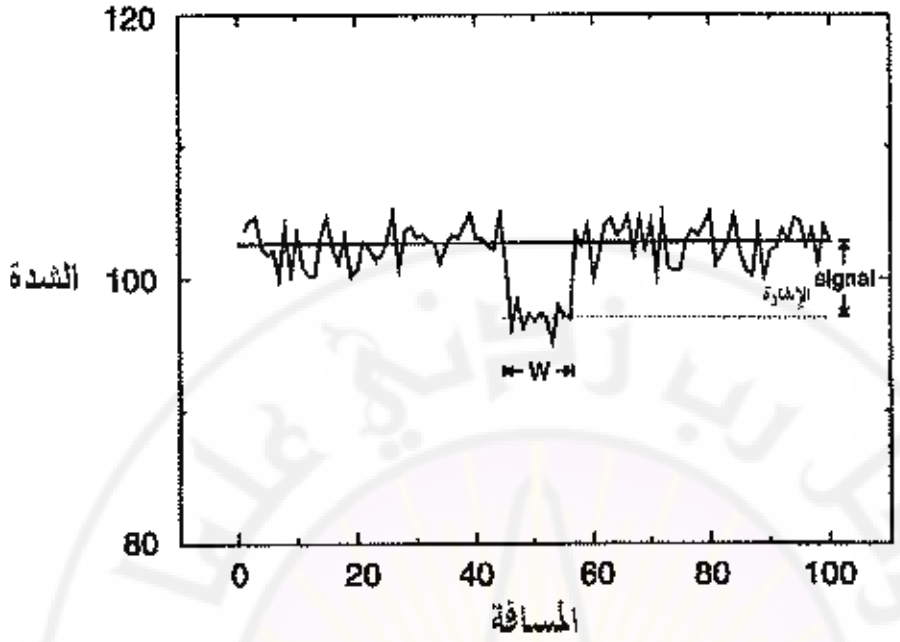
1. الشكل التشخيصي والبنيوي لكتلة الورم.
2. ترسبات (تكلسات) بعض الشوارد المعدنية على الكتلة الورمية.
3. تشوه في شكل أحد الثديين (غير منتظم).
4. عدم التطابق بين مناطق متناظرة من صور الثديين.

3.2. مبادئ التصوير الشعاعي للثدي :

إن الصورة الشعاعية للثدي عبارة عن صورة أشعة X-Ray المشكلة عندما أشعة X الصادرة من منبع أشعة نقطي يشعع الثدي والأشعة العابرة تسجل عن طريق لاقط صورة. إن الإشارة الملتقطة تكون متخامدة حسب اختلاف في معاملات تخامد أشعة X خلال مسار هذه الأشعة والتي تعبر من خلال بنية الثدي ووفقاً لقانون بيير-لامبيرت فإن جودة الصورة أحادية البعد يمكن أن تعطي فكرة عن شكل الثدي من خلال استخدام برمجيات و عتاد لإعادة بناء الصورة.

الشكل (1-3) يوضح آلية الحصول على صورة لنسيج الثدي السليم والنسيج الورمي (Lesion) أو تكلسات تتبع إلى قانون بيير-لامبرت

يوضح شكل (2-3) منطقة تمرير منخفضة متوافقة مع مكان الاهتمام كالورم أو التكلسات أو كتل سليمة للغدد أو العقد اللمفاوية.



شكل (I-3) : شكل الصورة الشعاعية للثدي (أحادية البعد) لشرح دور التباين الحيزي والضجيج على الصورة.

يجب أن تمتلك أنظمة التصوير تمييزاً حيزياً كافياً لتحديد الحواف الدقيقة للكتلة في الثدي التفاصيل الدقيقة للثدي الأصغر من $50\mu m$ فعندما لا تظهر بشكل دقيق هذا يؤدي إلى انخفاض التباين في الصورة. وباعتبار أن الثدي حساس للإشعاع المتأين وهذا يمكن أن يسبب سرطان الثدي إذا تجاوزت جرعة الإشعاع المتأين قيمة معينة مع العلم أن التشعيع تراكمي في الجسم فلذلك من المفضل استخدام الحد الأدنى من الجرعة الشعاعية للحصول على الدقة المطلوبة للصورة.

3.3. كيفية تشكل الصورة :

في الشكل (2-3) يبين النموذج الوسطي لتركيبة بنية الثدي والتي هي 50% للنسج و 50% للأقنية اللبنية والعقد اللمفاوية وللتبسيط نفترض أن طاقة X-Ray هي طاقة أحادية E وعدد فوتونات أشعة X المسجلة في منطقة محددة من الصورة متناسب مع العلاقة التالية :

$$N_B = N_0(E).e^{-\mu T} \qquad (3-1)$$

في المنطقة الخلفية للصورة

$$N_C = N_0(E).e^{-[\mu(T-t)+\mu' t]} \qquad (3-2)$$

N0(E) : عدد الفوتونات X-Ray الكلية في الحزمة الشعاعية.

N_B : عدد الفوتونات X-Ray النافذة من خلال الثدي بدون وجود كتلة ورمية.

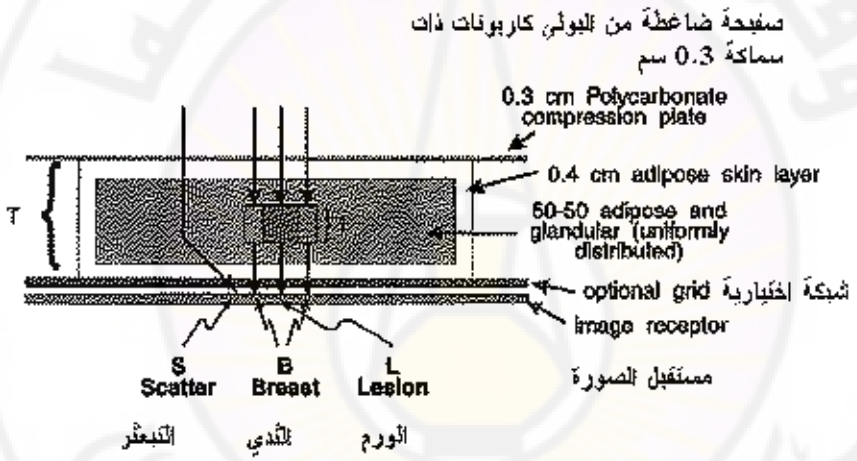
N_C : عدد الفوتونات X-Ray النافذة من خلال الثدي مع وجود كتلة ورمية.

μ : معامل التخامد لنسج الثدي (cm^{-1}).

μ' : معامل التخامد لنسج منطقة الورم(cm^{-1}).

T : سماكة الثدي(cm).

t : سماكة الورم (cm).



الشكل (2-3) : نموذج مبسط محوسب لآلية تحصيل صور الثدي الشعاعية.

في منطقة الإهتمام الكتلة أو بنية مختلفة أخرى تتبع المعادلتين (3-1) ، (3-2) وباعتبار أن μ و μ' معاملات التخامد لنسيج الثدي ولورم الثدي، T هي سماكة الثدي و t سماكة الورم.

فإن الاختلاف في الأشعة السينية العابرة تحدد وضوحية العنصر (الصورة) والتي تعطى بالعلاقة :

$$C_0 = \frac{N_B - N_C}{N_B + N_C} \qquad (3-3)$$

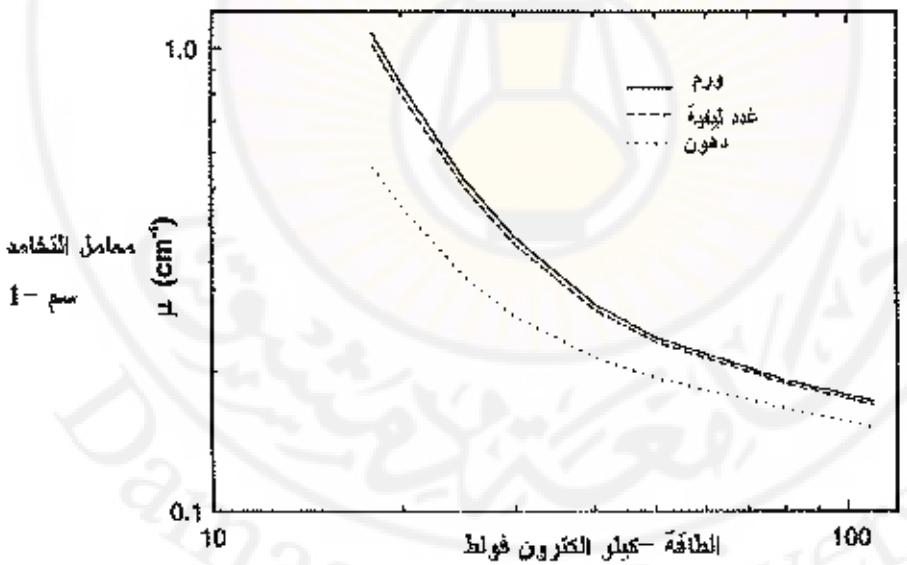
من أجل أشعة سينية أحادية الطاقة وبإهمال التبعثر فإن العلاقة تصبح :

$$C_0 = \frac{N_o(E).e^{-\mu T} - N_o(E).e^{-[\mu(T-t)+\mu' t]}}{N_o(E).e^{-\mu T} + N_o(E).e^{-[\mu(T-t)+\mu' t]}}$$

$$C_0 = \frac{e^{-\mu T} - e^{-[\mu(T-t)+\mu' t]}}{e^{-\mu T} + e^{-[\mu(T-t)+\mu' t]}} = \frac{e^{-\mu T}\left(1 - e^{\mu t}.e^{-\mu' t}\right)}{e^{-\mu T}\left(1 + e^{\mu t}.e^{-\mu' t}\right)}$$

$$C_0 = \frac{1 - e^{-(\mu' - \mu)t}}{1 + e^{-(\mu' - \mu)t}} \qquad (3\text{-}4)$$

يمكن أن يعتمد التباين فقط على سماكة الورم وعلى اختلاف في معاملات التخامد بين كل من الورم ومعامل التخامد لخلفية الصورة. يبين الشكل(3-3) قياس معاملات التخامد مع الطاقة لثلاثة أنواع من المواد الموجودة في الثدي (غدد ليمفاوية وورم سرطاني أو دهون).



الشكل (3-3) : معاملات التخامد بدلالة الطاقة للورم والشحوم والغدد اللمفاوية للصورة الشعاعية للثدي.

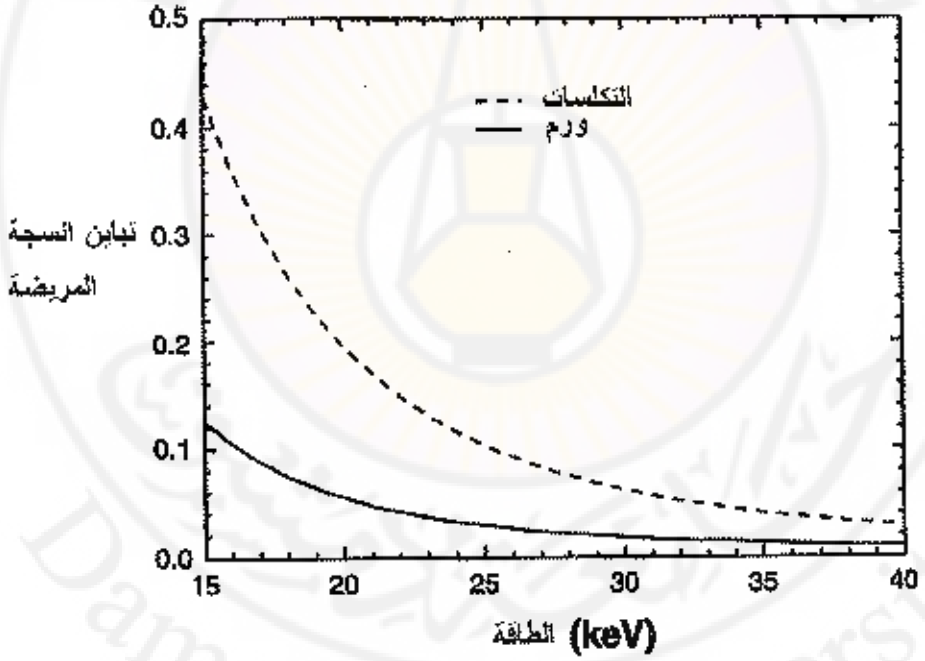
إن الفرق بين معاملي التخامد (μ - μ_{en}) ينقص بازدياد الطاقة (E). هذه المعاملات تتناقص مع زيادة الطاقة. وإن علاقة التباين مع الطاقة (للأشعة) تتناقص مع الورم أو التكلسات كما هو واضح في الشكل (4-3). نلاحظ هنا فرقاً واضحاً وكبيراً بين وضوحية الورم وبين وضوحية التكلسات مع العلم أن معاملات التخامد متقاربة لهما .

إن الشكل (4-3) والذي يعتمد على المعادلة (4-3) نلاحظ أن تباين العنصر لكل بقعة تكلس في الثدي تكون أكبر من صورة الكتلة الورمية مع التنويه إلى أن هناك اختلافاً في معاملات التخامد بين ذرات الكالسيوم (تكلسات) ونسيج الثدي.

من أجل نظام الصورة المسجلة (صورة المستقبل) فان قيمة التعرض تتناسب مع نسيج الثدي ومع قيمة طاقة فوتونات أشعة X الملتقطة من قبل المستقبل.

فإن قيمة (NB) تعطى بالمعادلة (5-3)

$$N_0 = NB(E)e^{+\mu t} \qquad (3\text{-}5)$$



الشكل (4-3) : تباين صورة الثدي تعتمد على طاقة فوتونات أشعة X .

3.4. المخطط الصندوقي لجهاز التصوير الشعاعي للثدي :

يتألف الجهاز كما يوضح الشكل (5-3) من:

أ- مجموعة أنبوب الأشعة والمسدد.

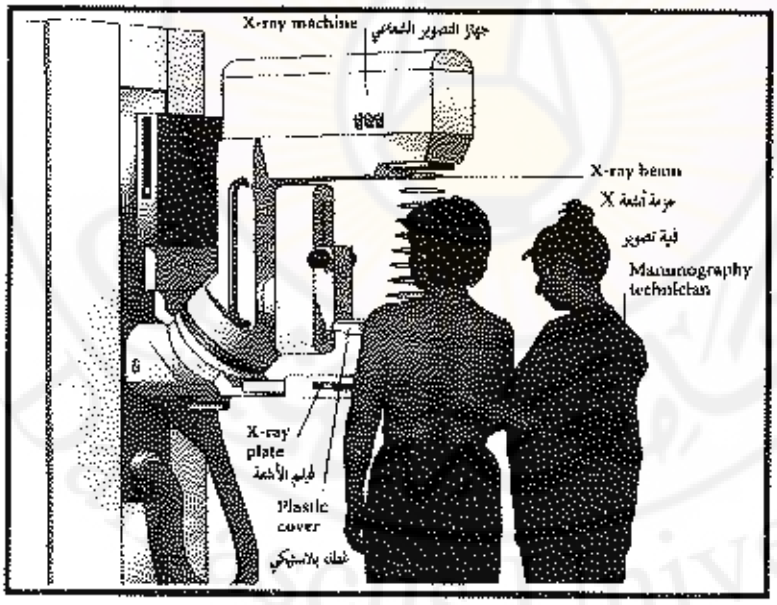
ب- صفيحة ضاغطة (Compression Plate) ومهمتها ضغط الثدي كي يحتل مساحة واسعة على صفيحة الفيلم مما يؤدي إلى انخفاض ثخانة الثدي وهذا يساعد على الحصول على صورة واضحة للثدي نتيجة لاختراق أشعة X لنسيج الثدي بشكل أسهل.

ت- صفيحة الفيلم حيث تحتوي على الفيلم الشعاعي داخل الكاسيت.

ث- شاشة حماية يقف خلفها المستخدم والمؤلفة من زجاج مرصص لحماية المشغل.

ج- لوحة التشغيل والتحكم.

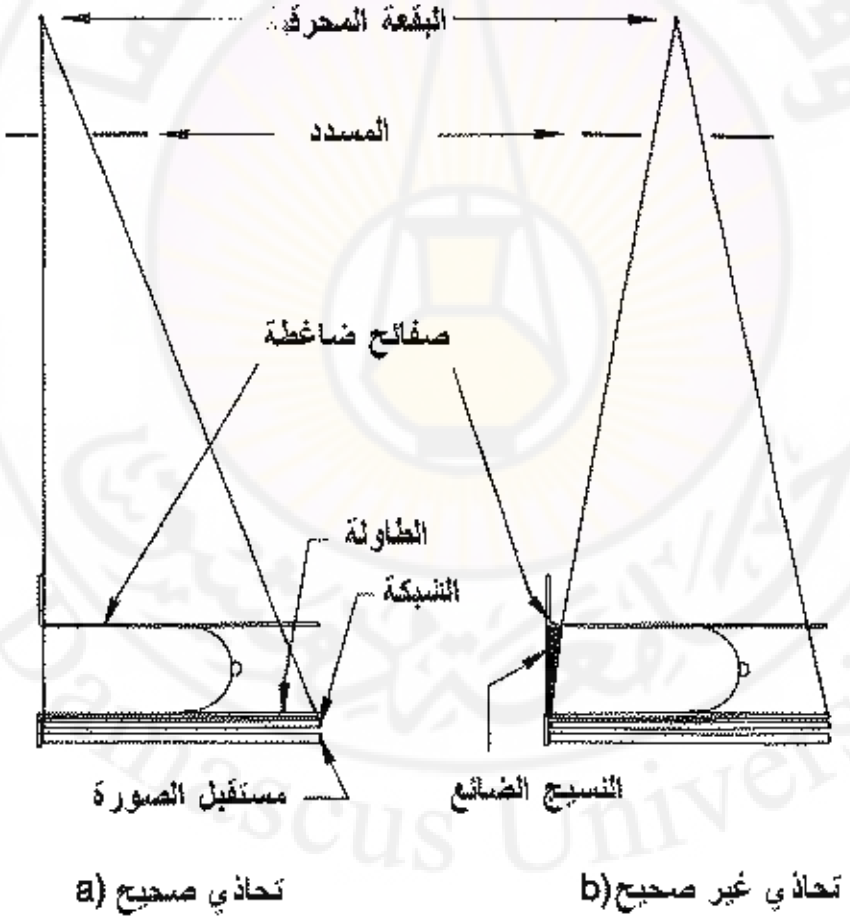
أي إن وحدة التصوير الشعاعي للثدي تتألف من أنبوب أشعة X ولاقط صورة تتوضع في الجهة المقابلة لأنبوب الأشعة ومترابط معه بآلية وصل ميكانيكية تدعى الغانتري (Gantry) ولأن الثدي يجب أن يصور بوضعيات (زوايا) مختلفة وبارتفاعات مختلفة فإن هناك آلية لضبط الارتفاع على المحور الشاقولي والضبط على المحور الدوراني الأفقي ويوضح الشكل 5-3 بنية وشكل جهاز التصوير الشعاعي للثدي.



الشكل (5-3) : المخطط الصندوقي لوحدة التصوير الشعاعي للثدي.

تصمم أغلب تجهيزات التصوير الشعاعي للحصول على حقل صورة في مركز وحدة الإظهار. في أنظمة التصوير الشعاعي للثدي موضح بالشكل 6-3 أ مع تحاذ صحيح للخط الشاقولي لحزمة أشعة X. بينما يوضح الشكل 6-3 ب يوضح التحاذي الغير صحيح للخط الشاقولي لحزمة أشعة X للثدي.

تمر حزمة أشعة X الصادرة من أنبوب الأشعة خلال مرشح معدني يحدد فتحة وأبعاد وشكل الحزمة الشعاعية التي سوف تستخدم لتصوير الثدي وهذا المرشح يستخدم لمنع تبعثر الحزمة ولكي تصل جميع فوتونات أشعة X العابرة للنسيج إلى اللاقط علماً بأن هناك جزء من الفوتونات يصل إلى اللاقط بدون التفاعل مع النسيج والذي تتم معالجته من خلال وحدة التحكم بالتعرض الإشعاعي الآلي.



الشكل (6–3) : التوضع الفراغي لنظام التصوير الشعاعي للثدي (أ) التوضع المتناسق الخلقي الصحيح، (ب) التوضع الخاطئ.

3.4.1. أنبوب الأشعة :

يختلف أنبوب الأشعة في جهاز تصوير الثديين عن باقي أنابيب التصوير الشعاعية بما يلي :

1) هدف المصعد مؤلف من مادة الموليبديوم وليس التنغستين، حيث إن صفات الموليبديوم الإشعاعية تنتج فوتونات أشعة X بطاقة 29 KeV وذلك عند استخدام جهود منخفضة بين 40 KV - 20 لزيادة التباين،
2) إنتاج أشعة X بطاقة 29 KeV أكبر بسبب أن فوتونات X التي لن تنتج من هدف التنغستين حتى تتجاوز الفولطية 69 KV،
3) زاوية هدف أنبوب التصوير الشعاعي للثدي تنقص لكون حقل التصوير (تحت الاختبار) صغيراً، وهذا يعطي تركيزاً جيداً مع تحميل حراري مقبول،
4) تركيز جيد بسبب توضع المصعد والمهبط بمسافة أكثر من 1 cm،
5) تستخدم نافذة من البريليوم عوضاً عن الزجاج بسبب تخميد لحزمة أشعة X المفيدة،
6) يصمم الدرع لإنقاص كمية الزيت بداخله والتي يجب أن تخترقها الحزمة بالحد الأدنى،
7) يستخدم فلتر من الموليبديوم بدل فلتر الألمنيوم لأن فلتر الألمنيوم يضعف حزمة أشعة X المفيدة ذات الطاقة المنخفضة بشكل كبير،
8) توضع محتويات وشكل الأنبوب لملائم المريضة،
9) وحدات التصوير الشعاعي للثدي تستعمل أنابيب ذات مصعد ثابت،
10) يبرد المصعد بالماء.

في الأجهزة المتطورة فإن أبعاد البقعة المحرقية تكون بحدود (0.3 mm) وكلما كانت حجم البقعة المحرقية أصغر كلما كانت الصورة تحتوي على معلومات أكثر. وحالياً هناك أنبوب أشعة ذو بقعة محرقية بحدود (0.1 mm) .

إن مقاس البؤرة (البقعة) المحرقية الاسمي يتحدد بشكل نسبي بعلاقتها بمقاس البقعة المحرقية الفعالة عند المحاور المرجعية كما هو موضح بالشكل (7–3) هذه المحاور المرجعية

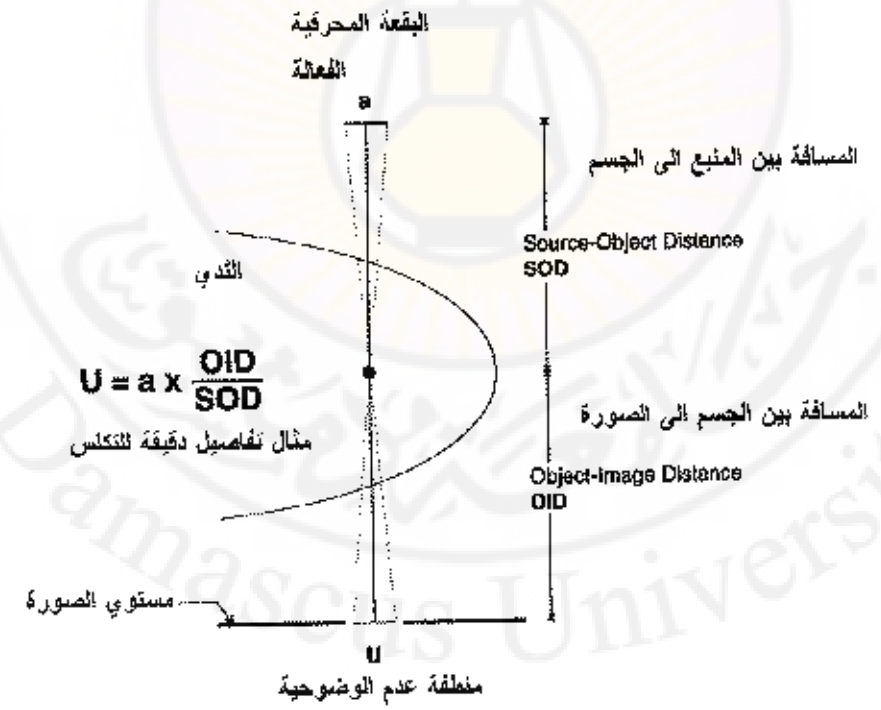
يمكن أن تتغير من شركة تصنيع إلى شركة تصنيع أخرى، وعادةً توصف بالنقطة الوسطى في الصورة.

زيادة المقاس الفعال للبؤرة المحرقية يحصل عند زيادة المسافة بين المصعد والمهبط لحقل التصوير.

عادةً تصنع أنابيب الأشعة السينية في أجهزة التصوير الشعاعي للثدي (الماموغرام) بحيث يكون المهبط ملاصقاً لصدر المريضة خاصة أن الشدة الأكبر للأشعة السينية تكون عند المهبط مباشرةً وتخامد الأشعة يكون أكبر بالقرب من جدار الصدر على الصورة.

يمكن تحديد الدقة الحيزية لنظام التصوير بشكل جزئي بالمقاس الفعال للبقعة المحرقية وبدرجة التكبير للبنية التشريحية عند أي مستوي للثدي. وهذا موضح في الشكل (7-3) عن طريق المثلثات المتشابهة، فان المناطق الغير واضحة تحدث بسبب الحجم المتناهي في الصغر للبقعة المحرقية والذي يتناسب خطياً مع المقاس الفعال للبقعة والنسبة لكل من المسافة بين الجسم والفيلم (OID) إلى المسافة بين أنبوب الأشعة والجسم (SOD).

وبسبب أن الثدي له بنية ثلاثية الأبعاد فإن هذه النسبة وكذلك عدد الوضوحية سوف يختلف من مستوي إلى مستوي أخر داخل الثدي.



الشكل (7-3) : اعتماد وضوحية الصورة على مقاس البقعة المحرقية ومعامل التضخيم

يحدد مقاس البقعة المحرقية إمكانيات الحمولة الحرارية لهدف أنبوب الأشعة. فمن أجل بقع محرقية صغيرة، فإنه يجب تخفيض تيار الأنبوب، مما يؤدي لضرورة زيادة أزمنة التصوير وإمكانية خسارة الدقة بسبب حركة الأعضاء التشريحية.

يمكن التحكم بخسارة الدقة المكانية بشكل جزئي عن طريق تغيير المسافة بين الجسم والفيلم ومسافة المنبع (الأنبوب) من الجسم، فعلى سبيل المثال من خلال تصميم الجهاز بمسافة كبيرة بين منبع الأشعة والثدي، أو بتخفيض المسافة بين الثدي والفيلم، وبضغط الثدي لتخفيض ثخانته الكلية.

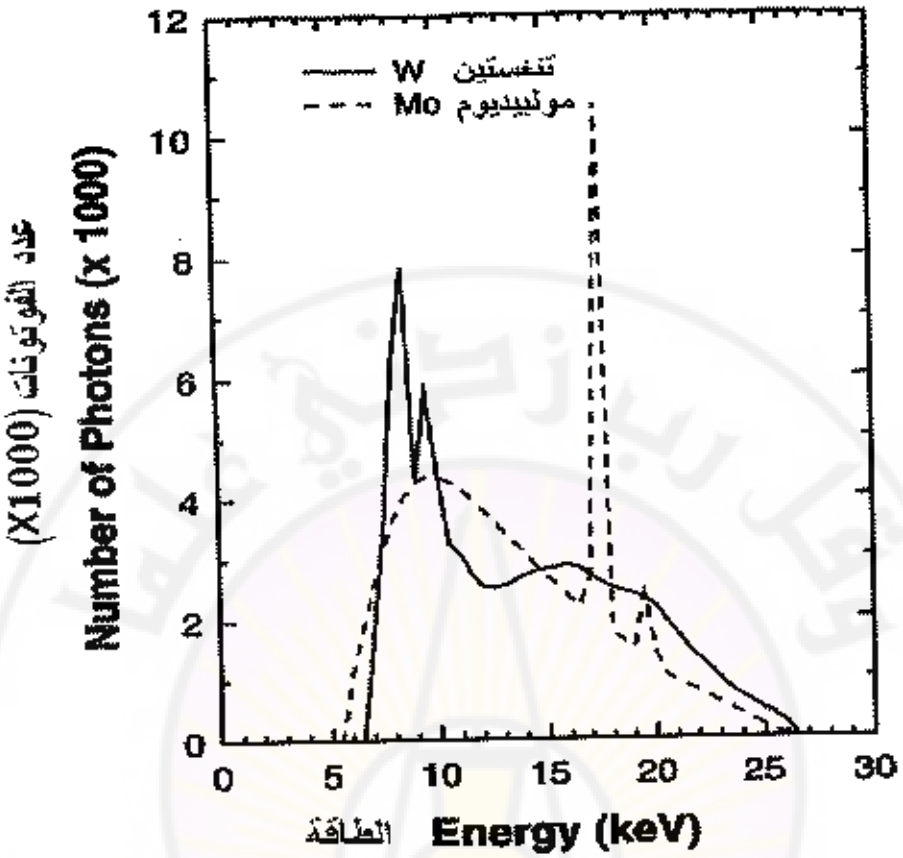
يحدد التضخيم عادةً بواسطة نسبة الإشارة إلى الضجيج للصورة. يمكن تخفيض (SOD) و/أو زيادة (OID) لتضخيم الصورة (عادةً البعد المحرقي الحدي بحدود 0.1mm).

وباعتبار أن طاقة فوتونات الأشعة السينية ليست وحيدة الطاقة فإنه من الضروري تحديد العلاقة بين طيف الطاقة وتباين الصورة.

ويمكن التحكم بهذه العلاقة عن طريق ضبط الجهد العالي واختيار مادة الهدف وعلى شكل ونوع المرشح المتوضع بين أنبوب الأشعة السينية والثدي ويكون الجهد الأنسب هو بين (18-23 KeV) معتمداً على بنية الثدي.

مثال : استخدام مادة الموليبدنيوم (Molybdenum) تعطي قيمتين للجهد الأولى 17.4 KeV والثانية 19.6 KeV، يعطي صورة بدقة عالية ولهذا السبب فإن مادة الهدف لأنبوب الأشعة السينية تستخدم الموليبدنيوم في معظم أجهزة التصوير الشعاعية للثدي.

وكذلك أغلب هذه الأجهزة تستخدم نافذة لخروج فوتونات أشعة X من مادة البريليوم (Beryllium) لنفاذيتها العالية لفوتونات أشعة X المفيدة. الشكل (8-3) يوضح الفرق بين أنبوبين أشعة X الأول يستخدم مادة الهدف من التنغستين والثاني من مادة الموليبدنيوم مع نافذة من مادة البريليوم.



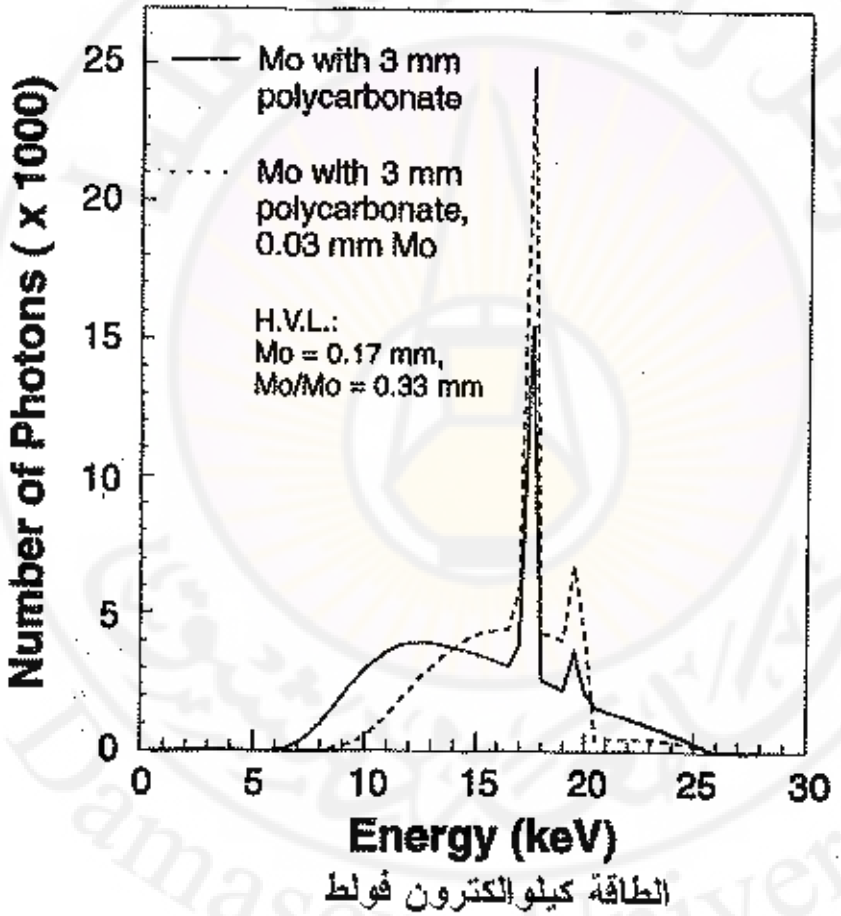
الشكل (8-3) : مقارنة بين كل من هدف الموليبديوم والتنغستين على طيف الأشعة السينية.

3.4.2. ترشيح حزمة أشعة X :

في الأشعة التقليدية تصنع الفلاتر من الألمنيوم كي تستطيع حذف فوتونات المنخفضة الطاقة للأشعة السنية من الحزمة قبل أن تصل إلى المريض. ففي تصوير الثديين وخاصة عند استخدام مصعد من الموليبديوم، يتم استخدام فلتر من الموليبديوم بثخانة من 20 إلى 35 ميكرومتر. يقوم هذا الفلتر بتخميد أشعة X ذات الطاقة المنخفضة والفوتونات ذات طاقة أكبر من حافة امتصاص K (الأشعة X المفيدة) تعبر من خلال الفلتر بفعالية عالية.

فكما يوضح الشكل (9-3) فإن فلترة الحافة K ينتج عنه طيف غني بفوتونات أشعة X في مجال 17 إلى 20 كيلو إلكترون فولت.

على الرغم من مناسبة هذا الطيف لتصوير الثدي إلا أننا نرغب بطاقات أعلى لتصوير الأنسجة ذات الكثافة الأعلى (الأثداء). وبسبب أن طيف هدف الموليبديوم يتأثر وبشكل كبير بخصائص فوتونات أشعة X، فإن الزيادة في الكيلو فولط لوحده لا يغير بشكل كبير في طيف فوتونات أشعة X. يمكن تقسيم الحزمة باستخدام فلاتر ذات أرقام ذرية أعلى من الموليبديوم، على سبيل المثال الروديوم (رقمه الذري 45) وله معامل حافة K عند 23 كيلو إلكترون فولط، وهو له تخميد قوي لكل من أشعة X ذات الطاقة الأعلى وتلك التي هي اقل من ذلك بكثير. يستخدم مع هدف الموليبديوم لأنبوب الأشعة ويزيد بشكل قليل الفولطية، مما يعطينا طيف بزيادة الاختراق (بجرعة مخفضة) مقارنة مع مجموعة موليبديوم /موليبديوم.



الشكل (9-3) : طيف الهدف من مادة الموليبدنيوم والمرشح بواسطة طبقة بسماكة **0.03mm** من الموليبدنيوم.

ومن الممكن زيادة تحسين أداء التصوير من خلال موائمة الطاقة الطيفية الفعالة من خلال استخدام مواد أخرى للهدف مع إبقاء استخدام الفلاتر ذات حافة K المناسبة.
لقد قام أحد مصنعي التجهيزات باستخدام أنبوب أشعة ذي أهداف من الموليبيديوم والروديوم، وبحيث يمكن توجيه الحزمة الإلكترونية إلى إحدى هذه المواد. وبهذا النظام يمكن أن تتغير الفلاتر لتناسب الهدف الذي تم انتقاؤه.

3.4.3. أجهزة الضغط على الثدي :

أغلب أجهزة التصوير الشعاعية للثدي تستخدم أجهزة لضغط الثدي (Compression Device) بالجهة العلوية من الفيلم وأجهزة الضغط تعطي أيضاً انخفاضاً ملحوظاً في قيمة نسبة التبعثر، ومن فوائد أجهزة الضغط أيضاً تخفض من تخامد فوتونات أشعة X وهذا بدوره يمكن أن يقلل من قيمة الجرعة الإشعاعية التي تتعرض لها المريضة. الشكل (5-3) يوضح آلية عمل هذه الأجهزة.

3.4.4. الشبكة المضادة للتبعثر:

عادة ما تكون طاقة الفوتونات المستخدمة في التصوير الشعاعي للثدي أقل من أشعة X للتصوير الشعاعي العادي، وعند قيم الطاقة المنخفضة هذه تكون احتمالية التفاعل بين الفوتون-إلكترون داخل نسيج الثدي ممكنة ولها دلالة معينة، وإن هذا يؤدي إلى انخفاض قيمة التباين حسب المعادلة :

$$C_s = \frac{C_0}{1+SPR} \quad (3\text{-}6)$$

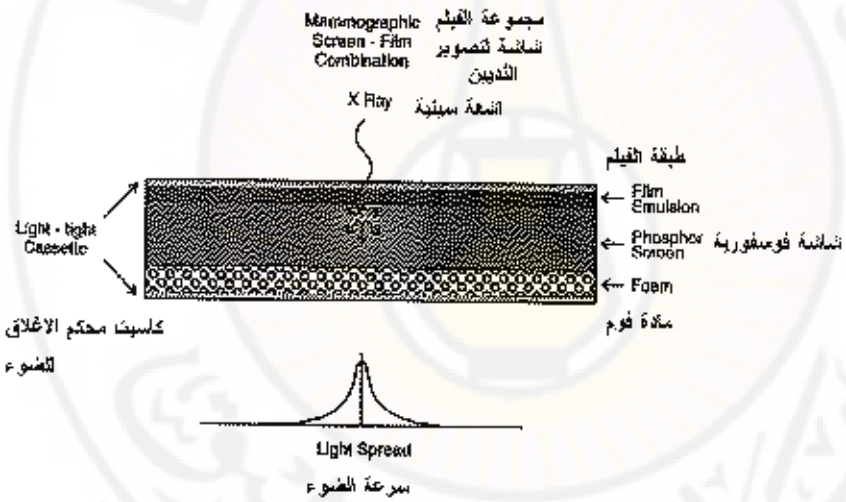
حيث Cs : تمثل التباين لصورة الثدي الحقيقية.
حيث Co : تمثل التباين لصورة الثدي بغياب الأشعة المتبعثرة وتعطى بالمعادلة (3-6).
SPR : Scatter-to-Primary X-Ray Ratio نسبة تبعثر فوتونات أشعة X إلى الفوتونات الأولية الصادرة من أنبوب الأشعة في منطقة الاهتمام من الصورة.
في غياب الشبكة المضادة للتبعثر فإن (37-50%) من الطاقة الكلية لفوتونات أشعة X يتم وصولها إلى مستقبل الصورة. وهذا يمكن أن يعطي قيمة SPR بحدود (0.6:1).
إن الشبكة المضادة للتبعثر تتألف من شبكة من حاجز رصاصي وهذه الشبكة ليست متوازية تماماً لمسار فوتونات أشعة X ولكن لها محرق مركزي، وتكون قيمة Cs تتراوح بين (3.5:1) و(5:1).

3.4.5. مستقبلات الصورة : Image Receptor

إن شاشات الفلورة تستخدم في التصوير الشعاعي للثدي من أجل تحسين عامل الدقة الحيزية. وهذه الشاشات تحول فوتون أشعة X إلى صورة ضوئية مرئية مع العلم أن هذه الشاشات تكون ملتصقة بطبقة الفيلم الحساسة ويبين الشكل (3–10) بنية نظام فيلم–شاشة.

تستخدم الشاشة المفلورة لتبديل صورة الثدي الشعاعية إلى صورة بصرية وهذه الشاشة تستخدم طبقة من فيلم شعاعي حيث تحقق المواصفات المبينة بالشكل السابق وغالباً ما تكون الطبقة المفلورة مؤلفة من مادة أكسيد الكبريت الغادولينيوم (Gd_2O_2S).

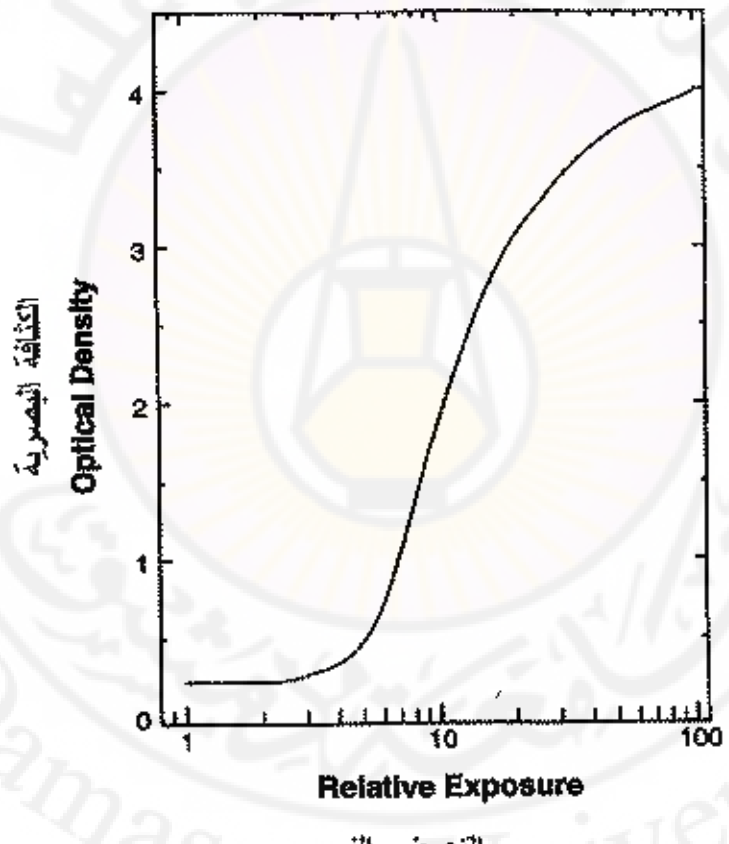
وتكون كثافة الفوسفور (7.44g/Cm3) وبالتالي تكون الفعالية الكمية (Quantum efficiency) (نسبة الأشعة الساقطة التي تتفاعل مع الشاشة) جيدة (بحدود 60%). كما تكون فعالية التحويل (Quantum efficiency) للمادة الفوسفورية (نسبة طاقة الأشعة الممتصة المتحولة إلى ضوء) عالية نسبياً. ويكون الضوء المنبعث من شاشة المفلورة وبشكل رئيسي ذا علاقة خطية مع كمية الأشعة الساقطة على الفيلم.



الشكل (3–10) – تصميم لمستقبلات الصورة في نظام فيلم–شاشة لتصوير الثدي.

تصمم الطبقة الحساسة لفيلم التصوير الشعاعي للثديين من منحني خصائصي كما هو مبين بالشكل (3–10) والذي هو مخطط لعلاقة الكثافة البصرية (العتامة) التي يعطيها الفيلم المعالج مع لوغاريتم التعرض الإشعاعي الساقط على الشاشة. يعطي الفيلم خصائص تحويل لا خطية بين الدخل والخرج. يتحكم الميل المحلي لهذا المنحني بدرجة التباين التي يستطيع الطبيب الشعاعي تمييزها. عندما يكون الميل قليلاً فإن أي زيادة في التعرض الشعاعي لا تعطي سوى

قدر صغير من التباين البصري، وبالتالي فإن بناء الصورة عند هذا القسم من المنحني يكون صعب الرؤية. بينما وفي مجال الميل الشديد للمنحني، يستطيع الفيلم إنتاج تباين ممتاز للصورة. ويعرف المجال الذي يكون فيه التباين جيداً بمدى (Latitude of the film) عمل الفيلم. يبين الشكل (11-3) منحني خواص مستقبل الصورة فيلم-شاشة في التصوير الشعاعي للثدي وبسبب أن الفيلم محدود بين قيمتين للكثافات البصرية: القيمة القاعدية وكثافة الضبابية للفيلم، وعندما لا يكون هناك أي تصوير شعاعي متعمد وتعتمد الكثافة على الطبقة الحساسة، لذا يكون هناك حل وسط بين الميل الأعظمي للفيلم والمدى الذي يعطيه. لهذا السبب فإن بعض المناطق التي تنتج عن تصوير الثديين تكون إما زائدة التعرض أو منخفضة التعرض للأشعة مما يعني بناء صورة من تباين اقل من المثالي.



الشكل (11-3) – منحني خواص مستقبل الصورة فيلم-شاشة في التصوير الشعاعي للثدي.

3.5. الضجيج والجرعة :

إن مصدر الضجيج والجرعة (Noise and Dose) في أجهزة التصوير الشعاعية للثدي يأتي من مصدرين. الأول من الامتصاص العشوائي لفوتونات أشعة X والثاني يأتي من الترابط بين الشاشة-فيلم. فالضجيج الأول يسمى بالضجيج الكمي ويحكم هذا الضجيج قوانين بواسون الإحصائية.

أما الضجيج الثاني يأتي من كمية الإشعاع التي تتشكل منها الصورة بواحدة المساحة وهذا يعتمد على معامل الفعالية الكمي المرتبط بمعامل التخامد الناتج عن طبقة الفوسفور وسماكة الشاشة ويحدد قيمة هذا العامل ما يسمى بمعامل الفعالية الكمي.

3.6. التحكم الآلي بالتعرض :

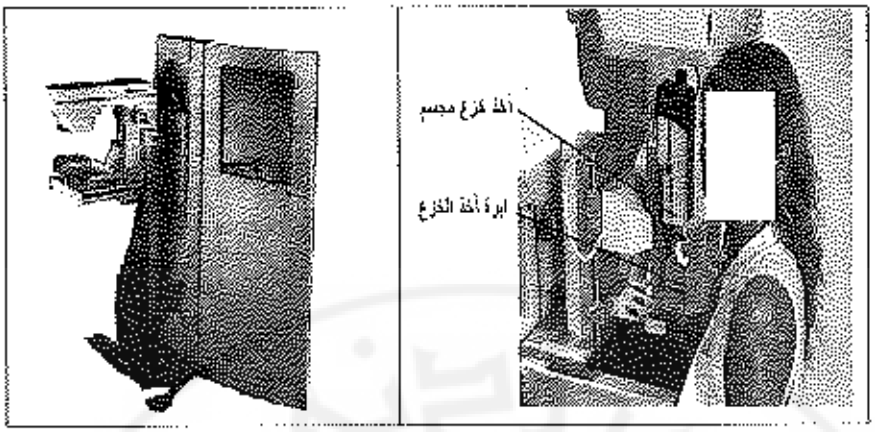
من الصعب على التقني تقدير معامل تخامد الثدي في أجهزة التصوير الشعاعي للثدي الحديثة وهناك وحدة للتحكم الآلي بالتعرض (AEC) وهذه الوحدة لها حساس متوضع خلف مستقبل الصورة وخرج هذا الحساس يحدد قيمة الجهد العالي اللازم للتصوير بناءً على قراءة أولية لقيمة خرج مستقبل الصورة.

3.7. ضبط الجودة :

إن جميع أجزاء نظام التصوير الشعاعي للثدي يجب أن تعمل بشكل جيد كل على حداه ويجب أن تعمل مجتمعة أيضاً بشكل جيد لذا يعد برنامج ضبط الجودة (Quality Control) أساسياً. لذلك يجهز برنامج اختبارات يومية وشهرية.

3.8. أخذ الخزع :

ويضاف إلى الجهاز خيار إضافي للتمكن من أخذ خزعة من نسيج الثدي عن طريق جهاز أخذ الخزع (Biopsy Stereotactic).



الشكل (12–3) : يبين مخطط لأجزاء جهاز آخذ الخزع في جهاز تصوير الثديين.

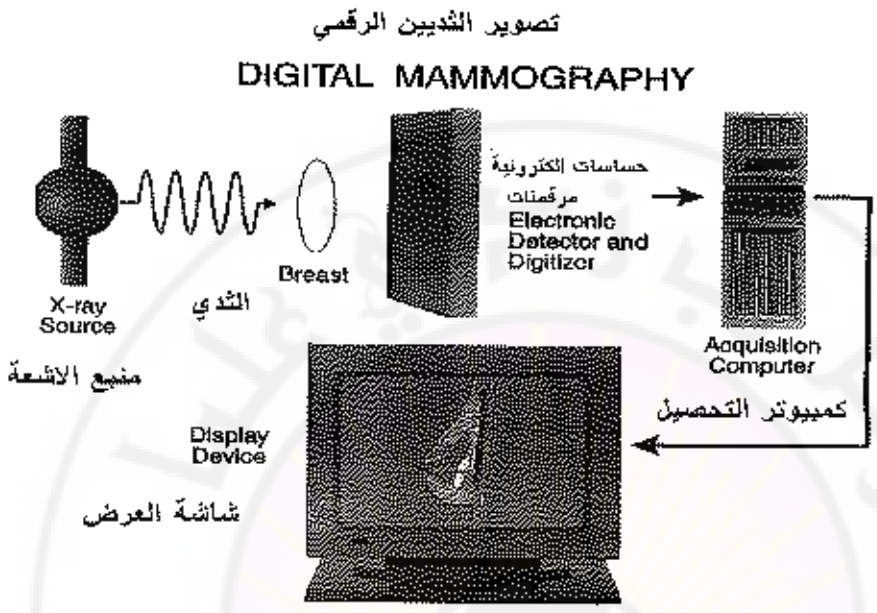
ومهمة آخذ الخزع هو أخذ عينة من النسيج المشكوك فيه ليتم إرساله إلى مخبر التحليل النسيجي لمعرفة فيما إذا كانت بنية نسيج الخزعة خبيثة أم لا. وتتم هذه العملية تحت تخدير موضعي ويفضل بوضعية تكون فيها المريضة مسترخية إما جالسة أو مستلقية ويكون جهاز آخذ الخزعات مرتبطاً بشكل مباشر مع حاسوب جهاز التصوير (الشكل (12–3)) حيث يفترض أن يكون جهاز التصوير رقمياً ويتم اخذ عدة صور للثدي بوضعيات مختلفة وحساب إحداثيات المنطقة المراد اخذ العينة منها حيث تتم قيادة آخذ الخزع إلى المنطقة المطلوبة.

3.9. تصوير الثدي الرقمي : Digital Mammography

هناك عدة عوامل تقنية تترافق مع استخدام نظام التصوير الشعاعي للثدي فيلم–شاشة والتي تحدد إمكانية إظهار بشكل دقيق أو بتفاصيل للصورة أكبر. ولإنتاج صورة بعامل فعالية كبير فإنه يجب تعرض جرعة شعاعية كبيرة للمريضة, وفي نظام فيلم–شاشة يجب استخدام تحصيل صورة اللاقط وتخزينها بشكل جيد. وباعتبار أن مدى الصورة على الفيلم محدودة, وإذا كان الورم موجوداً في منطقة أكثر ظلمة على الفيلم من منطقة الورم هذا ربما يعود سببه إلى منحني التدرج (الاستجابة) للفيلم ويمكن أن يحدث هذا في منطقة تحتوي على عقدة لمفاوية متركزة مما يؤدي إلى صورة ثدي كثيفة وذات ظلمة أكبر.

محدودية أخرى للفيلم وهي متعلقة بطبيعة الحبيبات المشكلة لطبقة الفيلم الحساسة التي تعطي ضجيجاً على الصورة المسجلة على الفيلم. وأيضا وجود تكلسات ميكروية وتجمعات دقيقة وكثيفة للنسيج في الثدي أيضا يعطي صورة غير واضحة بسبب وجود ضجيج بواسوني فيها.

كل هذه السيئات لنظام التصوير الشعاعي للثدي التمثيلي يمكن التغلب عليها كلها باستخدام نظام رقمي للتصوير ويبين الشكل (13-3) نظام تصوير شعاعي للثدي رقمي.



شكل (13-3) : مخطط صندوقي لنظام تصوير شعاعي رقمي للثدي.

في هذا النظام الرقمي وبكل مرحلة تحصيل صورة أو إظهارها أو تخزينها لها عدة إجرائيات منفصلة وغير مترابطة لتحسين عمل كل مرحلة من هذه المراحل للوصول إلى نظام أفضل مع صورة أدق وأوضح تفيد في جميع عمليات التشخيص المطلوبة من عملية التصوير الشعاعي للثدي. ويمكن بالنظام الرقمي الوصول إلى تحصيل معطيات من الصورة بأقل ضجيج ممكن وبخطية عالية وتخزين الصورة وإعادة إظهارها رقمياً وبشكل غير مرتبط بخواص اللواقط.

إن تقنيات معالجة الصورة الرقمية مفيدة جداً من تعديل, ترشيح, تحسين الدقة الحيزية، التباين, الهيستوغرام,.....

إن نظام التصوير الشعاعي للثدي الرقمي يعتمد بشكل رئيسي على استخدام كواشف رقمية أو وحدات إظهار بدقة عالية (عدد عناصر الصورة, اللمعان, السرعة,.....) وهذه الكواشف يجب أن تتمتع بالخواص التالية :

1. كفاءة امتصاص عالية لفوتونات أشعة X.
2. منحني استجابة خطي لمجال عريض من طاقات فوتونات أشعة X.
3. ضجيج داخلي قليل.
4. دقة حيزية أكبر من (50μm) 10 cycles/mm.
5. حجم حقل على الأقل (18X24 cm) أو (24X30 cm).
6. زمن استجابة سريع ويتحمل الحمل الحراري الكبير لأنبوب الأشعة.

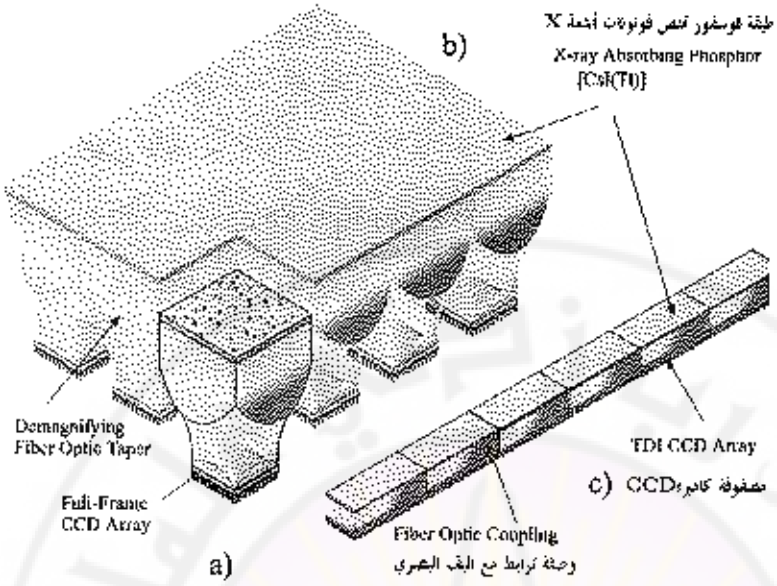
لتصميم نظام تصوير شعاعي رقمي كامل للثدي يجب أن يكون هناك تقنيات كواشف من نوع (CsI) على شكل مصفوفة مربعة بحدود (2048) عنصر من الثنائيات الضوئية مرتبطة بطبقة رقيقة من الترانزستورات المتوضعة على صفيحة من السيلكون. وعند امتصاص فوتون أشعة X من قبل كاشف فإنه يتحول الكاشف من حالة عدم فعالية إلى الحالة الفعالة.

يمكن استخدام كاميرا رقمية (CCD) ككاشف وتعطي على خرجها الصورة.

الشكل (14-3) يبين نظام تصوير شعاعي للثدي رقمي بكاشف صغير وبعدة كواشف وبمصفوفة كواشف.

إن كواشف (3X4) مبينة بالشكل (14-3)ب للحصول على صورة لمنطقة محددة من الثدي، وفي الشكل (14-3)ج يمكن ربط CsI مع CCD بواسطة ألياف بصرية ويمكن استخدام حزمة شعاعية مروحة لأشعة X.

إن التصوير الشعاعي للثدي يتطلب تقنيات تصوير بدقة عالية من أجل التقليل من عدد الوفيات بسبب الإصابة بمرض سرطان الثدي وهذا يتطلب تطوير تقنيات معالجة وتحصيل وإعادة إظهار لصورة الأشعة باستخدام نظام تصوير شعاعي رقمي.



الشكل (14–3) : (أ) نظام تصوير بكاشف صغير، (ب) نظام تصوير بـ 12 كاشف،
(ج) نظام تصوير بمصفوفة كاملة من الكواشف.

الاسئلة:

س 1-3: ما هي التغيرات التي تمت على أنابيب الأشعة المستخدمة في أجهزة تصوير الثديين الشعاعية؟

س 2-3: يعتبر مقاس البقعة المحرقية ذا علاقة وطيدة بدقة الصورة الناتجة ناقش هذه الفكرة؟

س 3-3: ما الغاية من تغيير مادة الهدف وكذلك مادة نافذة الخروج في أنبوب الأشعة لجهاز تصوير الثديين؟

س 4-3: ما الهدف من تغيير مادة الفلاتر المستخدمة في ترشيح الأشعة لجهاز تصوير الثديين؟

س 5-3: تم اعتماد تقنية تصوير الثديين الرقمية، ناقش الفكرة وشروطها؟

References: المراجع

[1] Feinberg B.N., "Applied Clinical Engineering" Prentice Hall Professional Technical Reference, **1985.**

[2] Krestel. E, "Imaging Systems for Medical Diagnosis": Wiley-VCH 1st edition **1990**.

[3] Shroy, R. E. Jr., Van Lysel, M.S., Yaffe, M. J. "X-Ray."*The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Bronzino J, Boca Raton: CRC Press LLC, **2000.**

[4] Hendee, W. R., Ritenour E. R, " Medical Imaging Physics" Fourth Edition, John Willey & Sons INC., Publication, Wiley-Liss, Inc., New York, PP: 217-262, **2002 .**

[5] Blanchard. S, Bronzino. J, "Introduction to Biomedical Engineering" Second Edition. Ed. Enderle. J.D. Elsevier Academic Press Amsterdam Boston Heidelberg London New York Oxford Paris San Diego San Francisco Singapore Sydney Tokyo PP: 857-920: **2005.**

[6]Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 6 Volume, Set, , 2nd Edition, Wiley-inter-science, **2006.**

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل الرابع

أنظمة التصوير فوق الصوتية
ULTRASONIC IMAGING SYSTEMS

المؤلف:د.م. أيمن صابوني

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

أنظمة التصوير فوق الصوتية
ULTRASONIC IMAGING SYSTEMS

4.1. الأمواج فوق الصوتية التشخيصية Diagnostic Ultrasound

يعتبر التصوير بالأمواج فوق الصوتية ذا أهمية كبيرة في التصوير الطبي كأداة تشخيص أساسية كونه غير جراحي وإلى الآن لم يثبت أي تأثير ضار لتفاعل الطاقة الصوتية أو فوق الصوتية مع النسج الحيوية التي يتم تصويرها بهذه الأمواج وكذلك مقدرة التصوير بالأمواج فوق الصوتية على تمييز سطوح التماس interfaces بين النسج الرخوة.

أما التصوير بالأشعة السينية والطب النووي. تكمن أهميتهما الرئيسية كوسيلة تصوير في إعطاء الاختلافات في تخامد طاقة الأشعة السينية في النسج والتي تعتمد على بنى الكتل الذرية للمواد وهذا يتطلب أحياناً حقن مواد وسيطة (ظليلة) لتعطي تبايناً أكثر لهذه الكتل ولزيادة التمايز بين الأنسجة الرخوة ذاتها. بشكل مشابه تقيس تقنيات الطب النووي الامتصاص النوعي للنظائر المشعة والتي تتثبت على أعضاء حيوية محددة الهدف حسب نوع النظير المشع المستخدم لإعطاء معلومات وظيفية للعضو الحيوي المراد تصويره. وهكذا فإن التصوير بالنظائر المشعة (الطب النووي) وبالأشعة السينية يعتبر طرقاً جراحية بالإضافة إلى تأثيراتها المختلفة ومن أهم الآثار السلبية لها ما يسمى بالسمية الشعاعية حيث أن الأشعة السينية هي أشعة تراكمية في الجسم ولا تطرح من الجسم بعد امتصاصها من قبل النسيج الحيوي وهذا التراكم للأشعة السينية يمكن أن يصل إلى حد يؤثر على حياة الإنسان وقد يؤدي في بعض الحالات إلى الوفاة وهذا ما يسمى بالسمية الإشعاعية.

يتم تطبيق الأمواج فوق الصوتية التشخيصية للحصول على صور كاملة وواضحة للأعضاء الداخلية في منطقة البطن مثل الكلية والكبد والطحال والبنكرياس والمثانة وأوعية الدم الرئيسية والجنين خلال جميع فترات الحمل. وتستخدم الأمواج فوق الصوتية التشخيصية للحصول على صور للغدة الدرقية والعين والثديين ومختلف النسج الرخوة السطحية والدماغ.

والتصوير بالأمواج فوق الصوتية يمكن أن يسمح بدراسة ديناميكية تدفق وجريان الدم في الجهاز القلبي الوعائي بدقة. من ناحية ثانية فإن المحدودية الرئيسية للأمواج فوق الصوتية هو أنها تنعكس بشكل كلي تقريباً عن الحدود الفاصلة مع المادة الغازية وهذا يشكل محدودية كبيرة لإمكانية التصوير بطريقة الأمواج فوق الصوتية لفحص الأعضاء التي تحتوي على مواد غازية.

4.2. فيزيائية الأمواج فوق الصوتية Physics of Ultrasonic Waves

إن الأمواج فوق الصوتية هي أمواج صوتية مترافقة مع ترددات فوق المجال السمعي أكبر من 20 كيلو هرتز. تبدي الأمواج فوق الصوتية نفس الخصائص الفيزيائية للأمواج الصوتية المسموعة ولكنها مُفضلة لواحد أو أكثر من الأسباب التالية:

1- الأمواج فوق الصوتية هي أمواج موجهة ويمكن تركيزها للحصول على حزم أشعة ضيقة لتصوير أعضاء صغيرة بدقة عالية.

2- الأمواج فوق الصوتية مناسبة للتطبيقات غير المسموعة.

3- الأمواج فوق الصوتية تمكن من دراسة الخصائص البنيوية للكتل الصغيرة باستخدام الأمواج فوق الصوتية عالية التردد (أمواج قصيرة). وذلك لكشف الكتل حيث ينبغي أن تكون أطوال الأمواج المُستخدمة من نفس مرتبة أبعاد الكتل.

4- إن المعلومات الديناميكيـــة التي يتـــم الحصول عليها بواسطة الأمواج فوق الصوتية لا يمكن الحصول عليها بواسطة أية تقنية تقليدية أخرى.

يمكن أن يحدث انتقال الموجة فوق الصوتية بأنماط مختلفة للحركة. ويمكن أن تكون حركة الموجة طولية أو عرضية أو قصاً في الوسط الفيزيائي مثل الوسط الغازي، السائل أو الصلب. من ناحية ثانية يُستخدم عادة من أجل التطبيقات التشخيصية بالأمواج فوق الصوتية الطبية نمط الانتشار الطولي للموجة، بالإضافة إلى أن هذه الأمواج تستطيع أن تنتشر في جميع الأوساط، الصلبة والسائلة والغازية. تتذبذب جزيئات الوسط بالأمواج الطولية للأمام والخلف باتجاه انتشار الموجة مؤديةً إلى مناطق متناوبة من الانضغاطات والتخلخلات (عقد وبطون).

4.2.1. طول الموجة و السرعة Wavelength and Velocity

تبين العلاقة التالية للأمواج فوق الصوتية العلاقة العامة بين طول الموجة والتردد والسرعة للأمواج فوق الصوتية المعطاة بواسطة المعادلة (4.1) :

$$V = f\lambda \quad \text{.....4.1}$$

حيث:

V= سرعة انتشار الصوت في الوسط (m/s)

f- تردد الأمواج فوق الصوتية (Hz)

λ- طول الموجة (m).

و يمكن للمعادلة (4.1) أن تعطى بشكل آخر بواسطة المعادلة (4.2) كما يلي :

$$V = \frac{\lambda}{T} \quad \text{.....4.2}$$

V- سرعة انتشار الصوت في الوسط (m/s)

T= دور الأمواج فوق الصوتية (s)

λ- طول الموجة (m).

إن مجال الترددات فوق الصوتية المُستخدمة في التطبيقات الطبية هي من MHz (23-1) يتطابق هذا التردد أيضاً مع الترددات الراديوية (rf). من ناحية ثانية يوجد اختلاف أساسي بين الترددات الراديوية والطاقة فوق الصوتية.حيث يتم إرسال الأمواج فوق الصوتية كاهتزازات ميكانيكية بينما ستكون طاقة الأمواج الراديوية على شكل إشعاعات إلكترومغناطيسية. ليس من الضروري وجود وسط لانتشار طاقة الأمواج الراديوية وبناءً عليه سوف تعبر حتى من خلال الفراغ المخلى من الهواء؛ من ناحية أخرى سوف تعبر الأمواج فوق الصوتية فقط من خلال وسط ما.

الجدول (4.1) يبين بعض قيم الكثافات سرعات انتشار الأمواج فوق الصوتية في بعض النسج الحيوية.

الجدول 4.1 : كثافات بعض النسج الحيوية وسرعات انتشار الأمواج فوق الصوتية في هذه النسج عند درجة حرارة 25°C.

المادة	الكثافة (g/cm^3)	السرعة (m/sec)
هواء	0.001	330
عظام	1.85	3360
عضلات	1.06	1570
دهون	0.93	1480
دم	1.0	1560

مثال (4.1) :

إن تردد الأمواج فوق الصوتية في نسيج بشري حيوي يبلغ (kHz) 2500 وطول

الموجة يبلغ $6x10^{-4}$ (m) والمطلوب حساب سرعة انتشار الأمواج فوق الصوتية بالنسيج؟

الحل :

$$V = f\lambda$$

$$V = (2500\ kHz)x(6x10^{-4}\ m)$$

$$V = (1500)(m/s)$$

وهذه السرعة لها قيمة مقبولة في النسج الحيوية البشرية في الأجهزة التي تعمل على الترددات بين(MHz) 3-2.

مثال (4.2) :

إن تردد الإشارة الكهربائية الموصولة مع المبدل المولد للأمواج فوق الصوتية في نسيج بشري حيوي يبلغ (kHz) 2000 والمطلوب :

1- حساب طول موجة الأمواج فوق الصوتية المتولدة في المبدل إذا كانت سرعة انتشار الأمواج فوق الصوتية تبلغ $V = (1500)(m/s)$ ؟

2- حساب طول موجة الأمواج الكهرومغناطيسية إذا كانت سرعة انتشارها تبلغ $V = 3x10^{8}(m/s)$ ؟

3- مقارنة طولي الموجتين السابقتين؟

الحل :

$$\lambda_1 = \frac{V}{f} = \frac{1500\ m/s}{2x10^{6}\ Hz} = 7.5x10^{-4}\ m \qquad V = f\lambda \quad -1$$

$$\lambda_2 = \frac{V}{f} = \frac{3x10^{8}\ m/s}{2x10^{6}\ Hz} = 150\ m \qquad V = f\lambda \quad -2$$

3- طول الموجة الكهرومغناطيسية اللازمة لتوليد الموجة فوق الصوتية عند تردد 2000 kHz تكبر 2000 مرة عن طول الموجة فوق الصوتية المتولدة عند التردد نفسه (2000 kHz)

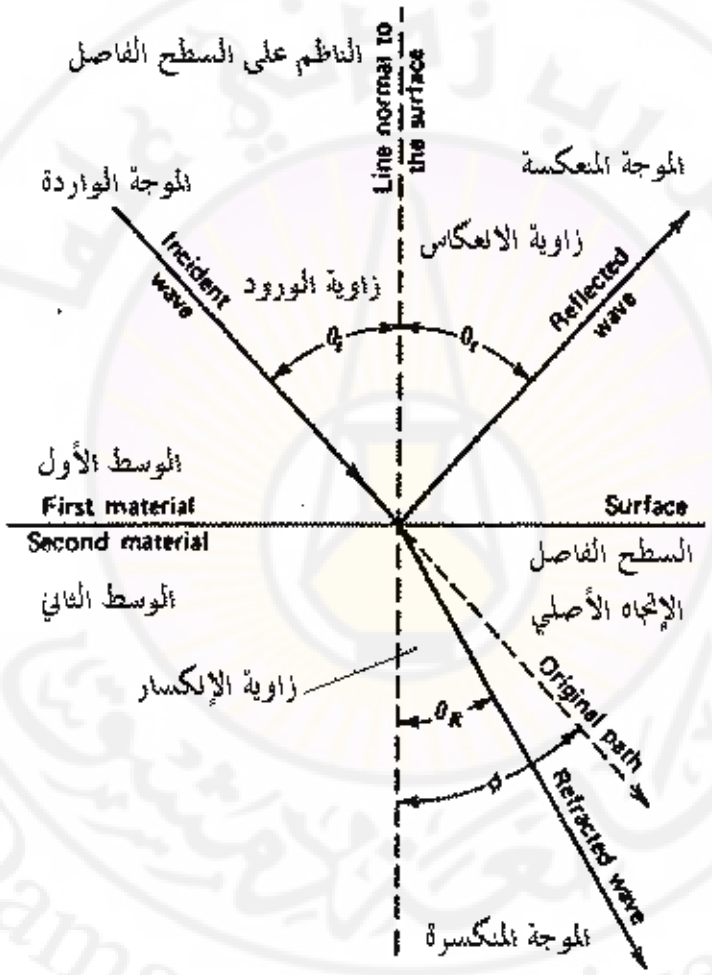
حسب المعادلة التالية : $\left(\frac{\lambda_2}{\lambda_1}\right) = \frac{150m}{7.5x10^{-4}} = 2000$

4.2.2. ظاهرة الانعكاس والانكسار

Reflection and Refraction Phenomena

إن ظاهرتي الانعكاس والانكسار تحدث لانتشار جميع أنواع الأمواج وهذا يحدث عندما

تصطدم الأمواج بسطح فاصل بين وسطين مختلفين بالكثافة المادية (الضوئية, الصوتية, الذرية, الحجمية,....) بالنسبة إلى الأمواج فوق الصوتية تنعكس حزمة الأمواج فوق الصوتية بعكس اتجاه انتشارها عندما تسقط بشكل عمودي على السطح الفاصل بين وسطين صوتيين مختلفين بالممانعة الصوتية. وتنعكس حزم الأمواج (الأشعة) الواردة عن السطح الفاصل بين وسطين مختلفين بالكثافة الصوتية (ممانعة صوتية) بزاوية انعكاس تساوي زاوية الورود على السطح الفاصل بالنسبة إلى الناظم (العمودي) على هذا السطح الفاصل كما هو مبين بالشكل (4.1).



الشكل **4.1** : انعكاس و انكسار الأمواج فوق الصوتية عند سطح التماس **interface** بين وسطين يملكان ممانعات صوتية مختلفة.

4.2.3. الممانعة المميزة Characteristic Impedance:

تُحَدَّد الممانعة المميزة لوسط صوتي أو الممانعة الصوتية النوعية لوسط ما بحاصل ضرب كثافة الوسط بسرعة الصوت في نفس الوسط حسب المعادلة (4.3).

$$z = \rho V \quad \text{.....4.3}$$

حيث:

z= الممانعة الصوتية النوعية ($g/cm^2.s$).

ρ= كثافة الوسط (g/cm^3).

V- سرعة انتشار الصوت في الوسط (cm/s)

مثال (4.3) :

المطلوب حساب الممانعة الصوتية للماء إذا كانت سرعة انتشار الصوت في الماء هي 1500 (m/s) وكثافة الماء هي 0.99 (g/cm^3).

الحل :

$$z = \rho V$$
$$z = (0.99)(g/cm^3)x(1500x100)(cm/s)$$
$$z = 148500(g/cm^2.s) \approx 1.5x10^5(g/cm^2.s)$$

تحدد الممانعة المميزة أو الممانعة الصوتية النوعية لوسط بدرجة الانعكاس والانكسار عند سطح التماس بين وسطين صوتيين، تُعطى النسبة المئوية لطاقة الموجة الواردة إلى المُنعكسة من خلال المعادلة (4.4) :

$$P_r = R^2 = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 x100\ \% \quad \text{.....4.4}$$

حيث:

P_r= الطاقة المنعكسة بين الوسطين 1، 2.

Z_1- الممانعة الصوتية للوسط 1.

Z_2= الممانعة الصوتية للوسط 2.

مثال (4.4) :

المطلوب حساب معامل الانعكاس للأمواج فوق الصوتية للسطح الفاصل بين الهواء والنسيج مع العلم أن ممانعة الهواء هي (g/cm^2.s) 50 وممانعة النسيج هي $1.5x10^{-5}$ (g/cm^2.s).

الحل :

$$\left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2 x100\%$$

$$\left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2 x100\% = \left(\frac{50 - 150000}{50 + 150000}\right)^2 x100\% = 99.9\%$$

نلاحظ من المثال السابق أن معظم الطاقة الصوتية الصادرة من المنبع للأمواج فوق الصوتية تنعكس من السطح الفاصل بين وسطين صوتيين لهما ممانعتين صوتيتين فيهما اختلاف كبير لقيمهما وهذا ما يشرح ضرورة استخدام مادة صوتية وسيطة لتأمين التوافق في الممانعات الصوتية وهذه الحالة من أهم الحالات التي تحد من استخدام تقنية الأمواج فوق الصوتية بالاستخدام. ولهذا السبب يتم استخدام وسط توافق مثل الجل الخاص بالتصوير بالأمواج فوق الصوتية لتقليل هذا الانعكاس للطاقة إلى الحد الأدنى من خلال تأمين ممر خالٍ من الهواء بين المبدل فوق الصوتي والجلد.

مثال (4.5) :

المطلوب حساب معامل الانعكاس للأمواج فوق الصوتية للسطح الفاصل باستخدام الهلام (جيل) لتوافق الممانعة الصوتية من المثال السابق 4 وإلغاء وجود فقاعة الهواء بين النسيج والمنبع مع العلم أن ممانعة الهلام هي (g/cm2.s) 148000 وممانعة النسيج هي 1.5x10-5 (g/cm2.s).

الحل :

$$\left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2 x100\%$$

$$\left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2 x100\ \% = \left(\frac{148000 - 150000}{148000 + 150000}\right)^2 x100\ \% = 0.67\ \%$$

نلاحظ من المثال السابق أن معظم الطاقة الصوتية الصادرة من المنبع للأمواج فوق الصوتية تعبر من خلال السطح الفاصل بين وسطين صوتيين إلى النسيج الحيوي وهذا ما يشرح ضرورة استخدام مادة صوتية وسيطة لتأمين التوافق في الممانعات الصوتية هلام (جيل).

4.2.4. تخامد الأمواج فوق الصوتية:
Attenuation Of Ultrasound

عندما تخترق موجة فوق صوتية وسطاً، فإنه يتم نزع طاقة من الحزمة من خلال الامتصاص، التبعثر، والانعكاس.

يقصد بالتخامد في الأمواج في الصوتية على أنه الآلية التي تنتزع الطاقة من حزمة الأمواج فوق الصوتية. تمتص الأمواج فوق الصوتية من قبل الوسط إذا تحول جزء من الحزمة إلى شكل آخر من الطاقة، مثل زيادة في الحركة العشوائية للجزيئات.

تنعكس الأمواج فوق الصوتية إذا كان هناك انعكاس منظم لجزء أو كل الحزمة. إذا غيرت حزمة الأمواج فوق الصوتية اتجاهها بنمط أقل تنظيماً فإن هذه الحادثة تدعى التبعثر.

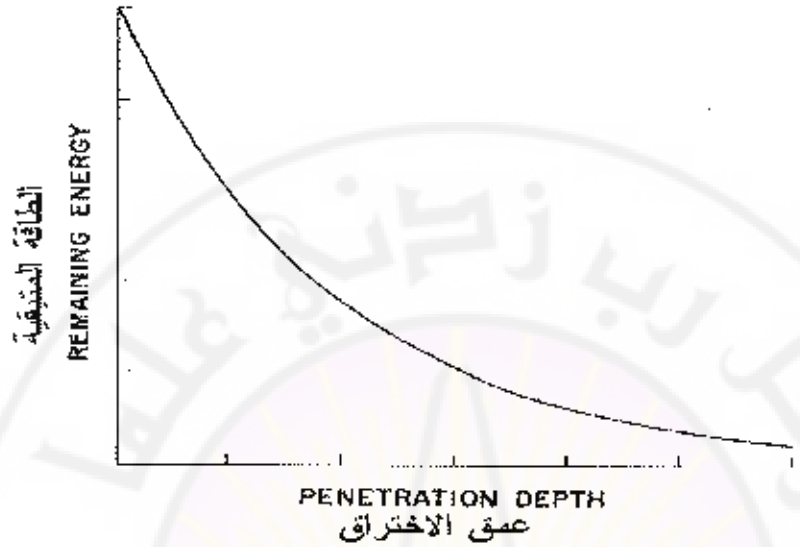
تعتمد سلوكية الحزمة الصوتية عندما تواجه عائقاً على مقاس العائق مع طول موجة الصوت. فإذا كان مقاس العائق كبيراً مقارنة مع طول موجة الصوت (وإذا كان العائق ناعم نسبياً)، فبالتالي تبقي الحزمة على سلامتها عندما تغير اتجاهها. ينعكس جزء من الحزمة الصوتية والباقي ينتقل عبر الحاجز كحزمة بشدة أقل.

أما في حال كون مقاس العائق يساوي أو أصغر من طول الموجة الفوق الصوتية، فإن العائق سوف يبعثر الطاقة في اتجاهات مختلفة. يعود بعض من طاقة الفوق صوتيات إلى المنبع الأساسي بعد تبعثر براق (Specular) ولكن ليس بعد أن تتم عدة حوادث تبعثر.

في التصوير الطبي، يسمح الانعكاس البراق لرؤية الحدود بين الأعضاء، بينما الانعكاس الغير براق لرؤية نسيج الرئة الأسفنجي (parenchyma). أما البنى في الأنسجة مثل ألياف الكولاجين والتي هي أصغر من طول موجة الأمواج فوق الصوتية. مثل هذه البنى تسبب تبعثراً يعود إلى المبدل من خلال طرق متعددة.

ويكون الصوت العائد إلى المبدل من هذه الانعكاسات الغير براقة هو ليس بحزمة مترابطة. إنه مجموع لأمواج مركبة منتجة نموذج مركب من التداخلات البناءة والهدامة عائدة إلى المنبع. يعرف هذا التداخل بالنطخة ذات مظهر مميز للأنسجة المعقدة مثل الكبد.

وكما هو موضح بالشكل (2--4) فإن الطاقة المتبقية في الحزمة تتناقص بشكل تابع أسي مع عمق اختراق الحزمة للوسط.



الشكل 4.2 : يبين علاقة عمق اختراق الأمواج فوق الصوتية مع خسارة الطاقة الأساسية.

مثال (4.6):

أوجد نسبة انخفاض الشدة لحزمة أمواج فوق صوتية ذات تردد 1 MHz تعبر مادة بمسافة 10 سم والمادة ذات معامل تخامد 1 dB/cm.

يحسب الانخفاض في الشدة :

$$dB= (1\ dB/cm)(10\ cm)=(-10\ dB)$$

بالمقارنة مع الشدة المرجعية، والتي في هذه الحالة هي شدة الصوت قبل دخولها للمادة المخمدة.

$$dB= 10 \log I/I0$$

$$\log I/I0\ 10-10-$$

$$\log I/I0 =1$$

$$I0/I =10$$

$$I=I0/10$$

أي إن هناك تخفيض بالشدة 90%.

احسب التخفيض في الشدة إذا كان تواتر الفوق صوتي 2 MHz.

بسبب أن التخامد يزداد بشكل خطي مع التواتر فإن معامل التخامد عند 2 MHz سوف يكون 2 dB/cm أي كنتيجة −20 dB (99%) تخفيض شدة.

الجدول رقم 2−4 يبين التخامد في الأمواج فوق الصوتية في المادة عند 1 ميغا هرتز

المادة	α (dB/cm)	المادة	α (dB/cm)
دم	0.18	رئة	40
دهون	0.6	كبد	0.9
عضلات(على عرض الالياف)	3.3	دماغ	0.85
عضلات(على طول الالياف)	1.2	كلية	1.0
الخلط المائي والزجاجي للعين	2.0	عمود فقري	1.0
عظم القحف	20	ماء	0.0022

يبين الجدول أن التخامد في العظم هو كبير جداً. هذه الخاصية مع معامل الانعكاس للوسط الفاصل بين النسيج والعظم، تجعل من الصعب رؤية البنى الموجودة خلف العظم. وكتقريب أولي فإن معامل التخامد للأنسجة هو $v0.9$ حيث v تواتر الأمواج الفوق صوتية بواحدة الـ MHz . هذا التعبير يؤدي إلى نتيجة مفادها أن التخامد يزداد مع ازدياد تردد الأمواج فوق الصوتية في الأنسجة الحيوية. أي كلما زاد التواتر زاد التخامد وأنخفضت الاختراقية.

مثال (4.7) :

افترض أن جسماً مؤلفاً من الأنسجة 2 سم دهون ، 3 سم عضلات و 4 سم كبد. ما هو خسارة الطاقة الكلي:

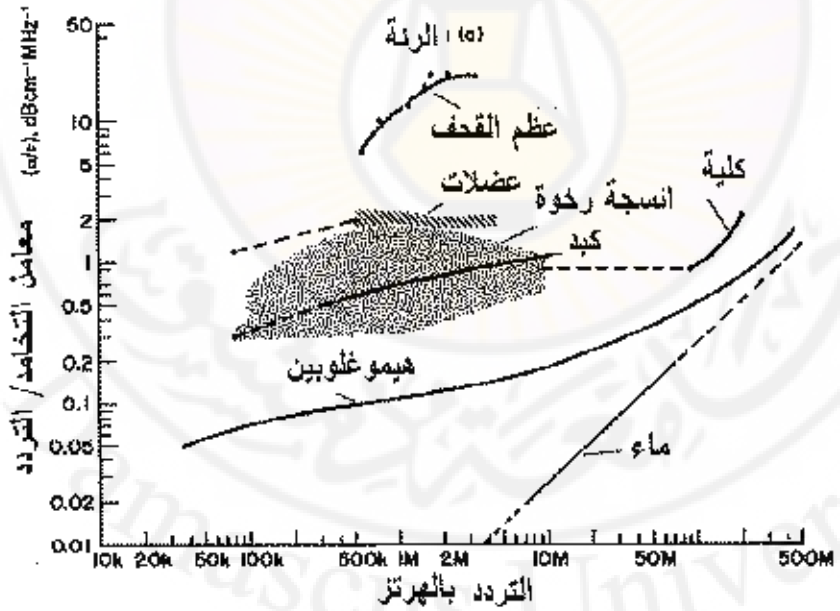
خسارة الطاقة الكلي= خسارة الطاقة في الدهون+ خسارة الطاقة في العضلات + خسارة الطاقة في الكبد.

= (0.6 dB/cm)(2 cm)+ (1.2 dB/cm)(3 cm)+(0.9 dB/cm)(4cm)

=1.2 dB+ 3.6 dB+ 3.6 dB= 8.4 dB

الجدول رقم 3-4 يبين التغيرات في معامل التخامد في الأمواج فوق الصوتية في المادة تبعاً للتواتر في الـــميغا هرتز حيث α_1 معامل التخامد عند 1 ميغا هرتز

المادة	التغير في التردد	المادة	التغير في التردد
دم	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$	رئة	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$
دهون	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$	كبد	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$
عضلات(على عرض الألياف)	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$	دماغ	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$
عضلات(على طول الألياف)	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$	كلية	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$
الخلط المائي والزجاجي للعين	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$	عمود فقري	$\alpha = \alpha_1 \times \nu$
عظم القحف	$\alpha = \alpha_1 \times \nu^2$	ماء	$\alpha = \alpha_1 \times \nu^2$



الشكل 4.3 : يبين علاقة تردد الأمواج فوق الصوتية مع معامل التخامد لعدة مواد حيوية.

4.2.5. سرعة الانتشار Velocity of Propagation

يتم إرسال الطاقة فوق الصوتية خلال وسط ما كموجة حركية ميكانيكية وبناءً عليه من غير المتوقع حدوث حركة كاملة للوسط. تُحدد سرعة الانتشار لهذه الموجة من خلال كثافة وصلابة الوسط الذي تنتقل من خلاله الموجة. إن كثافة وصلابة المواد الحيوية ثابتة نسبياً عند درجة حرارة وضغط ثابتة، ولذلك تكون سرعة انتشار الصوت فيها ثابتة أيضاً.

الجدول (4.2) يبين بعض قيم ممانعات وسرعات انتشار الأمواج فوق الصوتية في بعض النسج الحيوية.

الجدول 4.4 : سرعات انتشار الأمواج فوق الصوتية في بعض النسج الحيوية.

المادة	السرعة (m/s)	الممانعة الصوتية ($g/cm^2.s$) X 10^5
هواء	331	0.0004
دهن	1450	1.38
زفيق	1450	19.7
زيت غذائي	1500	1.40
ماء	1540	1.54
نسيج حيوي رخو	1540	1.63
دماغ	1541	1.58
كبد	1549	1.65
كلية	1561	1.62
الدم	1570	1.61
عضلات	1585	1.70
عدسة العين	1620	1.84
PZT-5A	3780	29.3
PZT-4	4000	30.0
عظم الجمجمة	4080	7.80
عظم الساعد	4490	38.0
الكوارتز	5740	15.2
الألمنيوم	6400	16.5

إن معرفة سرعة الصوت في وسط محدد مهمة في حساب العمق الذي تخترقه الموجة

الصوتية قبل انعكاسها. إذا أمكن قياس الوقت الذي تستغرقه موجة فوق الصوتية لتتحرك من مصدرها خلال وسط ما، ولتنعكس عن سطح التماس تنعكس بجهة المصدر، ويعطى عمق الاختراق بواسطة:

4.5.....عمق الاختراق = (سرعة الصوت في الوسط×الزمن)/2

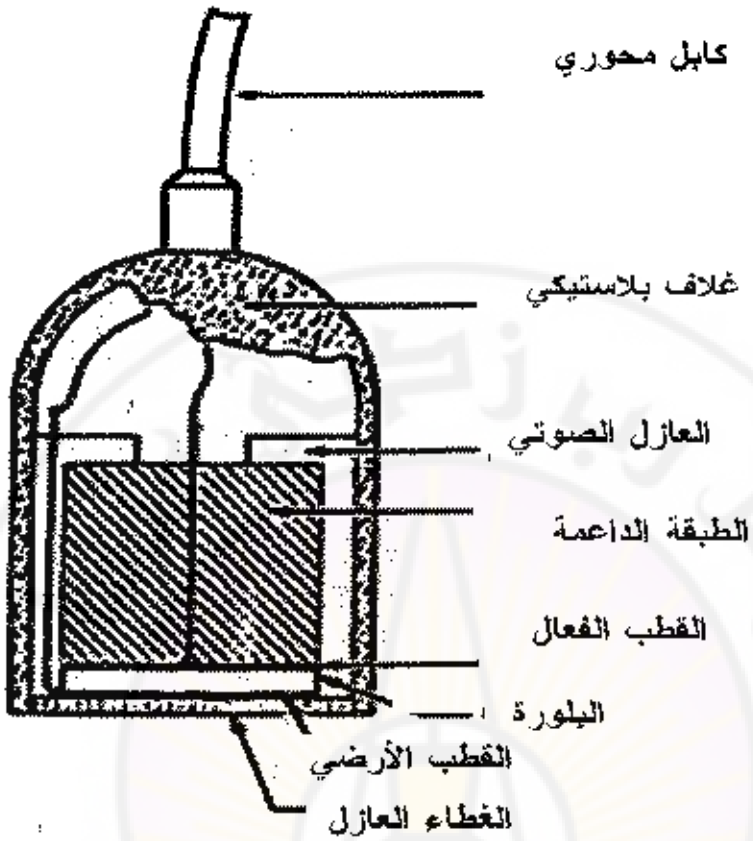
إن سرعة الأمواج فوق الصوتية ثابتة في جميع أنسجة الجسم تقريباً. لذلك يمكن قراءة عمق الاختراق مباشرة من موقع نبضة الصدى على محور الزمن للشكل على راسم لإشارة.

4.3. مبدلات الأمواج فوق الصوتية Ultrasound Transducers:

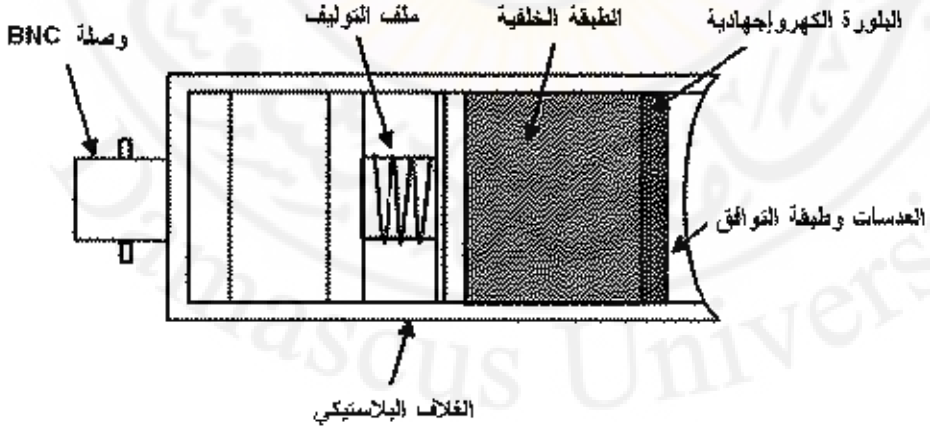
المبدل بالتعريف هو جهاز يبدل نوع من أنواع الطاقة إلى نوع آخر من أنواع الطاقة. والمبدلات فوق الصوتية تستخدم لتبديل الطاقة الكهربائية إلى طاقة صوتية التي ترسل إلى النسيج الحيوي وأيضاً المبدلات فوق الصوتية تستخدم لتبديل الطاقة الصوتية المرتدة من النسيج الحيوي إلى طاقة كهربائية.

بنية المبدل للأمواج فوق الصوتية موضحة بالشكلين (4.4) و (4.5) والعنصر الأكثر أهمية في هذه البنية هو طبقة من حوالي (0.5mm) من بلورة كهروإجهادية متوضعة بالقرب من وجه المبدل. الطبقة الأمامية والطبقة الخلفية مغطاة بطبقة سميكة من مادة ناقلة جيدة للكهرباء لتأمين اتصال جيد بالقطبين اللذين بدورهما يؤمنان التيار (الطاقة) الكهربائي للبلورة الكهروإجهادية. إن سطح البلورة يطلى بمادة الذهب أو الفضة وتستخدم كقطب داخلي والقطب الخارجي يكون مؤرض لمنع حدوث صدمة كهربائية للمريض أثناء استخدام جهاز التصوير بالأمواج فوق الصوتية (الإيكو) والقطب الخارجي يكون عادة مطلياً بمادة عازلة للماء وغير قابلة للانحلال أو الذوبان فيه.

القطب الداخلي يكون محمياً بمادة سميكة من مادة ماصة للطاقة فوق الصوتية عادة من مادة بلاستيكية قوية, لامتصاص الأمواج المرتدة من سطح المبدل. ويغلف المبدل بالكامل بمادة من المطاط الخاص لحماية المبدل بالكامل.



الشكل 4.4 : بنية مبدل الأمواج فوق الصوتية.



الشكل 4.5 : بنية مبدل الأمواج فوق الصوتية ببلورة وحيدة.

بعض المواد لها خاصية الأثر الكهروإجهادي مثل الكوارتز ويمكن أن تصنع هذه المواد وتسمى أيضاً بالمواد الكهروحديدية مثل تيتانيوم الباريوم ومثل زيركونات التيتانيوم والمعروفة بالرمز (PZT) ويوجد أنواع مختلفة من هذه المادة حسب طريقة معالجتها كيميائياً وحرارياً وغيره.

الميزة الكبرى لهذه البلورات هو قابليتها على التشكيل بمختلف الأبعاد والأشكال حسب التطبيق المصمم له ويمكن أن تصمم البلورة لتهتز بشكل قطري أو طولي والشكل (4.6) يوضح آلية اهتزاز البلورة بشكل قطري أو طولي.

في التطبيقات الطبية للأمواج فوق الصوتية يصمم للعمل على مبدأ الاهتزاز الطولي.

بعد تصنيع البلورة تعرض إلى حقل كهربائي كبير ودرجات حرارة عالية محددة تدعى درجة حرارة كوري من أجل استقطاب الذرات (ثنائيات الأقطاب) لكي تتمتع بخاصية الكهروإجهادية ولكن إذا زادت درجة الحرارة عن درجة حرارة كوري فإن البلورة تفقد الكثير من خاصية الاستقطاب وبالتالي تفقد الكثير من خاصية الكهروإجهادية ولهذا السبب يمنع تعقيم المبدل بالمعقمات الرطبة. وتبرد بعدها البلورة بشكل بطيء وتدريجي للمحافظة على الاستقطاب. ويبين الجدول (4.3) درجات حرارة كوري لبعض المواد المشكلة لمبدلات المستخدمة في التصوير بالأمواج فوق الصوتية.



الشكل 4.6 : آلية اهتزاز البلورة بشكل قطري أو طولي.

الجدول 4.5 : درجة حرارة كوري لبعض مواد المبدلات.

المادة	درجة حرارة كوري
كوارتز	573 °C
تيتانيوم الباريوم	100 °C
PZT-4	328 °C
PZT-5A	365 °C

4.3.1. طبقة توافق الممانعة الربعية Quarter-Wave Matching

من المثالين السابقين نلاحظ أهمية وجود طبقة توافق الممانعة الصوتية بين المبدل والنسيج الحيوي وبالتالي تتم إضافة مادة من بودرة ذرات الألمنيوم ضمن طبقة من الإيبوكسي ريزين لتأمين توافق الممانعة ويسمى بتوافق الممانعة الربعية أي تضاف طبقة على الوجه الخارجي للمبدل تساوي ربع طول الموجة وتحسب من المعادلة (4.6) التالية :

$$Z_{matching} = \sqrt{Z_{transducer}\ xZ_{tissue}} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 4.6$$

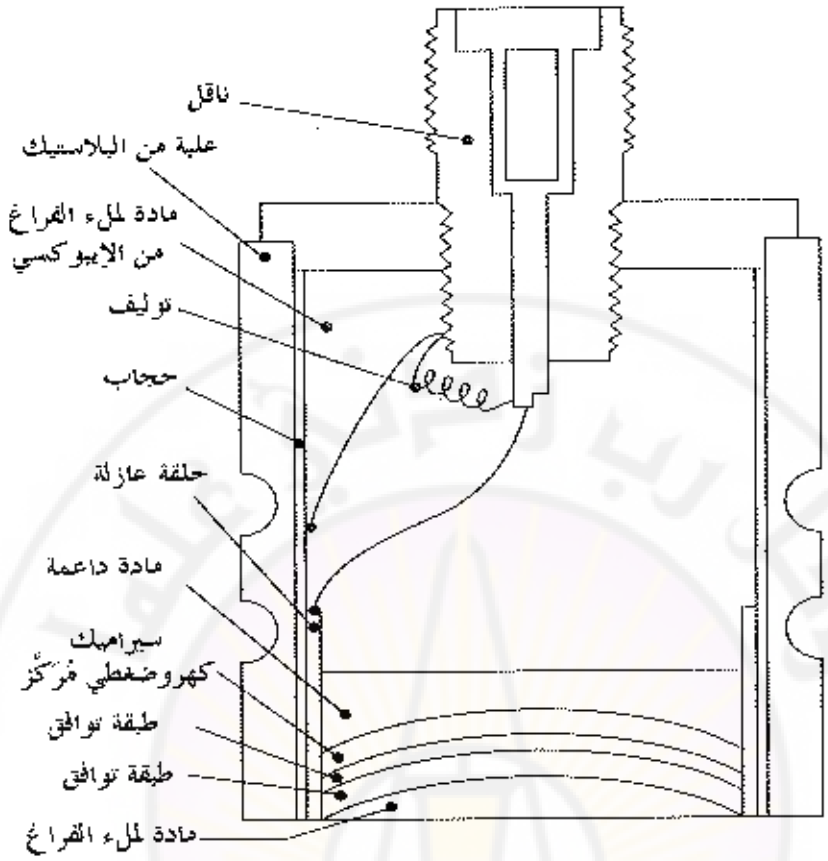
حيث:

$Z_{matching}$= الممانعة الصوتية اللازمة لتوافق الممانعة (الربعية),

$Z_{transducer}$= الممانعة الصوتية للمبدل,

Z_{tissue}= الممانعة الصوتية للنسيج الحيوي.

يبين الشكل (4.7) مبدلاً ذا طبقة التوافق بربع طول موجة متعددة الطبقات ويتم اختيار مادتين بممانعات صوتية بين قيم الممانعات للمبدل والنسيج، يسمح الانتقال التدريجي للممانعة من حوالي $30x10^5$ $(g/cm^2.s)$ للمبدل إلى حوالي $1.5x10^5$ $(g/cm^2.s)$ للنسيج، يملأ التقعر بمادة شفافة صوتياً ما أمكن وبالتالي إنتاج مبدل بواجهة قاسية ومسطحة من أجل تلامس جيد مع المريض في حين تؤثر بشكل أصغري على الحزمة فوق الصوتية.



الشكل 4.7 : توافق متعدد الطبقات لمبدل كهرواجهادي.

مثال (4.8) :

إذا كانت الممانعة الصوتية للمبدل هي $Z_{transducer}=30x10^5$ (g/cm^2.s) وممانعة النسيج الحيوي هي $Z_{tissue}=1.5x10^5$ (g/cm^2.s) والمطلوب حساب الممانعة الصوتية اللازمة لتوافق الممانعة (الربعية)؟ $Z_{matching}$ =.

الحل :

$$Z_{matching} = \sqrt{Z_{transducer}\ xZ_{tissue}}$$

$$Z_{matching} = \sqrt{30x1.5x10^5}\left(g/cm^2.s\right)$$

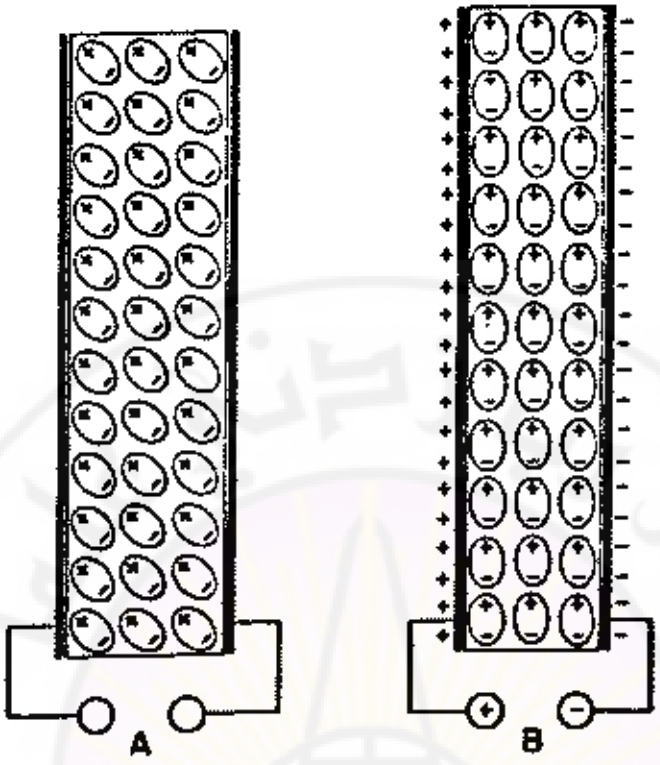
$$Z_{matching} \cong 6.8x10^5\left(g/cm^2.s\right)$$

4.3.2. خصائص البلورة الكهروإجهادية
:Characteristics Of Piezoelectric Crystal

بعض المواد عند تطبيق حقل كهربائي عليها فإن الحقل الكهربائي يغير في أبعاد هذه المادة والعكس بالعكس صحيح فعند تطبيق قوة على المادة مسبباً تغيراً في أبعادها الفيزيائية فإن حقلاً كهربائياً يتولد هذه الخاصية الفيزيائية تدعى بالأثر الكهروإجهادية للمادة وأول من عرف هذا الأثر هما العالمان بيير وجاك كوري عام 1880.

وتكون المادة الكهروإجهادية مؤلفة من عدد من ثنائيات الأقطاب موزعة بشكل منتظم وهندسي والشكل (4.8) يبين توزع هذه الأقطاب في المادة الكهروإجهادية تحت تأثير وبدون تأثير للحقل الكهربائي.

فعند عدم تطبيق حقل كهربائي فإن ثنائيات الأقطاب المكونة للمادة تكون موزعة بشكل منتظم كما هو مبين في الشكل (4.6 A) وتكون ثخانة المادة لها قيمة معينة وعند تطبيق حقل كهربائي على هذه المادة فإن ثنائيات الأقطاب تتوزع بشكل منتظم ولكن باتجاه آخر مسببةً تغيراً في الأبعاد الفيزيائية للمادة وعند تطبيق تيار كهربائي بتردد معين فان هذا التيار يسبب حقلاً كهربائياً له نفس تردد التيار وبالتالي ثنائيات الأقطاب المكونة للمادة ستتوزع بالوضعية A و B بالتناوب وبتردد يساوي تردد التيار والحقل الكهربائي المسبب لهذه التغيرات على ثنائيات الأقطاب المشكلة للمادة الكهروإجهادية وبالتالي فإن المادة الكهروإجهادية تغير من أبعادها بالتناوب وبالنتيجة تتولد الأمواج الاهتزازية بتردد الحقل الكهربائي وإذا كان تردد الحقل الكهربائي أكبر من الترددات الصوتية فإن حزمة الأمواج المتولدة تكون أمواجاً فوق صوتية.



الشكل 4.8 : توزع الأقطاب في المادة الكهروإجهادية تحت تأثير وبدون تأثير للحقل الكهربائي.

4.3.3. تردد الرنين Resonant Frequency:

يصمم مبدل الأمواج فوق الصوتية بأكبر حساسية ممكنة عند جميع الترددات المستخدمة لتطبيق معين، وتحدد ثخانة بلورة الكهروإجهادية التردد المستخدم للمبدل وهذا ما يدعى بتردد الرنين للمبدل وهو مرتبط أيضاً بنصف طول موجة الأمواج فوق الصوتية المطلوب توليدها من المبدل. وتصمم عادة بلورة الكهروإجهادية بحيث تكون ثخانة البلورة مساوية تماماً إلى نصف طول موجة التردد المطلوب توليدها من المبدل وهذا التردد يدعى بتردد الرنين الأساسي للمبدل.

<u>مثال (4.9) :</u>

المطلوب حساب تردد الرنين الأساسي لمبدل من نوع بلورة (PZT-4) مع العلم أن له ثخانة (0.001 m) وسرعة الأمواج فوق الصوتية لمادة المبدل هي (4000 m/s).

الحل :

ثخانة البلورة تساوي نصف طول حزمة الأمواج فوق الصوتية المتولدة من هذا المبدل وبالتالي :

$$\lambda = 2x0.001 = 0.002m$$

$$V = f\lambda \Rightarrow f = \frac{V}{\lambda} = \frac{4000(m/s)}{0.002(m)} = 2x10^6(Hz)$$

$$f = \frac{V}{\lambda} = 2(MHz)$$

وبالتالي بلورة الكهروإجهادية (PZT-4) بتردد رنين أساسي يساوي (2 MHz) يجب أن تكون ثخانتها مساوية لـ (1 mm) وبشكل مماثل بلورة الكهروإجهادية (PZT-4) بتردد رنين أساسي يساوي (1 MHz) يجب أن تكون ثخانتها مساوية لـ (2 mm) وبالتالي عند تصميم بلورة الكهروإجهادية تعمل بتردد رنين أساسي كبير فهذا ينعكس على قلة ثخانتها.

من أهم سيئات استخدام التصوير بالأمواج فوق الصوتية هو أن كل تطبيق يحتاج إلى تردد محدد وبالتالي يجب استخدام مبدل خاص بهذا التردد وهذا بحد ذاته مكلف جداً من الناحية المادية, بينما في التصوير بأشعة (X) يتطلب تغير بارامترات التصوير إلى تغير في قيمة الجهد العالي أو التيار عن طريق كبسات أزرار في لوحة التحكم لا أكثر.

4.3.4. عامل Q للمبدل Transducer Q Factor:

إن العامل (Q) للمبدل يعبر عن خاصيتين من خصائص المبدل. الخاصية الأولى وهي عبارة عن درجة نقاوة حزمة الأمواج فوق الصوتية المولدة من هذا المبدل فعندما يكون عامل (Q) للمبدل كبير هذا يدل على أن المبدل يولد حزمة أمواج فوق الصوتية بترددات محددة تماماً وبعرض حزمة ضيقة جداً والعكس صحيح وعندما يكون عامل (Q) للمبدل صغيراً نسبياً فهذا يدل على أن المبدل يولد حزمة أمواج فوق الصوتية بطيف واسع من الترددات.

ويمكن حساب العامل (Q) للمبدل بطريقة حسابية معبرة عن درجة نقاوة حزمة الأمواج فوق الصوتية المولدة من هذا المبدل فعند تطبيق الجهد الكهربائي فإن المبدل سوف يهتز بترددات مساوية إلى تردد الرنين الأساسي وترددات أكبر وأصغر من هذا التردد والعامل (Q) يعكس الاستجابة الترددية لهذا المبدل والشكل (4.9) يوضح منحني العامل (Q) المميز للمبدل.

الترددات (f_1,f_2) هما ترددان يتحددان عند انخفاض شدة مطال الأمواج فوق الصوتية عند تردد الرنين (f_0) إلى النصف والمعادلة المميزة لعامل (Q) للمبدل تكتب الموضحة بالمعادلة (4.7) كما يلي :

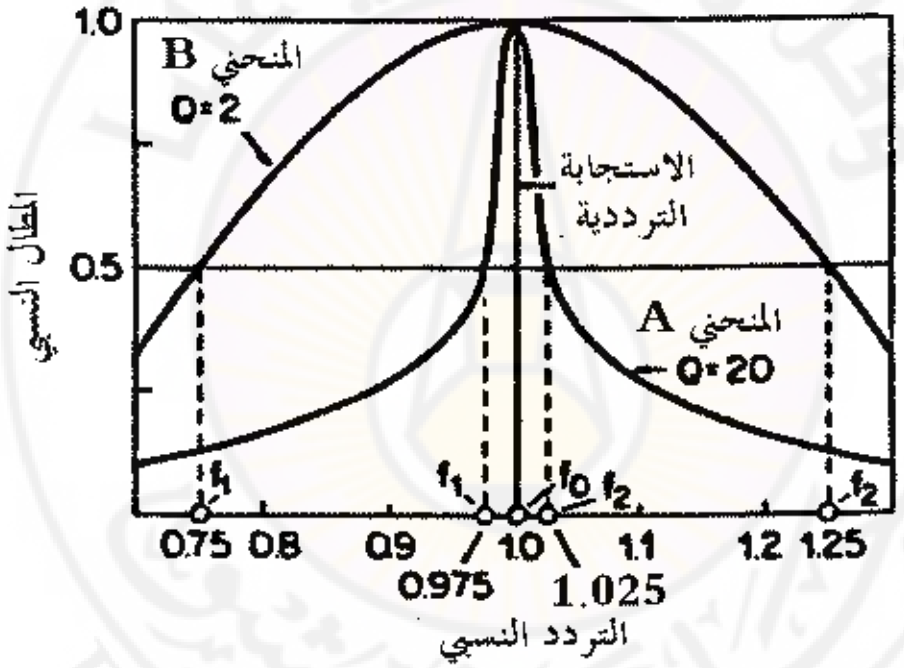
$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 4.7$$

حيث Q : عامل Q,

f_0 : تردد الرنين الأساسي للمبدل,

f_1 : التردد عند انخفاض مطال شدة تردد الرنين بمقدار النصف من جهة اليسار,

f_2 : التردد عند انخفاض مطال شدة تردد الرنين بمقدار النصف من جهة اليمين.



الشكل 4.9 : منحني المميز للعامل (Q) لمبدل المنحني A لعامل (Q) كبير والمنحني B لعامل (Q) صغير.

الشكل (4.9 A) يبين عامل Q بقيمة عالية وتساوي (20) وهذه القيمة للعامل Q تعطي عرض حزمة ضيقة لتردد الرنين الأساسي وأيضاً تعطي فترة اهتزاز للبلورة الكهروإجهادية طويلة نسبياً وتسمى (Long Ring Down-Time) وهذا مناسب جداً للاستخدام في التصوير بالأمواج فوق الصوتية بطريقة دوبلر, و الشكل (4.9 B) يبين عامل Q بقيمة منخفضة

وتساوي (2) وهذه القيمة للعامل Q تعطي عرض حزمة عريضة لتردد الرنين الأساسي وأيضاً تعطي فترة اهتزاز للبلورة الكهروإجهادية قصيرة نسبياً وتسمى (Short Ring Down-Time) وهذا مناسب جداً للاستخدام في التصوير بالأمواج فوق الصوتية بطريقة دوبلر النبضية لتصوير الأعضاء. الجدول (4.4) يبين بعض قيماً لمعامل Q لبعض مواد المشكلة للمبدلات.

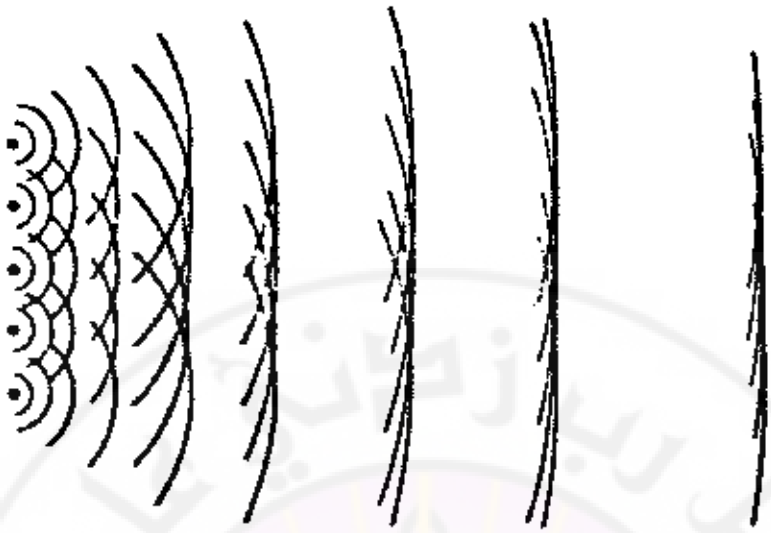
الجدول 4.5 : معامل Q لبعض مواد المبدلات.

المادة	معامل Q
كوارتز	< 25000
بيزو-بوليمير	3
PZT-4	500<
PZT-5A	75

إن الطبقة الداعمة الخلفية للمبدل تتألف من خليط من التنغستين والمطاط متوضعة في مزيج من الريزين الإيبوكسي وتعمل هذه الطبقة الداعمة إلى تخامد حزمة الأمواج فوق الصوتية المرتدة خلفاً من البلورة وتساعد على استقرار انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بالجهة الأمامية للبلورة باتجاه العضو المراد تصويره. وتكون وسطياً نسبة المادة المطاطية 5% والتنغستين 10% والباقي من الريزين وهذا يعطي تخامد بقيمة $dB.Cm^{-1}$ (5.6-8.0) عند تردد (1MHz).

وكقاعدة عامة فان قيمة عامل Q كبيرة تعطي فعالية كبيرة للمبدل في إرسال حزمة الأمواج فوق الصوتية بينما عندما يكون قيمة عامل Q صغيرة تعطي فعالية كبيرة للمبدل في استقبال حزمة الأمواج فوق الصوتية.

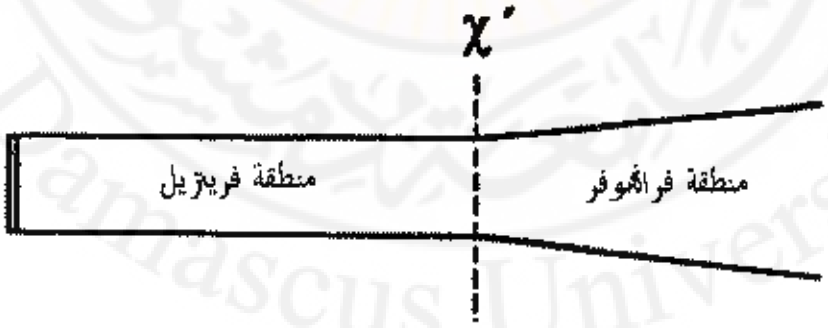
إن الموجة فوق الصوتية الصادرة من المبدل ليست متجانسة ولا تشكل حلقة مغلقة على البلورة الكهروإجهادية ويبين الشكل (4.10) طريقة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية من الجهة الأمامية من المبدل والتي تتألف من خمسة بلورات كهروإجهادية.



الشكل 4.10 : انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية من الجهة الأمامية من مبدل يحتوي على خمسة بلورات كهروإجهادية.

4.3.5. الحقل القريب والبعيد في المبدلات الفوق صوتية:

تأخذ انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية الصادرة عن المبدل شكل سطح المبدل وتنتشر في المرحلة الأولى على شكل حزمة شبه متوازية لمسافة محددة تدعى بمنطقة فرنيل (Fresnel Zone) أو ما يسمى أيضاً بمنطقة الحقل القريب. ثم تتفرج حزمة الأمواج فوق الصوتية وتنتشر بعدها على شكل مخروط وتتبعثر الطاقة الصوتية بشكل منتظم في كل مقطع عمودي على محور الانتشار ومن نهاية منطقة الحقل القريب أو منطقة فرنيل تبدأ منطقة الحقل البعيد أو منطقة فراونهوفر (Fraunhoffer Zone) والشكل (4.11) يبين انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية ومنطقتي الحقل القريب (فرنيل) والحقل البعيد (فراونهوفر).



الشكل 4.11 : انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية من الجهة الأمامية من مبدل يحتوي على خمسة بلورات كهروإجهادية.

يحدد طول منطقة الحقل القريب (فرنيل) بقطر المبدل وبطول موجة الأمواج فوق الصوتية الصادرة والمعادلة (4.8) توضح العلاقة بين الحقل القريب وطول الموجة وقطر المبدل :

$$x' = \frac{r^2}{\lambda} \quad \text{.....4.8}$$

حيث `x : طول الحقل القريب (cm)،

r : قطر المبدل (cm)،

λ : طول موجة الأمواج فوق الصوتية (cm).

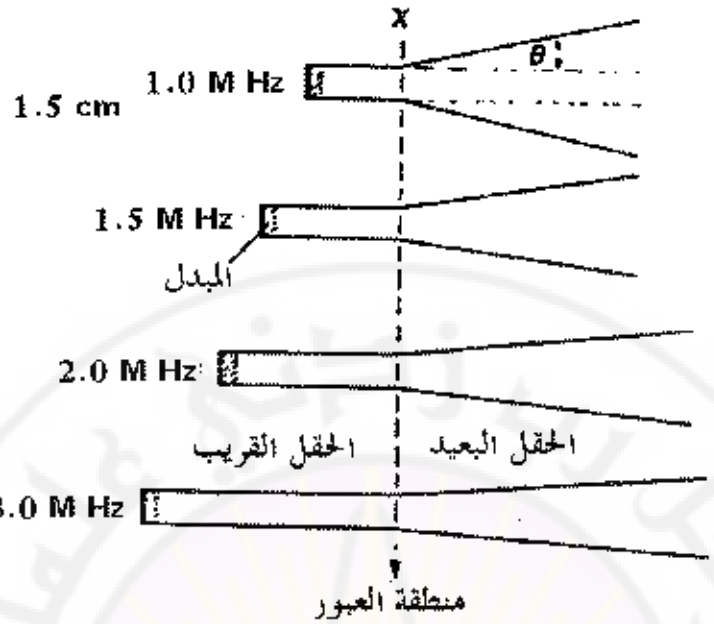
يبين الجدول (4.5) طول الحقل القريب لأطوال موجة مختلفة وأقطار مبدلات مختلفة باعتبار أن سرعة انتشار الموجة فوق الصوتية تساوي إلى (1540 (m/s.

الجدول 4.6 : طول الحقل القريب لأطوال موجة وأقطار مبدلات مختلفة (السرعة هي 1540 m/s).

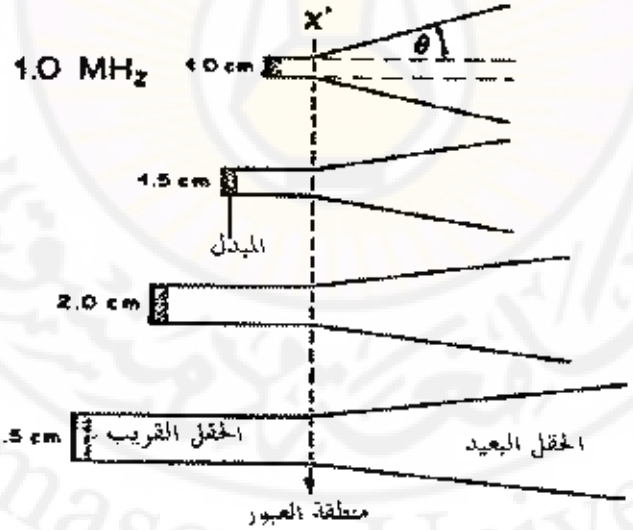
M Hz تردد						
	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	قطر المبدل (cm)
1.0	0.37	1.6	3.4	6.5	10	طول منطقة فرنيل Cm
1.5	0.58	2.4	5.1	9.7	15	
2.0	0.79	3.2	6.8	13.0	20	
2.5	1.01	4.0	8.5	16.0	25	
5.0	2.01	8.1	17.0	32.0	50	
7.5	2.97	11.9	25.0	48.0	75	
سرعة الصوت هي 1540 m/sec						

من الجدول السابق نلاحظ أن طول الحقل القريب يزداد بازدياد قطر المبدل وبازدياد التردد المستخدم ويبين الشكل (4.12) تغير الحقل القريب باختلاف التردد مع ثبات قطر المبدل في حين تنقص زاوية انفراج الحقل البعيد.

أما الشكل (4.13) فيبين علاقة تغير قطر المبدل مع ثبات التردد حيث تزداد مسافة الحقل القريب مع زيادة قطر المبدل.



الشكل 4.12 : الحقل القريب والبعيد لحزمة الأمواج فوق الصوتية من الجهة الأمامية لقطر مبدل 1.5 cm وبترددات مختلفة.



الشكل 4.13 : الحقل القريب والبعيد لحزمة الأمواج فوق الصوتية لمبدل يعمل على 1 MHz وبأقطار مبدل مختلفة.

إن زاوية الانفراج (θ) وبالشكل (4.13) تعطى بالمعادلة (4.9) التالية:

$$\sin(\vartheta) = 1.22\ x\ \frac{\lambda}{r} \quad \text{.....4.9}$$

حيث θ : زاوية الانفراج للحقل البعيد (°).

λ : طول موجة الأمواج فوق الصوتية (cm).

r : قطر المبدل (cm).

مثال (4.10) :

إذا كان قطر المبدل يساوي (10 mm) وطول حزمة الأمواج فوق الصوتية هي (1 mm) أو ما يعادل تردد (1.5 MHz).

1-المطلوب حساب زاوية الانفراج للحقل القريب؟

2-إذا تغير طول حزمة الأمواج فوق الصوتية إلى (0.5 mm) أو ما يعادل تردد (3 MHz) مع بقاء قطر المبدل (10 mm) فماذا تصبح زاوية الانفراج؟

الحل :

$$\sin(\vartheta) = 1.22\,x\,\frac{\lambda}{r} = 1.22\,x\,\frac{1.0}{10} = 0.122 \quad -1$$

$$arc\ (\sin\ (\vartheta)) = arc\ (0.122\ ) = 7°$$

$$\vartheta = 7°$$

$$\sin\ (\vartheta\ ) = 1.22\ x\ \frac{\lambda}{r} = 1.22\ x\ \frac{0.5}{10} = 0.061 \quad -2$$

$$\vartheta = 3.5°$$

وبالتالي كلما زاد التردد كلما نقصت زاوية الانفراج للحقل البعيد.

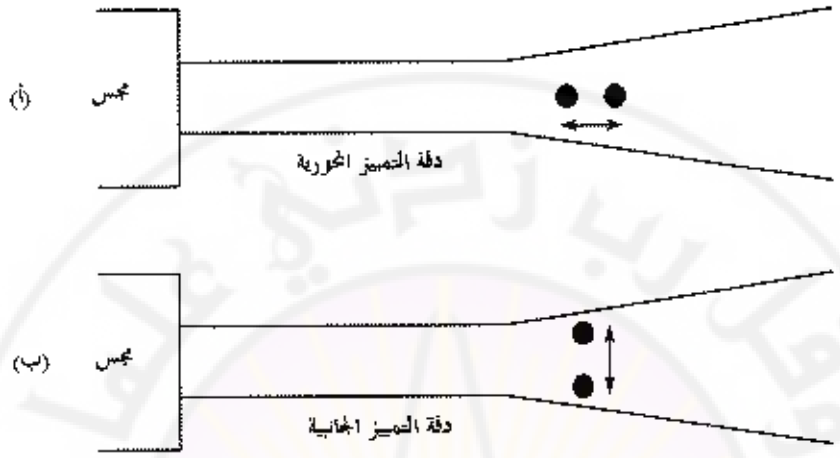
4.3.6. دقة التمييز Resolution

يمكن أن تُعرّف دقة التمييز لنظام أمواج فوق الصوتية بأنها قدرة النظام على التمييز بين النسج المتصلة مع بعضها البعض بشكل وثيق. تُقسم دقة التمييز بشكل عام إلى دقة تمييز محورية و جانبية.

- **دقة التمييز المحورية:**

إن دقة التمييز المحورية هي أصغر مسافة (على أو موازية) لمحور الانتشار للأمواج فوق الصوتية، والتي يمكن للنظام التمييز فيها بين نسيجين مختلفين منفصلين ومتجاورين. تُحدد

دقة التمييز المحورية من خلال طول موجة النبضة المُرسَلة. هذا يعني أنه كلما كان طول الموجة أصغر كان التردد أعلى ودقة التمييز المحورية أفضل ويبين الشكل (4.14–أ–) دقة التمييز المحورية للأمواج فوق الصوتية.



الشكل **4.14** : (أ) دقة التمييز المحورية (ب) دقة التمييز الجانبية.

- **دقة التمييز الجانبية:**

إن دقة التمييز الجانبية هي أصغر مسافة جانبية (متعامدة) مع محور الانتشار للأمواج فوق الصوتية، والتي يمكن للنظام التمييز فيها بين نسيجين مختلفين منفصلين ومتجاورين. تُحدد دقة التمييز الجانبية من خلال شكل وتباعد حزمة الأمواج فوق الصوتية المُرسَلة التي يتم إنتاجها بواسطة المجس. ويبين الشكل (4.14–ب–) دقة التمييز الجانبية للأمواج فوق الصوتية.
القواعد العامة التي تُطبّق على التردد:

↑ التردد ↑ دقة التمييز المحورية ↑ دقة التمييز الجانبية ↓ الاختراق

↓ التردد ↓ دقة التمييز المحورية ↓ دقة التمييز الجانبية ↑ الاختراق

↑ التردد ↓ تباعد الحزمة ↑ دقة التمييز الجانبية

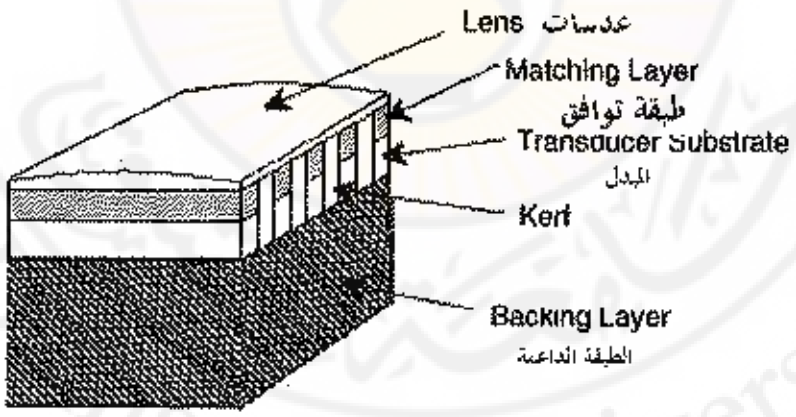
↑ A.E.D. ↓ معدل التباعد ↑ دقة التمييز الجانبية

الجدول 4.7 : يبين تواتر البروبات المستخدمة وتطبيقاتها وعمق التشخيص

التطبيقات Application	التواتر Frequency	العمق Depth
القلبي Cardiac	2 – 7 MHz	2 – 18 cm
الباطنية Abdomen	3 – 5 MHz	2 – 16 cm
الوعائي Vascular	5 – 10 MHz	1 – 5 cm
النسائية OB / GYN	3 – 7 MHz	3 – 12 cm

4.3.7. تمحرق حزمة الأمواج فوق الصوتية
Focusing Ultrasound Beam

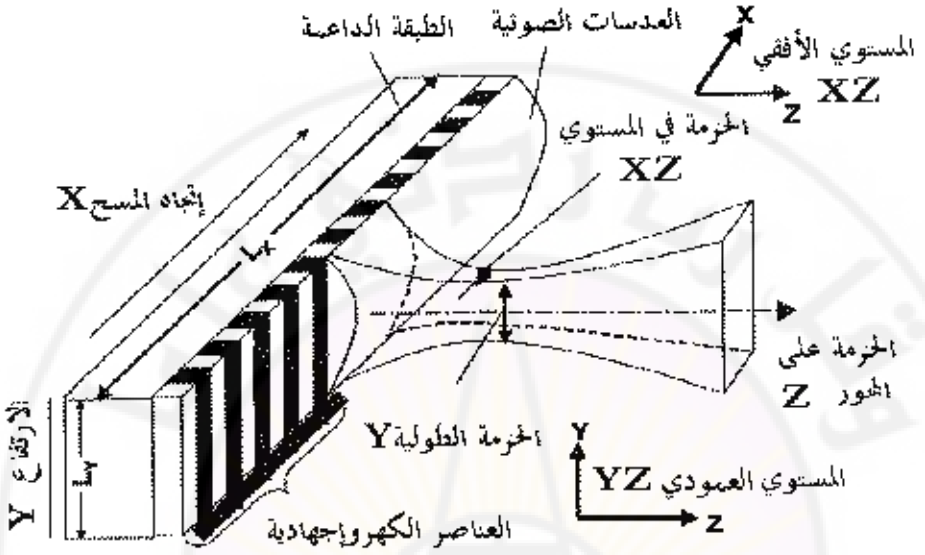
يبين الشكل (4.15) بنية مبدل أمواج فوق الصوتية خطياً على شكل مصفوفة خطية أحادية البعد مؤلفاً من خمسة عناصر (بلورات كهروإجهادية) ينتج حزمة من الأمواج فوق الصوتية ذات مقطع لخط مستقيم.



الشكل 4.15 : مقطع في مبدل خطي يحتوي على خمسة (5) بلورات كهروإجهادية.

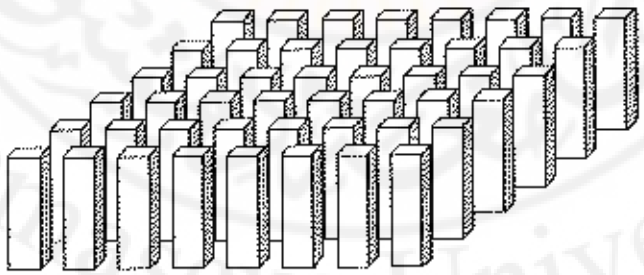
كذلك الشكل (4.16) يبين بنية مبدل أمواج فوق الصوتية خطياً على شكل مصفوفة خطية أحادية البعد مؤلفاً من مجموعة من العناصر (بلورات كهروإجهادية) تنتج حزمة من

الأمواج فوق الصوتية ذات مقطع لخط مستقيم وتتمحرق في المستويين الأزموث (X-Z) والعمودي (Y-Z) على مستوى الانتشار وهذا المبدل يعطي حزمة صوتية تتمحرق على مسافة مساوية للحقل القريب عن طريق عدسات صوتية.

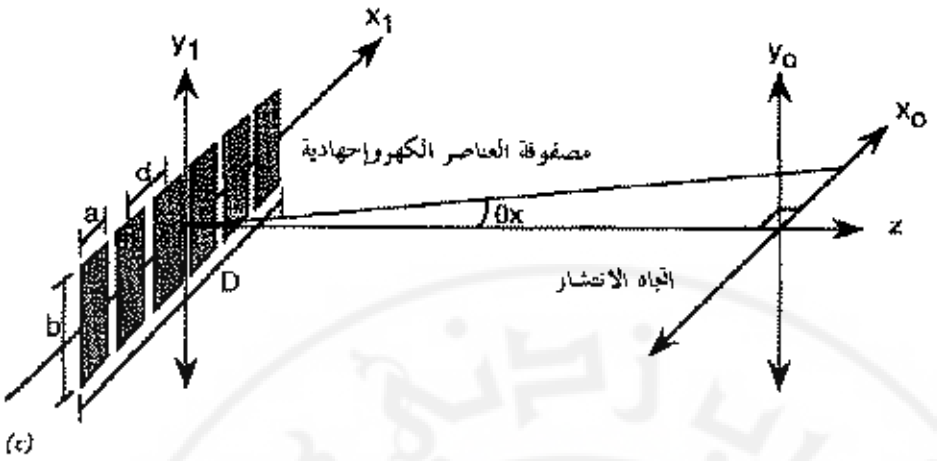


الشكل **4.16** : تمحرق مبدل خطي على المستوي آزيموت (**X-Z**)، والمستوي المتعامد أو الارتفاع (**Y-Z**).

في حين يبين الشكل (4.17) بنية مبدل أمواج فوق الصوتية خطي على شكل مصفوفة خطية ثنائية البعد مؤلف من مجموعة من العناصر (بلورات كهروإجهادية) تنتج حزمة من الأمواج فوق الصوتية ذات مقطع مستوي.



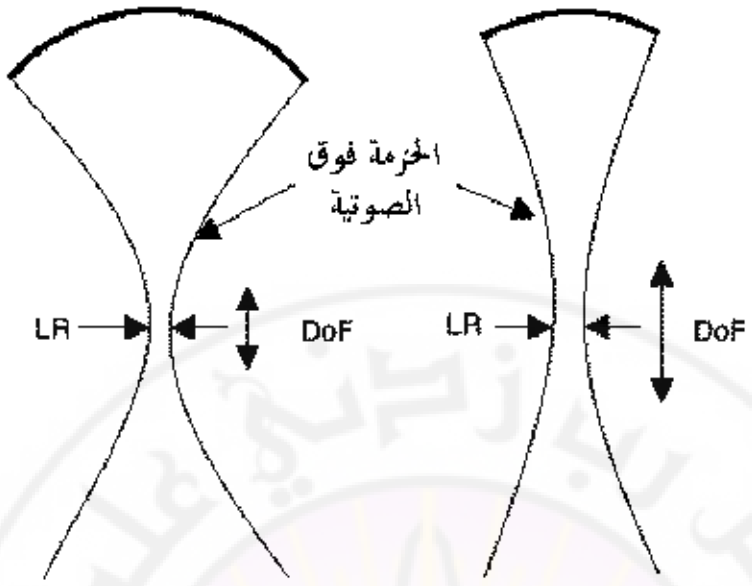
الشكل **4.17** : مقطع في مبدل خطي يحتوي على مصفوفة بلورات كهروإجهادية.



الشكل 4.18 : مقطع في مبدل خطي يحتوي على مصفوفة بلورات كهروإجهادية.

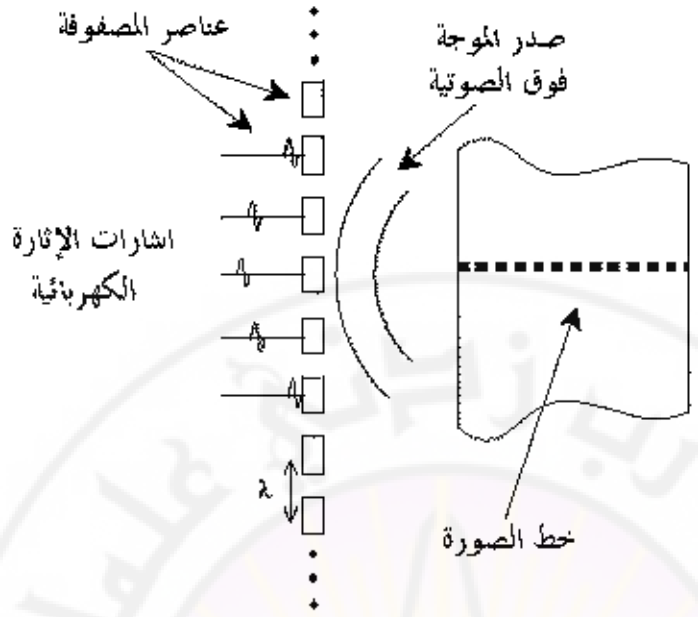
الشكل (4.18) يبين بينة توضيحية للمبدل المبين بالشكل (4.18) مبدل أمواج فوق الصوتية خطي على شكل مصفوفة خطية ثنائية البعد مؤلف من (128) عنصر كهروإجهادي من مادة (PZT-5H) تعمل على تردد رنين يساوي إلى (5 MHz) بأبعاد (0.1x5x0.3 mm) والمسافة بين كل عنصرين كهروإجهاديين (d=0.15 mm) وفتحة (وجهة المبدل الأمامي) التصوير تكون (D=128x0.15=193 mm).

إن مبدل الأمواج فوق الصوتية المبين بالشكل (4.19) هو مبدل منحن نتيجة لـــ توضع عناصره (بلوراته) على شكل قطاع من قوس دائري من أجل تمحرق حزمة الأمواج فوق الصوتية الصادرة عنه بمنطقة تبعد عن سطح المبدل بمسافة مساوية للحقل القريب ومن الشكل تتضح العلاقة بين التفاوة الجانبية ودرجة تقعر القوس المتوضعة عليه عناصر المبدل فكلما كان التقوس أكبر كلما كان التمحرق ضيقاً أكثر والمنطقة التي تعطي معلومات واضحة للتصوير الدقيق محددة في منطقة التمحرق وتدعى عمق الحقل أيضاً مرتبطة بدرجة تقوس توضع عناصر المبدل فكلما كان التقوس أكبر كلما كان عمق الحقل أصغر والعكس صحيح كلما كان التقوس أصغر كلما كان عمق الحقل أكبر وهذا ينعكس على نوع النسيج المراد تصويره وما هي المعلومات المطلوب الحصول عليها من التصوير وبالتالي ينعكس على اختيار نوع المبدل ومواصفاته.



الشكل 4.19 : العلاقة بين التمييز الجانبي وعمق حقل الأمواج فوق الصوتية وعلاقة التمحرق مع التمييز الجانبي وعمق الحقل.

أما المبدل المبين بالشكل (4.20) هو مبدل ذو مصفوفة خطية تنتج حزمة الأمواج فوق الصوتية على الشكل المطلوب حيث إن الحزمة تنتشر على شكل قوس تتحدد درجة تقعره بالتحكم بزمن تحريض عناصر المبدل فتتم إثارة العنصر المركزي بالزمن ($t=t_1$) وبعد فترة زمنية قصيرة تساوي (Δt) تتم إثارة العنصر الأعلى مباشرةً والأقل مباشرةً من العنصر المركزي وبالزمن ($t_2=t_1+\Delta t$) وبعد فترة زمنية قصيرة تساوي (Δt) أيضاً تتم إثارة العنصر الأعلى التالي والأقل التالي وبالزمن ($t_3=t_2+\Delta t=t_1+2.\Delta t$) وهكذا وبعد مسح مجموعة العناصر المشكلة لإطار الصورة أو لخط من الصورة، إلى الأعلى والأسفل تنتج لدينا حزمة الأمواج فوق الصوتية على شكل قوس من دائرة يدعى صدر الموجة وتتمحرق الحزمة حسب درجة تقوس صدر الموجة المتحكم به بالفترات الزمنية ($t, \Delta t$). تعطينا خطاً من الصورة وبعد إزاحة محور المجموعة من العناصر إلى الأعلى (ينتقل مركز المجموعة إلى الأعلى بمقدار الإزاحة) تتم إعادة الإثارة بنفس الطريقة للحصول على الخط (الإطار) التالي للصورة وهكذا إلى أن تتم مسح الصورة بالكامل ثم نحصل بعدها على الصورة كاملة بعد معالجتها برمجياً ببرمجيات معالجة الصورة.



الشكل **4.20** : تشكيل حزمة الأمواج فوق الصوتية من مبدل مصفوفة خطي (زمني) وتحرفها.

المبدل المبين بالشكل (4.21) هو مبدل ذو مصفوفة خطية تنتج حزمة الأمواج فوق الصوتية مطابق للمبدل الموضح بالشكل (4.20) ويعمل بنفس الطريقة ولكن بتغيير الفاصل الزمني (t) والفترة الزمنية بين إثارة عنصرين من المبدل (Δt) تنتج لدينا حزمة أمواج فوق الصوتية لها صدر موجة بشكل قوس من دائرة مائل على الأعلى أو إلى الأسفل حسب التطبيق المستخدم.



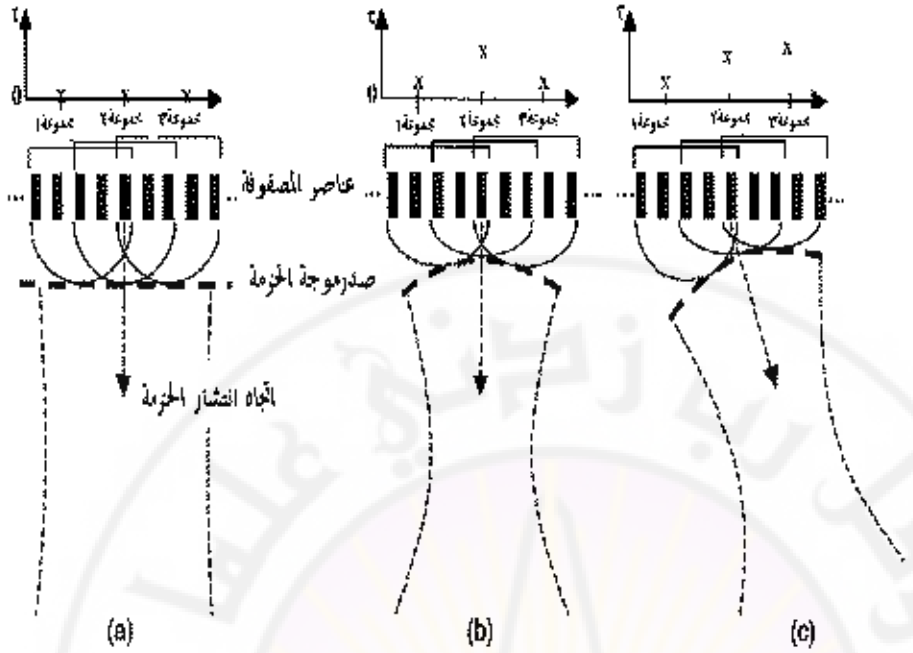
الشكل **4.21** : حزمة الأمواج فوق الصوتية لمبدل مصفوفة طوري (طوري) وتحرف هذه الحزمة.

كما في الشكل (4.22) يبين آلية عمل المبدل الموضح بالشكلين (4.20) و (4.21) في حالة الإرسال وحالة الاستقبال ولعدة نقاط من الاستقبال حسب تمحرق كل نقطة على حداه. كذلك في الشكل (4.23) يبين آلية تمحرق المبدل.

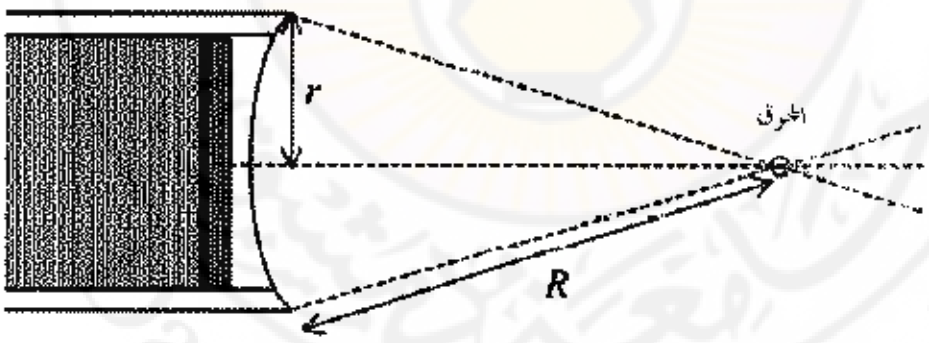
المبدلات ذات المصفوفة الخطية يتم التحكم بتمحرقها عن طريق التحكم بزمن إثارة عناصرها والفترات الزمنية بين إثارة وإثارة أي زمنياً، بينما هناك أنواع من هذه المبدلات يتم التحكم بعناصرها عن طريق التحكم بإزاحة الطور بدلاً من الزمن ابتداءً من مركز مجموعة عناصرها إلى الأطراف وبفوارق طورية متساوية لنحصل على تمحرق لهذه الحزمة وتستخدم الإزاحة الطورية لسهولة معالجة المعلومات التي نحصل عليها ببرمجيات معالجة الصورة بمستوى التردد عوضاً عن معالجة الصورة بالنوع السابق بمستوى الزمن.



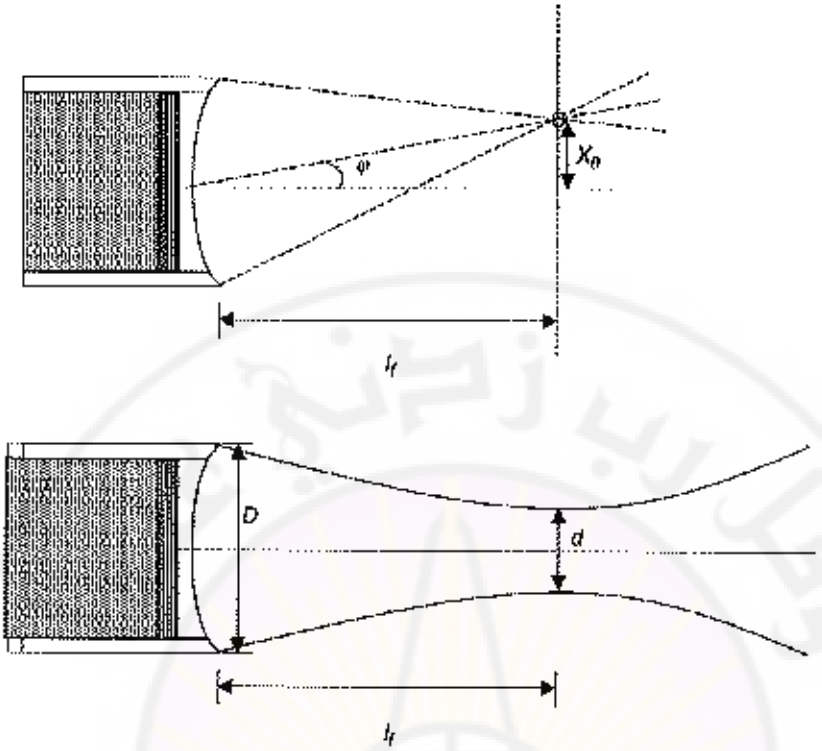
الشكل 4.22 : تمحرق حزمة الأمواج فوق الصوتية بالإرسال والاستقبال لمبدل مصفوفة خطي (زمني) ذي ست (6) بلورات.



الشكل 4.23 : تشكيل حزمة الأمواج فوق الصوتية من مبدل مصفوفة خطي (زمني) وتمحرقها على المحور العمودي لانتشارها، فوق الصوتية.



الشكل 4.24 : حقل الرؤيا لمبدل منحني بنصف قطر (R).



الشكل 4.25 :عدسات المبدل الأعلى لها محرق تقطي على مسافة (x_0), بينما المبدل الأسفل له بقعة محرقية بقطر (d).

الشكلين (4.24)، (4.25) يبينان مبدلين للأول نقطة محرقية والثاني بقعة محرقية.

4.4. مبادئ مبدلات المصفوفات المستخدمة في التصوير بالأمواج فوق الصوتية:

تقسم المبدلات المستخدمة في التصوير بالأمواج فوق الصوتية بحسب طريقة ترتيب عناصرها الكهرإجهادية وطريقة تصويرها.

4.4.1. المصفوفة المتتالية الخطية (Linear Sequential Arrays):

للمصفوفات المتتالية الخطية 512 عنصر في الأجهزة الحالية. تعمل مجموعة من العناصر حوالي 128 عنصر بوقت محدد. كما هو مبين بالشكل 4.26 a وتوجه خطوط المسح بشكل مباشر ومتعامد على وجة المبدل، وتبأر الحزمة ولكن لا تدور. لمثل هذا النوع من المصفوفات ميزة أن له حساسية عالية عندما توجه الحزمة بشكل مباشر. أما السيئة هو أن حقل الرؤية له محدود إلى المنطقة المستطيلة أمام المبدل مباشرة. ولهذه المبدلات مساحة تغطية كبيرة للتصوير.

4.4.2. المصفوفات الخطية المحنية (Curvilinear Arrays):

المصفوفات الخطية المحدبة أو المحنية لها شكل مختلف عن المصفوفات المتتالية الخطية لكن تعمل بنفس الأسلوب. ففي كلتا الحالتين فإن خطوط المسح توجه بشكل متعامد على وجه المبدل. وهي تسمح حقل رؤية أوسع بسبب شكلها المحدب كما هو موضح بالشكل 4-26b

4.4.3. المصفوفات الطورية الخطية (Linear Phased Array):

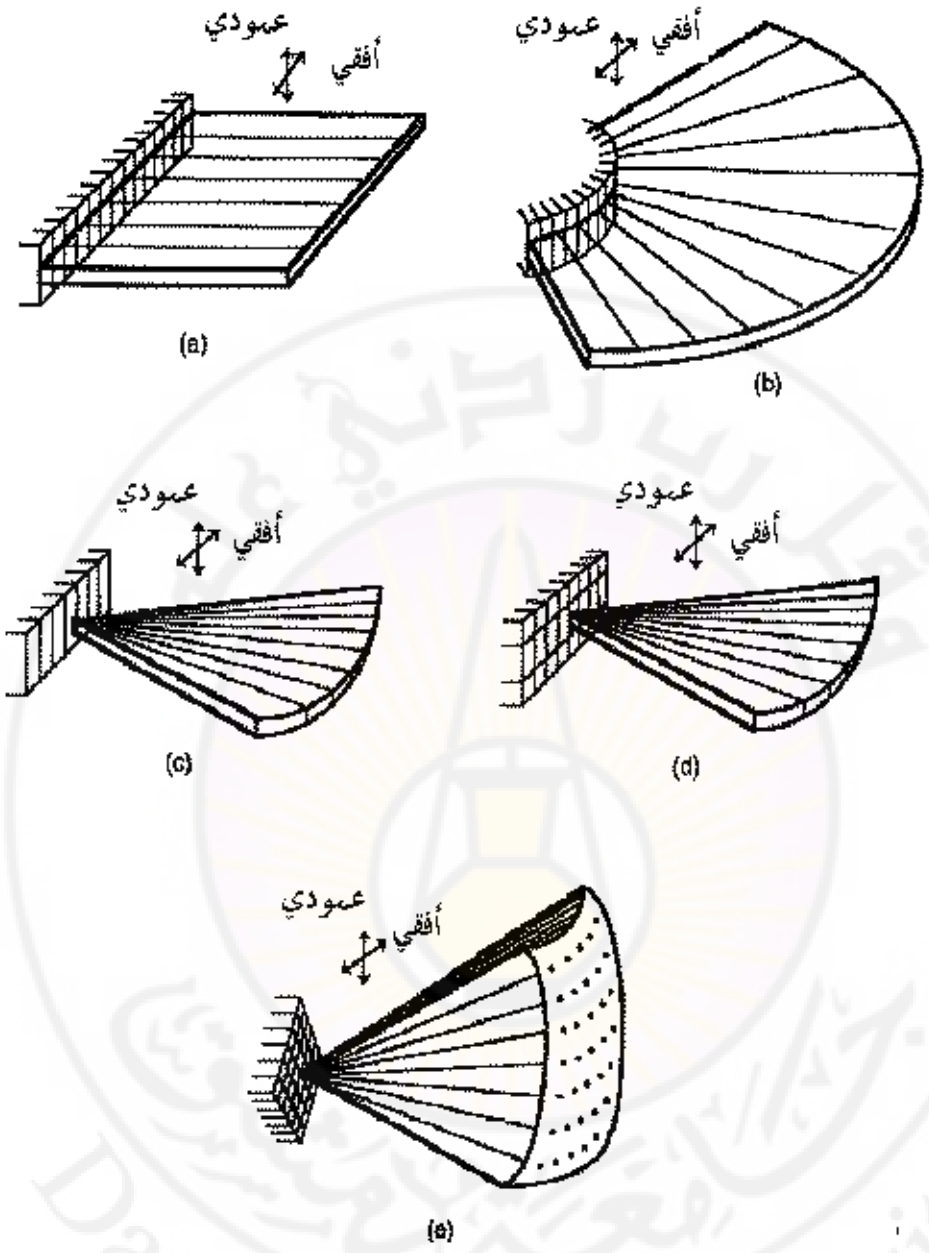
يتألف المبدل من 128 عنصراً، كل هذه العناصر تستخدم بإرسال واستقبال كل خط من الصورة. كما هو مبين بالشكل 4-26c، يتم تدوير حزمة الأمواج على منطقة قطاعية في المستوي الأفقي. يمكن لماسح المصفوفة الطورية أن يمسح مساحة أكبر من المبدل، مما تجعل المبدل مناسباً لتصوير نوافذ صوتية صعبة الوصول إليها. وكنتيجة فإن هذه المبدلات هي مثالية للتصوير القلبي، حيث يجب التصوير من خلال نافذة صغيرة لتجنب العوائق مثل ريش الصدر والرئتين (الهواء.)

4.4.4. المصفوفات 1.5 D (1.5D Arrays):

وهو مشابه لتصميم المصفوفة ثنائية الأبعاد، لكن تعمل مصفوفة احادية البعد. يحتوي المبدل على عناصر في كل من المستوي الافقي والشاقولي. يمكنه أن يقوم بالتبئير الديناميكي والتصحيح الطوري بحيث يمكن تطبيقهما في كلا الاتجاهين لتحسين نوعية الصورة. ولما كان عدد العناصر في المستوي الشاقولي (3 إلى 9 عناصر) هو أقل من الأفقي لذا لا يمكن تدوير الحزمة في ذلك الاتجاه. الشكل 4-26 d يبين التصوير بالنمط B بالمصفوفة المذكورة. كما إن التصوير المتتابع الخطي هو ممكن في هذا المبدل.

4.4.5. المصفوفة الطورية ثنائية البعد (2D Phased Arrays):

للمبدل الطوري ثنائي البعد عدد عناصر كبير في كلا الاتجاهين الأفقي والشاقولي. ولهذا يمكن للمبدل أن يبأر ويدور الحزمة الصوتية في كلا الاتجاهين. باستخدام معالجة الاستقبال الموازي، يمكن للمصفوفة ثنائية البعد تصوير منطقة على شكل هرم بالزمن الحقيقي لإنتاج صورة حجمية كما هو مبين بالشكل 4-26 e



الشكل 4.26 : مبدلات (a) مبدل مصفوفة خطية يمسح منطقة بشكل مستطيل، (b) مبدل مصفوفة منحنية يمسح منطقة بشكل قطاع عريض، (c) مبدل مصفوفة منحنية طورية يمسح منطقة بشكل قطاع، (d) مبدل مصفوفة ثنائية البعد منحنية طورية يمسح منطقة بشكل قطاع، (e) مبدل مصفوفة لنائية البعد منحنية طورية يمسح منطقة بشكل هرمي.

4.5. تقنيات القياس في أجهزة الأمواج فوق الصوتية
Techniques of measurement in Ultrasound instrumentation

4.5.1. زمن العبور للبعد Transit-Time Dimension :

إن أول تطبيقات للتصوير بالأمواج فوق الصوتية في المجال الطبي كانت في قياس أبعاد النسج عن طريق إرسال نبضة من مبدل يصدر حزمة الأمواج فوق الصوتية التي تصطدم بالنسيج وتنعكس حيث يتم استقبالها من قبل نفس المبدل بعد إضافة دارات إلكترونية لتزامن عمله في حالتي الإرسال والاستقبال بدون حدوث أي تداخل بينهما، أو تستقبل النبضة المنعكسة من قبل مبدل آخر وعن طريق دارات حساب الزمن بين الإرسال والاستقبال التي تحقق المعادلة التالية حيث يحسب زمن الإرسال والاستقبال من المعادلتين (4.10) و (4.11) التاليتين:

$$t_{1\,way} = \frac{d}{c} \quad \text{.....4.10}$$

$$t_{2\,way} = \frac{2.d}{c} \quad \text{.....4.11}$$

حيث :

t_{1way} : زمن الإرسال (sec)،

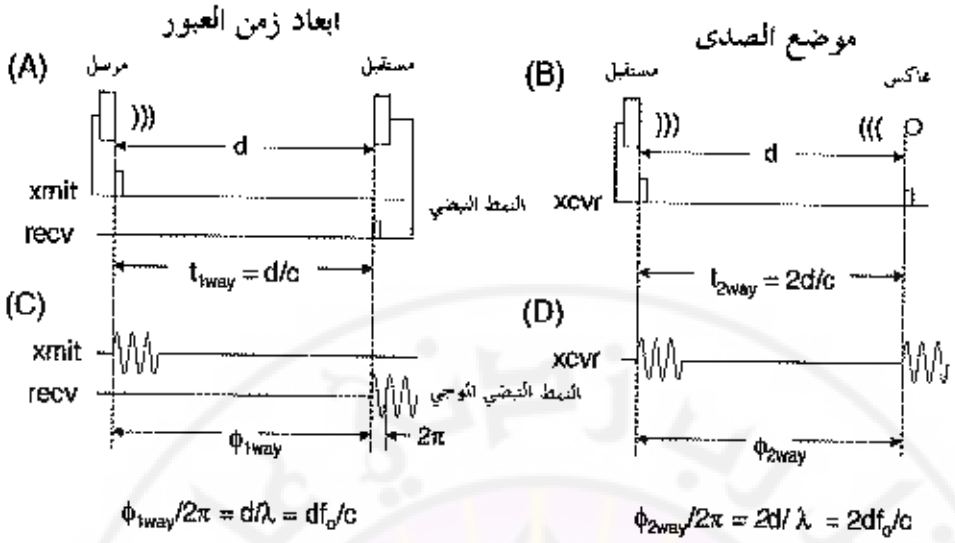
t_{2way} : زمن الاستقبال (sec)،

d : طول مسار موجة الأمواج فوق الصوتية بالإرسال (cm)،

c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسط الإرسال (cm/sec)،

والمعادلتين (4.10) و (4.11) ممثلتين بالشكل (4.27) حيث يمثل القسم (A, C) طريقة حساب زمن العبور للبعد (Transit-Time Dimension) في حالة الإرسال ويمثل القسم (B, D) طريقة حساب زمن صدى العبور (Dimension) في حالة الاستقبال.

من الشكل (4.27) (C) يوضح طريقة حساب فرق الطور في قسم الإرسال حيث يمثل الفرق بالطور بين المبدل المرسل والنسيج المستقبل (φ_{1way}) وبعدها طول موجة واحدة لحزمة الأمواج فوق الصوتية تساوي بالطور ($2.\pi$) فيمكن كتابة المعادلة (4.12) وكذلك في حالة الاستقبال يمثل الفرق بالطور بين المبدل المرسل والمبدل المستقبل (φ_{2way}) تكون مضاعفة لفرق الطور في حالة الإرسال أي المعادلة (4.13).



الشكل 4.27 : (A, C) يوضح آلية قياس المسافة بطريقة زمن العبور و(B, D) صدى العبور في قسم الاستقبال.

$$\frac{\phi_{1way}}{2.\pi} = \frac{d}{\lambda} = \frac{d.f_0}{c} \quad \text{.....4.12}$$

$$\frac{\phi_{2way}}{2.\pi} = \frac{2.d}{\lambda} = \frac{2.d.f_0}{c} \quad \text{.....4.13}$$

حيث :

φ_{1way} : طور الإرسال (rad).

φ_{2way} : طور الاستقبال (rad).

d : طول ممار موجة الأمواج فوق الصوتية بالإرسال (cm).

c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسط الإرسال (cm/sec).

f_0 : تردد انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسطي الإرسال والاستقبال (Hz).

λ : طول موجة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسطي الإرسال والاستقبال (cm).

يستخدم هذا المبدأ بتصوير بتردد (5 MHz) أبعاد البطين القلبي، أبعاد العضلة القلبية، وسماكة الجدار القلبي.

4.5.2. سرعة زمن العبور Transit-Time Velocity :

إن من تطبيقات التصوير بالأمواج فوق الصوتية في المجال الطبي في قياس سرعة حركة السوائل الحيوية عن طريق إرسال نبضة من مبدل يصدر حزمة الأمواج فوق الصوتية التي يتم استقبالها من قبل مبدل آخر أو يتم استقبال إشارة الصدى من قبل نفس المبدل بعد إضافة دارات إلكترونية لتزامن عمله في حالتي الإرسال والاستقبال بدون حدوث أي تداخل بينهما. والمعادلتان (4.14) و (4.15) اللتان تحققان المعادلة حالتي الإرسال والاستقبال التاليتين :

$$t_{1-2} = \frac{d}{(c - V)} \quad \text{.....4.14}$$

$$t_{2-1} = \frac{d}{(c + V)} \quad \text{.....4.15}$$

حيث :

t_{1-2} : زمن الإرسال في حالة جريان حزمة الأمواج فوق الصوتية من المرسل إلى المستقبل (sec).

t_{2-1} : زمن الاستقبال في حالة جريان حزمة الأمواج فوق الصوتية من المستقبل إلى المرسل (sec).

d : طول مسار موجة الأمواج فوق الصوتية بالإرسال (cm).

c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسط الإرسال (cm/sec).

V : سرعة حركة السائل الحيوي (cm/sec).

$$\Delta t = t_{1-2} - t_{2-1} = \frac{d}{(c - V)} - \frac{d}{(c + V)} = \frac{2.dV}{(c - V)(c + V)}$$

$$t_{avg} = \frac{t_{1-2} + t_{2-1}}{2} = \frac{\frac{d}{(c - V)} + \frac{d}{(c + V)}}{2} = \frac{dc}{(c - V)(c + V)}$$

$$\frac{\Delta t}{t_{avg}} = \frac{\frac{2.dV}{(c - V)(c + V)}}{\frac{dc}{(c - V)(c + V)}} = \frac{2.V}{c}$$

وعلاقة تغير الزمن مع السرعة تعطى بالمعادلة (4.16) التالية :

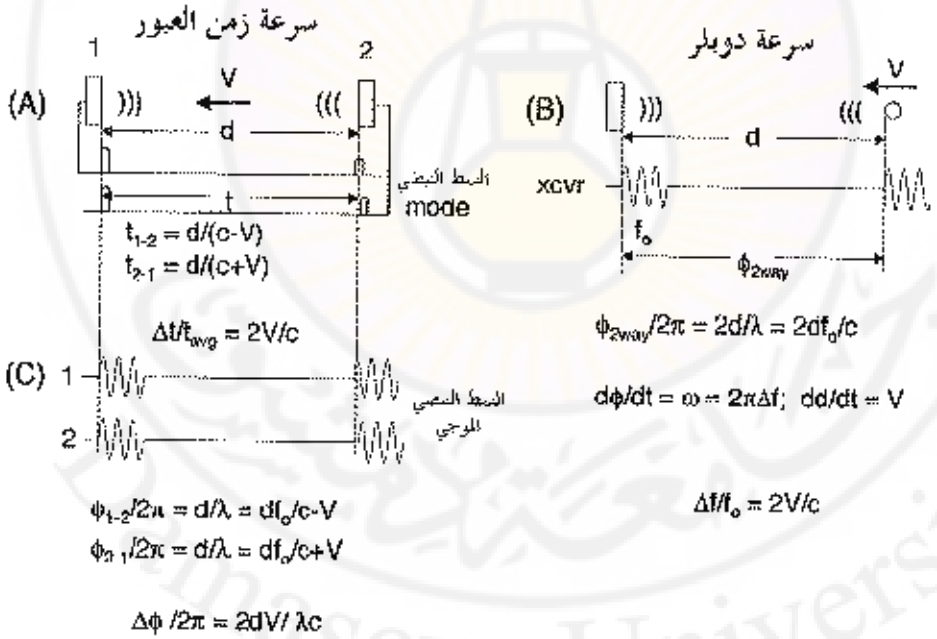
$$\frac{\Delta t}{t_{avg}} = \frac{2.V}{c} \quad \text{.....4.16}$$

وبنفس الطريقة نحسب المعادلات الطورية حسب المعادلات (4.17) و (4.18) و (4.19) كما يلي :

$$\frac{\phi_{1-2}}{2.\pi} = \frac{d}{\lambda_{1-2}} = \frac{d.f_0}{(c-V)} \quad \text{.....4.17}$$

$$\frac{\phi_{2-1}}{2.\pi} = \frac{d}{\lambda_{2-1}} = \frac{d.f_0}{(c+V)} \quad \text{.....4.18}$$

$$\frac{\Delta\phi}{2.\pi} = \frac{\phi_{1-2}}{2.\pi} - \frac{\phi_{2-1}}{2.\pi} = \frac{2.d.V}{\lambda.c} \quad \text{.....4.19}$$



الشكل 4.28 : (A, C) يوضح آلية قياس السرعة بطريقة زمن العبور و(B, D) صدى العبور في قسم الاستقبال.

من الشكل (4.28) (C) يوضح طريقة حساب فرق الطور في قسم الإرسال حيث يمثل الفرق بالطور بين المبدل المرسل والنسيج المستقبل (φ_{1way}) وبعدها طول موجة واحدة لحزمة الأمواج فوق الصوتية تساوي بالطور ($2.\pi$) فيمكن كتابة المعادلة (4.20) وكذلك في حالة الاستقبال يمثل الفرق بالطور بين المبدل المرسل والمبدل المستقبل (φ_{2way}) تكون مضاعفة لفرق الطور في حالة الإرسال أي المعادلة (4.21).

$$\frac{\phi_{2way}}{2.\pi} = \frac{2.d}{\lambda} = \frac{2.d.f_0}{c} \quad \text{.....4.20}$$

$$\frac{d\phi}{dt} = \omega = 2.\pi.f \quad \text{.....4.21}$$

حيث :

φ_{2way} : طور الاستقبال (rad).

d : طول مسار موجة الأمواج فوق الصوتية بالإرسال (cm).

c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسط الإرسال (cm/sec).

f_0 : تردد انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسطي الإرسال والاستقبال (Hz).

λ : طول موجة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسطي الإرسال والاستقبال (cm).

وعلاقة تغير التردد مع السرعة (V) تعطى بالمعادلة (4.22) التالية :

$$\frac{dd}{dt} = V$$

$$\frac{\Delta f_0}{f_0} = 2.\frac{V}{c} \quad \text{.....4.22}$$

4.5.3. سرعة وتدفق زمن العبور Transit-Time Velocity and Flow :

إن من تطبيقات التصوير بالأمواج فوق الصوتية في المجال الطبي في قياس سرعة حركة وتدفق السوائل الحيوية عن طريق استخدام مبدل يحمل على قنطار يوضع داخل السائل أو الوعاء أو يوضع في كم نفخ الضغط. كما هو موضح في الشكل (4.29) (A) حيث يتم استخدام مبدلين متقابلين بشكل قطري ومن كلتا الجهتين للوعاء الدموي، أما في الشكل (4.29) (B) يتم استخدام مبدلين في جهة واحدة من الوعاء الدموي مع عاكس في الجهة المقابلة للوعاء الدموي ولإجراء الحساب للوضع الجديد يستلزم تعديل المعادلة (4.19) لحساب الزاوية (فرق

الطور) بين انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية واتجاه جريان السائل لتصبح المعادلة (4.23) كما يلي :

$$\frac{\Delta\phi}{2.\pi} = \frac{2.L}{\lambda}.\frac{V}{c} \quad \text{.....4.23}$$

ومعادلة التدفق تعطى بالمعادلة (4.24) كما يلي :

$$Q = \frac{V.\pi.D^2}{4} \quad \text{.....4.24}$$

حيث :

$\Delta\varphi$: طور الاستقبال (rad).

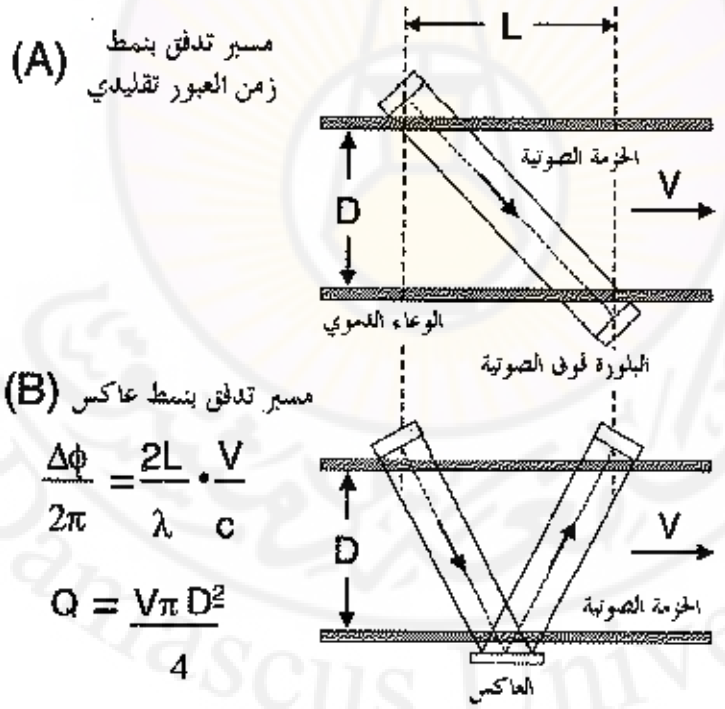
L : طول الوعاء الدموي بين المبدل المرسل والمبدل المستقبل (cm).

V : السرعة الوسطية لحركة السائل الحيوي داخل الوعاء (cm/sec).

c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسط الإرسال (cm/sec).

λ : طول موجة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بالسائل الحيوي (cm).

D : القطر الوسطي للوعاء الدموي ضمن منطقة القياس (cm^2).

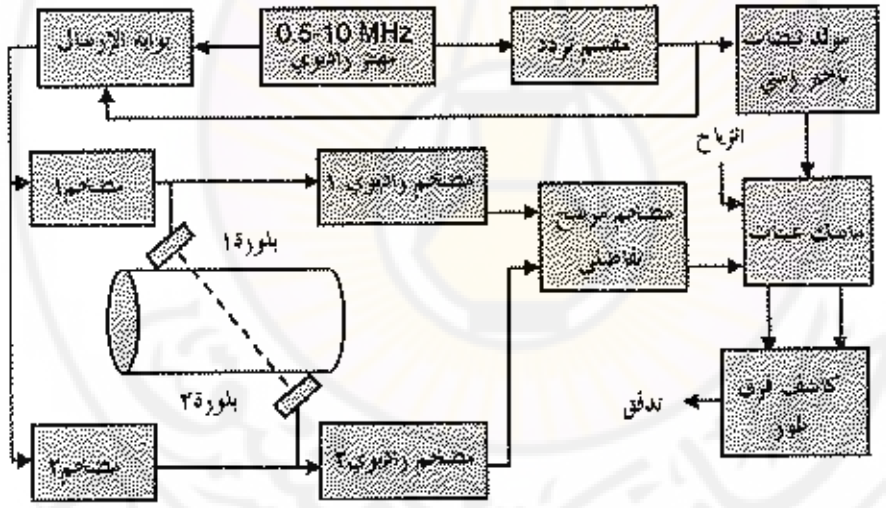


الشكل 4.29 : (A) يوضح آلية قياس التدفق بطريقة زمن العبور و(B) يوضح آلية قياس التدفق بطريقة الانعكاس.

يتم حساب التدفق عن طريق قياس سرعة جريان الدم بالوعاء وباعتبار أن قطر الوعاء مكان التصوير يعتبر وسطياً ثابتاً ومتجانساً, أو يتم قياس قطر أو مقطع الوعاء واعتبار السرعة الوسطية للدم ثابتة ومتجانسة أو بطريقة ثالثة يحسب التدفق من خلال استخدام مبدأ دوبلر النبضي.

ويبين الشكل (4.30) المخطط الصندوقي لقياس تدفق الدم عن طريق قياس فرق الطور بالطريقة المباشرة (مبدلين متقابلين) وبعد التقاط الإشارة وترشيحها تكون هذه الإشارة متناسبة مع التدفق.

بعد زمن العبور القصير، تستقبل النبضة بنفس الوقت، يقارن طورها وتعاير. يعد التكبير والفلترة لإزالة تردد الإعادة النبضي، تعرض إشارة التدفق وتسجل. ما يجب ملاحظته هو إضافة عتبة للتعويض عن أي فوارق في مركبات المبدلات في معبر الإشارة. ففي خطوة أكثر عملية تضاف مفاتيح الكترونية لتعكس توصيلات الكريستالات أو الكاشف الطوري محاولة ليلغي أي فوارق في الكريستالات أو في مسارات الإشارة.

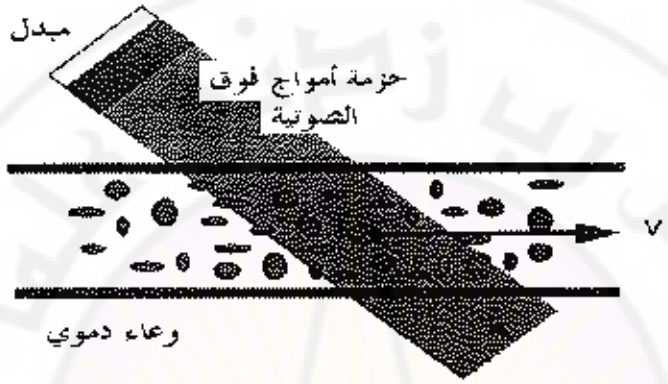


الشكل 4.30 : المخطط الصندوقي لقياس تدفق الدم عن طريق قياس فرق الطور بالطريقة المباشرة (مبدلين متقابلين).

4.5.4. معادلة دوبلر Doppler Equation :

ويبين الشكل (4.31) رسماً توضيحياً لمبدأ قياس دوبلر حيث المبدل يصدر حزمة من الأمواج فوق الصوتية لتتفاعل مع الدم بزاوية تساوي (0) خلال جريانه باتجاه (أو عكس

الاتجاه) لارتداد صدى هذه الحزمة للأمواج فوق الصوتية من الدم الذي يجري بسرعة (V). ومن خلال تفاعل حركة الدم مع الحزمة الأمواج فوق الصوتية يؤدي إلى تغير في قيمة التردد عن تردد الإرسال بقيمة تساوي إلى (±Δf) وذلك حسب اتجاه جريان الدم ويكون التغير في التردد (Δf) موجباً إذا كان اتجاه جريان الدم بنفس اتجاه انتشار الحزمة فوق الصوتية والعكس يكون التغير في التردد (Δf) سالباً إذا كان اتجاه جريان الدم عكس اتجاه انتشار الحزمة فوق الصوتية.



الشكل 4.31 : مبدأ دوبلر لقياس جريان الدم في الوعاء الدموي.

$$\frac{\Delta f}{f_0} = 2 . \frac{V}{c} . \cos(\theta) \quad \text{.....4.25}$$

حيث :

θ : الزاوية بين جريان الدم ضمن الوعاء وجهة انتشار الحزمة فوق الصوتية (rad).

V : السرعة الوسطية لحركة السائل الحيوي داخل الوعاء (cm/sec).

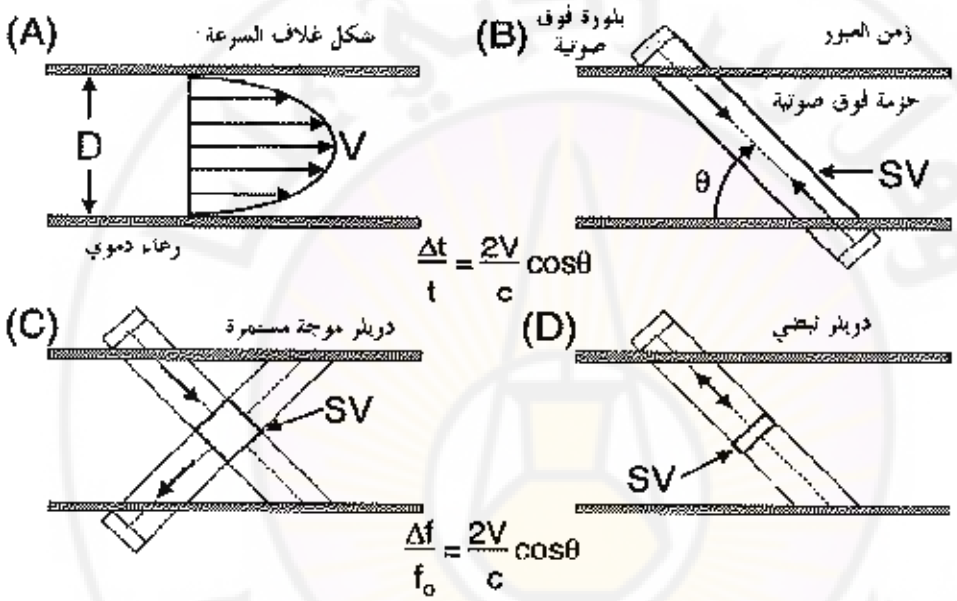
c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسط الإرسال (cm/sec).

f_0 : تردد انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية ضمن الوعاء (Hz).

Δf : تغير تردد حزمة الأمواج فوق الصوتية المستقبلة عن المرسلة بسبب جريان الدم (Hz).

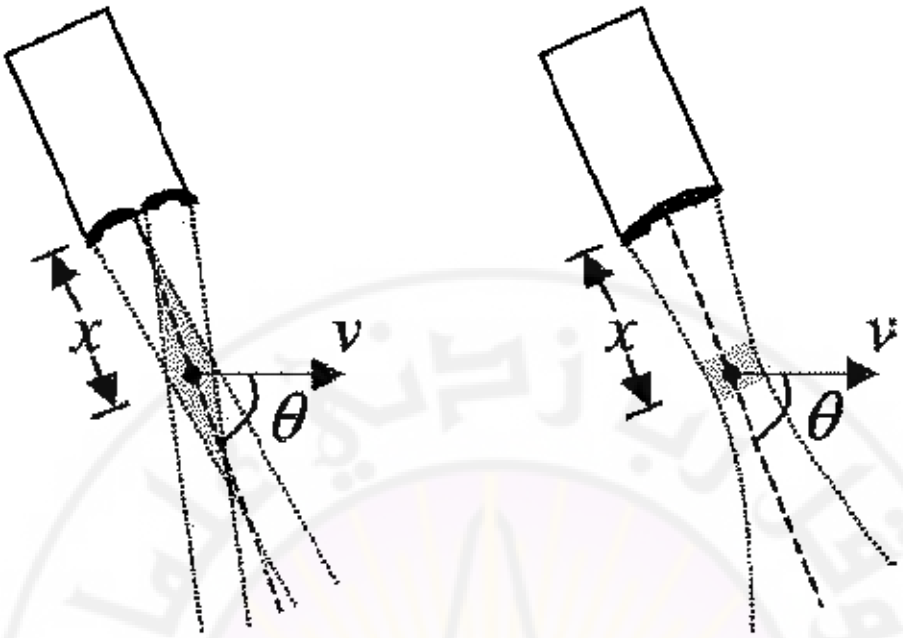
من المعادلة (4.25) نلاحظ علاقة تناسب طردي (مباشر) بين تغير التردد (بين تردد الإرسال وتردد الاستقبال المنعكس من السائل مع ثبات زاوية المبدل مع الوعاء) وبين سرعة جريان السائل ضمن الوعاء.

الشكل (4.32) (A) يبين شكل حركة الدم الصفائحية في الوعاء الدموي، وفي الشكل (4.32) (B) يوضح استخدام مبدلين متقابلين بشكل قطري ومن كلتا الجهتين للوعاء الدموي لقياس سرعة تدفق الدم بطريقة زمن العبور، أما الشكل (4.32) (C) يوضح استخدام مبدلين متقابلين بشكل متناظر بالنسبة للوعاء الدموي من كلتا الجهتين للوعاء الدموي لقياس سرعة تدفق الدم بطريقة دوبلر بالموجة المستمرة، وفي الشكل (4.32) (D) يوضح استخدام مبدل وحيد داخل الوعاء الدموي لقياس سرعة تدفق الدم بطريقة دوبلر النبضي.



الشكل 4.32 : **(A)** شكل جريان الدم الصفائحي في الوعاء الدموي، **(B)** قياس جريان الدم بطريقة دوبلر عن طريق زمن العبور باستخدام مبدلين متقابلين، **(C)** قياس جريان الدم بطريقة دوبلر المستمر باستخدام مبدلين متقاطعين، **(D)** قياس جريان الدم بطريقة دوبلر النبضي باستخدام مبدل وحيد.**SV (Sample Volume)** حجم عينة القياس.

والشكل (4.33) نوعين لمبدلات دوبلر موجة أمواج فوق الصوتية مستمرة ونبضية المستخدمة في المسح.



الشكل 4.33 : مبدل (يمين) مبدل موجة مستمر, (يسار) مبدل موجة نبضي.

4.6. أنواع أجهزة المسح بالأمواج فوق الصوتية:

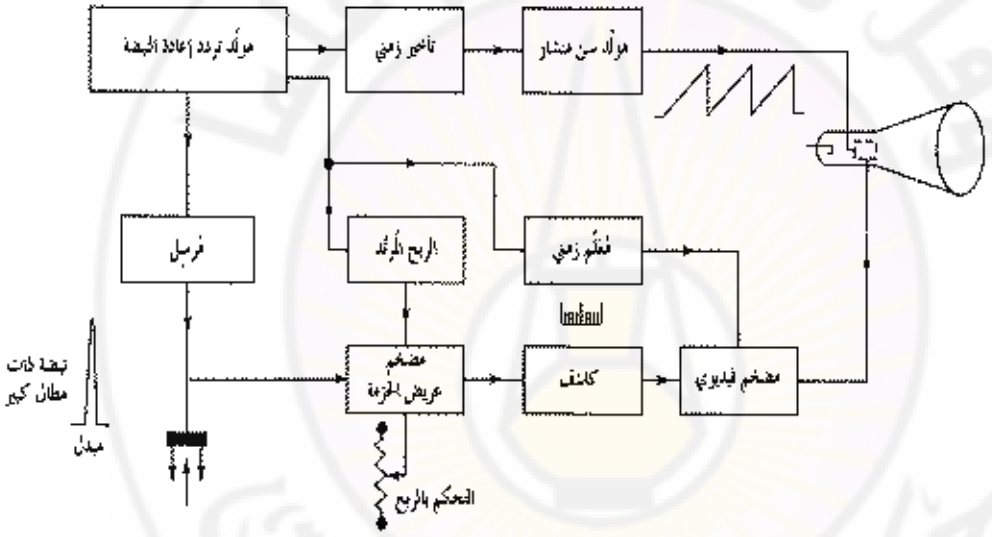
4.6.1. جهاز الصدى الأساسي Basic Echo Instrumentation :

إن أغلبية التجهيزات التشخيصية فوق الصوتية الحديثة مصممة على أساس التقنية النبضية. تُستخدم لكشف وتحديد موقع العيوب أو الشُذُوذات في النسج. وهذا ممكن لأنه يمكن قياس زمن انتقال النبضة بسهولة أكثر من الأمواج المستمرة. إن جهاز تخطيط صدى الدماغ وجهاز تخطيط صدى القلب والمبدلات فوق الصوتية من أجل التصوير أغلبها مصممة للعمل على التقنية النبضية.

تتألف تقنية صدى النبضة بشكل أساسي من إرسال حزمة من النبضات فوق الصوتية قصيرة إلى النسيج واستقبال الطاقة المنعكسة عن هذا النسيج أو الحد الذي يفصل وسطين لهما ممانعات صوتية مختلفة.

الشكل (4.34) يوضح المخطط الصندوقي لجهاز ايكو عام حيث يتم تُوليد قطار من النبضات القصيرة الكهربائية بترددات فوق الصوتية محددة بواسطة مولد تردد النبضات (PRF

(Pulse Repeat Frequency). ويتم تحويل هذه النبضات الكهربائية إلى نبضات أمواج فوق صوتية بواسطة البلورة الكهروإجهادية والتي تمثل مبدل إرسال. يتم التقاط الأصداء المنعكسة من النسيج الحيوي بواسطة نفس المبدل وتضخيمها بشكل مناسب للإظهار على أنبوب الأشعة المهبطية. حيث يتم تطبيق إشارة زمنية على شكل إشارة سن منشار على المدخل X لأنبوب الأشعة المهبطية (CRT) لحظة إصدار المبدل المرسل لنبضات حزمة الأمواج فوق الصوتية. بهذه الطريقة يكون مكان صدى النبضة فوق الصوتية متناسباً مع الزمن الذي تستغرقه هذه النبضة لتنتقل ذهاباً إلى النسيج الحيوي وإياباً من النسيج الحيوي إلى المبدل ثانية. يمكن تقدير هذه المسافة بمعرفة سرعة الأمواج فوق الصوتية وسرعة الحركة الأفقية للرسم على الـ CRT.



الشكل 4.34 : مخطط صندوقي لنظام الصدى الأساسي.

- **مولد تردد النبضة التكرارية PRF Pulse Repeat Frequency :**

تنتج هذه الوحدة مجموعة من نبضات التحكم الكهربائية للتحكم وقيادة مكونات الجهاز. وتكون PRF عادة على بين 500 هرتز و3 كيلو هرتز.

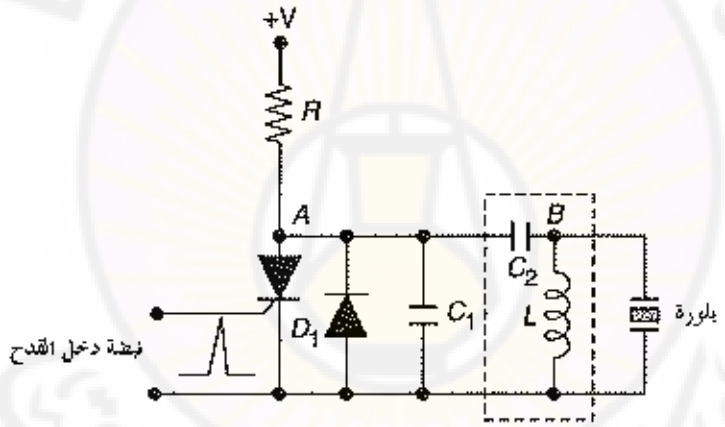
توجد دارات قياسية متعددة لتوليد شكل الأمواج المطلوبة. يمكن أن تكون هذه الدارات مولدة ذبذبات أو بعض أشكال هزازات عديمة الاستقرار. غالباً ما يُفضل النوع الأخير لأنه يمكن تغيير فترة النبضة بشكل دقيق وبسيط.

ينبغي أن يكون عرض نبضة الخرج الكهربائية من مولد PRF صغيراً جداً، ويُفضل أن يكون من مرتبة المايكرو ثانية، لتوليد نبضة أمواج فوق صوتية قصيرة. إن دارات عديمة الاستقرار تستخدم لتوليد هذه السلسلة من النبضات وبالتردد المطلوب ليتم استخدامها في قدح مهتز أحادي الاستقرار يعطي نبضات بالعرض المطلوب.

يتم بواسطة النبضات القصيرة والمكرر بمعدل 1 كيلو هرتز لقدح مبدل الإرسال ليرسل نبضة الأمواج فوق الصوتية لبضعة مايكرو ثانية ويعمل بعدها كمستقبل.

- المرسل:

تتم قيادة بلورة الإرسال بواسطة نبضة من مولد ال PRF وتستخدم لتقدح دارة ال SCR التي تفرغ شحنة المكثف خلال البلورة الكهروإجهادية في المبدل ليولّد الإشارة فوق الصوتية. إن الدارة المُستخدمة بشكل نموذجي مبينة في الشكل (4.35).



الشكل **4.35** : مخطط دارة لمرسل مُستخدم في جهاز صدى النبضة الأساسي.

إن ال SCR قاطع في الشروط العادية. يمكن شحن المكثف C_1 من خلال المقاومة R إلى الجهد V+. إذا تم تطبيق نبضة موجبة قادحة قصيرة على بوابة ال SCR فسوف تُقْدَح وتُوَصِّل لزمن قصير. بناءً على ذلك سيهبط الجهد عند النقطة 'A' بسرعة مسبباً نبضة بمدة قصيرة وذات جهد عالٍ عند 'B'. تظهر هذه النبضة عبر البلورة التي تُولّد نبضة فوق صوتية قصيرة المدة. ولأجل إنتاج نبضة ذات مدة قصيرة جداً من الضروري استخدام SCR بزمن "إغلاق" سريع ومقدرة تيار تحويل عالية تستطيع تحمل جهد التغذية المطلوب. يمكن استخدام

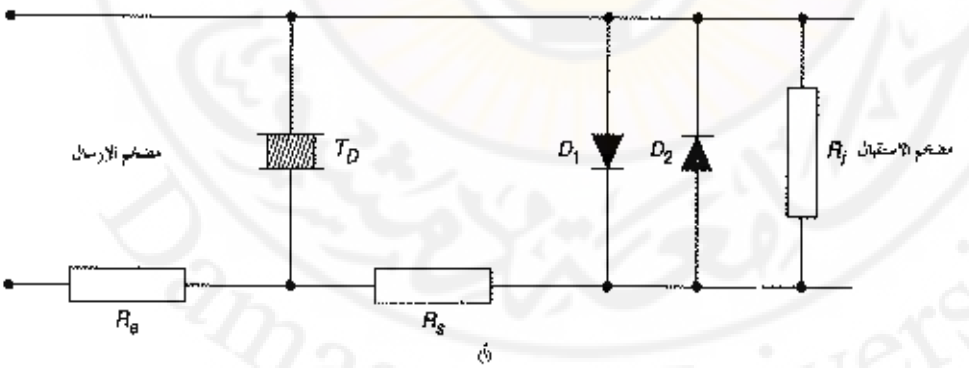
دارة SCR2N4203 بسبب مواصفاتها التالية: جهد انحياز أمامي بحدود (700 فولت) ومقدرة تيار بوابة عالي (100 أمبير) وزمن الإغلاق السريع (100 نانو ثانية).

- **المُستقبل:**

إن وظيفة المُستقبل (مبدل) الحصول على إشارة الصدى لحزمة الأمواج فوق الصوتية بأفضل شكل ممكن. ولتجنب تخفيض دقة التمييز المحورية يجب أن تكون عرض حزمة الاستقبال تساوي ضعف عرض حزمة المبدل الفعالة.

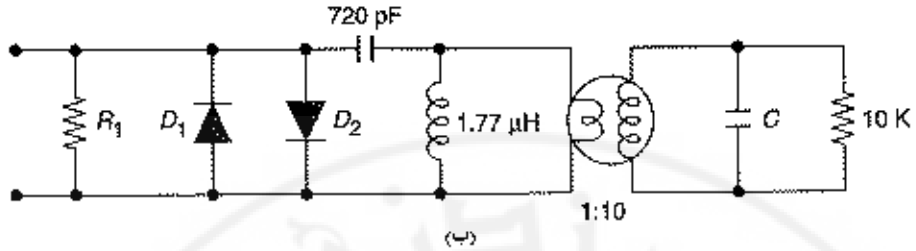
- **توافق المرسل- المستقبل:**

تستخدم أنظمة صدى النبضة فوق الصوتية بشكل عام بلورة المبدل نفسها لإرسال الطاقة فوق الصوتية ولاستقبال الصدى المُنعكس معاً. يسمح هذا بأن تحتوي الأنظمة على مبدل مُدمج وأن تنتج أيضاً شكل حزمة متناظر ومُحدد بشكل جيد. من ناحية ثانية فإن استخدام مستقبل- متبع عام للأمواج فوق الصوتية يعني أنه يجب حماية مرحلة الدخل الحساسة لمضخم الاستقبال من نبضة الإرسال عالية الجهد. يتم عادة تأمين مثل هذه الحماية بواسطة دارة مبينة في الشكل (4.36) فأثناء الإرسال تكون المقاومة التسلسلية R_s فعلياً على التوازي مع المبدل وتمتص جزءاً من نبضة الإثارة. وكذلك إذا كان المبدل متوافقاً بالطاقة مع مضخم الاستقبال، فإن اختيار R_s عندئذ هو الحل الوسط بين التحميل أثناء الإرسال وضياع الإشارة أثناء الاستقبال. من الأفضل اختيار $R_s=R_i=R_{TD}$ (حيث R_{TD} هي ممانعة المبدل).



الشكل 4.36 : دارة تقليدية لحماية الدخل من النبضة المُرسَلة ذات المطال الكبير في المُستقبل.

الشكل (4.37) يبين دارة مُحسّنة لتأمين توافق أفضل بين المبدل في حالتي الإرسال والاستقبال..



الشكل 4.37 : دارة توافق الدخل للمرسل والمستقبل.

- **مضخم الحزمة العريضة:**

إن إشارات الصدى المُستقبلة بمبدل الاستقبال هي على شكل تردد حامل مُعدّل ومن المُحتمل أن تكون صغيرة ومساوية لبضعة مايكرو فولت. تحتاج هذه الإشارات إلى تضخيم كاف قبل أن تُغذّى إلى دارة الكاشف لاستخلاص إشارات التعديل التي تحمل المعلومات المفيدة.

يتم تحقيق ذلك بواسطة مضخم الحزمة العريضة، الذي يكون عريضاً كفايةً لإعادة إنتاج الأصداء المُستقبلة بشكل صحيح وليتيح استخدام المبدلات المختلفة العاملة عند ترددات مختلفة متعددة. إن الربح المرغوب فيه لمضخم الحزمة العريضة هو من مرتبة 80–100 ديسبل. ويجب أن يملك أيضاً مجالاً ديناميكياً عريضاً جداً بحيث لا يعمل المضخم في المناطق غير الخطية بسبب إشارات الدخل الكبيرة.

يجب أن يملك المضخم مستوى ضجيج منخفضاً أيضاً لاستقبال أصداء من الأهداف العميقة. إن مضخم الدخل في الأجهزة الحديثة هو عادةً بوابة MOSFET ثنائية البوابة وهي مناسبة جداً للإشارات ذات التردد العالي وتؤمن ممانعة دخل عالية للإشارات من المبدل.

يتم عادة استخدام مضخم لوغاريتمي بسبب المجال الديناميكي العريض لمطالات الصدى المُحتواة في الصورة فوق الصوتية. إن جهد الخرج في هذا المضخم متناسب مع لوغاريتم جهد الدخل. يستطيع المرء باستخدام المضخم اللوغاريتمي أن يشاهد الاختلافات النسبية الصغيرة في الأصداء ذات المطال المنخفض والأصداء ذات المطال العالي في نفس الصورة معاً.

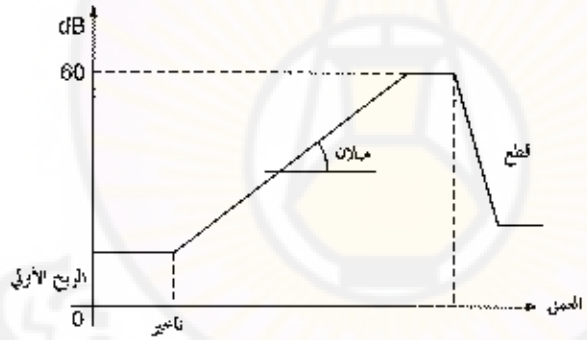
- **التحكم بالربح المرتد**

إن الأصداء المُستقبلة من المناطق القريبة أقوى من الأصداء المُستقبلة من النسج

العميقة. يستطيع مضخم الاستقبال أن يقبل مجالاً محدوداً فقط من إشارات الدخل بدون تحميل زائد وتشويه. إن التغيرات الحادة في خصائص النسيج التي تزيح الممانعة الصوتية يمكن أن تسبب تغيراً في مطالات الصدى على مجال ديناميكي عريض، بين 40–60 ديسبل.

وهذا يخفض التضخيم للمسافات القصيرة الأولية لنسيج الجسم ويزيد الربح تدريجياً للأصداء الأضعف من المناطق الأبعد. يتم في بعض الأجهزة تنظيم الربح عن طريق تحكم متقطع بالربح مع الزمن، يسمح هذا بالتضخيم بشكل انتقائي أو برفض أصداء من نسج مختلفة متوضعة عند أعماق مختلفة.

تتضمن التقنية البسيطة الموضحة بالشكل 4.38 لتأمين تعويض تخامد النسيج عن طريق التحكم بربح المستقبل الأساسي للأصداء المنعكسة القريبة من سطح الجلد. إن مجال التحكم النموذجي هو من صفر إلى 60 ديسبل. يتم بعدئذ ضبط معدّل زيادة الربح مع العمق بواسطة "الميل" الذي يؤمن بشكل نموذجي زيادة ربح من صفر إلى 10 ديسبل/سنتمتر. يتم التوصل إلى قيمة الربح الأعظمي بواسطة التحكم "بالربح الأقصى" وعادةً بالمجال من صفر إلى 60 ديسبل أيضاً.



الشكل **4.38** : تقنية بسيطة لتأمين تعويض تضعيف النسيج في أنظمة صدى النبضة فوق الصوتية.

- الكاشف:

بعد التضخيم اللوغاريتمي يتم تقويم إشارات الصدى في دارة الكاشف. يمكن أن يكون الكاشف المُستخدم من النوع {مكثف ديود} مع مرشح تحريضي ليكون له ترشيح إضافي للتردد الحامل. يتم في عملية التقويم هذه تحويل أنصاف الأدوار السالبة للموجة الكهربائية إلى أنصاف أدوار موجبة. يلي هذا دارة فك تعديل يتم فيها التخلص من إشارة التردد الأساسي التي تم عليها تحميل معلومات مطال الصدى. إن خرج دارة فك التعديل هو على شكل غلاف للإشارة

الكهربائية للصدى. ومن الصعب تجاوز المجال الديناميكي من 25–30 ديسبل بواسطة إشارة كهربائية للدخل تساوي 5 فولت.

تستخدم دارة فك تعديل متزامن المستخدم في فك تعديل الصوت FM في المستقبلات التلفزيونية. تتألف بشكل أساسي من (ديود – مكثف) بالإضافة إلى مرشح غوصي Gaussian لفصل التردد الحامل عن الإشارة (فك التعديل واستخلاص الإشارات المعدلة التي تحمل معلومات مفيدة). إن خرج دارة فك التعديل هو مطال إشارة الصدى مؤخرة زمنياً عن نبضة الإرسال.

- **المضخم الفيديوي:**

تحتاج الإشارة إلى تضخيم إضافي بعد فك تعديلها في دارة الكاشف قبل أن تُعطى إلى المدخل Y لل CRT. إن خرج دارة الكاشف النموذجي حوالي 1 فولت، ولكن للإظهار على ال CRT يجب أن تُضخم الإشارة إلى حوالي 100 إلى 150 فولت. بالإضافة إلى هذا يجب أن يكون للكاشف استجابة عابرة جيدة. إن أكثر المضخمات الفيديوية المُستخدمة هي من النوع RC، والذي يملك معارضة على التسلسل مع حمل المجمع. تُساعد المعارضة على توسيع الاستجابة الترددية للمضخم.

يتم إخضاع الإشارة الفيديوية الممثلة لغلاف الصدى لمرحلة معالجة أخرى من أجل "تحسين الحواف". ويتم تحقيق هذا بمفاضلة الإشارة جزئياً. مع إضافة جزء صغير من الإشارة المُفاضلة إلى الإشارة الأصلية.

- **وحدة التأخير الزمني:**

إن وحدة التأخير الزمني مطلوبة في بعض الأحيان من أجل تطبيقات خاصة. تبدأ القاعدة الزمنية عادةً بتحريك البقعة عبر واجهة ال CRT بنفس اللحظة التي يتم فيها قدح ال SCR المبينة بالشكل (4.35). يمكن في حالات خاصة، إذا كان ذلك مرغوباً، تأخير بدء الرسم بواسطة وحدة التأخير الزمنية بحيث يمكن توسيع الرسم للحصول على إظهار أفضل و فحص الصدى البعيد.

- **القاعدة الزمنية:**

يتم ضبط سرعة القاعدة الزمنية بحيث تظهر الأصداء من النسج الأعمق ذات الاهتمام على الشاشة قبل أن تعبرها الحزمة كلياً. إذا أُخذت السرعة فوق الصوتية في النسيج الطري بحدود 1500 متر/الثانية، فيجب أن يُخصص زمن مقداره 13.3 مايكرو ثانية لكل سنتمتر من

سطح التماس العاكس تحت السطح. تظهر في العديد من التطبيقات مُعلّمات مسافة ملائمة لكل قاعدة زمنية على الشاشة مباشرةً تُبسّط إلى حد كبير قياسات المسافة. تتوفر دارات قياسية عديدة لتوليد شكل إشارة سن المنشار لتأمين قاعدة زمنية مناسبة للانحراف الأفقي للبقعة على شاشة ال CRT. يتم التحكم بمولد المسح الأفقي بواسطة مولد ال PRF عندما يبدأ المسح باللحظة التي يتم فيها تطبيق نبضة الإرسال على المبدل.

- مُعلّم الزمن:

ينتج مُعلّم الزمن نبضات هي أجزاء زمنية معروفة، وبذلك، تتطابق مع أجزاء مسافات معروفة في الأنسجة البشرية. تُعطى هذه النبضات المُعلّمة إلى المضخم الفيديوي وبعدئذ إلى المدخل Y لشاشة الإظهار بالإضافة إلى الأصداء.

- الإظهار:

تُعطى الإشارة بعد التضخيم في المضخم الفيديوي إلى المدخل Y لل CRT. إن ال CRT هو ليس فقط أداة تعمل بسرعة بل هو أداة تعطي عرضاً واضحاً لإشارات الأصداء المُستقبلة أيضاً.

يوجد في الأجهزة المبنية على أساس صدى النبضة تحكمان مهمان مُستخدمان بتكرار أثناء مجموعة متنوعة من التصوير. وهي "الرفض" و"التخميد". يتحكم عادة بالرفض عن طريق عتبة لمطال الإشارة ليكون مرئياً في المجال نظام المسح A ، وللكتابة على الإظهارات بالأنماط B و M. ترفض هذه العتبة الأصداء غير المهمة ذات المطالات الصغيرة والتي يمكن أن تُنتج إشارات ضجيج في الإظهارات أو التسجيلات. يتم التحكم بالتخميد لمطال إشارة الإثارة الكهربائية لمبدل الإرسال أو الإشارة الكهربائية المطبقة على المبدل بقصد تخفيض خرج المبدل (حزمة أمواج فوق الصوتية). وهذا أحيانا مرغوب فيه لتحسين دقة تمييز الصدى لسطوح تماس الحقل القريب، لأن التخميد لمطال إشارة الإثارة الكهربائية لمبدل الإرسال يُقصّر مدة النبضة الفعالة.

في نظام المسح (A) يعطي هذا النوع من المسح معلومات أحادية البعد فقط. حيث يتم تطبيق إشارات الصدى على المدخل Y لل CRT بحيث يتم إظهارها كأضواء ساطعة وامضة نبضات (blips) عمودية. يتطابق ارتفاع النبضات مع قوة إشارة الصدى ويتطابق مكانه على المحور الأفقي من اليسار إلى اليمين عبر ال CRT مع عمق النقطة النسيج عن المبدل.

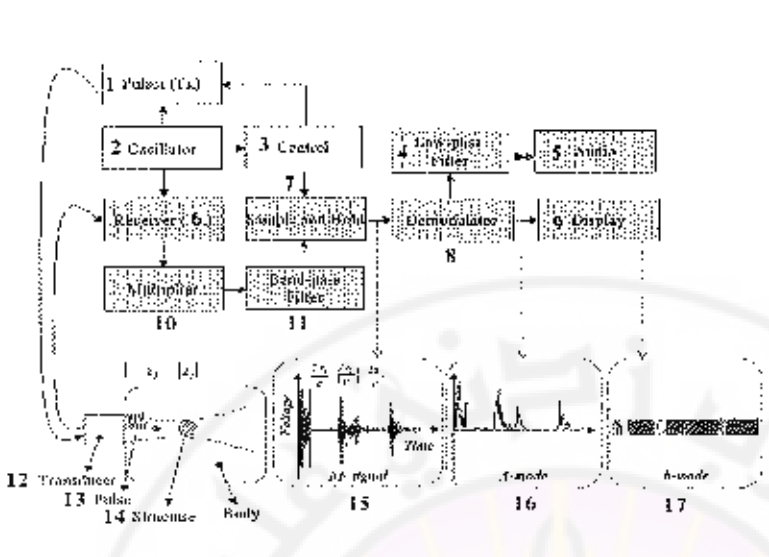
4.6.2. جهاز تصوير صدى المطالي

:Amplitude Scanner Echo(A-Scan)

إن أجهزة التصوير بمبدأ حزمة الأمواج فوق الصوتية تدعى بأجهزة الإيكو (Echography) أو الصوتية (Sonography) وعندما يعتمد تحصيلا الصورة على مبدأ مطال إشارة الصدى تدعى هذه الأجهزة بأجهزة الإيكو المطالية يبين الشكل (4.39) المخطط الصندوقي لجهاز تصوير ايكو المطالي نبضي.

حيث يتم توليد إشارات قطار من النبضات من المهتز إلى دارة التحكم بالإضافة إلى إشارة التردد الحامل (للتعديل) لإشارة الإرسال التي تتصل مباشرة مع مدخل المبدل عندما يعمل بحالة الإرسال, وكذلك يولد المهتز إشارة التردد الحامل (لفك التعديل) لإشارة الاستقبال التي تتصل مباشرة مع خرج المبدل عندما يعمل بحالة استقبال, بعدها يتم تضخيم وترشيح الإشارة بمرشح تمرير حزمة (تضخيم مع فك تعديل) ثم يتم أخذ عينات من الإشارة المستقبلة والمرشحة والمضخمة عن طريق ماسك العينات حيث يكون خرجه عبارة عن إشارة كهربائية محملة على تردد عال حامل للإشارة ثم يتم حذف القسم السالب وأخذ غلاف الإشارة فقط من الإشارة عن طريق ثنائي حيث يكون خرج مرحلة التعديل هذه غلاف إشارة الصدى بطريقة المسح المطالي باستخدام الإحداثيات الديكارتية أما للحصول على إشارة الصدى بطريقة المسح السطوعي يتم فقط التعديل في قسم الإظهار حيث يتم عرض الإشارة بالإحداثيات القطبية بدلاً من الإحداثيات الديكارتية في طريقة المسح المطالي.

أما إذا كان المطلوب إظهار صوتي متناسب مع مطال إشارة الصدى يتم إضافة دارة ترشيح تمرير منخفض بخرج مرحلة فك التعديل في قسم الخرج وتوصل إلى وحدة إظهار صوتية.



الشكل **4.39** : الخطط الصندوقي لمبدأ التصوير المطالي **(A Scan)**.

إن المبدلات المستخدمة في تصوير إيكو مطالي تعتمد على عمق النسيج المصور وعادة لتصوير القلب أو الكلية أو الكبد تكون ترددات العمل للمبدل تتراوح بين (3-5 MHz) أما في حالة تصوير الغدة الدرقية أو الثدي تصوير الجنين تستخدم مبدلات بترددات تتراوح بين (4-10 MHz) أما في حالة المجالات الأوسع في التصوير البصري للعين تستخدم مبدلات بترددات تتراوح بين (7-15 MHz) كون النسيج أكثر سطحية (أقرب إلى سطح الجسم).

وعادةً تستخدم مبدلات نبضية تعمل هذه النبضات بترددات منخفضة (3-5) أدواراً لتأمين دقة تمييز عالية وهذه المبدلات بعد تطبيق إشارة كهربائية جيبية نبضية (جهد) على المبدل بمطالات تتراوح بين (100-500 V) تصدر هذه المبدلات حزمة الأمواج فوق الصوتية النبضية بترددات رنين عناصر الكهروإجهادية للمبدل.

في حالة تصوير النسج الحيوي الساكنة (قليلة الحركة بفترة زمنية قصيرة) تستخدم موجة أو عدة أمواج نبضية بينما عند تصوير النسج الحيوي المتحركة مثل الدم أو الكبد أو القلب تستخدم قطاراً من النبضات يتحدد عن طريق دارات النبضات التكرارية (PRF) حسب عمق النسيج وتكون عادة ضمن المجال (1-3 KHz) أو تتبع المعادلة (4.26) التالية :

$$PRF \quad (KHz \quad) = \frac{c}{2 . D_{max}} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 4.26$$

حيث :

PRF : مولد النبضات التكرارية (Hz).

c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بوسط الإرسال (cm/sec).

D_{max} : تردد انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية ضمن الوعاء (Hz).

بعد إرسال حزمة الأمواج فوق الصوتية من المبدل تصطدم بالنسيج الحيوي وتنعكس بجهة المبدل ويتم استقبالها وتتحول في خرج المبدل إلى إشارة كهربائية يتم تضخيمها عن طريق مضخم يتمتع بمواصفات عالية لتحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج كون الإشارة المستقبلة إشارة ضعيفة نسبياً والمجال الربح الديناميكي عادة له قيمة تتراوح بين (70-80 dB).

بعد ذلك تدخل الإشارة إلى دارة التحكم بالربح الزمني (Time-Gain Compensation TGC) وهذه الدارة تعوض الخسارة في مطال الإشارة الذي يحدث نتيجةً إلى تخامدها في النسج الحيوية من خلال عبورها لهذه النسج إلى أن تصل إلى النسيج المطلوب تصويره وأيضاً من خلال عودة إشارة الصدى من على سطح النسيج المراد تصويره إلى المبدل فكل هذه المسارات تسبب تخامداً في مطال الإشارة المستقبلة ويتم تعويضها عن طريق دارة التحكم بالربح الزمني (TGC) وتكون قيمة الربح الديناميكية تتراوح بين (40-50 dB) مبينة بالشكل (4.39).

بعدها تذهب الإشارة إلى مهبط صمام الأشعة المهبطي المفرغ (CRT) تكون على شكل إشارات وتتبع الإشارة إلى تضخيم عن طريق مضخم إشارة لوغارتمية له قيمة ربح ديناميكية تتراوح بين (20-30 dB).

بعد مرحلة صمام الأشعة المهبطي تكون الإشارة على شكل تدرجات رمادية تدخل على مرشح للحصول على غلاف الإشارة ذي الترددات العالية ويدعى بمرشح هيلبيرت وعلى خرجه تدعى هذه الإشارة بإشارة التصوير الصدى المطالي (A Scan).

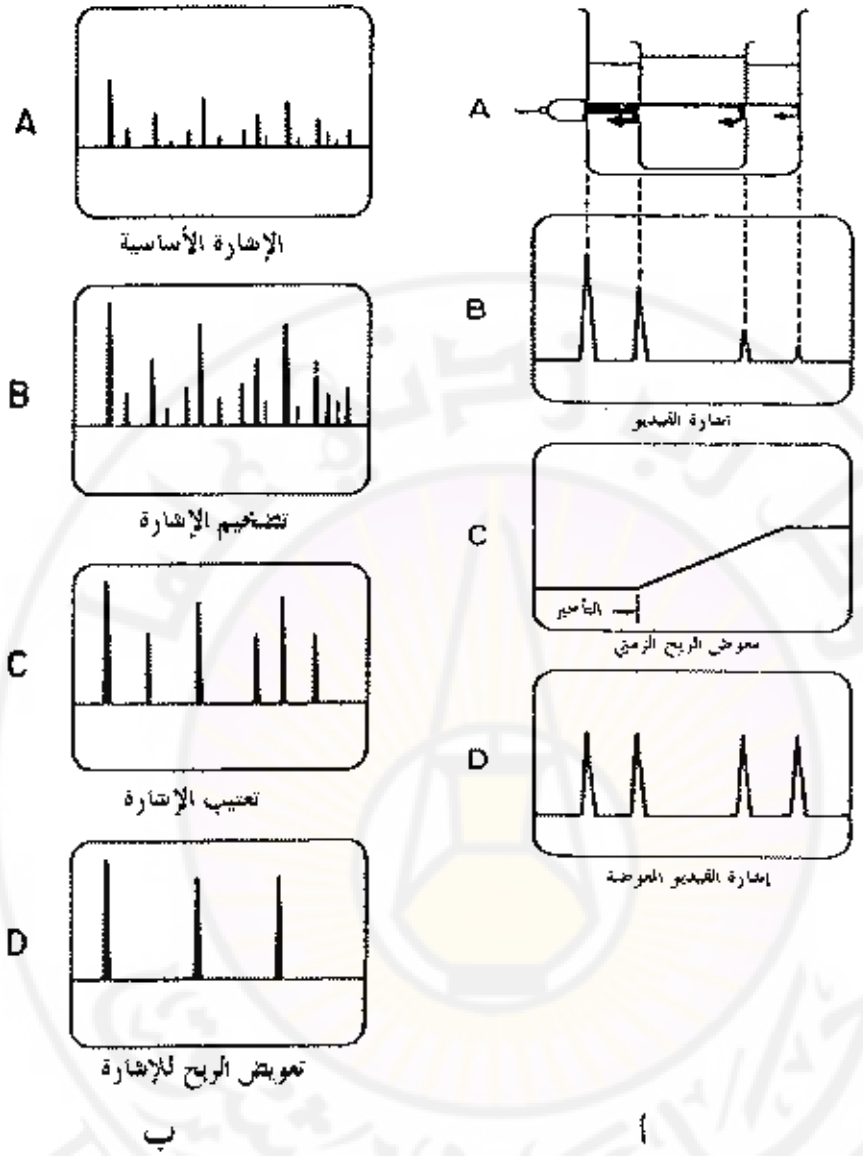
مثال (4.11) :

المطلوب حساب زمن الحصول على إشارة الصدى عندما نصور نسيج سرعة الأمواج فوق الصوتية فيه (1460 m/s) والنسيج موجود على عمق (10 cm).

الحل :

$$t = 2 \times (10\ \text{cm})/(1460\ \text{m/s}) = 137\ \mu\text{s}$$

العدد 2 لأن الحزمة تقطع المسافة ذهاباً وإياباً.



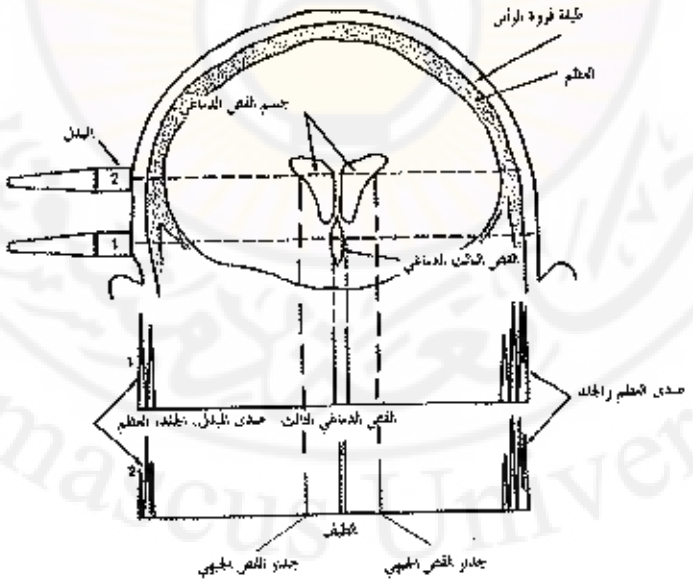
الشكل 4.40 : (أ)- شكل إشارة الصدى بطريقة المسح المطالي (A) في مراحل التقاط وتعويض التخامد TGC في (A Scan).

(ب)- شكل إشارة الصدى بطريقة المسح المطالي (A) في مراحل التقاط, تضخيم, تعتيب في (A Scan).

4.6.2.1. تطبيقات المسح (A) Applications of (A) Scan :

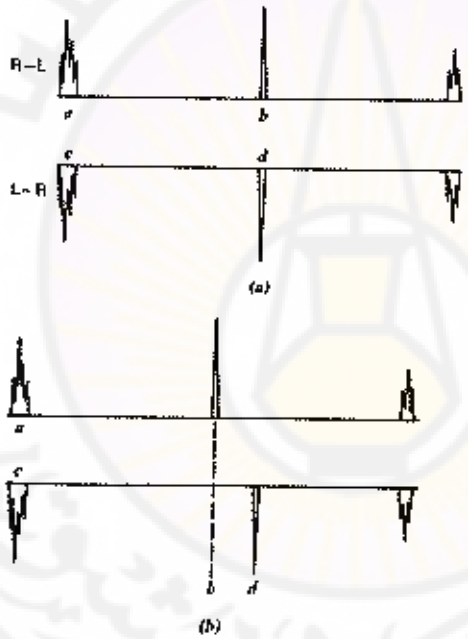
4.6.2.1.1. تطبيق (1) : تصوير الدماغ بمبدأ الصدى المطالي (Echo-encephalography) :

الشكل (4.41) يبين مبدأ تصوير الدماغ بمبدأ الصدى المطالي (Echo-encephalography) حيث يتم استخدام مبدلين من أجل مقارنة نتيجة التصوير بهذين المبدلين حيث يتم ضبط المؤشرات على عرض نبضة الإشارة الكهربائية على (1 µs) بتردد (2-3 MHz) وبتردد النبضة التكرارية (PRF 500 Hz) فإن إشارة صدى الأمواج فوق الصوتية موضحة في الشكل 4.41 فالإشارة الكبيرة الأولى من اليسار توضح الانعكاس من على عظم الجمجمة (الجبهي) القريب من المبدل والإشارة الكبيرة الأولى من اليمين توضح الانعكاس من على عظم الجمجمة البعيد (الخلفي) عن المبدل وباقي الإشارات هي انعكاسات مع على أجزاء (بطينات) الدماغ الجانبية والبطين الثالث للدماغ. تكون هذه الأصداء متوضعة بشكل متناظر بالنسبة إلى منصف المسافة (الخط) بين الانعكاسين الكبيرين لجدار الجمجمة الأمامي والخلفي ويكون التغير الطبيعي ليس أكثر من (± 2mm) أما إذا كان الفرق بين مركز التناظر ومركز الخط أكثر من (± 3mm) فهذه دلالة على وجود حالة مرضية تستوجب الدراسة (ورم أو تكلسات).



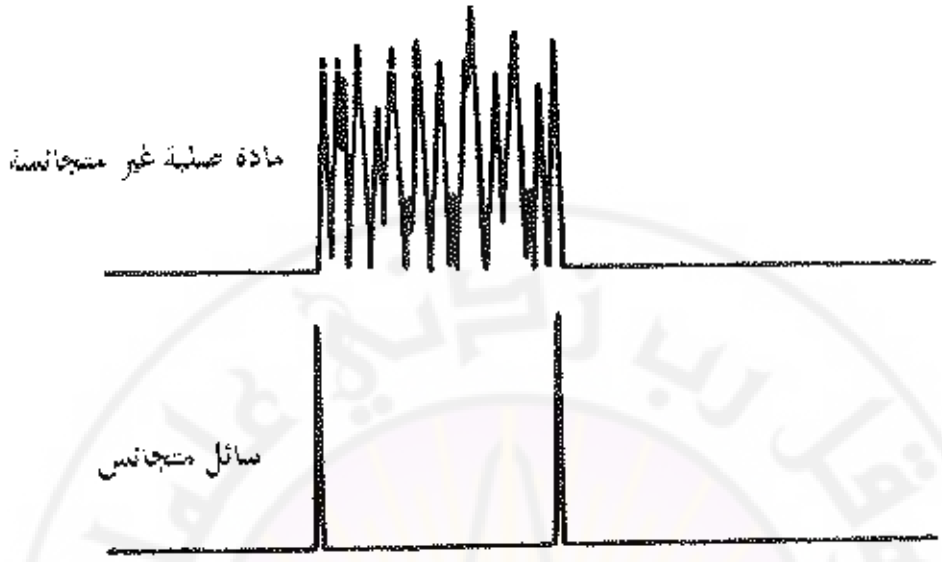
الشكل **4.41** : تصوير الدماغ بواسطة مبدلين للمقارنة بمبدأ المسح المطالي.

إن بعض أجهزة الإيكو التي تستخدم لتصوير الدماغ بمبدأ الصدى المطالي (Echo-encephalography) تعمل كما يلي : نستخدم مبدل من نقطة بالجهة اليمنى ونرسم الخط لإشارات الصدى من اليمين إلى اليسار وثم نستخدم مبدل آخر أو نفس المبدل من نقطة بالجهة اليسرى مقابلة للنقطة التي تم التصوير منها من الجهة اليمنى ونرسم الخط لإشارات الصدى من اليسار إلى اليمين والموضحة بالشكل (4.42) فعندما تتطابق محاور الخط مع إشارات الصدى ومن الجهتين يكون الدماغ سليماً من الناحية التشريحية أما في حال وجود أي اختلاف بين محاور الخط مع إشارات الصدى تكون هناك مشكلة تشريحية وتدل على وجود كتلة ورمية بالدماغ تستلزم تصوير أكثر دقة للتحري عن كتلة الورم.



الشكل 4.42 : تصوير الدماغ بمبدأ المسح المطالي وبطريقة الخطين المتقابلين.

أما الشكل (4.43) يوضح إشارة الصدى لوجود كتلة ورمية صلبة أو سائلة.



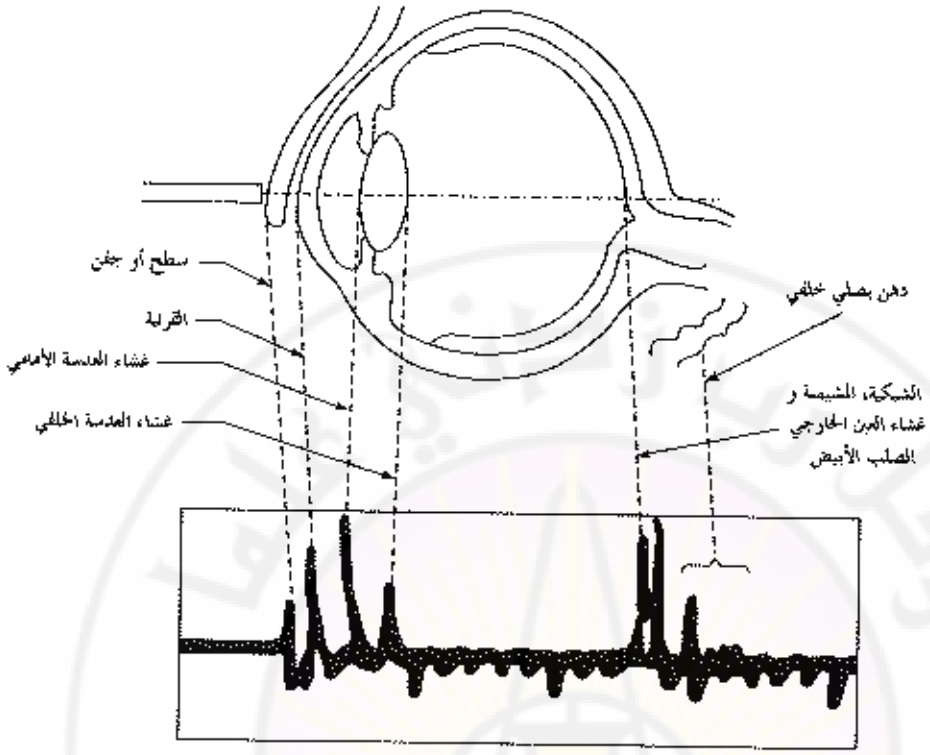
الشكل **4.43** : إشارة تصوير كتلة صلبة أو سائلة تبدأ التصوير بالمسح المطابق.

4.6.2.1.2. تطبيق (2) تصوير العين :

لقد وجد أن التقنية فوق الصوتية بالنمط A مفيدة في طب العيون لتشخيص انفصالات الشبكية والأورام داخل العين وعتامات (البقع العائمة) الجسم الزجاجي والأورام الخَجاجيّة وخلع العدسة. إنه يساعد في قياس الطول المحوري عند المرضى ذوي قصر البصر التدريجي وتَوضُّع الأجسام الغريبة داخل العين واستخلاص الأجسام الغريبة غير المغناطيسية.

يستخدم منظار صدى العين مبدلاً من النوع القلمي بتردد من 7.5–15 ميغا هرتز. ينبغي أن تكون النبضة المُرسلة ذات عرض (بالنانو ثانية) ومجال صغيرين جداً.

صورة صدى العين مبيناً في الشكل (4.44)، نحصل على أصداء العين عند إجراء فحص أمامي خلفي على طول المحور البصري حيث سطح الجفن (المتطابق مع المُعلّم الصفري الذي يظهر بشكل دائم على الرسم)؛ وسطح القرنية؛ ومحفظة العدسة الأمامية ومحفظة العدسة الخلفية والجدار الخلفي للكرة والدهن البصلي الخلفي.



الشكل **4.44** : صورة لأصداء العين باستخدام تصوير الإيكو ذي المسح المطالي .

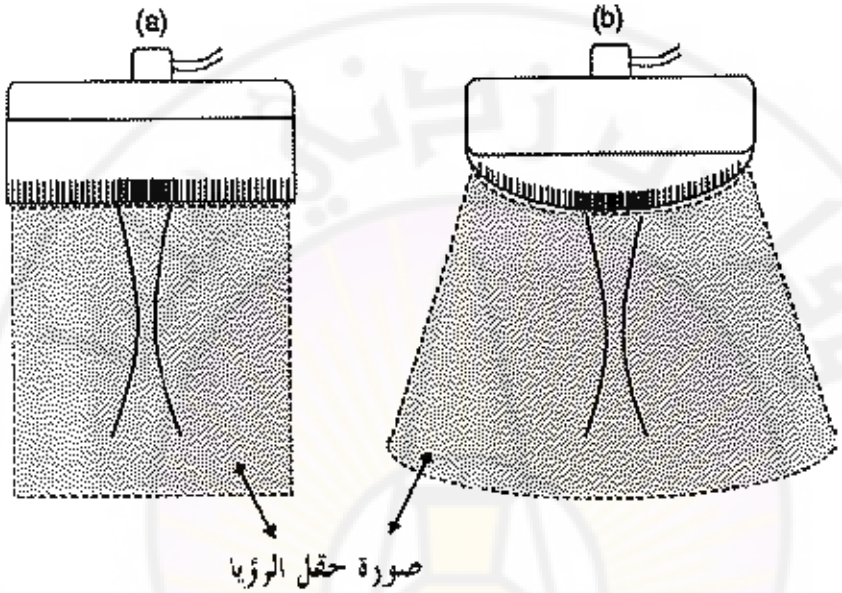
يمكن باستخدام مُعلّمات المسافة على الرسم قراءة العمق والموقع النسبي لكل بنية ممثلة في الإظهار مباشرة من الشاشة أو من الصورة الفوتوغرافية الناتجة. على سبيل المثال، في الشكل (4.44)، يظهر صدى القرنية عند 2 ميليمتر وصدى الجدار الخلفي عند 26 ميليمتر معطياً قياساً للطول المحوري العرضي يساوي 24 ميليمتراً. يبدو في هذه العين أن كلاً من عمق الحجرة الأمامية وسماكة العدسة يساوي 3 ميليمتر تقريباً.

4.6.3. جهاز تصوير الصدى السطوعي
Brightness Scanner Echo (B-Scan)

من الواضح أن إظهار الصورة بطريقة المسح المطالي A صعب التفسير عند وصول عدة أصداء بوقت واحد وهذا يسبب ضياعاً في المعلومات المفيدة.

من الأمور المفيدة والتي تعطي معلومات أدق في الصورة هي إمكانية تحديد مكان

المبدل الفراغي وجهة انتشار الأمواج فوق الصوتية وهذا غير متوفر بطريقة المسح المطالي A إلا عن طريق تحريك المبدل وتوقع مكانه, فتم تعديل هذه الطريقة لتحقيق هذا في طريقة المسح السطوعي B الذي ينتج نقاط سطوعية متناسبة شدتها مع مطال إشارة صدى الموجة المستقبلة التي تم الحصول عليها من مواقع واتجاهات متعددة للمجس لإنتاج صورة النسيج.



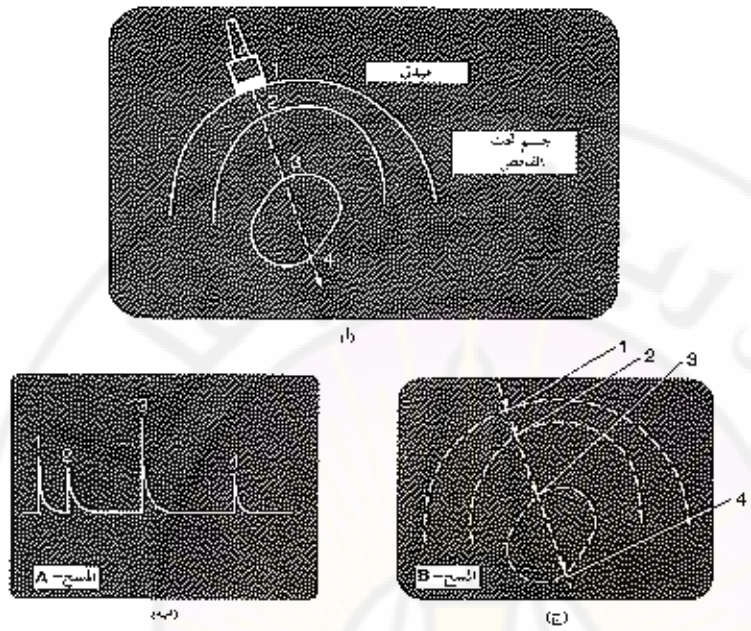
الشكل 4.45 : (a) مبدل ذو مصفوفة خطية, (b) مبدل ذو مصفوفة منحنية للمسح السطوعي.

الشكل (4.45) يوضح المبدل (a) ذو المصفوفة الخطية الذي يعطي صورة مستطيلة والمبدل (b) ذو المصفوفة المنحنية (طورية) الذي يعطي صورة قطاع دائري عادة المبدل (b) يستخدم في تصوير القلب.

يوضح الشكل (4.46) الفرق بين الصورة الناتجة عن التصوير بطريقة المسح A والتصوير بطريقة المسح B. الشكل (4.46) (أ) هو جسم افتراضي مع مبدل موضوع على سطحه. وقد تم وضع المجس بطريقة يرسل فيها حزمة بشكل مائل إلى داخل الجسم الافتراضي. تصادف حزمة الأمواج فوق الصوتية ثلاثة نسج وهمية مختلفة أثناء انتقالها.

يعطي التصوير بطريقة المسح A صورة ذات قمم عمودية (2 و3 و4) تستقبل كأصداء عند مبدل الاستقبال كاستجابة للنبضة المرسلة (1) مبينة بالشكل (4.46) (ب). بينما تظهر نفس

الصورة لنفس النسج الافتراضية في التصوير بطريقة المسح B كنقاط ضوئية يرتبط موقعها بسطح التماس الذي يصدر الصدى ضمن النسيج مبينة بالشكل (4.46) (ج).



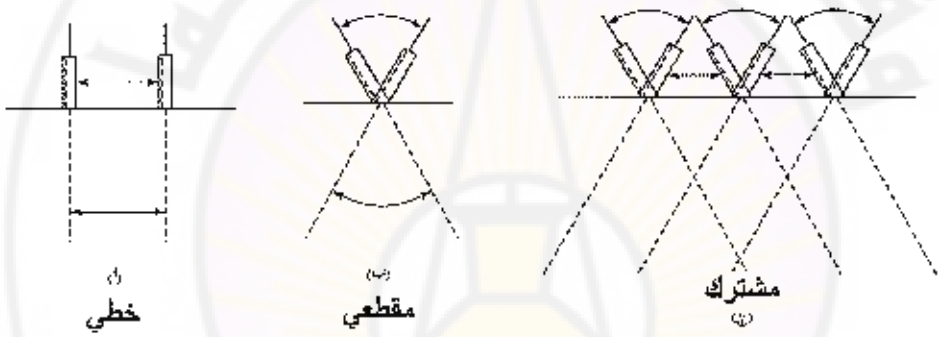
الشكل 4.46 : الاختلاف بين الصورة بطريقة المسح A والصورة بطريقة المسح B.

الشكل(4.47) يبين المخطط الصندوقي لجهاز تصوير إيكو بمبدأ المسح السطوعي (B Scan).



الشكل 4.47 : المخطط الصندوقي لمبدأ التصوير السطوعي (B Scan).

تُستخدم ثلاثة أنواع من ترتيبات المسح لبناء صور مقاطع عرضية باستخدام الأمواج فوق الصوتية بالمسح السطوعي (B Scan). وهي موضحة في الشكل (4.48). إن المسح الأكثر استخداماً على وجه العموم من أجل الدراسات الباطنية هو المسح الخطي المبين بالشكل (4.48 أ). إن المسح الخطي هو عندما يبقى المبدل فوق الصوتي موازياً لسطح الجسم الذي يتم فحصه والحزمة الصوتية عمودية على حركة المبدل. يتم فقط تغيير موقع المبدل ولكن زاوية الحزمة تبقى ثابتة. إن المسح الأكثر استخداماً على وجه العموم في تخطيط صدى القلب هو المسح المقطعي المبين بالشكل (4.48 ب). يتم إجراء المسح من خلال تأرجح المبدل حول نقطة ثابتة وهكذا تغطي الحزمة الصوتية المقطع. إن المسح المركب المبين بالشكل (4.48 ج) هو مجرد إتحاد من المسح الخطي والمسح المقطعي.



الشكل **4.48** : أنواع ترتيب المسح. (أ) مسح خطي. (ب) مسح مقطعي. (ج) مسح مُرَكَّب.

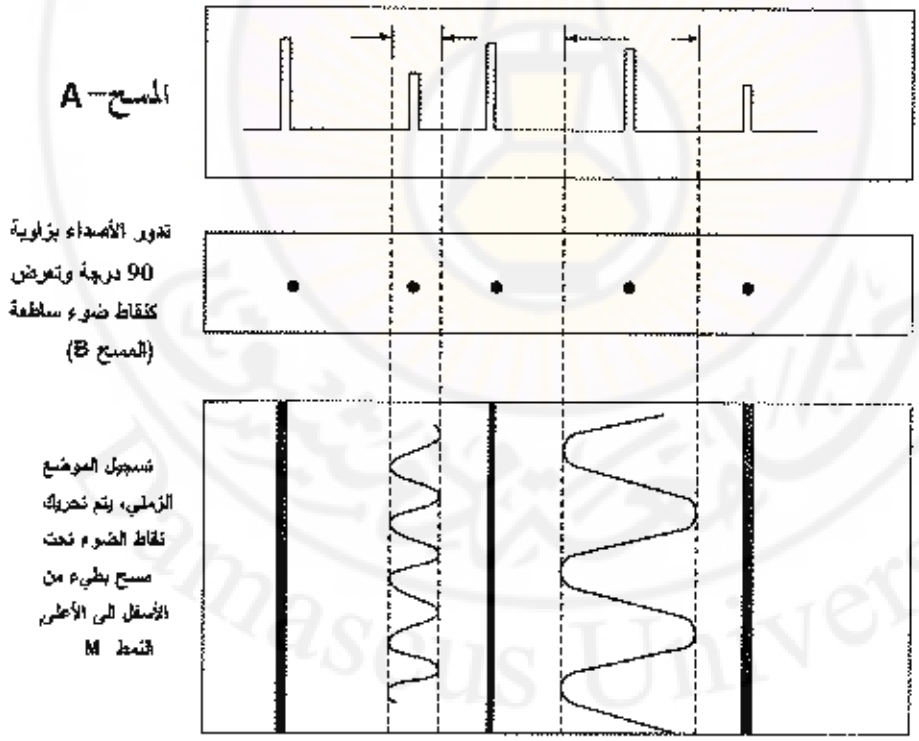
إن جهاز (B Scan) مبني على نفس المعلومات المتوفرة بواسطة جهاز (A Scan) التي تستخدم لتعديل شدة الحزمة الإلكترونية لل CRT بدلاً من أن تحرفها عمودياً. ومن أجل الحصول على صورة مقطع عرضي ثنائية الأبعاد (B Scan) من الضروري معرفة موقع المبدل واتجاهه. لهذا الغرض يتم ربط المبدل إما إلى ذراع مُتَمَفْصِل يسمح بالمسح فوق المقطع وإما إلى قنطرة مستقيمة الخطوط تُنتج مسحاً خطياً. يتم تحريك المبدل يدوياً على الجسم لمسح المنطقة ذات الاهتمام. يُربط المبدل بواسطة عمود ترميز و حساسات موقع إلى مولد الإحداثيات بحيث يترابط منشأ الأصداء من تراكيب مختلفة في الجسم مع المسح CRT.

يعطي (B Scan) للأجسام الساكنة صوراً ثنائية الأبعاد تسمح بتقدير الحجم والشكل وموقع النسج المفحوصة. ومن ناحية ثانية إذا كان الجسم يتحرك فإن جودة الصورة ستنخفض

ودرجة الانخفاض متناسبة مع مجال وسرعة الحركة. لذلك تم تطوير ماسحات بالزمن الحقيقي تعمل بسرعة لدراسة النسج الساكنة والديناميكية معاً في الجسم البشري.

4.6.4. جهاز تصوير الصدى الحركي
Echo Motion Scan (M-Mode)

تنتج أجهزة أصداء الأمواج فوق الصوتية في الإظهار بطريقة المسح المطالي A إزاحات على المحور العمودي على شاشة الإظهار CRT. إن مطال هذه الإزاحة متناسب مع شدة مطال الصدى، و تمثل المسافة على المحور الأفقي زمن انتقال حزمة الأمواج فوق الصوتية خلال النسيج الحيوي، وبذلك تعطي معلومات عن سماكة النسيج المصور. يمكن إظهار مطال لأصداء كنقاط ساطعة على المحور الأفقي (المسح السطوعي B) كما هو مبين في الشكل (4.49)، وتمثل المسافة بين هذه النقاط الساطعة سماكة النسيج وتمثل شدة سطوع النقاط شدة مطال الأصداء.

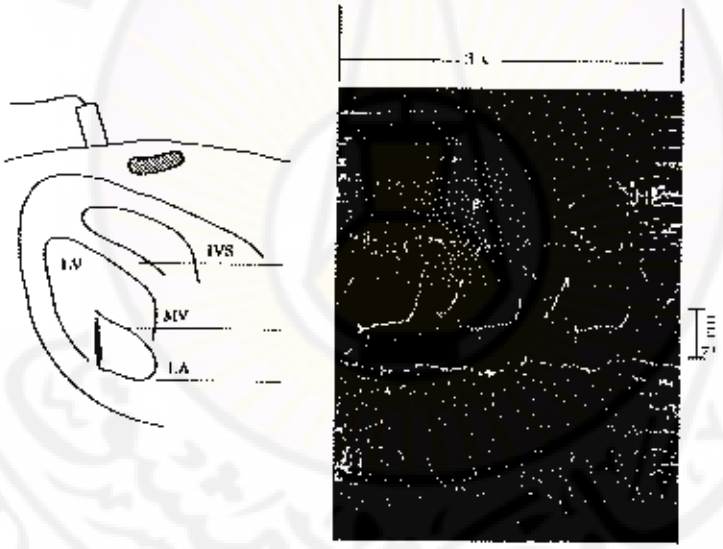


الشكل 4.49 : مبدأ إظهار الحركة بالزمن (M-Mode) أو (TM-Mode).

إذا كان أحد النسج المصورة بالمسح المطالي A نسيجاً متحركاً مع الزمن، سوف تتحرك عندئذ نقاط صدى هذه النسج أيضاً. إذا تم جعل هذه نقاط الصدى تتحرك مع مسح إلكتروني، مع الحركة الشاقولية أي من أسفل إلى أعلى الشاشة عند معدل سرعة مختار سابقاً (PRF)، فسوف ترسم النقاط تابع الحركة للنسج المتحركة مع الزمن هذه الطريقة تدعى بالتصوير بالأمواج فوق الصوتية بالمسح الحركي (Motion Mode) (M-Mode)، أو المسح الحركي الزمني (Time Motion Mode) (TM-Mode).

4.6.4.1. تطبيق : تخطيط صدى القلب Echocardiograph (M-Mode)

يبين الشكل (4.50) تصوير الصمام التاجي للقلب بطريقة الزمن الحركي (TM-Mode).

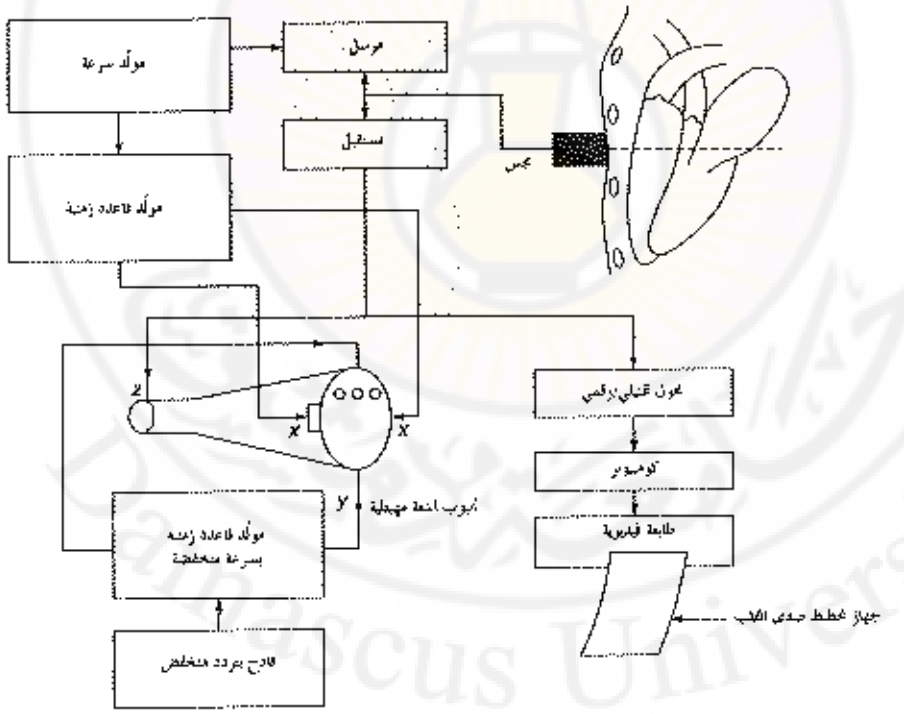


الشكل **4.50** : تصوير صمام القلب التاجي بطريق الزمن الحركي **(TM-Mode)**.

يستخدم جهاز تخطيط صدى القلب على نطاق واسع لإجراء الفحص القلبي والتقدير للعديد من الأمراض القلبية. يقدم الجهاز معلومات الحركة كتابع للزمن عن نسيج القلب وعندما يتم تراكب مخطط ال ECG على صورة القلب بالطريقة فوق الصوتية، فإنه يمكن ربط حركة النسج بالأمواج فوق الصوتية مع الدورة القلبية.

إن مخطط صدى القلب يستخدم لدارسة الصمام الأبهري والصمام الرئوي. إن الاستخدام الآخر المهم جداً هو في كشف الانصباب القلبي المحيطي الذي هو تجمع غير عادي للسائل بين القلب والكيس القلبي المحيطي.

يبين الشكل (4.51) مخططاً صندوقياً لجهاز تخطيط قلب بطريقة صدى الأمواج فوق الصوتية. يتم في هذا النوع من الأجهزة التحكم بالإرسال والاستقبال للمبدل عن طريق دارات تزامن بالإضافة إلى التحكم بسرعة حركة المبدل بحيث تكون ثابتة السرعة في الإرسال والاستقبال. يتم إرسال حزمة الأمواج فوق الصوتية من المبدل وإعادة استقبال إشارة الصدى من قبل نفس المبدل ثم يتم إرسال إشارة الصدى إلى المدخل على المحور (Z) لصمام الأشعة المهبطية حيث تمثل هذه الإشارة مطال الإشارة الملتقطة في لحظة زمنية محددة، ويتم تطبيق شارة من منشار على مدخل القاعدة الزمنية لتحديد المحور (X) على شاشة الصمام أما إشارة الزمن المتغير يتم تطبيقها على المدخل (Y) والتي تعطي البعد الثالث للإظهار (الزمن، الساعة أو الوقت) والتي في النهاية تعطي تغيرات الإشارة على المدخل (Z) مع الزمن في المدخل (Y).



الشكل **4.51** : مخطط صندوقي لدارة جهاز تخطيط صدى القلب.

4.6.5. أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي
Real-Time Ultrasonic Imaging Systems

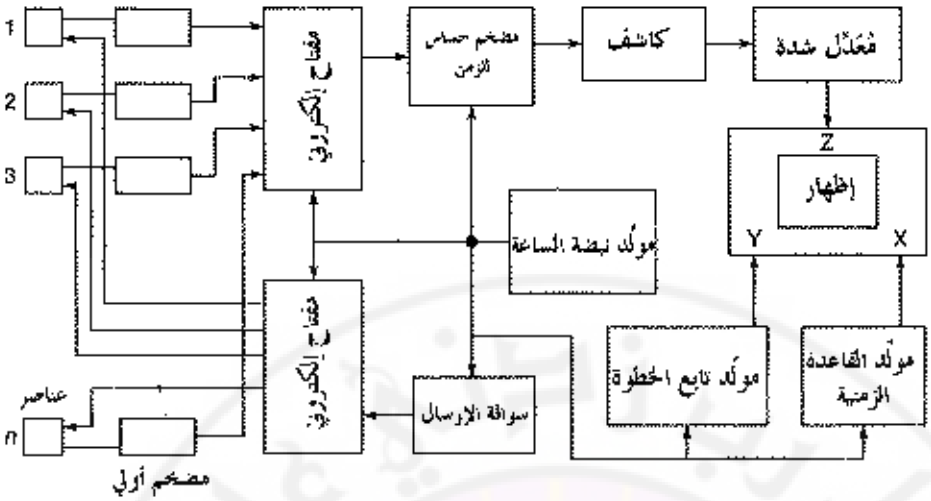
من العوامل السلبية لنظام المسح B هو طول زمن المسح مما يؤدي إلى عدم وضوح وتشويه في الصورة بسبب حركة العضو. إن التخلص من التشويشات الصنعية بسبب الحركة مهم في نظام المسح B.

يستخدم طرق إلكترونية تستعمل مصفوفات من المبدلات التي يمكن فحصها بالتعاقب أو في مجموعات كما تم شرحها في تبئير المبدلات الزمنية والطورية. تسمح هذه الطرق الإلكترونية بمسح سريع في منطقة التصوير. مصفوفة المبدلات هذه تدعى بالماسحات بالزمن الحقيقي. إن الخاصية المميزة لتخطيط الصدى في الزمن الحقيقي هي زمن إعادة بناء الصورة القصير (20-100 msec).

يبين الشكل (4.52) مخططاً صندوقياً لجهاز تصوير بالزمن الحقيق متعدد العناصر.

لقد مكنت التقنيات والإلكترونيات الحديثة من زيادة مجال تردد المبدلات فوق الصوتية لأكثر من 20 ميغا هرتز عن طريق استخدام مبدلات A/D تعمل على تردد 40 ميغا هرتز مما يحقق دقة تمييز حيزية تصل إلى (70 µm).

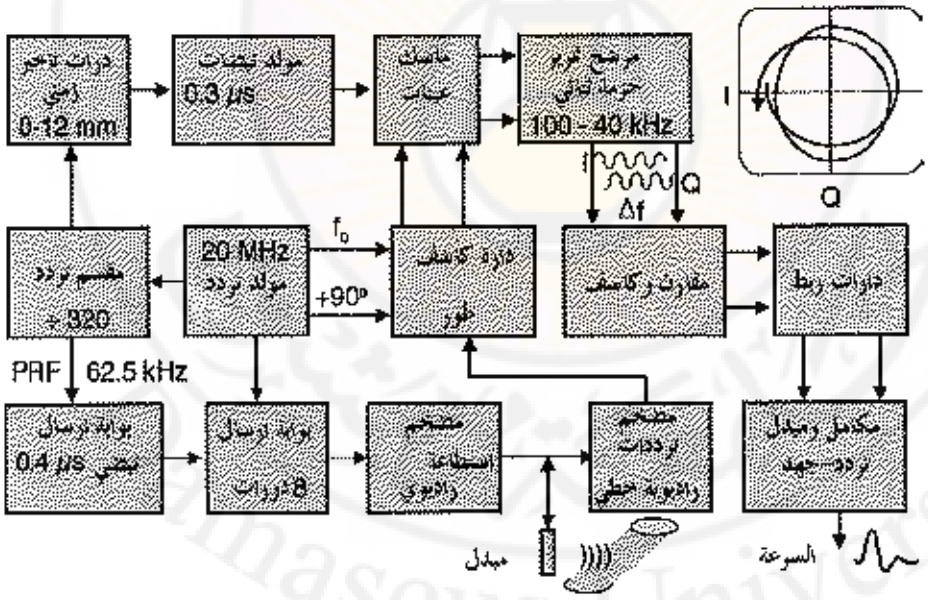
يبين الشكل (4.58) مخططاً صندوقياً لجهاز تصوير بالزمن الحقيق متعدد العناصر. حيث يتم توليد نبضات التحكم للإرسال عن طريق دارة مولد نبضات ومفتاح إلكتروني (ناخب) للإرسال تمن عن طريق نفس مولد النبضات يتم التحكم بمفتاح الإلكتروني للاستقبال (ناخب) في القسم العلوي من المخطط لاستقبال إشارات المبدلات جميعها, حيث يتم تضخيم كل إشارة مبدل (قناة) من المبدلات بواسطة مضخم خاص بها و في حال كون النظام رقمياً يتم تحويلها إلى إشارة رقمية عن طريق مبدل وهذا المبدل A/D المستخدم يملك سرعة تبديل تصل إلى (10nsec).أما في حال لم يكن النظام رقمي يتم تضخيم وترشيح كل إشارة من إشارات المبدلات على حداء وبالتسلسل المكان المطابق وإدخالها إلى المدخل على المحور (Z) لصمام الأشعة المهبطية حيث تمثل هذه الإشارة مطال الإشارة الملتقطة في لحظة زمنية محددة, ويتم تطبيق شارة سن منشار على مدخل القاعدة الزمنية لتحديد المحور (X) على شاشة الصمام أما إشارة الزمن المتغير يتم تطبيقها على المدخل (Y) والتي تعطي البعد الثالث للإظهار (الزمن, الساعة أو الوقت) والتي في النهاية تعطي تغيرات الإشارة على المدخل (Z) مع الزمن في المدخل (Y)



الشكل 4.52 : مخطط صندوقي لنظام تصوير بالزمن الحقيقي متعدد العناصر.

4.6.6. أنظمة التصوير فوق الصوتية بطريقة دوبلر

Doppler Ultrasonic Imaging Systems



الشكل 4.53 : مخطط صندوقي لنظام تصوير دوبلر يعمل على التردد (20 MHz) لقياس سرعة جريان الدم.

يبين الشكل (4.53) مخططاً صندوقياً لنظام تصوير دوبلر يعمل على التردد (20 MHz) لقياس سرعة جريان الدم بطريقة الطور الربعي بعد الإعتيان والترشيح (I, Q) نحصل على إشارة دوبلر تظهر الإشارة على المداخل (X, Y) كتابع للطور والذي يدور بتردد دوبلر لقياس اتجاه تدفق الدم.

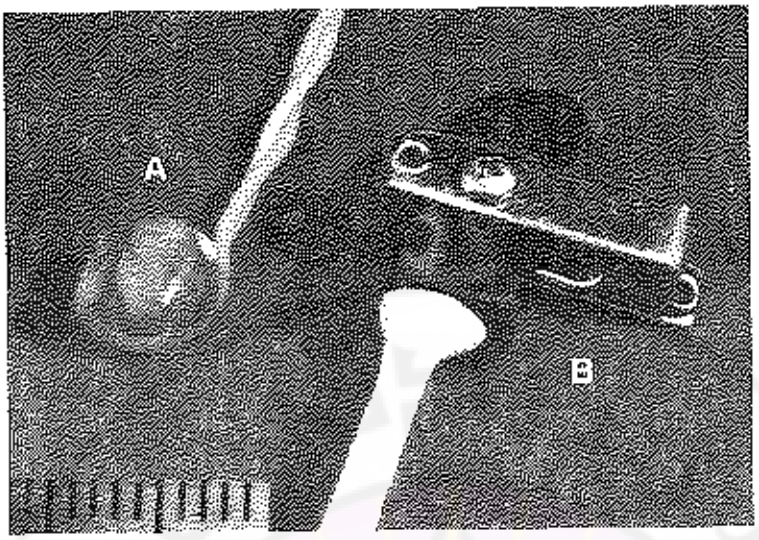
بعد الحصول على إشارة دوبلر تتم معالجتها بما يحقق معادلة قياس دوبلر لتحديد علاقة فرق التردد بين الإرسال والاستقبال وسرعة جريان الدم حسب المعادلة 4.27 التالية :

$$\frac{\Delta f}{f_0} = 2.\frac{V}{c}.\cos(\theta) \quad \text{.....4.27}$$

إن إشارة دوبلر تساوي مجموع الإشارات الجزئية المنعكسة من الدم والناتجة عن جميع عناصر المبدل المستخدم بتردد وزاوية محددة أيضاً من المبدل ومطال هذه الإشارة يحدد عن طريق مكان حجم عينة الدم المدروسة وبعد أن يتم الحصول على المعلومات المفيدة من إشارة دوبلر عن طريق مبدل تردد جهد يمكن سماع صوت الإشارة فرق التردد أو مشاهدته على شاشة الإظهار.

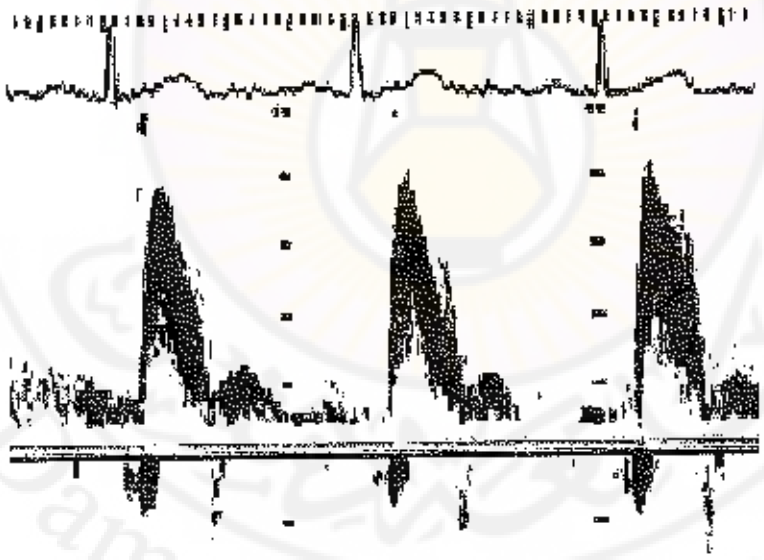
من الشكل (4.53) لدينا مهتز يعطي إشارة كهربائية بتردد ثابت مقداره (20 MHz) يزود به دارات مقسم جهد وإزاحة طور يتم قدح المبدل بتردد (62.5 KHz) ب (8 Cycles) ثمانية أدوار وموجة الصدى الملتقطة تقارن مع إشارتين مرجعتين الأولى بانزياح طور مقدار (90°) عن تردد إشارة الإرسال والثانية بدون إزاحة طور وبعدها ترشح تعطي إشارتين (I, Q) وترسل إلى المدخلين (X, Y) لإظهارها بمحاور قطبية وتعطي بما يسمى شعاع دوبلر والذي يدور بسرعة تردد دوبلر حسب جهة تدفق الدم ويجب حساب زاوية السرعة واتجاه الحركة.

يبين الشكل (4.54) صورة مبدل دوبلر النبضي بحدود (4 mm).



الشكل **4.54** : مخطط صندوقي لنظام تصوير دوبلر يعمل على التردد **(20 MHz)** لقياس سرعة جريان الدم.

يبين الشكل (4.55) إشارة دوبلر مترفقة مع إشارة القلب الكهربائية (ECG).



الشكل **4.55** : إشارة دوبلر مترفقة مع إشارة القلب الكهربائية **(ECG)**.

4.6.7. أنظمة التصوير فوق الصوتية بطريقة المسح المزدوج
Duplex Ultrasonic Scanner Systems

إن المسح بدوبلر الصدى المزدوج مفيد للقياس غير الجراحي المباشر للتدفق الشرياني المحيطي. يتم استخدام صورة الصدى لتعيين موضع الشريان ولتحديد موقع الجدران. بعدئذ تستخدم صورة الصدى كدليل لتخطيط حقل التدفق بواسطة الدوبلر. إن اندماج الصدى المنفصل ومبدلات الدوبلر في ماسح مزدوج ينتج عنه صور بدقة تمييز عالية؛ يتم إرسال حزمة مبدل الصدى بشكل عمودي على جدار الشريان، بينما يكون مجس الجريان عند زاوية مناسبة لكشف إزاحة دوبلر.

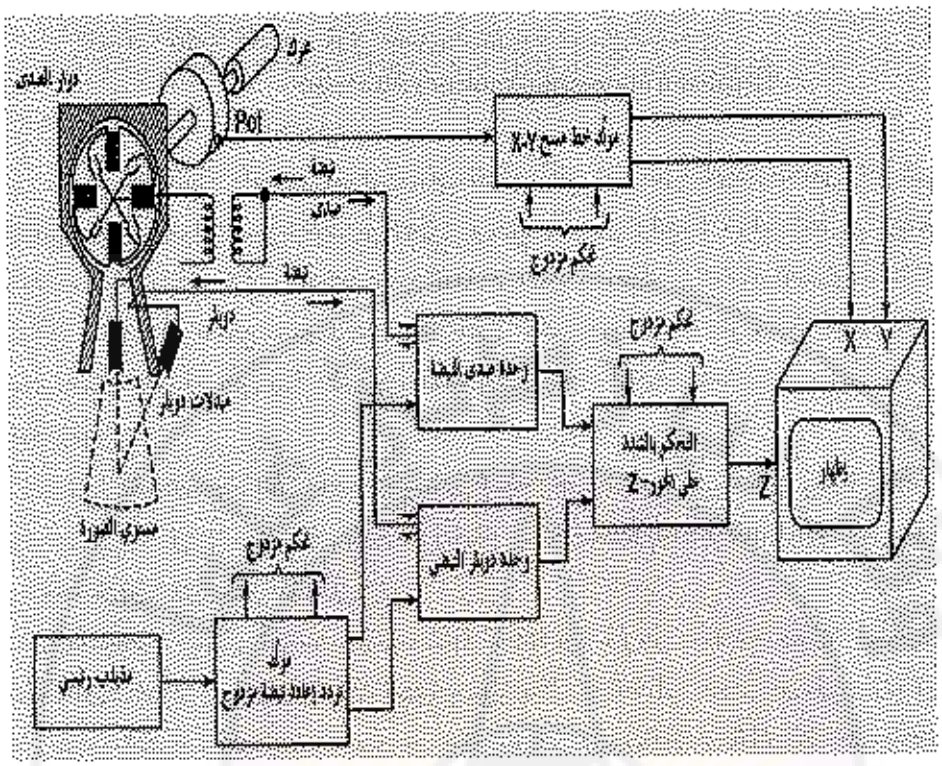
دوار الصدى: يتم إنجاز تصوير صدى النبضة من خلال تدوير المبدل ويتألف الجزء الدوار من أربعة مبدلات متطابقة ولكن عند بلحظة زمنية محددة يستخدم فقط المبدل الموضوع في اتجاه عمودي على جدار الشريان.

يتم اختيار المبدل المناسب آلياً بواسطة مغناطيس خارجي ومفاتيح لسانية مبينة في مخطط الجزء الدوار. ويُوصل المبدل المناسب من خلال مفتاحه إلى محول دوراني ومنه إلى وحدة صدى النبضة. يُقاد الجزء الدوار بواسطة محرك تيار مستمر (DC) لذلك فإن تشغيل النظام يكون في معظم الأحيان مستقلاً عن سرعة المحرك.

مبدل دوبلر: يوجد مبدلي دوبلر، قابلين للاختيار بواسطة مفتاح مركب على جدار الغلاف. عندما يكون المفتاح في الموقع المُبين يتم وصل دوبلر– النبضة إلى المبدل الذي تكون حزمته محتواة ضمن مستوى الوعاء، ويتم تثبيته عند زاوية مقدارها 37.5 درجة بالنسبة للخط العمودي.

تتضمن وحدة صدى– النبضة مولد نبض ترانزستوري ومضخم حزمة واسعة مقدارها 5 ميغا هرتز مع ربح بالزمن وكاشف فيديوي. وتعمل وحدة دوبلر– النبضة أيضاً عند تردد 5 ميغا هرتز. إن إشارة الخرج توصل إلى التحكم بالشدة على المحور Z.

يبين الشكل (4.56) المكونات الرئيسية للماسح المزدوج. يتضمن هذا الماسح بشكل أساسي على رأس المسح ووحدة صدى النبضة ووحدة دوبلر النبضة ووحدة التحكم المزدوجة والإظهار.

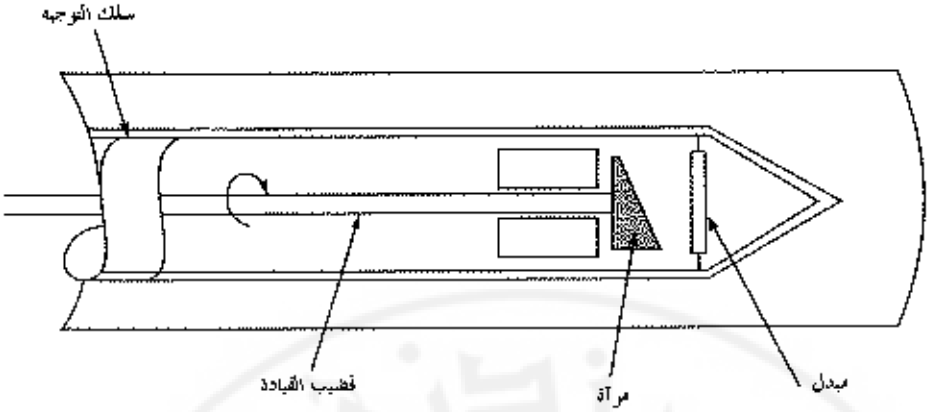


الشكل 4.56 : مخطط صندوقي لماسح مزدوج.

4.6.7.1. تطبيق : التصوير الوعائي Intravascular Imaging

التصوير بالأمواج فوق الصوتية الوعائية اهتماماً لأنه يُنتج صوراً بدقة تمييز عالية للمعة الوعاء ولجدار الوعاء.

يبين الشكل (4.57) مبدلاً لقثطار فوق صوتي داخل اللمعة للتصوير ثنائي الأبعاد للشرايين التاجية. تتضمن الأداة عنصراً مبدلاً ثابتاً في رأس القثطار ومرآة دوارة مقادة بواسطة محرك خارجي وعمود إزاحة مرن. يمكن من خلال استخدام هذه الأداة الحصول على صور مقطعية عرضية للشريان. بعد وضع سلك التوجيه في الشريان التاجي يتم تمرير القثطار بواسطة التحكم بسلك التوجّيه إلى المنطقة المُختارة من الشريان ووضعه فيها تحت التحكم بالتنظير التألقي. إن القطر الخارجي النموذجي للقثطار هو 1.4 ميليمتر.



الشكل 4.57 : رسم تخطيطي لجهاز قطار فوق صوتي داخل اللُمْعَة.

4.6.8. أنظمة التصوير فوق الصوتية بطريقة المسح المستمر
Continues Ultrasonic Scanner Systems (C-Mode)

إن نظام المسح المستمر أو C-Mode لا يستخدم كثيراً حالياً ويعتمد هذا النوع من المسح على وجود مبدلين واحد للإرسال والأخر للاستقبال من جهتين متقابلتين من النسيج المصور وبشكل متعامد معه حيث يتم التقاط إشارة الصدى من قبل مبدل الاستقبال مباشرة مع استمرار عمل مبدل الإرسال (مطابق للمبدأ الضوئي). ويتم قياس تخامد حزمة الأمواج فوق الصوتية وكذلك ممانعة النسيج عن طريق قياس مؤشر الممانعة الصوتية والذي يعطى بالمعادلة (4.28) التالية :

$$n = \frac{cw}{c} \quad \text{.....4.28}$$

حيث :

n : مؤشر الممانعة الصوتية,

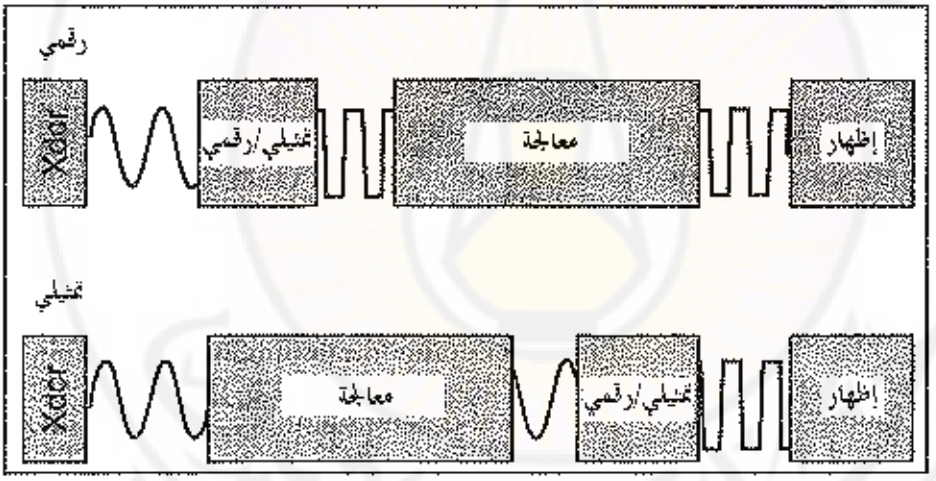
cw : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية بالماء ($g/cm^2.s$),

c : سرعة انتشار حزمة الأمواج فوق الصوتية ضمن النسيج ($g/cm^2.s$).

ويستخدم التصوير بمبدأ المسح المستمر أو C-Mode عندما يكون النسيج متجانساً لعدم حصول تبعثر وانعكاس للحزمة فوق الصوتية مثل تصوير الثدي للإناث.

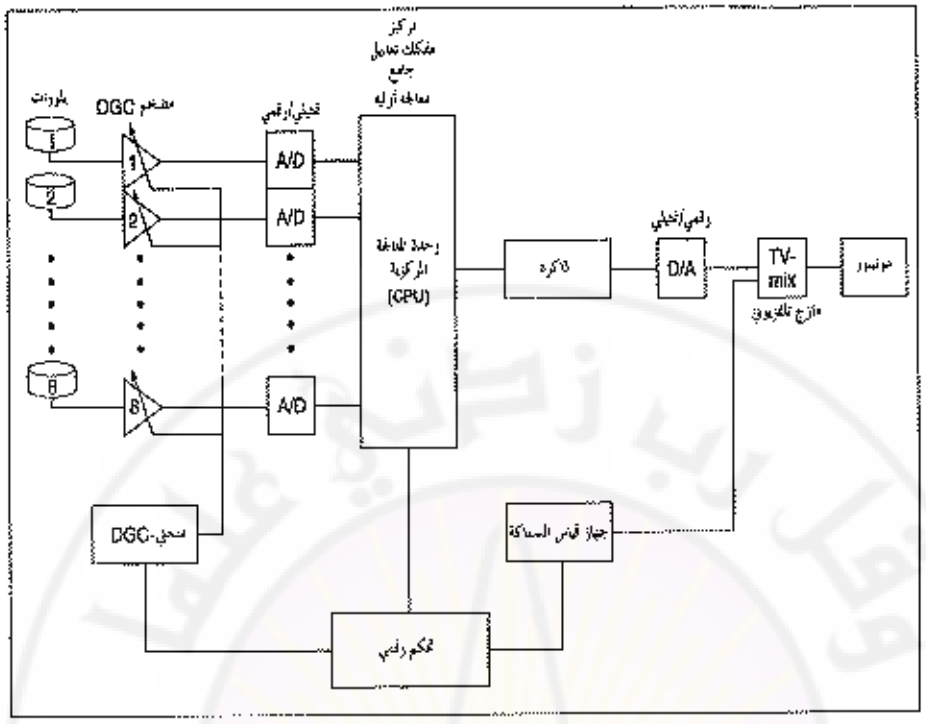
4.7. الإظهار ثلاثي الأبعاد Three-dimensional Display

إن أجهزة التصوير بصدى الأمواج فوق الصوتية تعتمد على المبدأ التمثيلي لمعالجة إشارة الصدى وإظهارها ويعتبر هذا النوع غير مناسب حالياً لتطور النظم والتقنيات الرقمية وخاصة في معالجة الإشارة ومعالجة الصورة لما تقدمه من سرعة ودقة في الإظهار ووثوقية في الحصول ومعالجة المعطيات والمعلومات التي نستخلصها من الصورة ويبين الشكل (4.58) المخطط الصندوقي لنظام تمثيلي ونظام رقمي حيث يلاحظ بأن المبدل هو مبدل تمثيلي في النظام التمثيلي بينما يكون مبدلاً رقمياً في النظام الرقمي وكذلك المعالجة تمثيلية في النظام التمثيلي بينما هي رقمية في النظام الرقمي بعد تحويل الإشارة (الصورة) من تمثيلية إلى رقمية عن طريق مبدل تمثيلي رقمي أما المعالجة فهي تمثيلية في النظام التمثيلي بينما تكون رقمية في النظام الرقمي أما الإظهار يكون رقمياً في النظام الرقمي ورقمياً بعد تحويل الإشارة التمثيلية من خرج قسم المعالجة في النظام التمثيلي إلى خرج رقمي.



الشكل 4.58 : الاختلاف بين الأنظمة فوق الصوتية التمثيلية والرقمية.

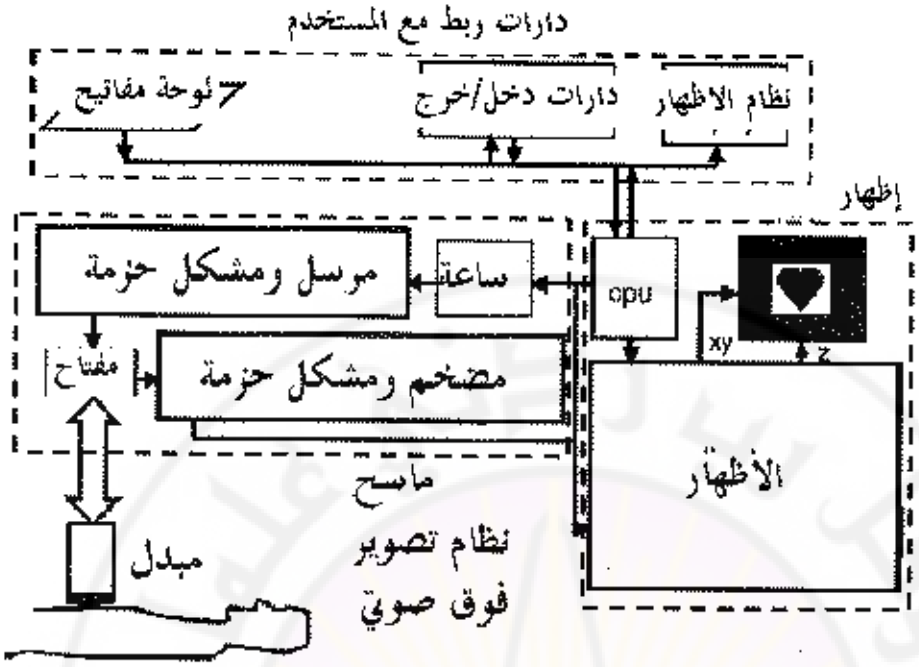
ويبين الشكلين (4.59)، (4.60) المخطط الصندوقي لنظام تصوير بالصدى رقمي حيث المبدل الرقمي مع وحدة تبديل ومعالجة رقمية عن طريق حاسب مركزي يتولى عملية قيادة التحكم بالنظام بالكامل.



الشكل 4.59 : مبدأ الماسح المبني على أساس كمبيوتر بالزمن الحقيقي.

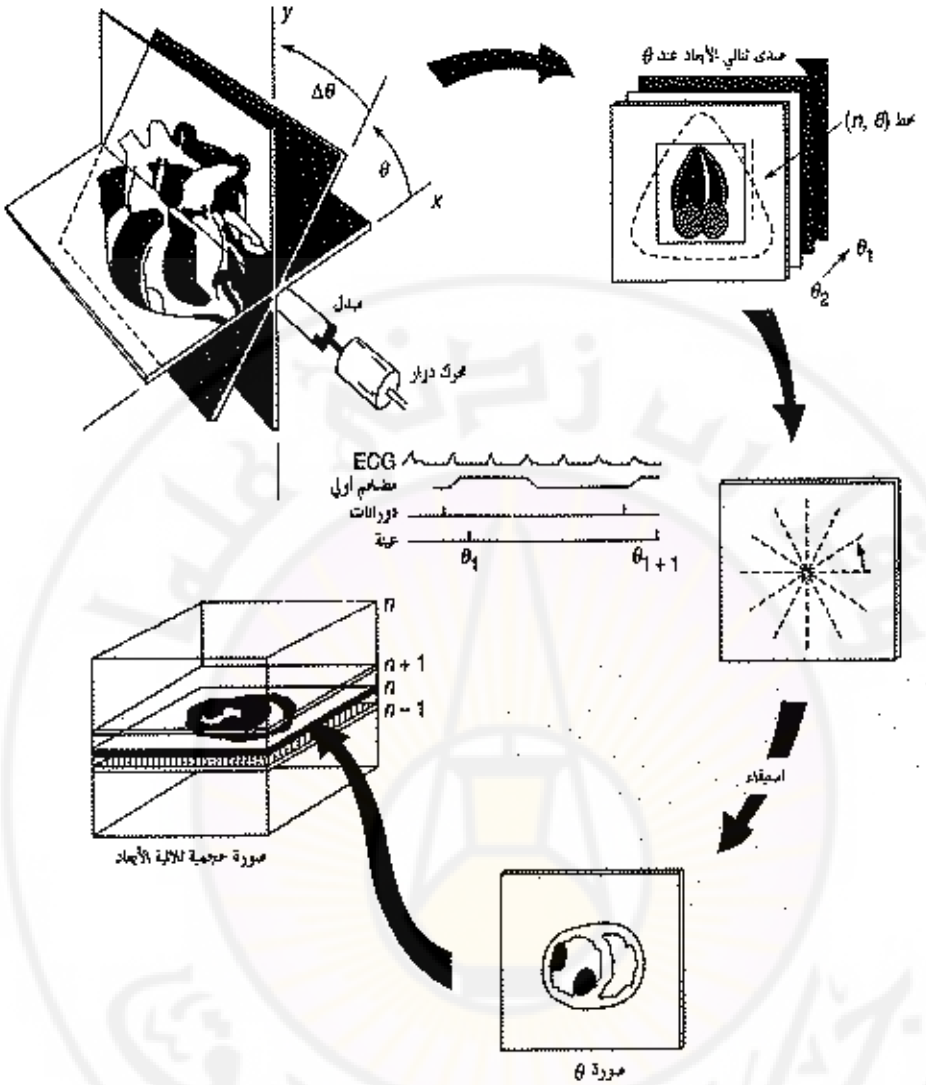
يبين الشكل (4.59) مخططاً صندوقياً لجهاز تصوير بالزمن الحقيق متعدد العناصر رقمي. حيث يتم توليد نبضات التحكم للإرسال عن طريق دارة مولد نبضات (ناخب) للإرسال تمن عن طريق نفس مولد النبضات يتم التحكم بالاستقبال (ناخب)، حيث يتم تضخيم كل إشارة مبدل (قناة) من المبدلات بواسطة مضخم خاص بها ثم يتم تحويلها إلى إشارة رقمية عن طريق مبدل وهذا المبدل A/D المستخدم يملك سرعة تبديل تصل إلى (10nsec). ثم تدخل إلى الحاسوب لمعالجتها وتخزينها ثم إعادة بنائها أو تبديلها من إشارة رقمية إلى تمثيلية ثم تقاد إلى الإظهار حسب طريقة الإظهار المطلوبة.

غالباً تقاد إلى المدخل على المحور (Z) لصمام الأشعة المهبطية حيث تمثل هذه الإشارة مطال الإشارة الملتقطة في لحظة زمنية محددة، ويتم تطبيق إشارة سن منشار على مدخل القاعدة الزمنية لتحديد المحور (X) على شاشة الصمام أما إشارة الزمن المتغير يتم تطبيقها على المدخل (Y) والتي تعطي البعد الثالث للإظهار (الزمن، الساعة أو الوقت) والتي في النهاية تعطي تغيرات الإشارة على المدخل (Z) مع الزمن في المدخل (Y).



الشكل 4.60 : المخطط الصندوقي لنظام تصوير بالصدى رقمي.

أما الشكل (4.61) فهو المخطط الصندوقي لنظام تصوير ثلاثي الأبعاد رقمي، في هذا النظام يحدد تردد التصوير الأعظمي بواسطة سرعة استجابة المبدل تمثيلي-رقمي (A-To-D) (Analogue To Digital Converter). تستخدم في أنظمة التصوير التقليدية مبدلات A/D تعمل بتردد (20 MHz). وهذا يجعل تردد التصوير الأعظمي (10 MHz) وذلك حسب نظرية نيكوست (Nyquist) لأخذ العينات. هذا يجعل تصميم وتنفيذ المبدل أصعب بإضافة لذلك تتناقص قدرة الأمواج فوق الصوتية على اختراق النسيج الحيوي مع ازدياد تردد التصوير.



الشكل **4.61** : المخطط الصندوقي لنظام تصوير ثلاثي الأبعاد رقمي.

في هذا النظام يتم تعديل نظام التصوير الرقمي عن طريق تعديل تصميم المبدلات بحيث تكون عناصر الكهروإجهادية لهذه المبدلات متوضعة على شكل مصفوفة ثنائية البعد حيث يتم أخذ صورة مقطعية في مستوي معين (الأفقي مثلاً) وتخزن هذه الصورة المستوية بشكل صورة رقمية في وحدة المعالجة المركزية أو وحدة التخزين في الحاسوب وبعدها يتم اخذ صورة مستوية مقطعية أخرى على الاتجاه الشاقولي بمسافة محددة وثابتة وتخزن هذه الصورة أيضاً

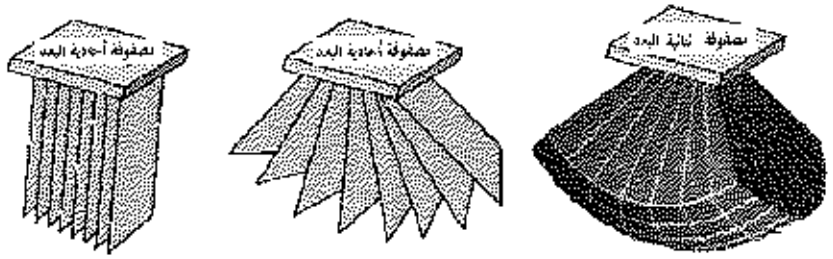
في وحدة المعالجة المركزية أو وحدة التخزين في الحاسوب وهكذا إلى أن يتم مسح الحجم المطلوب النقصي فيه عن الحالة المرضية، ومن ثم يتم إعادة بناء الصورة ثلاثية الأبعاد باستخدام برمجيات وتقنيات معالجة الصورة ثمن يتم إظهار النسيج المصور بشكل ثلاثي الأبعاد فراغي ومن ثم إجراء مقاطع في الصورة وفي أي اتجاه مطلوب ويتم إظهار هذا المقطع لإتمام عملية التشخيص، والتصوير ثلاثي الأبعاد يستخدم حالياً في تصوير الجنين والقلب.

ويبين الشكل (4.62) صورة بالأمواج فوق الصوتية لرأس جنين ثلاثي الأبعاد.



الشكل 4.62 : صورة أمواج فوق الصوتية ثلاثية الأبعاد لرأس جنين.

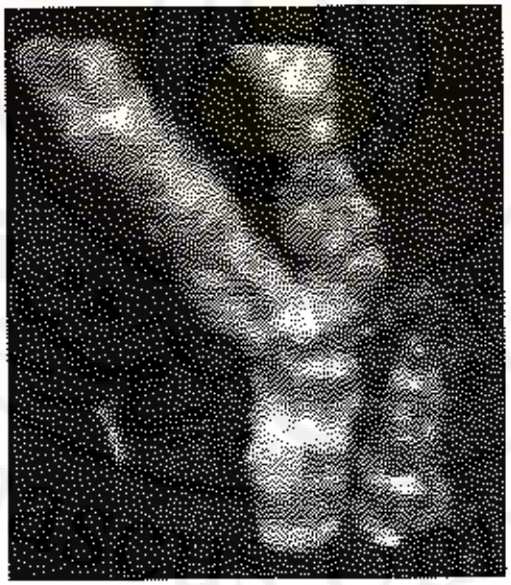
ويبين الشكل (4.63) رسماً توضيحياً لمبدلات أحادية البعد المستخدمة في إظهار الصورة أحادية البعد وثنائية البعد ومبدلات ثنائية البعد المستخدمة في إظهار الصورة ثلاثية البعد.



الشكل 4.63 : في اليسار مبدل أحادي البعد لإظهار صورة أحادية البعد. في الوسط مبدل أحادي البعد لإظهار صورة ثنائية البعد. في اليمين مبدل ثنائي البعد لإظهار صورة ثلاثية البعد.

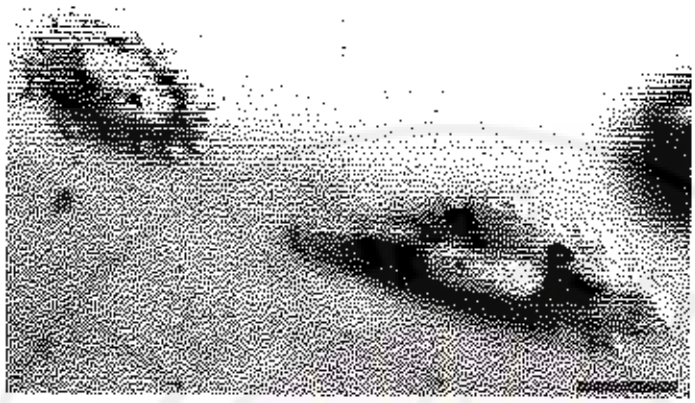
4.8. المجهر الصوتي : Acoustic Microscope

الفرق الأساسي بين المجهر الصوتي والتصوير بحزمة أمواج فوق الصوتية ثلاثية الأبعاد هو بتردد العمل للمبدل والذي يصل إلى (1.5 GHz) وبدوره يزيد بشكل كبير بدقة وتمييز الصورة الذي يمكن أن يصل إلى مرتبة (1μm) ولكن تطبيقات هذه الأنواع من المجاهر محدود الاستخدام بسبب تخامد الحزمة الصوتية بترددات من مرتبة الغيغا هرتز على مسافة عدة ميكرونات من المتر من سطح النسيج. ويبين الشكل (4.64) صورة ثلاثية البعد لتفرع الشريان القلبي بمبدأ التصوير بمجهر صوتي.



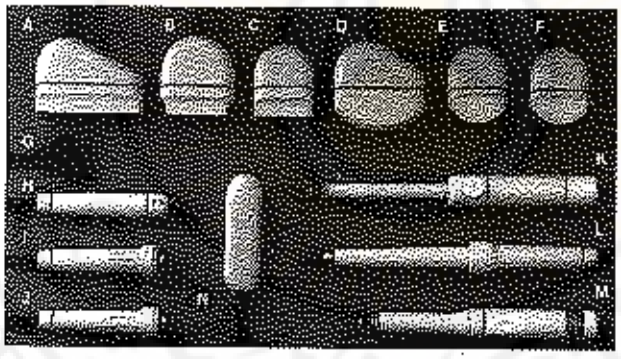
الشكل 4.64 : صورة ثلاثية البعد لتفرع الشريان قلبي بمبدأ التصوير بمجهر صوتي.

الشكل (4.65) يبين صورة ثلاثية الأبعاد بالمجهر الصوتي يعمل عند تردد 1GHz لخلايا سرطانية من الكلية.



الشكل **4.65** : صورة ثلاثية الأبعاد بالمجهر الصوتي يعمل عند تردد **1GHz** لخلايا سرطانية من الكلية.

أما الشكل (4.66) يبين مجموعة من المبدلات المستخدمة في التصوير باستخدام حزمة الأمواج فوق الصوتية



الشكل **4.66** : أنواع مختلفة لمبدلات فوق الصوتية المستخدمة للمسح بالزمن الحقيقي.

المبدلات :

A مجس بمصفوفة خطية 3.5 و 5/3.5 ميغا هرتز، 12 سنتمتر

B مبدل بمصفوفة خطية7.5/5 ميغا هرتز، 7.4 سنتمتر

C مبدل بمصفوفة خطية 7.5 ميغا هرتز، 6 سنتمتر

D مبدل بمصفوفة منحنية 5/3.5 ميغا هرتز، R75

E مبدل بمصفوفة منحنية 3.5 و 5/3.5 ميغا هرتز، R40

F مبدل بمصفوفة منحنية5 ميغا هرتز، R40

G مبدل بمصفوفة خطية 7.5 ميغا هرتز، 4 سنتمتر

H مبدل مقطعي متعدد الزوايا 7.5/5 ميغا هرتز

I مبدل مقطعي بمصفوفة حلقية 3.5 ميغا هرتز

J مبدل مقطعي بمصفوفة حلقية 5 ميغا هرتز

K مبدل شرجي متعدد المستويات7.5/5 ميغا هرتز

L مبدل مهبلي 7.5/5 ميغا هرتز

M مبدل مهبلي متعدد المستويات 7.5/5 ميغا هرتز

N مبدل بمصفوفة منحنية 7.5/5 ميغا هرتز، R17

أسئلة:

س 1-4: ما هي بنية مبدل الأمواج فوق الصوتية؟ وما هي وظيفة كل جزء منها؟ استعن بالرسم.

س 2-4: لماذا نستخدم مادة الجل على الجلد قبل تطبيق بروب (المبدل) الأمواج فوق الصوتية؟ اشرح ذلك مستعيناً بالرسم والمعادلات اللازمة؟

س 3-4: نظرياً فإن زيادة التردد يؤدي إلى زيادة عمق اختراق الأمواج فوق الصوتية في الجسم، ما الذي يغير صحة هذه الظاهرة في الحقيقة، ناقش هذه الفكرة؟

س 4-4: إلى ماذا يرمز عامل Q للمبدل؟ اشرح ذلك مع الرسم؟

س 5-4: تنطلق حزمة الأمواج فوق الصوتية من المبدل متباعدة بعد مسافة ومشكلة حقلين؟ ما هما الحقلان وما هي المعادلات التي ترمز لهما؟ وما هي العوامل التي تحكمهما؟

س 6-4: يعتبر تأثير دوبلر احد أهم تطبيقات الأمواج فوق الصوتية لقياسات التدفق في الأوعية الدموية؟ ناقش الفكرة مع الرسم؟

س 7-4: تحدث عن الفرق بين أنواع تجهيزات المسح ذات الأنماط A, B, M مع الرسم؟

References: المراجع

[1] Feinberg B.N., "Applied Clinical Engineering" Prentice Hall Professional Technical Reference, **1985.**

[2] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 4 Volume Set, 1st edition. Wiley-inter-science, **1988**.

[3] Aston. R. " Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement" Merrill Pub. Co., **1990.**

[4] Krestel. E, "Imaging Systems for Medical Diagnosis": Wiley-VCH 1st edition **1990.**

[5] Chachati. I., "Medical Electronics" Aleppo University Publication-Syria (In Arabic Language)., **1997.**

[6] Richard L. Goldberg, R.L, Smith S.W., Mottley J.G, Whittaker Ferrara K. "Ultrasound."*The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Bronzino J, Boca Raton: CRC Press LLC, **2000.**

[7] Hendee, W. R., Ritenour E. R, " Medical Imaging Physics" Fourth Edition, John Willey & Sons INC., Publication, Wiley-Liss, Inc., New York. PP: 217-262, **2002 .**

[8] Blanchard. S, Bronzino. J, "Introduction to Biomedical Engineering" Second Edition. Ed. Enderle. J.D. Elsevier Academic Press Amsterdam Boston Heidelberg London New York Oxford Paris San Diego San Francisco Singapore Sydney Tokyo PP: 857-920: **2005.**

[9] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 6 Volume, Set, , 2nd Edition, Wiley-inter-science, **2006.**

Damascus University

الفصل الخامس

نظام التصوير بالرنين المغناطيسي

MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM

المؤلفان: د.م. أيمن صابوني

د.م. محمد فراس الحناوي

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

نظام التصوير بالرنين المغناطيسي

MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM

5.1. مقدمة : Introduction

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

في عام 1946 أعلن باحثان فيزيائيان هما بارسيل Parcell وبلوخ Bloch عن اختراع كبير وهام وهو معرفة أثر سلوك النواة الذرية إذ إن بروتونات النوى والإلكترونات تمتلك مجالات مغناطيسية بالرغم من كون تأثير هذه المجالات النووية صغيراً جداً بالمقارنة مع المجال المغناطيسي المحيط بالأرض كما انه من ناحية ثانية يمكن للنواة أن تتخذ اتجاهات محددة تحت تأثير حقل مغناطيسي خارجي قوي.

وهكذا ولد الرنين أو الطنين المغناطيسي الذي يرمز له علمياً بـ MRI أو (**M**agnetic **R**esonance **I**maging) كأداة لعلم طيف جديد، والواقع إنه هناك قلة من الطرائق التحليلية التي تم تطويرها بمثل هذه السرعة من دراسة نظرية رفيعة إلى تطبيقات عملية تتراوح مابين تحديد البنية التفصيلية لبعض المركبات الكيميائية والبيولوجية وبين تصوير أدق التفاصيل للأنسجة الرخوة في جسم الإنسان، والواقع إن هذه الصفة تقدمها نوى بعض المركبات فقط بمعنى إنه ليست كل نواة قادرة على إعطاء هذه الظاهرة ولا بد لهذه النوى أن تمتلك عزم دوراني ذاتي Spin.

ومن الملاحظ إن بعض الذرات تمتلك عدداً مفرداً من البروتونات أو النيترونات أو كليهما تمتلك عزماً دورانياً (Spin) أما بالنسبة للذرات الأخرى ذات العدد الكتلي والذري الزوجي فإنها لا تمتلك عزماً دورانياً (Spin).

إن صور الـ NMR بشكل أساسي هي خريطة لتوزع كثافة نوى الهيدروجين ومعاملات تعكس حركتها في السائل الخلوي والشحوم. إن التجنب الكلي للإشعاع المؤين وضعف المخاطر المعروفة واختراق العظم والهواء بدون تضعيف يجعلها تقنية تصوير غير

جراحية مرغوبة بشكل كبير. يؤمن الـ CT تفاصيل حول العظم وبنية النسيج لعضو ما في حين تُسلِّط الـ NMR الضوء على المناطق المشابهة للسوائل في تلك الأعضاء ويمكن أن تُستخدم أيضاً لكشف السوائل المتحركة مثل الدم. يمكن أن ينتج الماسح التقليدي بالأشعة السينية صورة عند زوايا قائمة على محور الجسم فقط، بينما يمكن أن ينتج ماسح الـ NMR أي مقطع عرضي مرغوب، وهذا يقدم ميزة كبيرة إلى أخصائي الأشعة.

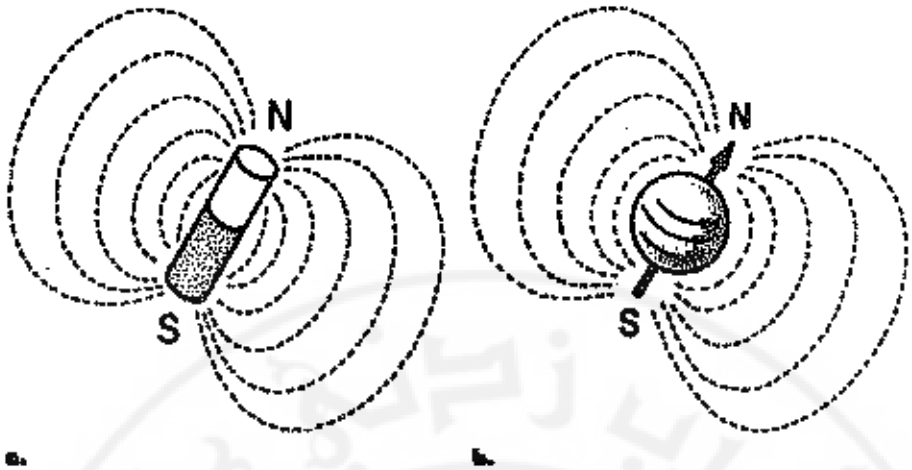
كل ماسح رنين مغناطيسي يستخدم مغناطيساً بحقل ساكن قوي مع ملفات تدرج معقدة وملفات راديوية. إن الأجزاء التدرجية والراديوية يتم فتحها وإغلاقها بنموذج مؤقت بشكل دقيق. يتم استخدام متتابعات نبضية لاستخلاص معلومات مختلفة النموذج من المريض. تتصف صور الرنين المغناطيسي بتباين ممتاز بين الأنواع المختلفة للأنسجة الرخوة (الطرية) داخل الجسم.

بالنسبة للمرضى الذين ليس لديهم أي أجسام قابلة للتمغنط مزروعة داخل الجسم (مفاصل، ناظم خطي، أسنان معدنية، ...) فإن التصوير بالرنين المغناطيسي هو آمن تماماً ويمكن تكراره كما نريد وليس له أي مخاطر. وهذه الميزة عن أجهزة التصوير الشعاعي والتصوير الطبقي المحوري. كما إن التصوير بالرنين المغناطيسي لا يمكن تحديد إمكانيته بسبب وجود مناطق هواء أو عظم ضمن منطقة تصوير الجسم وهذا يعطي التصوير بالرنين المغناطيسي ميزة عن التصوير بالأمواج فوق الصوتية. كما إنه بخلاف التصوير بالطب النووي فإنه ليس من الضروري إضافة أية مواد نشطة إشعاعيا (نظائر مشعة) للمريض.

5.2. ظاهرة الرنين المغناطيسي :

Phenomenon Of Magnetic Resonance

تشكل كل من البروتونات والنترونات المكونات الأساسية للنويات، وتمتلك عزوماً مغناطيسية مزدوجة القطبية بشكل مشابه للقضبان الممغنطة الصغيرة (الشكل 5.1). أي إنها تنتج حقولاً مغناطيسية بحد ذاتها كما إنها تتعرض لعزوم فتل عندما توضع في حقل مغناطيسي موحد.



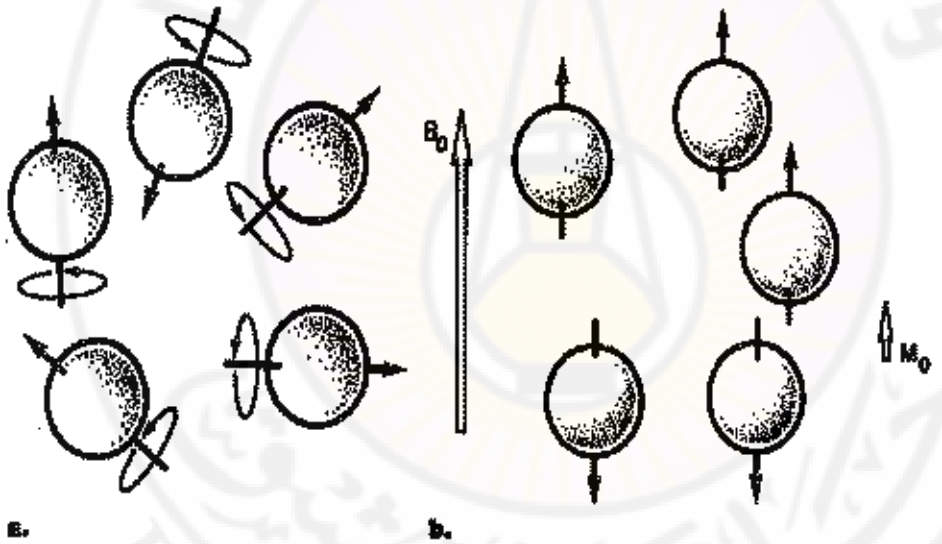
الشكل 5.1– يبين الشكل (a)–مغناطيس على شكل قضيب والحقل المغناطيسي الذي يولده.
(b)– جزيئة مشحونة تدور بشكل مغزلي مثل البروتون تولد نموذج حقل مغناطيسي خارجي مطابق، على الرغم من اختلاف المقاس والحجم والشدة للمزدوجة القطبية المغناطيسية، واختلاف شدة الحقل المغناطيسي الناتج.

تجتمع كل من الأقطاب المغناطيسية للبروتونات والنترونات على شكل أزواج البروتونات مع البروتونات والنترونات مع النترونات، ملغية تأثير كل من التأثير المغناطيسي إحداهما للأخرى. ففي النواة حيث يكون العدد متساوياً بين البروتونات والنترونات، يكون هذا التزاوج كاملاً مما يسبب عدم وجود بقايا عزوم قطبية مغناطيسية في النواة وبالتالي فإن النويات التي لها نفس عدد كل من النترونات والبروتونات لا يكون لها عزم قطبي مغناطيسي. بينما النويات التي لا يتساوى فيها عدد النترونات مع البروتونات يكون لها عزم قطبي مغناطيسي (dipole) يسمح لظاهرة الرنين المغناطيسي بالحدوث، مثل هذه الحالة تكون واضحة في الأنسجة الحية فالهيدروجين (له بروتون واحد وليس له نترونات)، أما الكربون 13 (ست بروتونات وسبع نترونات)، الصوديوم 23 (11 بروتون و 12 نترون)، الفوسفور 31 (15 بروتون و16 نترون)، ويكون البروتون أو النترون الوحيد الغير متزاوج مع غيره هو السبب في زيادة العزم المغناطيسي للنويات ككل.

وحيث إن حوالي 100% من هذه المواد تتواجد في الطبيعة مثل الهيدروجين والصوديوم و الفوسفور وبهذا الشكل كنظائر والتي لها عزوم مغناطيسية ثنائية القطب واضحة. وحيث ان الكربون 12 (6 بروتونات و6 نترونات) تتشكل طبيعياً وفي حين إن الكربون 13 يحدث أيضا

طبيعياً بنسبة 1.1 % (الكربون النظير) وهو يمتلك عزماً مغناطيسياً مزدوج القطبية.بينما تكون ذرة الهيدروجين التي لها بروتون واحد والتي لها عزم مغناطيسي مزدوج القطبية أقوى ما يمكن وتتواجد أكثر ما يمكن في الماء والشحوم فهي سائدة في الجسم البشري. ففي كل 1 سم 3 من الأنسجة الرخوة تحتوي على 10^{19} ذرة هيدروجين. وبما إن لهذه الذرة عزم مغناطيسي قوي وتتواجد كبير في الأنسجة، فإن الإشارة من الهيدروجين في الجسم البشري هي أقوى بـ 1000 مرة عن أي نواة ذرة أخرى، ولهذا السبب تستخدم ذرة الهيدروجين كمنبع لإشارة التصوير بالرنين المغناطيسي.

بدون تطبيق أي حقل مغناطيسي خارجي قوي، فإن الأقطاب المغناطيسية لنويات الهيدروجين تكون موزعة بشكل عشوائي، وناتج المغنطة الصافي للهيدروجين في عينة من الأنسجة هو الصفر (الشكل5.2).



الشكل 5.2– (a)– في غياب الحقل المغناطيسي الخارجي، فإن البروتونات الدائرة الفردية في نويات الهيدروجين تكون متوضعة عشوائياً وبالتالي تكون المغنطة الصافية للعينة هي صفر.

(b)– عندما توضع هذه البروتونات ضمن حقل مغناطيسي خارجي قوي $\mathbf{B_0}$، فإن أكثر من نصف المزدوجات القطبية تتحاذى مع اتجاه الحقل، بينما عدد اقل منها يعاكس اتجاه الحقل. إن عدم الانتظام هذا يؤدي لنشوء مغنطة صافية للعينة يساوي $\mathbf{M_0}$.

على كل حال وفي حال تطبيق حقل مغناطيسي خارجي قوي فإن أكثر من نصف الأزواج النووية تتحاذى مع اتجاه الحقل الرئيسي B_0. بينما الجزء البسيط منها يتجه بالاتجاه المعاكس لحقل المغناطيسي.

إن الاحتكاك العشوائي بين المزدوجات المغناطيسية و النويات الكبيرة المحيطة يسبب للمزدوجات المغناطيسية أن تعكس اتجاهها ذهاباً وإياباً بين حالتي الطاقة المنخفضة (موازية) والعالية (الغير موازية).

وفي حال كان الحقل المغناطيسي الطبق بحدود I تسلا ، هذا يساعد على بقاء الحالة مستقرة بين النويات الموجودة في الحالة ذات الطاقة المنخفضة وتلك ذات الطاقة العالية أي بحالة توازن.

5.3. الحركة البدارية (Precession):

بسبب الحركة المغزلية للبروتونات فإن لها عزماً تدوير (مزدوجة) بسبب الحقل المغناطيسي المطبق خارجياً والذي لا يتطابق مع محورها. وبدل ذلك فإن مركبات عزم المزدوجة تدور بحركة بدارية حولها. وبشكل مشابه للحركة البدارية كما في الشكل (5.3a). ففي نويات الهيدروجين فإن معدل الحركة البدارية (التواتر) يقرر بشدة الحقل المغناطيسي، فبزيادة الحقل المغناطيسي تكون الحركة البدارية اسرع (الشكل 5.3b). هذا التواتر للحركة البدارية w هو هام لأن تواتر الإشعاع الكهرمغناطيسي الذي يجب إرساله داخل المريض لإثارة للنويات، وهو التواتر الذي يجب أن تولف عليه ملفات المستقبل لاستقبال الإشارات المستخلصة. وهذه العلاقة بين شدة الحقل المغناطيسي وتواتر الحركة البدارية تدعى شرط لارمور، والتواتر التابع للمزدوجة النووية تدعى تواتر لارمور ويعبر عن تواتر لارمور بالمعادلة:

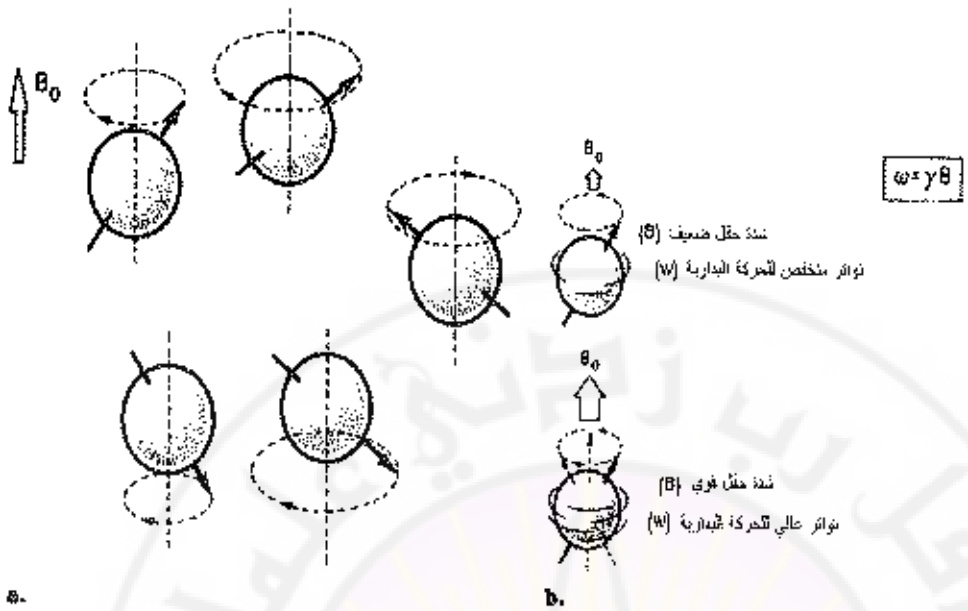
$$W = \gamma B_0 \qquad 5\text{-}1$$

W- تواتر الحركة البدارية (هرتز)

γ – ثابت (نسبة الحركة الجيروسكوبية المغناطيسية).

B_0- شدة الحقل المغناطيسي.

$\gamma = 42.6$ MHz/T للهيدروجين بينما هي $\gamma = 10.7$MHz/T للكربون C13.

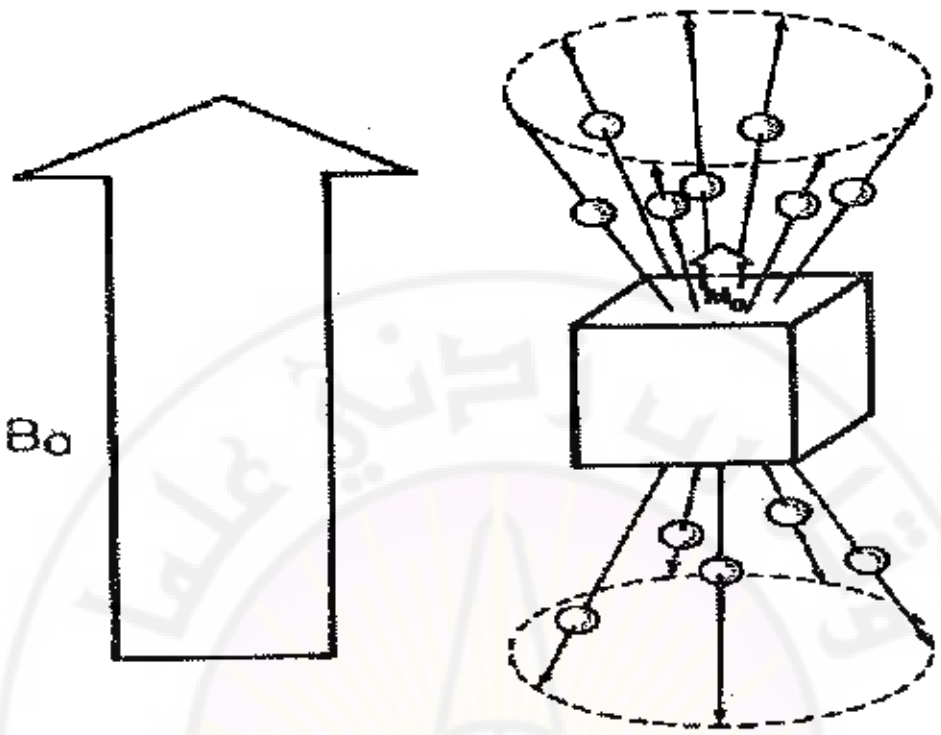


الشكل 5.3– (a)– إن مركبة العزم للمزدوجة القطبية المتحاذية تدور حول محور الحقل المغناطيسي الخارجي . وبما إن تواتر الدوران لمزدوجات محددة يقرر بشكل كامل بشدة الحقل المغناطيسي، فإنه تظهر إن كل المزدوجات القطبية لها نفس معدل الدوران.

(b) تعطي العلاقة بين شدة الحقل المغناطيسي وتواتر الدوران بمعادلة لارمور. إن شدات الحقل المغناطيسي الأضعف تنتج معدلات أبطأ في الدوران، بينما شدة حقل مغناطيسي اكبر تنتج في تواترات دوران اكبر.

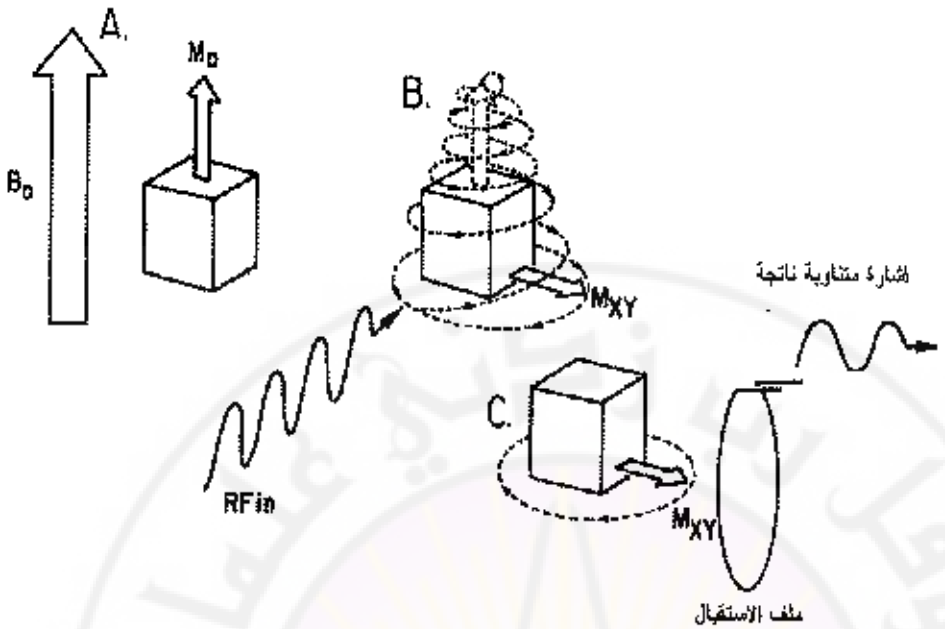
5.4. قياس مغنطة الأنسجة:

إن المركبة الجامعة لكافة أزواج الأقطاب المغناطيسية النووية للهيدروجين في حجم معين من النسيج هو صافي المغنطة للنسيج، حيث M بحد ذاتها هي مركبة كمية لها شدة واتجاه. حينما لا يكون النسيج ضمن حقل مغناطيسي تكون مغنطته تساوي الصفر. وعندما يوضع النسيج نسيجاً ضمن حقل مغناطيسي B_0 لفترة كافية من الزمن تصل من5 إلى 10 ثوان يكون صافي المغنطة للنسيج M تصل إلى قيمة التوازن M_0 . والتي هي متناسبة مع الشدة B_0. وتتجه مركبة مغنطة التوازن باتجاه B_0 يرمز لهذا الاتجاه بالاتجاه الطولاني (Longitudinal) (+Z) الشكل (5.4).



الشكل 5.4– تنتج المغنطة ($\mathbf{M_0}$) من عدم التوازن بعدد المزدوجات القطبية لنويات الهيدروجين المتجهة عبر لكنها صغيرة بالمقارنة مع ($\mathbf{B_0}$)

عندما تكون المغنطة الصافية متحاذية (متوافقة بالاتجاه) مع الحقل المغناطيسي الرئيسي، فإنه من الصعب قياس الحقل المغناطيسي، بسبب أن الحقل الخارجي المطبق (B_0) هو اكبر بمليون مرة من الحقل المغناطيسي المثار في الأنسجة (الشكل 5.5a) . ولذلك يمكن قياس مغنطة الأنسجة بتدوير المغنطة الطولانية لمستوي متعامد مع اتجاه B_0 (المستوي المتعامد (المستعرض Transverse)) أو المستوي XY. يمكن قلب أو تدوير المغنطة الصافية عن الاتجاه الطولاني (Z) إلى المستوي العرضاني (XY) عن طريق إرسال أمواج كهرومغناطيسية راديوية (RF) بتواتر مناسب (تواتر لارمور) يطبق بشكل متعامد للحقل المغناطيسي الخارجي (الشكل 5.5b). أي قطار من نبضات RF بزاوية 90 درجة من الأمواج الراديوية بتواتر لارمور وبشدة مناسبة وكذلك بمدة مناسبة لقلب أو تدوير المغنطة الطولانية بزاوية 90 درجة إلى الحقل المتعامد حيث يمكن قياسها.



الشكل 5.5– A). في الحالة الأولية تكون المغنطة الصافية (M_0) للعينة متوافقة مع الحقل المغناطيسي الرئيسي (B_0) وهي صغيرة جداً مقارنة مع B_0. B). يطبق حقلاً بتردد راديوي بتواتر لارمور مما يؤدي إلى قلب مغنطة الأنسجة إلى المستوي العرضي، مؤدياً إلى إمكانية قياس المغنطة باتجاه C. M xy). إمكانية قياس M xy بسبب كونه يدور مما ينتج عنه تغير بالفيض المغناطيسي المرتبط بوضع ملف استقبال. إن تغير الفيض المغناطيسي داخل الملف يؤدي إلى حث تيار متناوب بتواتر لارمور في ملف الاستقبال. ومن ثم يتم تكبير ورقمنة التيار المتناوب والذي يكون هو الناتج كإشارة التي نحصل منها على بناء الصورة.

إن قياس المغنطة في المستوي العرضاني هو أسهل من قياس كمية صغيرة من المغنطة الطولانية لسببين:

أ– لا يوجد هناك أي مغنطة تشويش في الاتجاه X أو Y إلا المغنطة العرضانية في النسيج.

ب– وبمجرد أن يتم قلب أو تدوير المغنطة النسيجية إلى المستوي العرضاني، فإن المغنطة العرضانية تستمر في حركتها البدارية وبتواتر لارمور. إنه من السهل قياس إشارة صغيرة تتأرجح بتواتر معروف عن قياس إشارة ثابتة من نفس الشدة.بحيث إنها ستؤدي إلى حث تيار متناوب (عند تواتر لارمور) في ملف مستقبل متوضع بشكل مناسب (الشكل 5.5c).

ويتبع إنتاج هذا التيار في الملف لقانون فراداي للحث، حيث يكون التيار المستحث في حلقة من سلك هو متناسب مع التغير في التدفق المغناطيسي الواصل للحلقة. إن المغنطة من كل خلية حجمية (Voxel) من النسيج تنتج التدفق (الفيض) المغناطيسي، فإذا ما وضعت الحلقة بشكل تكون حساسة لتغيرات الفيض المغناطيسي، فإن ذلك يحث على توليد تيار متناوب.

5.5. أزمنة الاسترخاء T1 و T2 :

إن تأثير النبضة الراديوية بـــ 90 درجة هو تدوير المغنطة الطولانية إلى المستوي العرضاني حيث يمكن قياسها. كذلك فإنه من المفيد متابعة سلوكية المركبات الطولانية و العرضانية بشكل منفصل لمغنطة النسيج بعد نبضة 90 درجة. فبعد النبضة 90 درجة مباشرة فإن المركبة الطولانية تكون قيمتها صفر.

من وجهة نظر الطاقة فإن نبضة الـــ 90 درجة لها تأثير إعادة توضع وبشكل متساوي لكل من حالات الأقل رغبة فيها ذات الطاقة الأكبر (الغير موازية) مع المفضلة ذات القدرة الأقل الموازية. وحيث إن هناك عدداً متساوياً من ثنائيات الأقطاب متجهة للأعلى مع تلك المتجهة للأسفل، فإن المحصلة الشعاعية بالاتجاه Z (المغنطة الطولانية) تكون صفر بعد نبضة 90 درجة، ويتقدم الزمن تتناسى المغنطة الطولانية بالاتجاه Z. إن التنامي في الاتجاه Z يتبع إلى تحول الطاقة من مزدوجات هيدروجين مثار إلى جزيئات كبيرة. إن التحول في الطاقة يؤدي إلى قلب المزدوجات من مستوي الطاقة الأعلى (الغير متوازية) إلى الطاقة الأدنى (المتوازية)، مخفضة عدد المزدوجات المثارة ذات القدرة الأعلى وزيادة عدد المزدوجات ذات الطاقة الأدنى المتجهة باتجاه الحقل B_0.

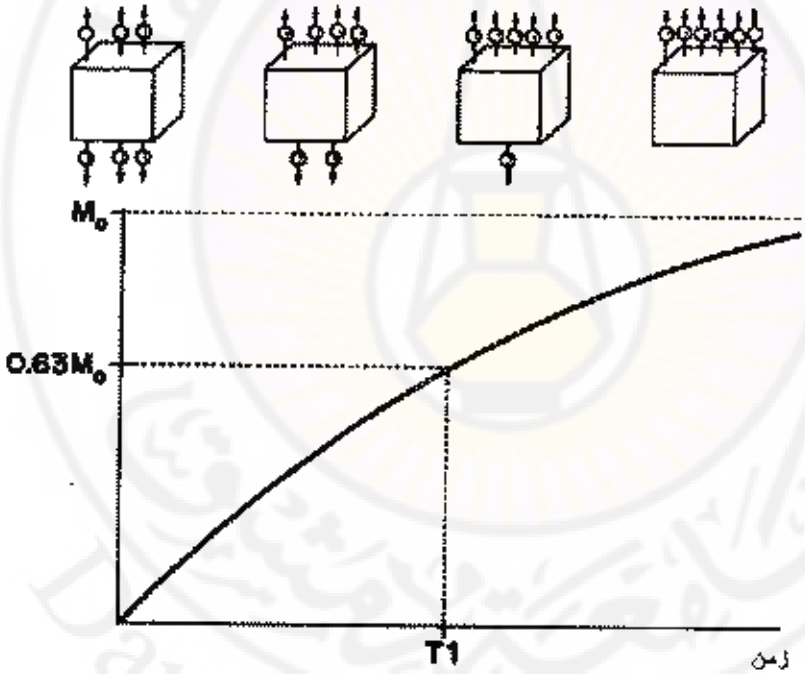
إن كل تحول بالطاقة وإعادة التوجه للمزدوجة عبر B_0 يزيد من المغنطة الطولانية M. إن معدل العودة لـــ M هو متناسب مع الفرق بين قيمة التيار و M وقيمة التوازن له M_0 (القيمة التي تصل لها M إذا ترك الحقل المغناطيسي ثابتاً لفترة زمنية طويلة).

بعد نبضة الـــ 90 درجة، عندما يكون الفرق بين M و M_0 كبير، حيث يتم العودة للحالة الأساسية اكبر ما يمكن.حيث تصبح M قريبة من M_0، حيث تزداد M بشكل بطيء، لكن يكون المعدل الجزئي للعودة للحالة الأساسية هو نفسه (الشكل 5.6).

إن معدل العودة إلى المغنطة الطولانية يوصف بزمن الاسترخاء T1 . أي أن T1 هو الزمن اللازم لعودة حوالي الثلثين من المغنطة الطولانية للعودة باتجاه الحقل المغناطيسي الساكن بعد نبضة 90 درجة.

بسبب إن الأنسجة المختلفة لها تراكيز مختلفة ومقاسات للجزيئات الكبيرة، فإن الأنسجة المختلفة لها معدلات عودة مختلفة T1 تتراوح من 150–250 ميلي ثانية للدهون بينما هي 2–3 ثانية لـــ CSF.

يعبر عن المغنطة المتعامدة (العرضانية) بالشعاع المحصل لكلا المزدوجات المنفصلة في خلية حجمية معينة، بعد نبضة راديوية 90 درجة فإن المغنطة لها شدة بنفس المغنطة الطولانية قبل النبضة الراديوية ذات الـــ 90 درجة (الشكل 5.7a). بالإضافة إلى المغنطة العرضانية تدور بحركة بدارية حول المحور Z اتجاه B_0. وبمرور الزمن ونظراً للتفاعل بين كل مزدوجة وأخرى بين نويات الهيدروجين والجزيئات الكبيرة المجاورة،

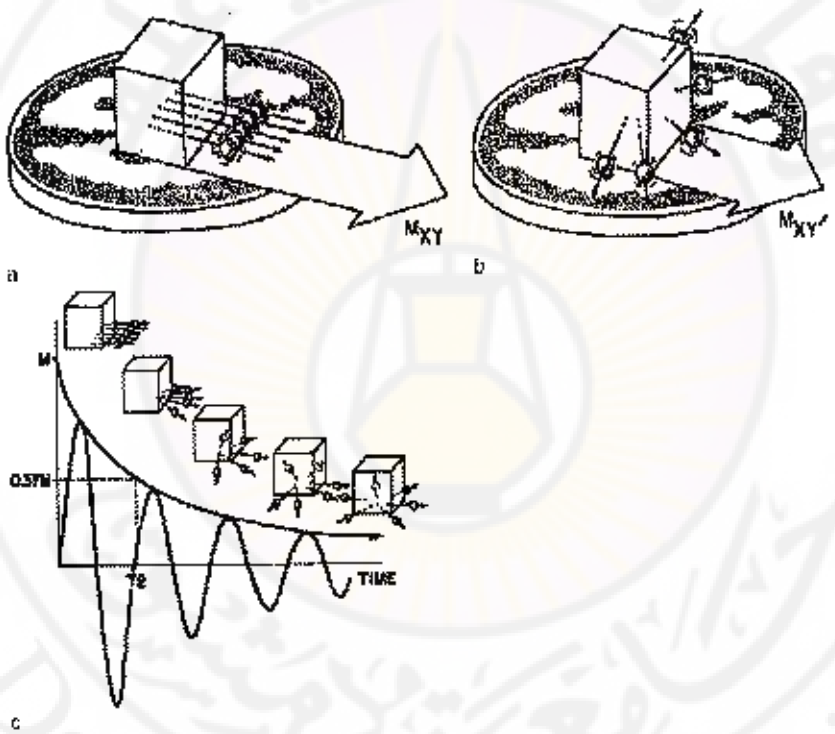


الشكل (5.6)– زمن استعادة الحالة الأولية T1 كتابع لزمن TR بعد نبضة الـــ 90 درجة. ومباشرة بعد النبضة 90 درجة فإن المزدوجات القطبية ذات الطاقة العالية (معاكسة لجهة الحقل B_0 متجهة للأسفل) تكون مساوية للمزدوجات القطبية ذات الطاقة المنخفضة (موازية للحقل B_0 متجهة للأعلى). وبتحول الطاقة من الحالة المثارة للمزدوجات القطبية ذات الطاقة العالية إلى الجزيئات الكبيرة المحيطة بها فإن المغنطة الطولانية تقترب من حالة قيمة التوازن M_0 ، والتي هي الحالة العظمى للمزدوجات.

يعرف الزمن T1 لنسيج معين بأنه التأخير الزمني المتطلب بعد نبضة 90 درجة لعودة 63% من مغنطة الأنسجة إلى اتجاه الحقل B_0.

تختلف المزدوجات في أطوارها بين بعضها البعض، كما إن المركبات الشعاعية للمزدوجات المغناطيسية تتجه باتجاهات مختلفة أثناء حركتها البدارية.

وبالاختلاف الطوري للمزدوجات القطبية فإن المغنطة المتعامدة تقل في مطالها (الشكل 5.7b) ويدورانها (بحركة بدارية) بتواتر لارمور، فإن المغنطة العرضانية تنتج حقلاً مغناطيسياً متغيراً يمكن تحريه بملف مستقبل وبزيادة الاختلاف الطوري إلى مرحلة يكون لكل مزدوجة قطبية متجهة بأحد الاتجاهات لها واحدة متعلقة بها متجهة بالاتجاه المعاكس في المستوي العرضاني، وبالتالي تكون المغنطة مساوية للصفر (الشكل 5.7c). يكون هناك قسم بسيط من تخامد المغنطة العرضانية متعلق بإعادة توجه المزدوجات المغناطيسية عبر اتجاه الحقل المغناطيسي الساكن (استعادة Recovery T1).



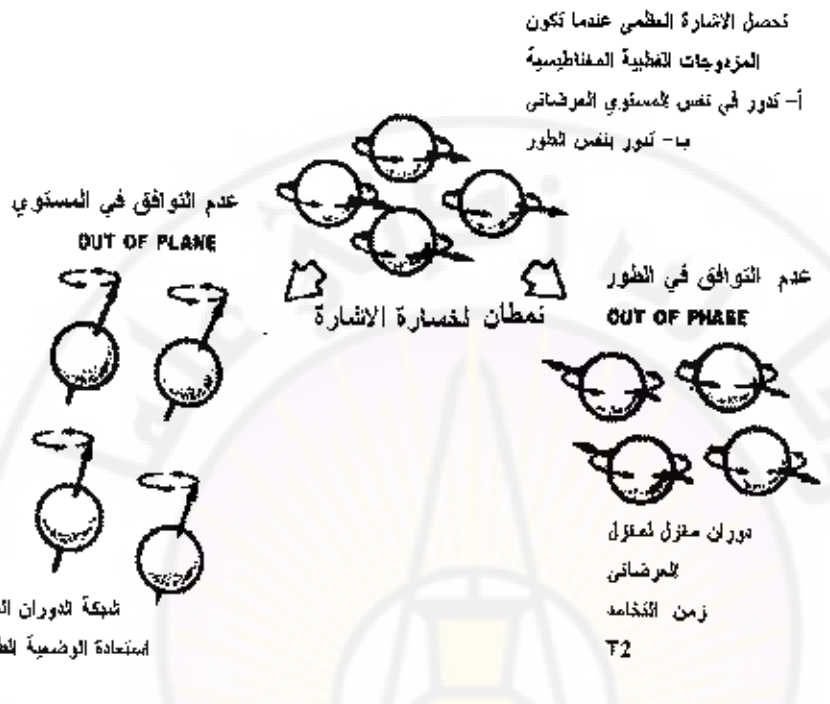
الشكل 5.7- (a) مباشرة وبعد نبضة 90 درجة راديوية، فإن المزدوجات المغناطيسية للذرات المتفصلة تدور بنفس الطور، ويكون مركبة المغنطة العرضية M xy أعظمياً.

(b) بتقدم الزمن تفقد المزدوجات المغناطيسية الترابط الطوري. بعضها يدور بشكل أسرع وبعضها أبطأ. وتسبب الخسارة في الترابط الطوري تناقصاً بالمغنطة في المغنطة العرضانية بحيث تصبح Mxy' أقل M xy.

(c) وكنتيجة للإشارة المسجلة من قبل ملف الاستقبال فإن التيار المسجل يتناقص أسياً بالمطال.

يعرف الزمن T2 بأنه الزمن اللازم لتخامد المغنطة العرضانية إلى قيمة 37% من قيمتها الأساسية.

ففي الأنسجة، فإن المصدر الأكبر لتخامد الإشارة هو فقدان الترابط الطوري بين المزدوجات (dipole) المغناطيسية ضمن نفس العنصر الحجمي (Voxel) الشكل (5.8).



الشكل 5.8- لحصل على اشارة خرج اعظمية لعينة مثارة عندما تكون كافة المزدوجات القطبية الغير متوازنة تدور كلها بتوافق طوري في المستوي العرضاني (xy). يحدث زمن الاسترخاء 'T1' عندما تعود لتتحاذى في المستوي الأساسي للحقل المغناطيسي الرئيسي الساكن. لا ينتج عن ذلك خسارة في الإشارة بسبب الاختلاف في المستوى. يحدث زمن الاسترخاء 'T2' لتجلي بتخامد الإشارة وذلك بسبب عدم الترابط بين المزدوجات القطبية مسببة خسارة في الإشارة بسبب الاختلاف الطوري. عادة T2 هو اقصر بكثير من الزمن 'T1' في معظم الأنسجة مما يعني ان الخسارة في الإشارة تحدث بشكل اسرع بتأثير إزالة الترابط عن الخسارة في الإشارة بسبب العودة للتحاذي مع الحقل المغناطيسي الرئيسي الساكن.

وهناك عدة أسباب محتملة لفقدان الترابط الطوري العرضاني أحدها هو عدم التجانس في الحقل المغناطيسي الساكن B_0. فإذا تغير الحقل المغناطيسي B_0 من جانب إلى جانب آخر من العنصر الحجمي، فإن توائرات الدوران البداري سوف تتغير عبر هذا العنصر مؤدياً عبر الزمن إلى فقدان الترابط الطوري في المزدوجات ضمن العنصر الحجمي. والسبب الآخر هو تطبيق تدرج مغناطيسي (حقل مغناطيسي متغير بشكل معروف كفعل للتوضع الحيزي).

بتطبيق تدرج عبر العنصر الحجمي سوف يؤدي لوجود عدة تواترات في الدوران البداري عبر العنصر الحجمي، مسبباً لفقدان الترابط (إن عكس التدرج يعكس فقدان الترابط أو ينتج إعادة الترابط للمزدوجات ضمن العنصر الحجمي هذه هي الفكرة خلف التصوير بتدرج الصدى حيث يتم ترميز التواتر، بحيث يتم عكس التدرج بشكل معتمد ليشكل الصدى). إن كلاً من عدم التجانس في الحقل المغناطيسي الساكن والتدرج المغناطيسي المطبق خارجياً على المريض هي مصادر لإزالة الترابط، ولا يعكس عدم الترابط الطوري المرتبط بمواصفات النسيج، بتطبيق النبضات الراديوية المناسبة أو عكس التدرج، فإن هذه المنابع لفك الترابط وهي عكوسة ويمكن تقليلها أو حذفها في الإشارة المقاسة.

والمصدر الثالث لإزالة الترابط والذي يعكس المواصفات الداخلية للأنسجة هو إزالة الترابط المتسبب من التفاعل بالغ الدقة بين المزدوجات القطبية المغناطيسية والمحيط المحلي المغناطيسي المعدة من قبل الجزيئات أو الجزيئات الكبيرة والتي تتحرك ببطء كاف. وتكون هذه المصادر لإزالة الترابط الطوري غير عكوسة. وتسببها تذبذب الأوساط المغناطيسية العشوائية على المستوى الميكروسكوبي، ولا يوجد أية طريقة لعكوسية الديناميكية المستوى الميكروسكوبي الجزيئي الذي يسبب تلك التفاعلات المتبادلة.

ويكون معدل الخسارة الغير عكوسة في الإشارة بسبب التأثيرات الداخلية للأنسجة والذي يوصف بزمن الاسترخاء المغناطيسي . T2. أي إن (Spin-Spin) هو زمن الاسترخاء وهو اللازم لتنخفض المغنطة المستعرضة إلى قيمة 37% من قيمتها الأساسية (والتي كانت بعد النبضة الراديوية ذات 90 درجة مباشرة) بتأثيرات إزالة الترابط الغير عكوسة بشكل كامل (الشكل 7c). وحيث أن للأنسجة أزمنة استرخاء مختلفة T1، فإن لها أيضا أزمنةT2 مختلفة وذلك للأوساط الجزيئية الكبرى.

ففي معظم الأنسجة تحصل إزالة الترابط الطوري للمغنطة المستعرضة بشكل أسرع من استعادة المغنطة الطولانية، ولهذا فإن T2 أسرع من T1 (عادة ما تكون قيم T2 10-20% من قيم T1). لا تتأثر قيم T2 وبشكل عام بشدة الحقل المغناطيسي المطبق على الأنسجة ولهذا فإن T2 هو مستقل عن B_0 .

5.6. الاسترخاء T2*

في حالات التصوير حينما يكون التتابع النبضي غير مصمم لحذف الأسباب العكوسة لإزالة الترابط الطوري. فإن كلاً من المنابع العكوسة وغير العكوسة سوف تحدث. في مثل هذه

الحالات، فإن ثابت الزمن الذي يحكم إزالة الترابط الطوري لا يكون T2، بل هو ثابت زمني أقصر T2*.

يصف T2* معدل التناقص في المغنطة الاستعراضية بسبب كل من تأثير إزالة الترابط الغير عكوسة (Spin-Spin) و إزالة الترابط الطوري العكوس بسبب اللاخطية في الحقل المغناطيسي وأي تدرجات غير عكوسة.

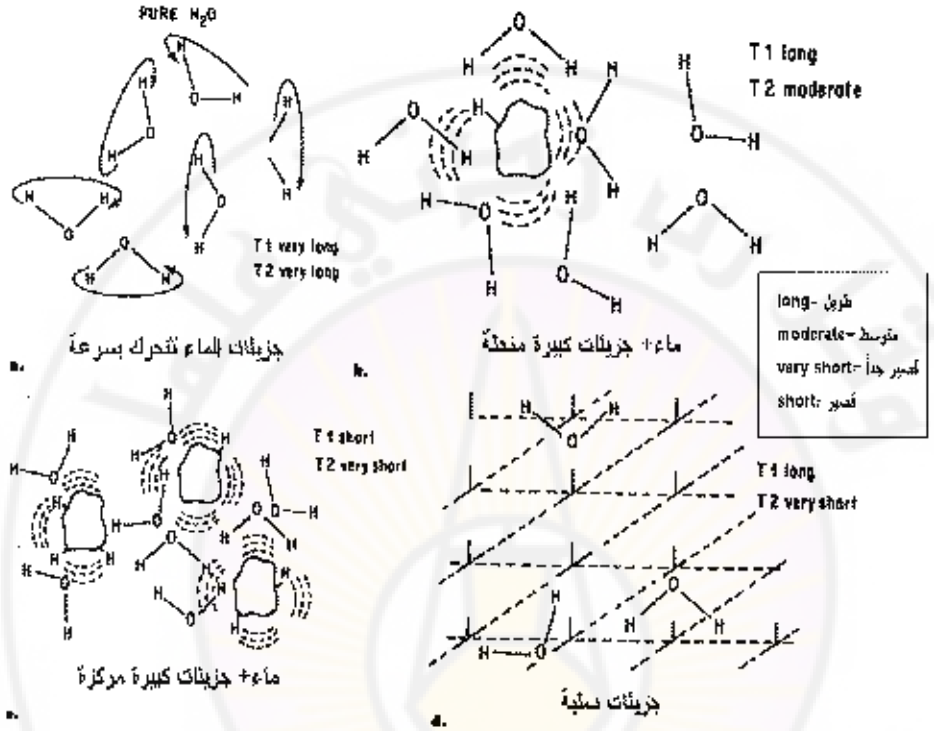
أي إن T2 تصف الخسارة في المغنطة المستعرضة في التصوير SE (Spin Echo) بينما T2* هو البارامتر الذي يصف الخسارة في المغنطة المستعرضة (أو الإشارة المقاسة) في التصوير اللا SE مثل التصوير بالصدى المتدرج (Gradient Echo) أو التخامد المستحث (Induction Decay Imaging).

5.7. المبادئ الكامنة لأزمنة الاسترخاء:

إن الحقيقة الهامة والتي تكمن في كون إشارة الرنين المغناطيسي تأتي من نويات الهيدروجين ذات المقاس 10^{-14} م. فإن أزمنة الاسترخاء T1, T2تحكم وبشكل أساسي من خلال الجزيئات الكبيرة المحيطة ذات المقاس 10^{-8} إلى 10^{-9} متر. إن هذه الحساسية لجزيئات الهيدروجين لأوساطها المحيطة (من خلال أزمنةT2, T1) ذات الجزيئات الكبرى والتي تزودنا بتباين بين أكثر الأنسجة الطبيعية وكذلك بين الأنسجة الطبيعية وغير الطبيعية.

يمكن وضع صورة مبسطة لتوضيح تأثير الجزيئات الكبيرة في كل من أزمنة T2, T1 لنواة الهيدروجين. ان الماء المقطر أو CSF يتألف بشكل كبير من جزيئات الماء والتي هي خفيفة الوزن وتتحرك بسرعة نتيجة الطاقة الحرارية عند درجة حرارة الغرفة أو الجسم (الشكل 5.9a). وبسبب إن جزيئات الماء هي خفيفة الوزن فإنها لا تملك مستويات من الطاقة منخفضة لامتصاص طاقة نويات الهيدروجين المثارة وبالتالي فإن احتمالية أن تعطي الهيدروجين المثارة طاقتها الزائدة الصغيرة وتقلب من مستوى طاقة عالياً إلى مستوى طاقة أدنى (موازي للحقل B0) هو منخفض جداً. ولهذا وفي الماء المقطر فإنه يتطلب زمناً كبيراً جداً للمغنطة الطولانية كي تعود لحالتها الأولية حتى ولو بشكل جزئي، هذا يعني إن زمن T1 للماء المقطر هو كبير جداً حوالي 3 ثواني. كما أن زمن T2 للماء المقطر هو طويل جداً لكن لأسباب مختلفة وذلك بسبب كون جزيئات الماء سريعة الحركة، فإن كل نوية هيدروجين ترى على أنها حقل مغناطيسي غير واضح (لا تبقى أية جزيئة في مكانها لمدة كافية كي تشكل أي تدرج ملحوظ في الحقل المغناطيسي). وحيث إن كل نويات الهيدروجين في الحقل المغناطيسي الموحد تدور

(حركة بدارية) عند نفس التواتر، فإن إزالة الارتباط الطوري لا يحدث لدرجة كبيرة وبالتالي يكون زمن T2 كبيراً جداً. في حقيقة الأمر فإن إزالة الترابط الطوري في المستوي المستعرض للماء المقطر يكون صغيراً جداً لدرجة تكون فيها الخسارة في المغنطة المستعرضة تتبع لزمن T1 مما يجعل T2 مساوياً وبشكل تقريبي لـ T1.



الشكل 5.9– (a) صورة جزيئية ساكنة للماء المقطر (b) صورة ساكنة تظهر الماء بوجود جزيئات كبيرة منحلة (c)صورة ساكنة تظهر الماء بوجود جزيئات كبيرة مركزة (d)صورة ساكنة تظهر الماء محاصراً بجزيئات صلبة.

تكون جزيئات الماء المقطر ذات التركيز الضعيف من الجزيئات الكبرى (مثل) ستكون بأغلبيتها على شكل ماء حر بعيد جداً عن الجزيئات الكبرى لكن بجزء أصغر من الماء في الطبقات المهدرجة المرتبطة مع أو في حيز للجزيئات الكبرى (الشكل 5.9b).

ويتسبب وجود الجزيئات الكبرى بالمقاس الصحيح وبالطاقة المناسبة، بتزويد آلية لنوية الهيدروجين المثارة في الطبقات المهدرجة بالقرب من الجزيئات الكبرى بالتخلص من طاقتها الزائدة وبتسترخي، و متحاذية مع B_0. أما نويات الهيدروجين البعيدة عن الجزيئات الضخمة

سوف تبقى غير قادرة على الاسترخاء، على الرغم من إن الحركة الجزيئية السريعة لجزيئات الماء تنتج تبادل سريع بين الماء الحر والماء في طبقات الهدرجة بالقرب من الجزيئات الكبرى. يتناقص معدل الزمن T1 مقارنة مع مثيله للماء المقطر بوجود المجموعة المذابة من الجزيئات الكبرى لكن سيبقى وبشكل نسبي طويلاً. كما إن الزمن T2 سوف يقصر وبشكل ضئيل، بسبب أن الجزيئات الكبرى المذابة تزود بيئة حقل مغناطيسي غير موحد ساكن حيث يحدث تزايد في كميات التفاعل بين كل ثنائي القطب مع مثيله (dipole-dipole). هذا يؤدي بنوية الهيدروجين المجاورة للجزيئات الكبرى أن تدور (بحركة بدارية) بتواترات مختلفة وبالتالي يزال ترابطها الطوري (dephase).

أما الماء المقطر ذو التركيز العالي من الجزيئات الكبرى (الأنسجة الخلوية)التي تملك نسبة أكبر من الماء في الطبقات المهدرجة في حيز الجزيئات الكبيرة (الشكل 5.9c). ولهذا كلا الزمنين T1 ,T2يقصران. يقصر الزمن T1 بسبب ازدياد احتمالية أن تنقل نوية الهيدروجين المثارة طاقتها إلى الجزيئة الضخمة المجاورة وتسترخي عبر B_0. أما الزمن T2 فيقصر بسبب حركية الجزيئية الأبطأ والتركيز الأكبر للجزيئات الضخمة مما يزيد التفاعل المغناطيسي المتبادل بين كل ثنائي القطب مع مثيله (dipole-dipole) والذي يؤدي إلى إزالة الترابط الطوري.

كما من المتوقع انه بزيادة البنى المحيطة بجزيئات الماء (كما في المواد الصلبة الحاوية للماء)، فإن كلاً من الأزمنة T2, T1 يستمر في القصر . ففي حقيقة الأمر فإن الزمن T2 يقصر في البنى الشبكية الأكثر صلابة حيث ترتبط الجزيئات الكبرى مع بعضها بالمكان (كما في العضلات) (الشكل 9d). تتسبب الجزيئات الصلبة بأوساط مغناطيسية محلية ثابتة والتي تؤدي إلى زيادة إزالة الارتباط الطوري لثنائية قطب الهيدروجين. على كل حال فبازدياد صلابة الشبكة المحيطة بالماء، يزداد زمن T1 للهيدروجين عن أن تنقص. هذا يعود إلى الشبكة الصلبة الثابتة في المكان، مؤدية إلى عدد أقل من الأفنية لتبادل الطاقة من نوبات الهيدروجين المثارة للشبكة التي تسمح للاسترخاء T1.

ومن هذه الأشكال البسيطة فإنه من السهل فهم لماذا تكون الأنسجة المريضة أو المصابة (edematous) لها أزمنة T2, T1 أكبر من تلك السليمة، وذلك بسبب كون الأنسجة المريضة أو المصابة تمتلك محتوى مائياً أكبر، مؤدياً إلى انخفاض نسبة الماء في حيز الجزيئات الكبرى.

ولهذا يكون هناك احتمال منخفض في تبادل الطاقة الذي يؤدي إلى استعادة T1، أي يكون T1 أطول والديناميكية الجزيئية أسرع وعدم التجانس المغناطيسي أقل، مؤدياً إلى تخفيض فرصة أن تتعرض المزدوجات القطبية إلى التفاعل مع بعضها البعض أو مع الأوساط المغناطيسية المختلفة وبالتالي يكون T2 أطول.

5.8. كيف تؤثر أزمنة كل من T2, T1 على شدة الإشارة:

تساهم كل من الأزمنة T2, T1 وكذلك T2 * على الإشارة من الأنسجة المحددة. تساهم T1 بسبب أنها تحكم معدل العودة للتوازن، كما أن الزمن لا يسمح للعودة الكلية إلى حالة التوازن بين تكرار المتتابعات النبضية. فالنسيج ذو زمن T1 قصير له مغنطة طولانية اكبر عند زمن تعاد فيه المتتابعات (TR) عن النسيج يملك زمن T1 طويل. ومهما كانت المغنطة الطولانية فإن النبضة ذات 90 درجة تقلب المغنطة إلى المستوي المستعرض، حيث يمكن قياسها.

ففي الأنسجة ذات الزمن T1 القصير، تعود فتنمو المغنطة الطولانية قبل الوصول لكل نبضة 90 درجة، وبالتالي يتم قلب مغنطة أكبر إلى المستوي المتعامد من خلال النبضة ذات الـ 90 درجة، مؤدياً إلى قياس كمية إشارة أكبر مباشرة بعد نبضة الـ 90 درجة. كلما كان هناك إشارة اكبر كلما كانت صور الرنين المغناطيسي مضيئة أكثر، وبالتالي فإن الأنسجة ذات قيم T1 القصيرة تظهر أكثر تألقاً في الصور المسيطر عليها T1.

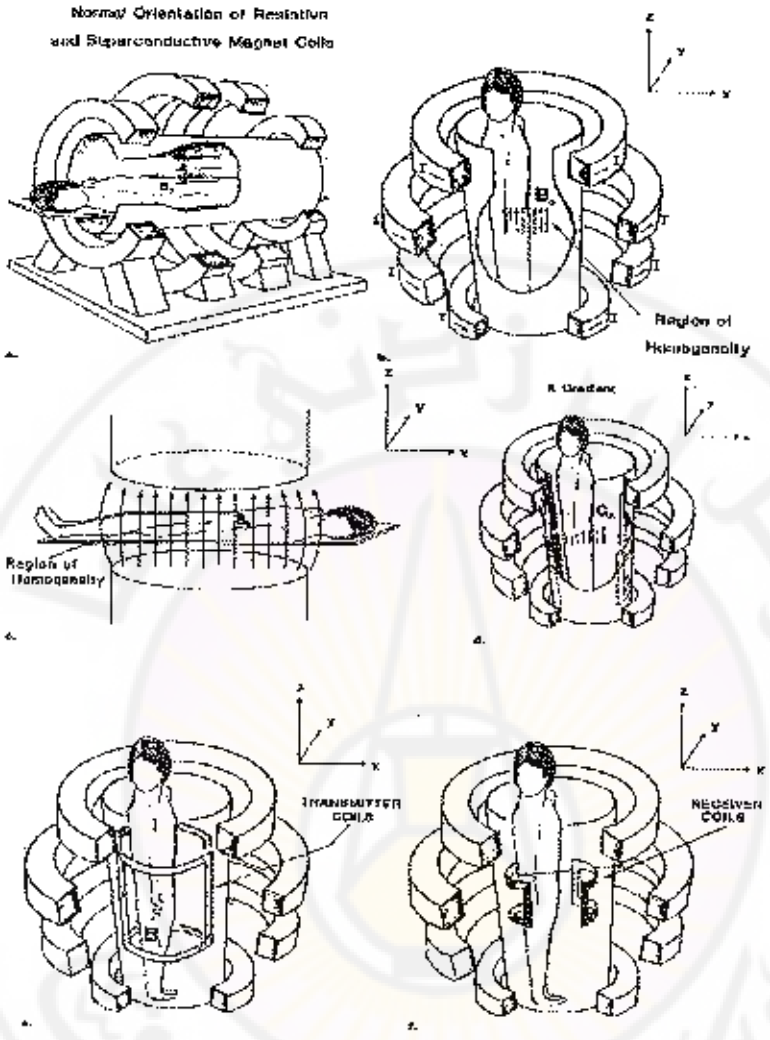
بعد أن تقلب النبضة 90 (درجة) المغنطة الطولانية إلى المستوي المستعرض. فإن تأثير T2 و T2 * يتولى الوضع. حيث إنه لا يمكن قياس المغنطة المستعرضة مباشرة بعد نبضة الـ 90 درجة (في التصوير بالرنين المغناطيسي وذلك بسبب الحاجة لتطبيق التدرج بين النبضة ذات الـ 90 درجة والإشارة المقاسة)، مما يؤدي إلى حدوث بعض الاسترخاء. ففي الأنسجة ذات قيم أزمنة T2 القصيرة يكون لها خسارة في الترابط أسرع، كثافة إشارة اقل، وبالتالي أكثر سواداً. وبهذا يعمل كل من T2, T1 باتجاهات متعاكسة.

لتلخيص كل ما ورد: فإن زمن T1 قصير يؤدي إلى إنتاج إشارة مقاسه ذات كثافة أقوى (نسيج أكثر بياضاً) بينما زمن T2 قصير ينتج كثافة إشارة مقاسه اضعف (ونسيجاً أكثر سواداً). يمكن التعبير عن T1 كون الربح (زمن اقصر يعني استعادة أسرع للمغنطة الطولانية

بعد الإثارة)، بينما T2 يعبر عن خسارة (زمن أقصر لزمن T2 يعني خسارة أسرع للإشارة في المستوي المستعرض). أي أن T1 هي آلية استعادة أو عودة للحالة بينما T2 هي آلية تخامد كما هو موضح بالشكل 5.6 والشكل 5.7. إن زمن الاسترخاء الذي يسود سوف يعتمد على أزمنة تأخير بين النبضات، والتي يمكن اختبارها لتؤكد على تأثيرات T1، T2 أو عدم تأثيرها (الصور المثقلة بالكثافة المغزلية). وبالعكس فإن الصور ذات الأنسجة ذات الزمن T1 الطويل تظهر داكنة في المتتابعات المثقلة بـ T1، بينما الأنسجة ذات الزمن T2 تظهر فاتحة في المتتابعات المثقلة T2 (CSF هو نموذج أساسي للنسيج لكل من الزمنT1 طويل وزمنT2 طويل).

5.9. مبادئ تجهيزات التصوير بالرنين المغناطيسي:

إن أهم أنظمة التصوير بالرنين المغناطيسي هي المغناطيس الرئيسي، ملفات التدرج، ملفات الإرسال والاستقبال الراديوية، الحواسيب للتخزين ومعالجة المعلومات وإظهار معلومات الصور.



الشكل **5.10**– (a) تصميم المغناطيس اللولبي، كما هو مستخدم في وحدات التصوير بالرنين المغناطيسي. يكون اتجاه الحقل على طول المريض. (b) كي تعود وتربط شكلنا مع أشكالنا السابقة التي تصور الحقل المغناطيسي الرئيسي بالاتجاه الشاقولي، نفترض أن المغناطيس هو شاقولي الاتجاه (**+z axis**). (c)– اتجاه الحقل المغناطيسي في نظام المغناطيس الدائم هو عبر المحور **z axis** ومتماثل على طول المريض.

(d) ينتج تدرج الحقل المغناطيسي G_x حقلاً مغناطيسياً متجه عبر المحور z ويتغير بالشدة كتابع لموقعه على المحور x.

(e) تكون ملفات الإرسال الراديوية كبيرة وعلى شكل السرج محيط بالمريض لتنتج حقلاً راديوياً منتظماً وبالتالي تنتج زوايا قلب منتظمة عبر المنطقة المختارة.

(f) ملفات الاستقبال الراديوية هي منفصلة ولها شكل دائري لاستقبال الإشارات الضعيفة بسبب دوران المزدوجات القطبية في المريض. هنا تظهر ملفات الاستقبال على شكل زوج من الملفات بشكل السرج لكن هناك أشكال أخرى ممكنة.

5.9.1. المغناطيس:

ينتج المغناطيس الرئيسي حقلاً مغناطيسياً موحداً وقوياً B_0 والذي هو ضروري بحث مغنطة قابلة للقياس في الأنسجة. قد يكون المغناطيس دائماً، مقاومياً، أو فائق الناقلية.

ففي كل من المغناطيس الدائم و المقاومي فإن أعلى مجال لشدة الحقل المغناطيسي هو 0.3–0.4 تسلا، بينما يمكن للمغانط فائقة الناقلية المستخدمة للتطبيقات السريرية أن تصل شدة حقلها المغناطيسي حتى 2 تسلا.

وحتى إن هناك المغانط التي تستخدم في الأبحاث لكامل الجسم تصل لحقل أكبر من 4 تسلا.

تحتوي المغانط الفائقة الناقلية و المقاومية مجموعة من الملفات حاملة للتيار ، التي يتم من خلالها توليد حقل مغناطيسي ساكن وموحد وثابت. معظم هذه المغانط لها تصميم لولبي، بحيث يتمدد المريض عبر محور اللولب. في هذه الأنظمة يكون اتجاه الحقل المغناطيسي عبر طول المريض (الشكل 5.10a).

يستخدم هذا التصميم اللولبي لأنه يؤمن حقلاً مغناطيسياً في مركز المغناطيس، أي إن الحقل المغناطيسي الرئيسي موجه أفقياً. لكن بما إن معظم الرسوم التوضيحية التي تم استخدامها اعتمدت الوضع الشاقولي للحقل المغناطيسي الأساسي لذا سنفترض أن المغناطيس هو شاقولي وأن المريض واقف داخله (الشكل 5.10b).

للمغناطيس الدائم شكل حدوة الحصان، أو شكل ثنائي القطب ويتمدد المريض بشكل معامد للحقل المغناطيسي (الشكل 5.10c). وتكون المغانط الدائمة ضخمة الكتلة (حتى 100 طن) مقارنة مع المغانط المقاومية أو فائقة الناقلية، لكن ما إن تركب فإن تكاليف صيانتها تكون منخفضة وذلك بسبب أنها لا تتطلب سوائل تبريد أو منبع طاقة لإبقاء الحقل المغناطيسي.

أما ملفات التسوية فهي مجموعة من ملفات كهرومغناطيسية إما مقاومية أو في بعض الحالات فائقة الناقلية والتي تستخدم للتوليف الدقيق لتجانس الحقل المغناطيسي الرئيسي في المنطقة المركزية للمغناطيس اللولبي. كما تستخدم قطع إضافية من المعدن لتسوية أنظمة المغانط الدائمة. ففي حقل مغناطيسي رئيسي عالي التجانس ، يمكن أن يكون الحقل المغناطيسي الساكن بتغير 1 جزء من المليون على منطقة كروية بقطر 10–20 سم وتتغير بأجزاء من المليون قليلة على منطقة كروية بقطر 50 سم في معظم أنظمة التصوير بالرنين المغناطيسي المتجانسة المستخدمة للجسم كله.

تستخدم ملفات التدرج لتغيير الحقل المغناطيسي وبشكل مقصود كفعل للمكان بطريقة ممنهجة على كل من المحاور الثلاثة (x ,y ,z) وبالتالي يمكن أن يتم تحديد مكان الإشارة، فعلى سبيل المثال: فإن التدرج في الاتجاه x ينتج حقلاً مغناطيسياً أصغر والذي يؤشر بنفس اتجاه الحقل المغناطيسي الرئيسي (عبر المحور z) لكن يختلف خطياً بالشدة كفعل لموقع x (الشكل 5.10d).

وبشكل مشابه فإن التدرج في الاتجاه y والموجه باتجاه المحور z لكن يختلف خطياً في الشدة كتابع للموضع y.

يجب أن تشغل وتطفأ المتدرجات وبشكل سريع خلال المتتابعات النبضية للتزويد بالموقع. هذه الحاجة للتفعيل السريع تحد من شدة التدرج، جاعلةً من شدة حقل التدرج صغيراً مقارنة مع الحقل المغناطيسي الرئيسي. على سبيل المثال يتغير الحقل المتدرج من -1 ميلي تسلا إلى 1 ميلي تسلا عبر مسافة 1 متر له تدرج بالشدة 2 ميلي تسلا بالمتر. عادة ما يكون تدرج الشدة الأعظمي هو 10-15 ميلي تسلا بالمتر، وأزمنة زيادة التدرج الأعظمية (الزمن اللازم لزيادة التدرج من قيمة الصفر إلى القيمة الأعظمية) هو من مرتبة 1 ميلي ثانية.

5.9.2. ملفات الراديوية (RF Coils):

تستخدم الملفات الراديوية لإثارة النويات من خلال إرسال أمواج راديوية خلال المريض (الشكل 5.10e). عادة يكون ملف الإرسال هو الملف الأكبر وهو موجود من جهة تجويف المغناطيس أو ملف الاستقبال للمريض. إنه من الضروري أن يكون الحقل الراديوي المرسل (يرمز له الحقل B1) موحداً بحيث تكون زوايا القلب (التدوير) موحـــدة عبر المقطع المختار أو الحجم: الملفات الأكبر تنتج حقول مرسلةB1 أكثر توحداً.

أما ملفات مستقبلات الإشارات الراديوية فهي تستخدم لقياس إشارة الرنين المغناطيسي من المريض (التغير في الفيض المغناطيسي تبعاً لدوران (الحركة البدارية) في المستوي العرضاني (الشكل 5.10f).

ففي العديد من الحالات يستخدم ملف إرسال أكبر محيط بالجسم كله مستخدماً مع ملفات مستقبلة منفصلة (ملف اكبر للجسم كله بينما ملفات صغيرة موضعية للرأس ، للحوض، العمود الفقري، الركبة، المفاصل الخ). ففي بعض الحالات تربط ملفات الإرسال والاستقبال مع بعضها البعض، لبعض المناطق مثل الرأس، العمود الفقري، الأكتاف. وفي بعض الحالات تشكل

الملفات على شكل رباعي أو دائري مستقطب، إن الملفات التي ترسل وتستقبل هي حساسة للحقل المغناطيسي الراديوي على طول كل من المحاور x و y في المستوي المستعرض. إحدى أهم المواصفات لملفات الاستقبال الموضعية الأصغر هي الربط القريب للمنطقة التشريحية ذات الاهتمام وحقل رؤيتها المحدود. إن الربط القريب ينتج إشارة عالية من المنطقة ذات الاهتمام، بينما يخفض حقل الرؤية المحدود الضجيج من خلال استقبال الإشارات الواردة فقط من خلال حجم صغير من النسيج، النسيج موضع الاهتمام.

5.10.تصميم تجهيزات التصوير بالرنين المغناطيسي:

تتطلب أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي ثلاثة أنواع من الحقول: الحقل الرئيسي المغناطيسي أو الحقل الساكن (B2)، حقول المتدرجات، وحقول التواتر الراديوي (RF) (B1).

عملياً فإنه من الضروري استخدام الملفات أو المغانط التي تنتج حقول المليء (Shimming) لتحسين التوحيد الحيزي للحقل الساكن (B0).

لقد كان التحدي الأول لمبتكري أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي هو تطوير جهاز يستطيع فحص جسم بشري كامل وقد ظهر أول نموذج عام 1970.

يبين الشكل 5.21 المكونات الرئيسية لنظام تصوير NMR. هذه المكونات هي:

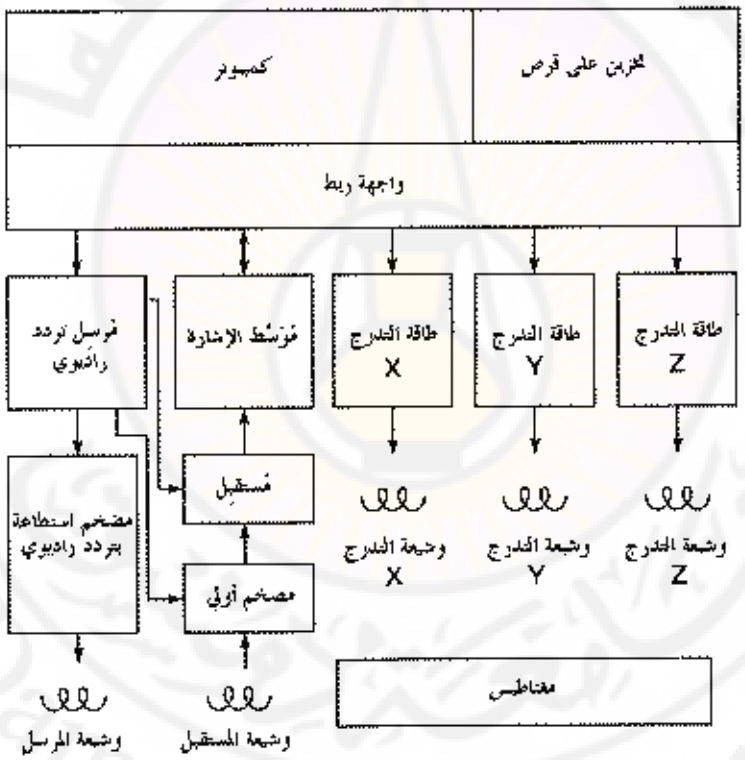
- مغناطيس، يؤمن حقلاً مغناطيساً B_0 منتظماً بقوة ومستقراً.
- مرسل RF، يزود حقلاً مغناطيسياً بتردد راديوي إلى العينة.
- نظام تدرج، ينتج حقولاً مغناطيسية متغيرة بالزمن.
- نظام كشف، ينتج إشارة الخرج.
- نظام مُصوّر، يتضمن الكمبيوتر الذي يعيد بناء الصور وإظهارها.

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

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

لقد كان نجاح الجهاز يعتمد التواصل مزدوج التدفق للمعلومات بين نظام تمثيلي ورقمي. فالمغناطيس الرئيسي وملفات التدرج والراديوية، ومنابع تغذية كل من المتدرجات والنظام الراديوي التي تعمل بالمجال التمثيلي. ويتمركز النظام الرقمي على حاسوب متعدد الوظائف والذي يستخدم للتزويد بالمعلومات للتحكم (توقيت الإشارات والمطال) لمضخمات المتدرجات والنظام الراديوي، وذلك لمعالجة معلومات إشارة التصوير بالرنين المغناطيسي في مستوي الزمن العائدة من المستقبل، ولقيادة إظهار الصورة وأنظمة التخزين. كما يمكن الحاسوب المستخدم من التحكم بأمور إضافية مثل حركة طاولة المريض.

يبين الشكل 5.11 والشكل 5.12 النطاقات الرقمية والتمثيلية لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي.

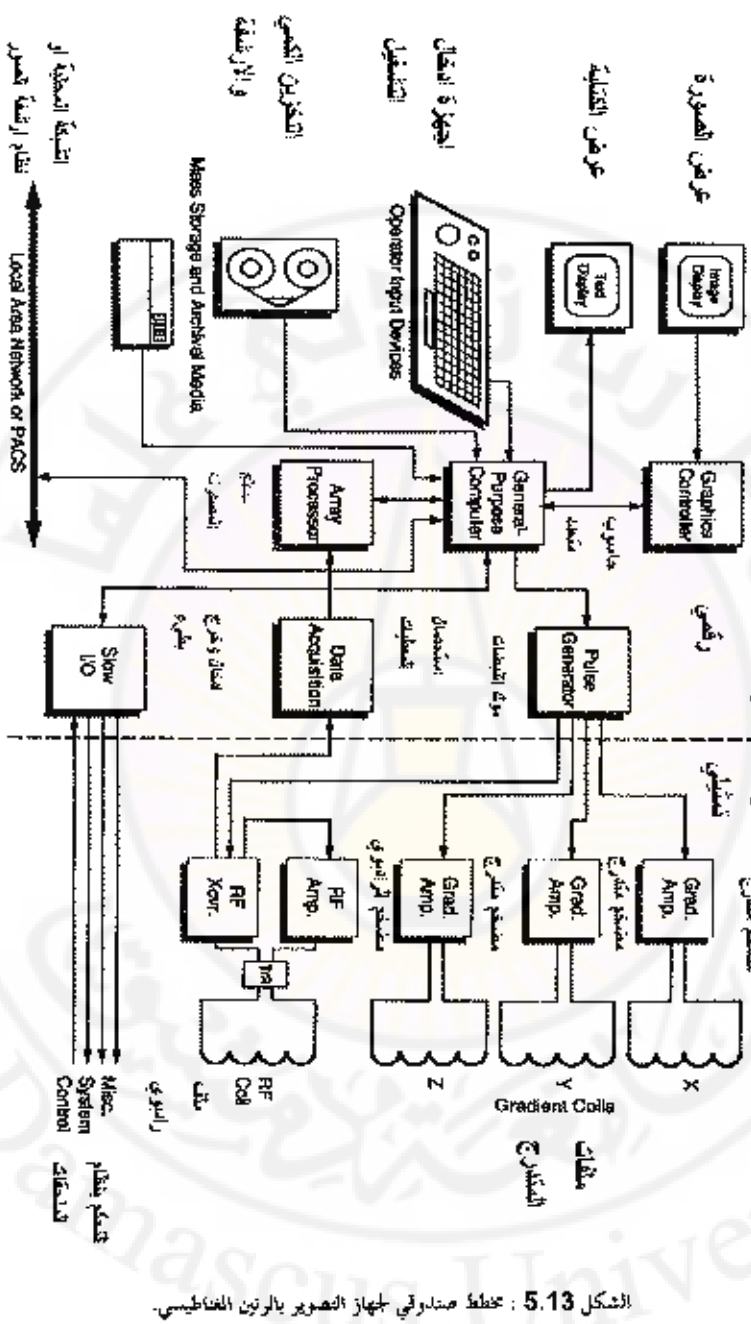


الشكل 5.11 : الأنظمة الجزئية لنظام تصوير بالـ NMR نموذجي.



الشكل **5.12** : النطاقات الرقمية والتمثيلية لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي.

يبين الشكل 5.13 مخططاً صندوقياً لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي.



الشكل **5.13** : مخطط صندوقي لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي.

5.10.1. المغانط المستخدمة في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي :

- مقدمة:

إن مغناطيس الحقل الأساسي مطلوب لإنتاج حقل مغناطيسي ساكن مكثف وموحد بشكل كبير على كامل المنطقة المراد تصويرها. وليكون مفيداً لأهداف التصوير، يجب أن يكون هذا الحقل موحداً بشكل كبير في الفضاء وثابت عبر الزمن. والتغيرات الحيزية للحقل الرئيسي لجهاز التصوير لكامل الجسم يجب أن تكون اقل من المجال بين 1 إلى 10 أجزاء بالمليون (ppm) على منطقة قطرها بشكل تقريبي 40 سم. لانجاز مثل هذه المستويات من التجانس يتطلب الانتباه الجيد لتصميم المغناطيس والتسامحات التصنيعية. لذا يتطلب أن يكون الانزياح عبر الزمن (Temporal drift) لشدة الحقل لا يزيد عن 0.1 جزء من المليون/ بالساعة (0.1 ppm/h).

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

إن الواحدات المستخدمة في التعبير عن شدة الحقل المغناطيسي والأكثر شيوعاً هي الغاوس (Gauss G). لكن التسلا (Tesla) تم اعتمادها مؤخراً كواحدة قياس عالمية لهذا السبب فهي المفضلة.

1 تسلا= 10000 غاوس. إن قيمة الحقل المغناطيسي للأرض هي بحدود 0.05 ميلي تسلا (5000 غاوس). إن الحقل الساكن لأجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي هي بالمجال بين 0.5 إلى 2 تسلا. إلا إن الماسحات المفيدة قد صنعت لتغطي مجالاً من 0.02 إلى 8 تسلا. ويعرف بنسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) هي نسبة فولطية إشارة الرنين المغناطيسي النووي إلى فولطيات إشارات الضجيج المتواجدة ضمن المريض و الأجزاء الإلكترونية لنظام الاستقبال.

إن نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) هي ما تقرر إمكانيات الأداء للماسحات. تزداد نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) بشكل خطي مع شدة الحقل. ولذلك توجهت الجهود لإنتاج المغانط ذات الحقل العالي في صناعة أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي.

5.10.1.1. أنواع المغانط :

يمكن إنتاج الحقول المغناطيسية من خلال استخدام التيار الكهربائي أو المواد الدائمة المغنطة كمنبع. وفي كلا الحالتين تنخفض شدة الحقل بشكل سريع بالابتعاد عن المنبع. وبالتالي لإنتاج حقل قوي وموحد فإنه من الضروري إحاطة المريض بمغناطيس. ويجب أن يكون مغناطيس الحقل الأساسي قوياً بشكل كاف. لذلك تم استخدام أربعة أنواع من المغانط في أجهزة التصوير منها:

المغانط الدائمة permanent magnets،

المغانط الكهربائية Electromagnets،

المغانط المقاومة Resistive magnets،

المغانط ذات الناقلية الفائقة

Superconducting magnets.

- **المغانط الدائمة**

إن كلا النوعين الأوليين من المغانط تستخدم مواداً ممغنطة لإنتاج الحقل المطبق على المريض. ففي المغناطيس الدائم يوضع المريض بين قطبي المغناطيس كما هو موضح بالشكل 5.14.

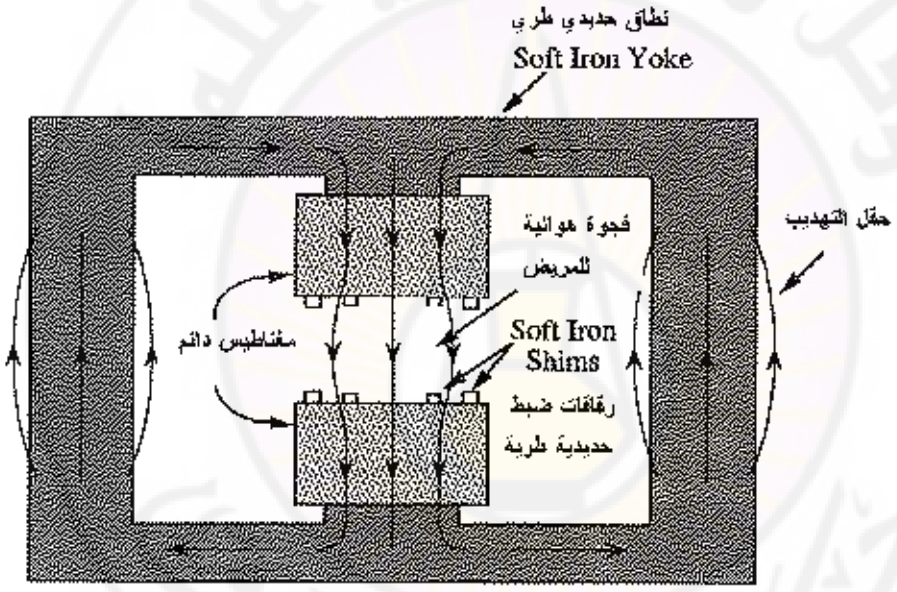
وتكون المواد المستخدمة لصناعة المغانط الدائمة إما الحديد عالي الكربون، الخلائط مثل الالنيكو (Alnico) وهي سبائك مصنوعة من الألمنيوم والنيكل والكوبالت مع الحديد، السيراميك مثل خام الحديد مع الباريوم (Barium Ferrite)، والسبائك الأرضية مثل كوبالت الساماريوم Samarium Cobalt)).

وللماسحات المستخدمة للمغانط الدائمة بعض الميزات: فهي تنتج حقلاً تهدبياً صغيراً نسبياً ولا تتطلب منبع طاقة. ولكن تميل إلى كونها ثقيلة جداً (حتى 100 طن) وتنتج حقولاً صغيرة بمجال 0.3 تسلا أو أقل. كما إنها عرضة لانزياح الحقل الزمني الذي تتسبب به إختلاف درجات الحرارة. وإذا صنعت أوجه الأقطاب من مواد ناقلة للكهرباء فإن تيارات أيدي (eddy currents) المستحثة في أوجه الأقطاب من حقول المتدرجات النبضية يمكن أن تحد من أدائها.

وقد تم وضع سبيكة من النوديوم والبورون والحديد (Neodymium iron) لصنع مغانط دائمة للماسحات خفيفة الوزن

- **المغانط الكهربائية Electromagnets.**

وتستخدم المغانط الكهربائية نفس المبدأ لكن تصنع أوجه الأقطاب من مواد مغناطيسية طرية والتي تتمغنط فقط عندما تتأثر بملفات التيار الكهربائي الملتفة حولها. وتتطلب المغانط الكهربائية استخدام منبع طاقة خارجي. وفي كلا نوعي المغانط تكتمل الدارة باستخدام نطاق حديدي طري يصل أوجه الأقطاب مع بعضها، ويجب أن تكون الفجوة بين أوجه الأقطاب كبيرة كفاية لاحتواء المريض وملفات المتدرج والراديوية.



الشكل **5.14** : المغناطيس الدائم المستخدم في أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي.

- **المغانط المقاومة:**

كانت أولى أجهزة تصوير كامل الجسم حيث تم تصنيعها بين 1970 إلى بدايات 1980 وقد استخدمت ستة ملفات كبيرة من أسلاك الألمنيوم أو النحاس تحيط بالمريض. وقد تم تغذيتها بجهد كهربائي من 40 إلى 100 كيلو واط تيار مستمر. إن المقاومة الكهربائية للملفات

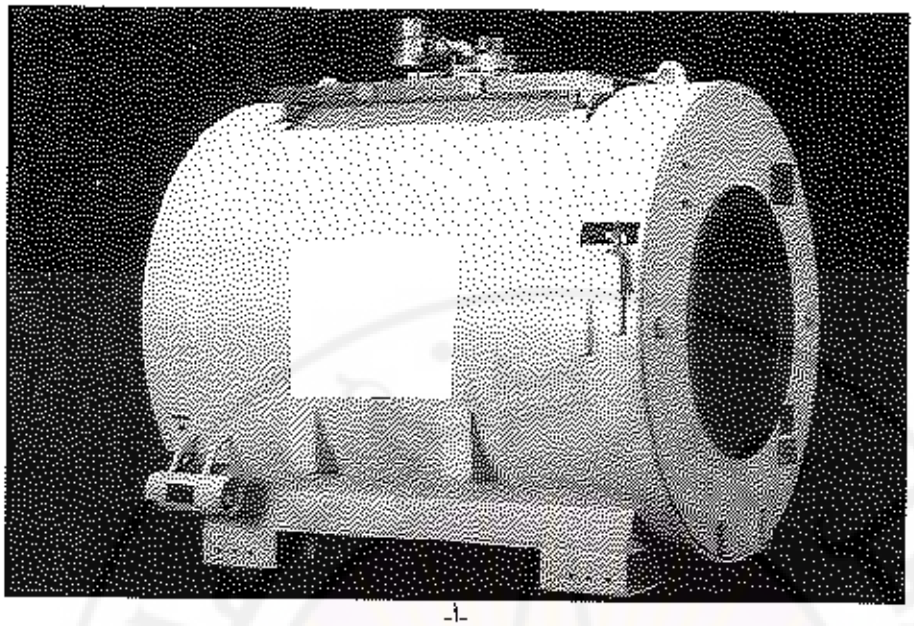
قد أدت إلى حرارات عالية ، وقد تم استخدام الماء الذي كان يمر عبر الملفات لمنع زيادة الحرارة. إن ارتفاع الحرارة كان مرتبطاً مع شدة الحقل، ولم يكن من الممكن بناء مغانط مقاومية تعمل عند حقول أعلى من 0.15 إلى 0.3 تسلا. وفي وقتنا الحاضر فإنه من النادر استخدام مغانط مقاومية ما عدا من أجل حقول منخفضة الشدة من 0.02 إلى 0.06 تسلا. وأغلب أجهزة الرنين المفتوحة هي ذات مغناطيس من النوع المقاومي كما يبين الشكل 5.15.



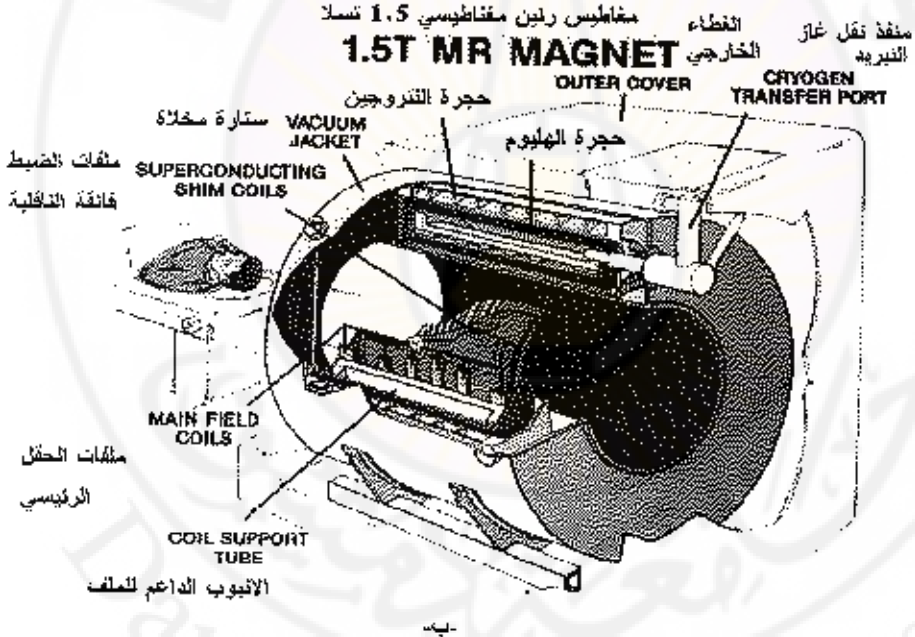
الشكل **5.15** : المغناطيس المفتوح المستخدم في أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي.

- **المغانط فائقة الناقلية:**

منذ أوائل الثمانينات فإن استخدام المغانط ذات الناقلية الفائقة التي تبرد إلى درجة حرارة قريبة من الصفر المطلق كانت أكثر حل مرض لمشكلة توليد حقل مغناطيسي ساكن لماسحات التصوير. قد اكتشفت بعض المواد التي تتمتع بخاصية مقاومة أومية لها تساوي الصفر عند درجات حرارة قريبة من الصفر المطلق، مثال على هذه المواد سبيكة النيوبيوم أو التيتانيوم قد استخدمت بأكثر من آلاف المغانط التي هي أساس الماسحات للجسم بأكمله.



-أ-

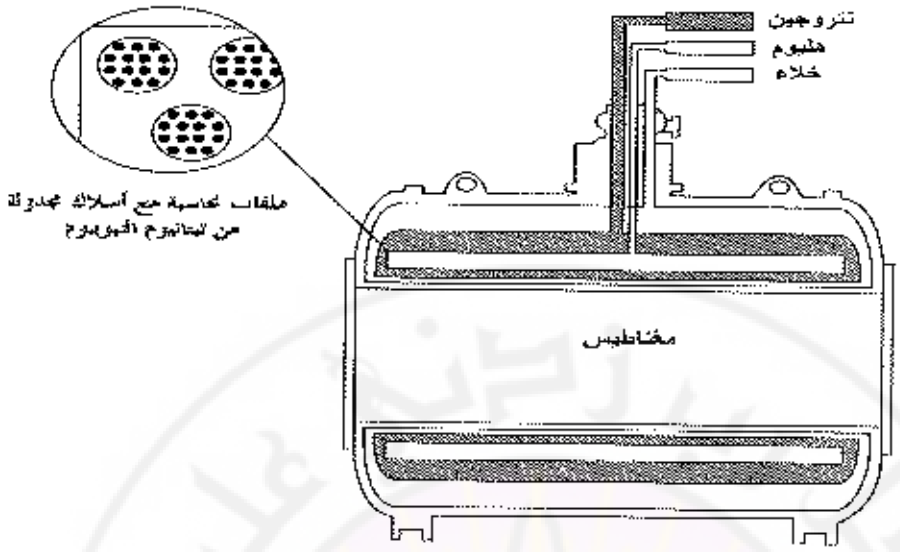


-ب-

الشكل 5.16 : أ– مغناطيس فائق الناقلية لجسم كفه 1.5 تسلا. القطر الداخلي للفتحة الداخلة 1 متر.
ب–مخطط تخيلي لمغناطيس فائق الناقلية تبقى بدرجة حرارة الهليوم السائل.

يوضح الشكل 5.16 أ و ب بنية مغناطيس مستخدم بجهاز التصوير لكامل الجسم. ففي هذه الحالة توصل ستة ملفات من سلك فائق الناقلية على التسلسل حاملة تيار مكثف في مجال 200 أمبير لإنتاج حقل مغناطيسي 1.5 تسلا وتكون أطوال الأسلاك بحدود 65 كم. ويجب أن يكون الطول الكلي لهذه الأسلاك بدون أية عيوب مثل لحام ناقص أو أي شيء يمكن أن يقطع خاصية الناقلية الفائقة. فإذا كانت الأسلاك بدون أي عيوب فيمكن أن يعمل المغناطيس في النظام الدائم أو المتواصل (Persistent mode) والذي تتلخص فكرته في أنه ما أن يطبق التيار يمكن وصل النهايات مع بعضها البعض ويتدفق تيار متواصل بشكل لا نهائي طالما أبقيت درجة حرارة الملفات تحت درجة حرارة التحول إلى الناقلية الفائقة. وتبلغ هذه الدرجة 10 كيلفن لسلك النيتانيوم نيوبيوم. ويتم إبقاء هذه الملفات عند هذه الدرجة المنخفضة بتغليفها بطبقة مزدوجة حافظة للبرودة (كما هو الحال في زجاجة الثيرموس) هذا يسمح لها بالانغماس في الهليوم السائل عند درجة حرارة 4.2 كيلفن. أما الغليان المتدرج لسائل الهليوم المتسبب عن التسرب الحراري الذي لا يمكن ضبطه من خلال الطبقة العازلة يتطلب إعادة تغيير الهليوم أو تعبئته خلال فترات منتظمة. وكما إن هناك العديد من المغانط تستخدم ثلاجات مبردة والتي تخفض أو تزيل الحاجة إلى تعبئة خزان الهليوم السائل. إن الاستقرار الزمني لعمل المغانط الدائمة فائقة الناقلية هو شيء مميز في الاستخدام كمنبع للحقول المغناطيسية الرئيسية لأجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي.

إن التوصيل للتغذية بالتيار في المغناطيس فائق الناقلية ضروري فقط من أجل رفع التزويد بالطاقة إلى قوة الحقل المطلوبة. بعد هذا يتم قصر الوشائع بدارة ولا تحتاج إلى طاقة كهربائية إضافية. إن الحقل المغناطيسي مستقر مؤقتاً. بسبب تبخير الهليوم السائل والنتروجين السائل فإنه من الضروري القيام بتعبئة شهرية للهليوم وتعبئة أسبوعية للنتروجين. إن معدل التبخير في الماسحات البدائية كان حوالي 0.5 لتر/ الساعة للهليوم السائل و2 لتر/ الساعة للنتروجين السائل. في الوقت الحاضر تستخدم عدة مغانط الآن برّادات مولدة للبرودة تخفض أو تلغي الحاجة إلى إعادة تعبئة خزان الهليوم السائل. يبين الشكل 5.17 مخططاً توضيحياً لمغناطيس فائق الناقلية. أصبحت المغانط فائقة التوصيل المصدر المفضل والأكثر استخداماً على نطاق واسع من أجل الحقول المغناطيسية الرئيسية لماسحات الـ MRI وذلك بسبب مقدرتها على تحقيق قوى حقول مغناطيسية مستقرة وقوية جداً بدون أي استهلاك مستمر للطاقة.



الشكل 5.17 : رسم تخطيطي لمغناطيس فائق التوصيل.

يتم الآن إنتاج مغانط رنين مغناطيسي فائقة الناقلية بقطر داخلي للفتحة يساوي 1 متر، كما هو مرغوب فيه من أجل فحوصات كامل الجسم، من أجل قوى حقول تصل حتى 2 تسلا. إن التيار المطلوب بالوشائع فائقة التوصيل هو من مرتبة الـ 200 أمبير وذلك في حقل مغناطيسي 1.5 تسلا نموذجي. إن قطر الوشائع هو حوالي 1.3 متر ويمكن أن يكون الطول الكلي للسلك 65 كيلو متراً. يتم تشغيل المغناطيس في النمط الدائم، هذا يعني أنه حالما يتم تأسيس التيار فمن الممكن أن يتم توصيل النهايات معاً، وسوف يجري تيار دائم ثابت بشكل غير محدود طالما أنه تتم المحافظة على حرارة الوشائع أدنى من درجة حرارة التحول فائق التوصيل.

بالإضافة إلى الميزات التي لا تقبل الجدل والتي تملكها قوى الحقول المغناطيسية العالية على جودة الصورة، فإنها تتضمن أيضاً تعقيدات فنية زائدة في بناء تجهيزات الرنين المغناطيسي بالإضافة إلى تقنية التردد الراديوي المطلوبة معاً. إن انتشار الحقل الثانوي الحرج لمغناطيس ما متناسب مع الجذر التكعيبي لقوة حقله. إذا تم بواسطة مغناطيس 0.2 تسلا تجاوز قوة حقل الأرض بعشرة أضعاف عند مسافة بحدود 6 أمتار عن المركز، فإن هذه القوة للحقل الثانوي تحدث عندئذ بواسطة مغناطيس 2 تسلا عند مسافة 13 متراً. وهذا يمكن أن يؤثر جدياً على وظيفة التجهيزات الإلكترونية القريبة مثل مكثفات الصورة.

إن قوة حقل تساوي 0.5 تسلا تعني أن المطلوب هو تردد رنين نووي يساوي 21.3 ميغا هرتز للبروتونات وقوة حقل تساوي 2 تسلا تعني أن هناك حاجة إلى 85.2 ميغا هرتز. لا يمكن عند هذه الترددات العالية تطبيق وشائع الهوائيات العادية الشكل المُستخدمة من أجل الترددات المنخفضة؛ لأن السعة الذاتية للنواقل كبيرة جـداً وتأثيرات الموجة المنتقلة تلعب دوراً هاماً. كذلك فإن طول الناقل قابل للمقارنة مع ربع طول الموجة لحقل التردد الراديوي.

تتضمن أنظمة التصوير بالـ NMR عادةً مغانط بكثافة جريان أعظمي من 0.5 تسلا إلى 1.5 تسلا. إن "التسلا" (T) في النظام الدولي للواحدات (واحدات الـ SI) هي وحدة كثافة الجريان المغناطيسي. يتم في بعض البلدان استخدام وحدة "غوص" (G) 'Gauss' أيضاً. ومن أجل التحويل فإن 1 تسلا=10000 غوص=10 كيلو غوص.

تعتمد جودة صورة المسح بالـ NMR على انتظام الحقل المغناطيسي الساكن وعلى استقراره خلال مدة طويلة من الزمن. ويجب أن يكون انتظام هذا المغناطيس على الأقل 20 جزء من المليون (ppm) ضمن منطقة المسح والاستقرار عند مستوى يساوي 2 ppm أثناء الفترات القصيرة و تحت الـ 10 ppm خلال الفترات الطويلة.

5.10.2. حقول التهديب:

ينتج المغناطيس القوي والكبير حقلاً مغناطيسياً قوياً في المنطقة المحيطة به كما في داخله. ويمكن أن يشكل خطراً محتملاً على الأشخاص ذوي الأجهزة الطبية المزروعة مثل ناظم الخطى القلبي. ومن أجل السلامة فإنه من المفضل من ناحية الممارسة أن يتم تحديد الوصول إلى المنطقة التي يصبح فيها حقل التهديب مكثفاً. وعادة ما تكون الحدود النظامية هي خطوط 5 غاوس والتي تساوي بين 10–12 متر من مركز المغناطيس 1.5 تسلا الغير محجب. وعادة ما يكون التحجيب المغناطيسي على شكل صفائح من الحديد (التحجيب الغير فعال) (passive shielding) أو ملفات خارجية تحمل تياراً في الاتجاه المعاكس لتيار الملف الرئيسي (التحجيب الفعال active shielding) والذي هو غالباً ما يستخدم للحد من المنطقة التي يكون فيها حقل التهديب واضحاً.

5.10.3. ملفات التدرج (Gradient Coils):

هناك ثلاثة حقول تدرج، واحد لكل اتجاه في نظام الإحداثيات الديكارتية (Cartesian coordinate system) تستخدم لإعطاء معلومات كود مكانية في إشارة التصوير بالرنين

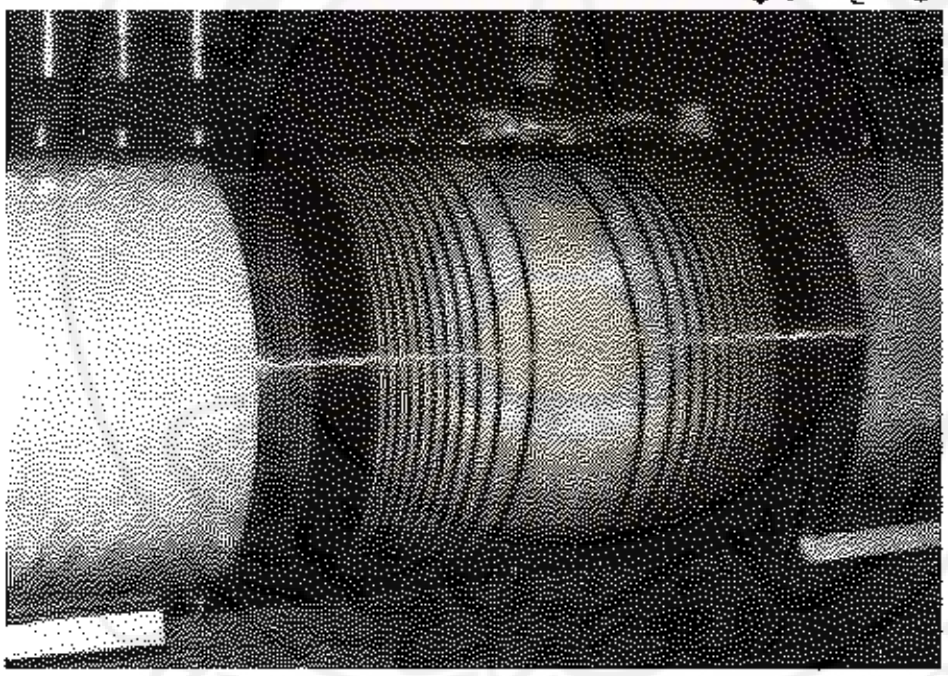
المغناطيسي ولتسمح بتصوير شرائح تشريحية رقيقة. وإضافة إلى حجمها الكبير فإن استخدام ملفات التدرج هذه والتي تميز التصوير بالرنين المغناطيسي عن أنظمة الرنين المغناطيسي النووي المستخدم في الكيمياء التحليلية. إن اتجاه الحقل الساكن على طول محور جهاز التصوير، هو تقليدياً يؤخذ اتجاه Z، وهي المركبة الديكارتية الوحيدة للحقل المتدرج في الاتجاه والتي تنتج في المساهمة الواضحة على السلوك الرنيني للنواة. ولهذا فإن الحقول الثلاثة المتدرجة النسبية هي :

$$GxX = Bz$$

$$Gyy = Bz$$

$$GzZ = Bz$$

يوضح الشكل 5.18 ملف المتدرج في الاتجاه Z تظهر الصورة لفات الملف الحلزوني على سطح أسطواني.



الشكل **5.18** : ملف المتدرج في الاتجاه **Z** تظهر الصورة لفات الملف الحلزوني على سطح اسطواني.

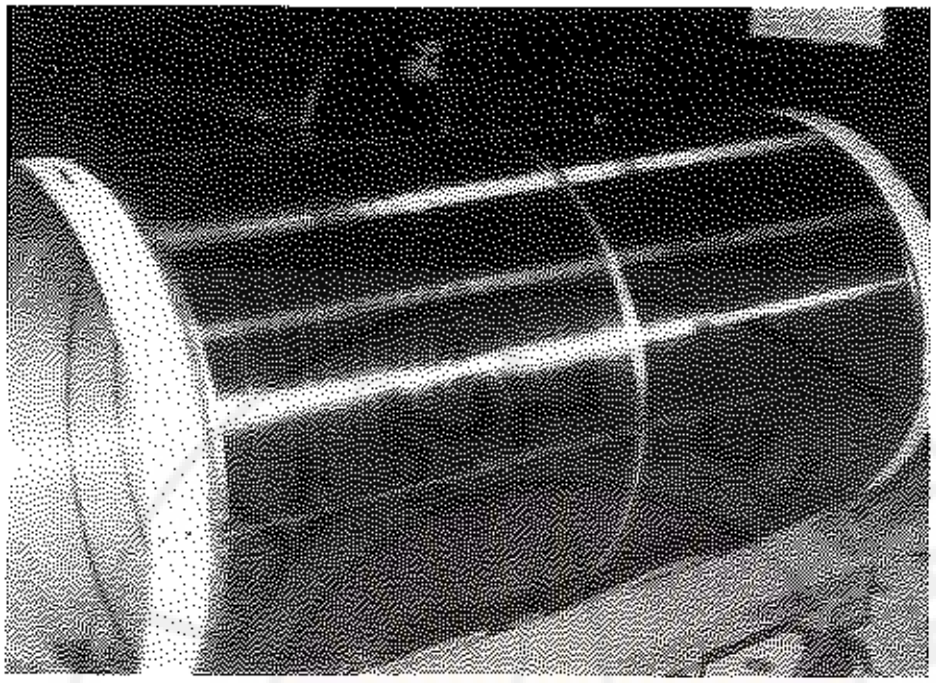
يتم التصوير بالرنين المغناطيسي بتعريض النظام المغزلي (Spin System) لسلسلة من التدرج النبضي والحقول الراديوية. لهذا فإنه من الضروري أن يكون هناك ثلاثة ملفات منفصلة، كل واحدة مخصصة لحقول التدرج المرتبطة بها ولكل واحدة منبع الطاقة الخاص بها وتحت تحكم حاسوبي منفصل. وعادة فإن أكثر طريقة عملية لإنشاء ملفات التدرج هي لفها على شكل ملفات اسطوانية والتي تحيط بالمريض وتتوضع داخل التجويف الدافئ للمغناطيس.

يمكن إنتاج حقل التدرج z بواسطة مجموعة من الملفات الدائرية حول الأسطوانة بحيث تعكس تيارات الملفات الموجودة على الطرفين المتقابلين من مركز المغناطيس (z=0). ولتقيض الانحرافات عن حقل التدرج الخطي المثالي Bz، يمكن استخدام لف جلزوني بحيث يتم عكس اتجاه اللفات عند Z=0 كما يتم تقليص المسافات بين اللفات بالابتعاد عن مركز الملف. أما فيما يتعلق بإنتاج التدرجات على المستوي المتعامد (x and y) يتطلب الأمر نموذج تيار معقد بشكل أكبر. وكما هو موضح في الشكل 5.19 حيث يبين ملف التدرج في المستوي المتعامد وتظهر الصورة نموذج الملف الخارجي لملف متدرج متعامد محجب بشكل فعال.

الحقول المتدرجة المتعامدة التي تنتج عن اللفات التي تستخدم نموذج تيار ذي أربع أرباع.

تتطلب صور الرنين المغناطيسي تسلسلاً سريعاً لحقول التدرج المعتمدة على الزمن (على الثلاثة محاور)المطبقة على المريض. فعلى سبيل المثال فإن التصوير باستخدام التقنية الشائعة تدور الاعوجاج(Spin-wrap) تستخدم نبضة تدرجية لانتقاء الشرائح (slice-selection) لانتقاء المغازل (spins) في شريحة رقيقة (3 إلى 10 مم) للمريض ومن ثم تطبق قراءات وتدريجات ترميز طوري (phase-encoding) في الاتجاهين المتعامدين لترميز المعلومات الحيزية ثنائية البعد في إشارة الرنين المغناطيسي النووي.

يوضح الشكل 5.19 ملف المتدرج في الاتجاه المتعامد.



الشكل **5.19** : ملف التدرج في المستوي المتعامد.

ففي الأجهزة النموذجية تمتلك ملفات المتدرج مقاومة كهربائية بحدود 1 أوم ومصانعة (Inductance) 1 ميلي هنري، ويمكن أن يحول الحقل المتدرج من 0 إلى 1 ميلي تسلا بالمتر (mT/m)(1 G/cm) في زمن بحدود 0.5 ميلي ثانية. وبحيث يتحول التيار من 0 إلى 100 أمبير خلال هذه المدة، وتكون الفولطية الآنية في الملفات (L di/dt) بحدود 200 فولت. ويكون تبديد الحرارة خلال فترة التحويل بحدود 20 كيلو واط. وفي عدد من التطبيقات الطبية والتي تكون متطلبة مثل التصوير القلبي فيصل حقل التدرج من 4 إلى 5 ميلي تسلا بالمتر ويتحول بزمن 0.2 ميلي ثانية أو أقل. ففي هذه الحالة فإن الفولطية المطلوبة خلال تحول التدرج هي بحدود 1 كيلو فولط. ففي العديد من المتتابعات النبضية، حيث تكون دورة أداء التحول منخفضة، وتسخين الملف ليس واضحاً. على كل حال فإن بروتوكولات التصوير السريعة تستخدم متدرجات كبيرة سرعة التحول (very rapidly switched gradients) عند دورة عمل عالية. هذا يضع متطلبات قوية على منابع التغذية، وغالباً ما نستخدم ماء تبريد لمنع التسخين فوق الحد لملفات التدرج.

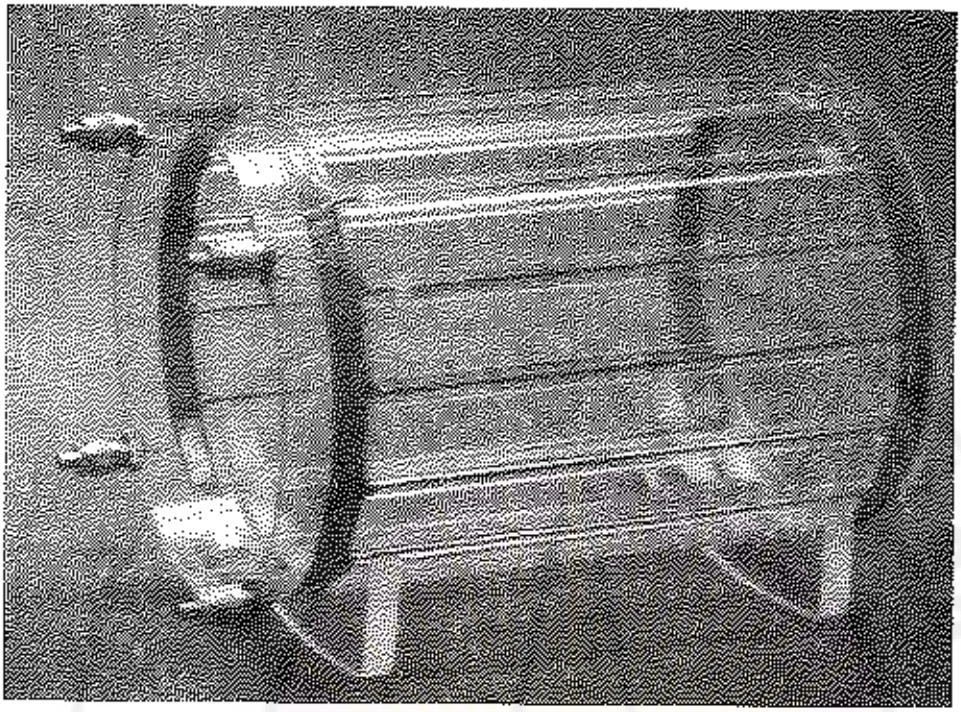
5.10.4. الملفات الراديوية:

إن الملفات الراديوية هي عناصر موجودة في كل جهاز تصوير وتستخدم لهدفين أساسيين للإرسال والاستقبال عند تواتر الطنين (الرنين) للبروتونات في المريض، تحدث حادثة السبق (الدوران البداري) (Precession) عند تواتر لارمور (Larmor frequency) للبروتونات.، والتي تتناسب مع الحقل المغناطيسي الساكن. ففي IT فإن هذا التواتر 42.58 ميغا هرتز.ولهذا ففي مجال شدات الحقل المستخدمة حالياً في ماسحات كامل الجسم (0.02 إلى 4 تسلا) فإن تواتر العمل يتراوح من 0.85 إلى 170.3 ميغا هرتز. ففي أجهزة التصوير الشائعة الاستخدام 1.5 تسلا، يكون تواتر العمل 63.86 ميغا هرتز.

إن أكثر حقل راديوي فعال ينتج من الإثارة الربعية (Quadrature Excitation)، والتي تتطلب ملفاً قادراً على توليد حقول بالاتجاهين x و y وبانزياح طوري قدره 90 درجة بينهما. وهناك ثلاثة تصنيفات لهذه الملفات الراديوية، ملفات الجسم (Body Coils) وملفات الرأس (Head Coils) وملفات السطح (Surface Coils) وهي شائعة الاستخدام في أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي. تتوضع هذه الملفات بالفراغ بين المريض وملفات المتدرج.

عادة ما تكون ملفات الرأس والجسم كبيرة كفاية لتحيط بالمنطقة المراد تصويرها ومصممة لإنتاج حقل مغناطيسي راديوي موحد عبر المنطقة المصورة. يتم إنشاء ملفات الجسم على أشكال ملفات أسطوانية ولها قطر كبير كفاية من 50 إلى 60 سم لتحيط بالجسم كله. بينما ملفات تصوير الرأس فلها أقطار أصغر عادة 28 سم. بينما ملفات السطح فهي أصغر لتصوير منطقة محددة تشريحية. وتأتي بأشكال ومقاسات مختلفة. حيث يمكن تطبيقها بالقرب على المنطقة المطلوب تصويرها، كما إنها تتفوق بنسبة نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) عن ملفات الرأس والجسم للمناطق المحددة ولكن بسبب تصميمها الغير متناظر فإنها ليست ذات حساسية موحدة.

يبين الشكل 5.20 رنانة قفص بيرد Birdcage resonator مصممة للعمل في أجهزة المسح 4 تسلا عند 170 ميغا هرتز. حيث يتم إنجاز الإثارة الربعية (Quadrature excitation) وأداء المستقبل باستخدام اثنين من نهايتين متجاورتين بانزياح طوري 90 درجة بينهما.



الشكل 5.20 : وشائع ملفوف بيرد Birdcage resonator مصممة للعمل في أجهزة المسح 4 تسلا عند 170 ميغا هرتز. يتم إنجاز الإثارة الربعية (Quadrature excitation) وأداء المستقبل باستخدام اثنين من النهايتين متجاورتين بانزياح طوري 90 درجة بينهما.

5.10.4.1. نظام المرسل RF:

بهدف تنشيط النوى بحيث تصدر إشارة مفيدة، يجب نقل الطاقة إلى العينة. وهذا ما يقوم به المرسل. يتألف النظام من مرسل RF ومضخم طاقة RF وملفات ناقلة RF. يتألف المرسل RF من مولد ذبذبات بلوري RF عند تردد لارمور. يتم تنويب الجهد RF بواسطة أغلفة نبضات من واجهة الربط الكمبيوترية لتوليد نبضات الـ RF التي تثير الرنين. يتم تضخيم هذه النبضات إلى مستويات تتغير من 100 وات إلى عدة كيلو وات معتمدة على طريقة التصوير ومن ثم تتم تغذيتها إلى ملف المرسل. إن مستويات الطاقة العالية ضرورية من أجل أحجام العينات الكبيرة التي تتم مصادفتها في تجارب كامل الجسم.

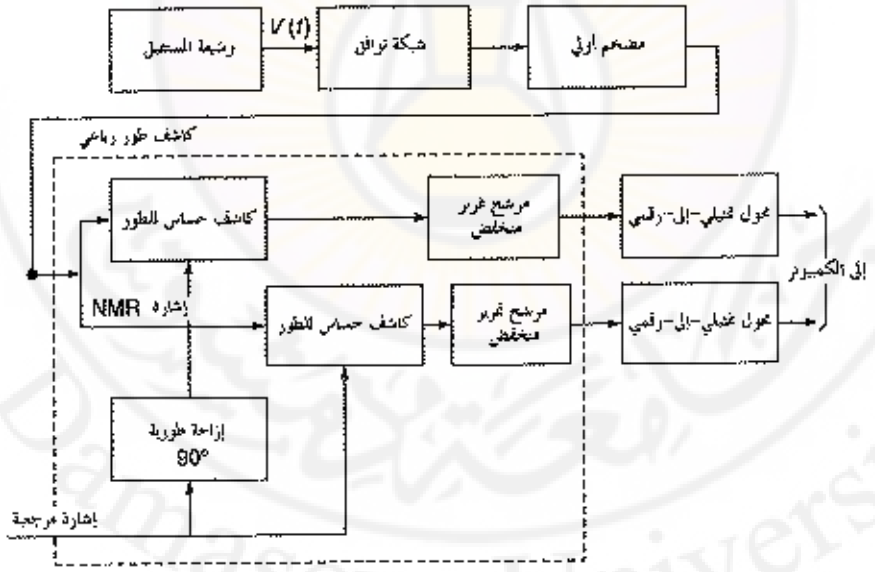
يمكن أن تكون وشائع الـ RF إما وحيدة وتخدم كمرسل ومستقبل معاً أو ملفين منفصلين متعامدين كهربائياً. يملك الترتيب الأخير ميزة اختراق النبضة المُخفّضة إلى المستقبل

أثناء النبضة. في كلتا الحالتين تنتج جميع الوشائع حقول RF^2 متعامدة مع اتجاه الحقل المغناطيسي الرئيسي. إن الهندسة النموذجية لملفات RF هي وشائع الـ RF^2 التي تكون لولبية الشكل. يتم توليف الوشائع على تردد الـ NMR وتكون عادةً معزولة عن بقية النظام بواسطة سياج في قفص تحجيب للـ RF^2.

تهبط ترددات الرنين إلى حزمة الترددات الراديوية وذلك للحقول المغناطيسية في المجال من 0.05 إلى 2 تسلا والمُستخدمة من أجل تصوير الجسم البشري. على سبيل المثال في حقل يساوي 1 تسلا، تهتز ^1H عند 42.57 ميغا هرتز و^{19}F عند 40.05 ميغا هرتز و^{31}P عند 17.24 ميغا هرتز و^{13}C عند 10.71 ميغا هرتز. ويكون الرنين عادة حاداً جداً. إن مجال 10 هرتز تكون نموذجية للأنظمة البيولوجية.

5.10.4.2. نظام الكشف:

إن وظيفة نظام الكشف (المستقبل) هي كشف المغنطة النووية وتوليد إشارة خرج للمعالجة بواسطة الحاسوب. يبين الشكل 5.21 مخططاً صندوقياً لمستقبل نموذجي.



الشكل 5.21 : مخطط صندوقي لنظام كشف NMR.

يحيط ملف المستقبل عادة بالعينة و يعمل كهوائي لالتقاط المغنطة النووية المتموجة للعينة وتحويلها إلى جهد خرج متموج $V(t)$.

$$V(t) = -\frac{d}{dt} \cdot M(t,x) \cdot B_c(x) d_x \qquad 5\text{-}2$$

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

إن تصميم ملف المستقبل وتوضعها يكون بحيث تملك $B_c(x)$ أكبر مكون عرضي ممكن. يساهم المكون الطولي لـ $B_c(x)$ بمقدار صغير في جهد الخرج ويمكن تجاهله. وهذا لأن المشتق الزمني لـ $M_z(t,x)$ أقل بكثير من المشتق الزمني للمكون العرضي. تتلاشى $M_z(t,x)$ أسياً بثابت زمني مقداره T_1، نموذجياً من 0.1 إلى 1 ثانية، بينما يكون المكون العرضي مُهتزاً بدور من 0.05 إلى 0.2 مايكرو ثانية بشكل نموذجي.

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

$$SNR - K(Q/V_c) \qquad 5\text{-}3$$

حيث K هو ثابت عددي خاص بهندسة الملف

Q هو عامل مغنطة الملف و

V_c هو حجم الملف.

يتضمن ذلك أنه يمكن تحسين الـ SNR للمسح بالـ MR من خلال زيادة نسبة المغنطة إلى حجم الملف إلى أقصى حد. بعض الوشائع المتوفرة عموماً هي:

- **وشائع الجسم**

مبنية على أشكال وشائع أسطوانية بقطر يتراوح من 50 إلى 60 سنتمتر لتحيط بجسم المريض بشكل كامل.

• **وشائع الرأس**

مصممةٌ فقط من أجل تصوير الرأس بقطر نموذجي يساوي 28 سنتمتر.

• **وشائع السطح**

– ملف محجر العين/الأذن: ملف مسطح وحلقي الشكل مسطحة بقطر 10 سنتمتر

– ملف الرقبة: ملف مرن وذات سطح مستطيل الشكل (10 سنتمتر × 20 سنتمتر) قادر على التكيّف مع تشريح المريض الخاص.

– ملف العمود الفقري: ملف اسطواني أو حلقي الشكل بقطر 15 سنتمتر.

• **وشائع الأعضاء الداخلية**

– ملف الصدر: ملف اسطواني أو حلقي الشكل بقطر 15 سنتمتر

– ملف من نوع هيلمهولتز Helmholtz-type: زوج من الوشائع الحلقية المسطحة لكل منها قطر 15 سنتمتر بمسافة متغيرة بين الملفين من 12 إلى 22 سنتمتر.

تتلو ملف المستقبل شبكة توافق تربط ملف المستقبل مع المضخم الأولي بهدف زيادة نقل الطاقة إلى المضخم إلى أقصى حد. و تُدخِل هذه الشبكة إزاحة طورية Ø إلى طور الإشارة.

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

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

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

5.10.4.3. نظام التدرج من أجل الترميز الحيزي:

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

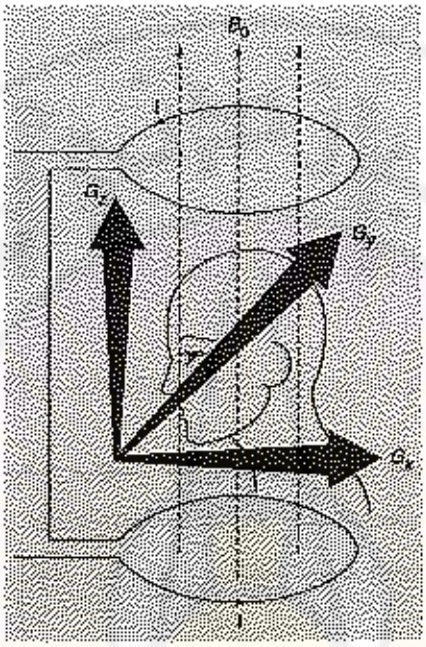
يمكن تفسير قوة الإشارة عند كل تردد بأنه كثافة نوى الهيدروجين في المستوي ضمن الجسم حيث يتطابق الحقل المغناطيسي مع التردد. تستغل طرق التصوير بالـ NMR هذه الخاصية من خلال تدرجات مُحددة بشكل جيد ومُتحكم بها بدقة لتعديل إشارة الـ NMR بطريقة معروفة بحيث يمكن لاحقاً فك ترميز المعلومات الحيزية ورسمها كصورة.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

تم تقديم فكرة الحصول على معلومات حيزية و بناءً عليه الحصول على صور. لقد أُحدث تقدماً رئيسياً من خلال تركيب تدرج حقل مغناطيسي خطي على حقل مغناطيسي منتظم مُطبق على الجسم الذي يتم تصويره. عندما يتم القيام بذلك فسوف تعتمد ترددات الرنين للنوى الدوارة بشكل أولي على المواقع على طول اتجاه التدرج المغناطيسي. ينتج هذا إسقاطاً أحادي البعد لبنية الجسم ثلاثي الأبعاد. يمكن من خلال أخذ سلسلة من هذه الإسقاطات عند اتجاهات تدرج مختلفة إنتاج صورة ثنائية الأبعاد أو حتى ثلاثية الأبعاد.

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

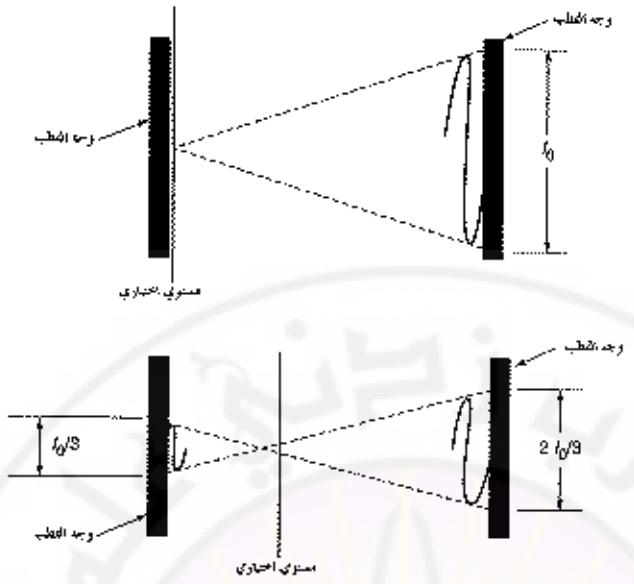
يتم في أنظمة الـ NMR، من أجل تمييز الإشارات الصادرة بواسطة الجسم حيزياً، تغطية الحقل المغناطيسي المتجانس الابتدائي B_0 في الأبعاد الحيزية الثلاثة كلها X و Y و Z.

بواسطة حقول ذات تدرج– حقول مغناطيسية خطية صغيرة G. يتم تمثيل حقول التدرج هذه في الشكل 5.22 بواسطة أسهم ذات سماكة متزايدة لتوضيح الزيادة الخطية في قوة الحقل المغناطيسي. يتم إنتاج حقول التدرج بمساعدة وشائع حاملة للتيار ويمكن تشغيلها أو إطفائها كما هو مرغوب أثناء تطبيق طاقة الـ RF وأيضاً في أي طور من عملية القياس معاً.



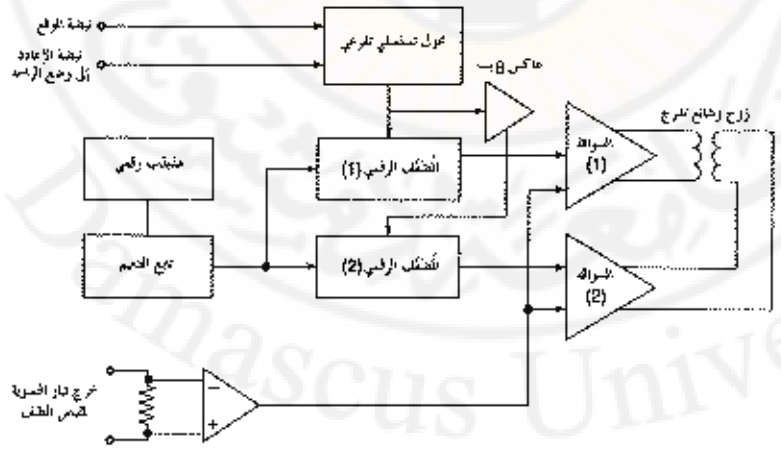
الشكل 5.22 : ترتيب تدرجات الحقل.

يبين الشكل 5.23 مبدأ استعمال حقل التدرج من أجل انتقاء مستوي ما. وكما وُصف سابقاً يتم استخدام تدرجات متناوبة بمكان ما بطريقة النقطة الحساسة. إن الغاية من التدرجات المتناوبة هي تأمين مستوي متغير بالزمن منفصل ولكن قابل للحركة (أو حساس) بحيث يمكن التحسس لعدة مواقع دون الحاجة إلى تحريك المكونات الفيزيائية للعينة أو نظام المغناطيس. يستطيع المرء بواسطة زوج من وشائع الحقل ومن خلال تدرجات متممة متناوبة وضع مستوي حساس ما تحت التحكم المغناطيسي وبناءً عليه تحت التحكم الإلكتروني. وكما هو مبين في الشكل 5.24 يستطيع المرء تحريك مستوي حساس ما إلى أي مكان بين ملفي التدرج من خلال التحكم بالمطال النسبي للإشارات لكل ملف.



الشكل 5.23 : استخدام مطال التيار الجيبي لتحديد موضع المستوي الانتقالي.

يتم في المراجع وصف ترتيبات متعددة للدارات من أجل التحكم بتدرجات الحقول المغناطيسية. استخدم Fitzsimmons, 1982 كمبيوتراً للتحكم بحقل التدرج. يبين الشكل 5.24 مخططاً صندوقياً للنظام المُستخدم. يمكن تجزيء البيئة الصلبة (Hardware) إلى أربعة أنظمة جزئية.



الشكل 5.24: مخطط صندوقي لنظام التحكم بالتدرج. كل زوج من الملفات X و Y و Z يملك دارة التحكم الخاصة به.

يتضمن النظام الجزئي الأول واجهة الربط بين الكمبيوتر ونظام التحكم بالتدرج. إن وظيفته الأولية هي السماح بالتوضع المستقل للمستويات الثلاثة غير المتغيرة بالزمن (X و Y و Z). إن الدارة بشكل أساسي هي عبارة عن محول من تسلسلي إلى تفرعي بأزمنة إعادة مستقلة إلى وضع البداية. يحتاج ذلك إلى ستة خطوط نبضات فقط من الكمبيوتر الرئيسي. إن العدد الأعظمي لمواقع المستويات محدود على العدد 256 الكافي لمعظم تطبيقات التصوير. تسمح مجموعة المفاتيح إما بالتحكم اليدوي أو المُبرمج على كل موقع مستوي.

يتألف مولد الذبذبات الرقمي من المؤقت 555 تليه مسجلات الإزاحة. تزيح المسجلات الاثنتي عشرة موجة جيبية بينما تزيح الاثنتي عشرة مسجلة الأخرى الموجة التجيبية. يسهل مولد الذبذبات الرقمي تغيير تردد الخرج عبر مجال عريض جداً خلال استعمال التحكم الوحيد. يمكن أيضاً تعديل مولد الذبذبات الرقمي بسهولة ليسمح بالتدريج المُتحكم به بالكمبيوتر للخرج لينتج أشعة جيبيه وتجيبيه مُعدّة مُسبقاً. يُستخدم الدخل ثُمانيّ الخانات (8-بت) من دارة واجهة الربط مباشرة للتحكم بالمُضَمِّد الأول بينما يتم عكس نفس الخانات الثمانية للتحكم بالمُضَمِّد الثاني. ينتج عن ذلك خرجين لموجتين جيبيتين متممتين لبعضهما البعض ويمكن تدريجهما من خلال 256 موقعاً. يُعطى التيار الناتج I_0 بواسطة:

$$I_0 = I_{coil1} - I_{coil2} \quad 5\text{-}4$$

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

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

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

تملك وشائع التدرج في الماسحات التقليدية مقاومة كهربائية بحدود 1 أوم [Ω] وتحريض يساوي 1 ميلي هنري [mH]. إن حقول التدرج مطلوبة ليتم تحويلها من صفر إلى 10 ميلي تسلا/المتر في حوالي 5 ميلي ثانية. يتحول التيار من صفر إلى حوالي 100 أمبير في هذا الفاصل. إن تبديد الاستطاعة أثناء فاصل التحويل هو بحدود 20 كيلو وات [kW]. يضع

هذا متطلبات صعبة على التزويد بالطاقة ومن الضروري في أغلب الأحيان استعمال التبريد بالماء لمنع التسخين الزائد لملفات التدرج.

إن متطلب التزويد بالطاقة مرتفع تماماً لأن سواقات التدرج X و Y تعمل في المجال من 4-6 أمبير. وبسبب وجود سواقتين لكل بُعد فإن المتطلب الكلي يساوي على الأقل 20 أمبيراً. تحتاج السواقة Z إلى تيار أقل بكثير بسبب هندسة الملف و المواقع بالنسبة إلى الحقول الرئيسية.

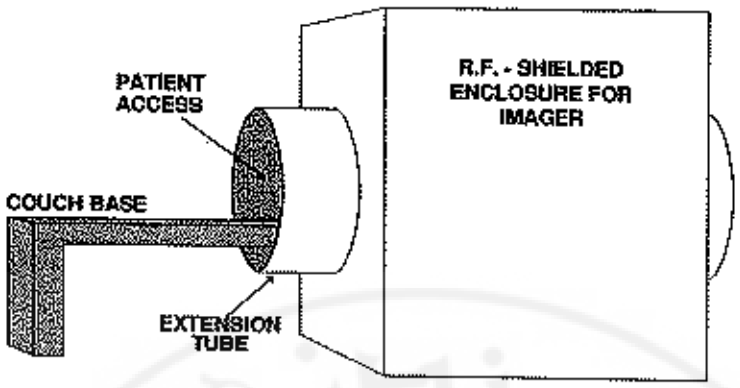
تتعلق متطلبات البرمجيات فقط بإعادة إعداد التدرج الفعلي وبعدئذ ترسل عدداً مناسباً من النبضات إلى واجهة ربط التحكم بالتدرج. يتطلب هذا ببساطة أن يكون المسجل مُحَمَّلاً بعدد متطابق مع موقع المستوي المرغوب وأن يتم تنفيذ عد تنازلي مُخرج نبضة عند كل تناقص للمسجل. يتم في البرنامج تخزين السلسلة الكلية لإعدادات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

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

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

5.10.5. تحجيب التردد الراديوي:

يوضح الشكل 5.25 تحجيب RF جهاز التصوير بواسطة قناة توسيع.

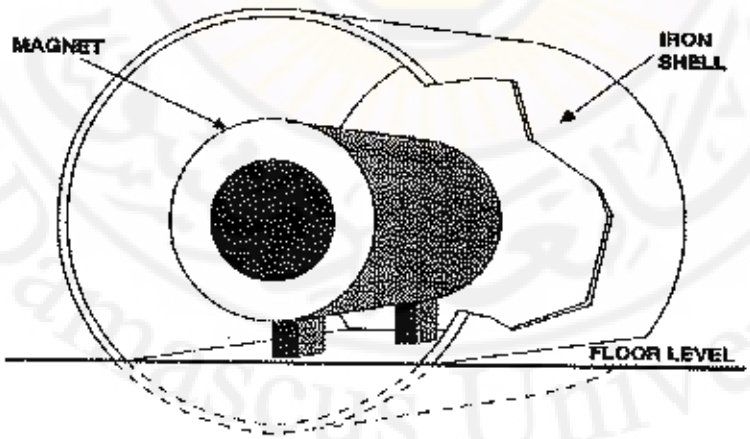


الشكل 5.25 : تحجيب RF جهاز التصوير بواسطة قناة توسيع.

عندما يتاح الفراغ ومن أجل أجهزة الحقل العالي عامةً فالحل الأفضل هو وضع جهاز التصوير في غرفة محجبة بترس إلكترومغناطيسي والاحتفاظ بكل الأجهزة الإلكترونية والحواسب خارجاً. وهذا أفضل من عرض المريض.حيث إن جهاز التصوير يمكن أن يكون مفتوحاً أكثر ويمكن أيضاً لممرضة مساعدة أن تبقى في الغرفة المحجبة مع المريض.

5.10.6. تحجيب المغناطيس:

إن هذا يبدو هاماً لأجهزة التصوير ذات الحقل العالي حيث يكون الفراغ محدوداً. إن الحقل الخارجي من رتبة 2 تسلا من مغانط الناقلية الفائقة ويمكن أن يؤثر بشكل خطر على التجهيزات في الغرف المجاورة. يوضح الشكل 5.26 تحجيب غرفة المغانط فائقة الناقلية.



الشكل 5.26 : تحجيب غرفة المغانط فائقة الناقلية.

5.11.تقنيات إعادة بناء الصورة

Image Reconstruction Techniques

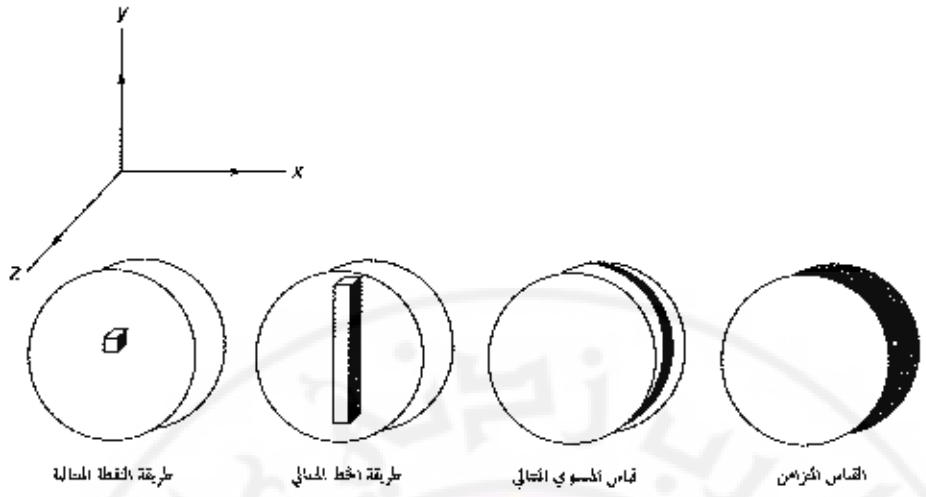
تم خلال العقدين الماضيين افتراض و عرض تقنيات متنوعة تُمكّن من التمييز الحيزي ورسم خريطة لإشارات الرنين المغناطيسي النووي (NMR) في الأجسام المتغيرة الخواص. وكما شرح سابقا فإنه من الضروري، لإنتاج صور بواسطة الـ NMR، التمييز بين إشارة الـ NMR الناشئة عن مناطق مختلفة من العينة، ومن أجل هذا الغرض يتم تطبيق حقل مغناطيسي متدرج مع الحقل المغناطيسي الرئيسي المتجانس بمساعدة وشائع إضافية للتيار.

وهكذا يكون تردد الرنين ثابتاً في المستويات المتعامدة مع اتجاه التدرج. إذا تم تحليل طيف إشارات الـ NMR المقاسة، يتطابق بعدئذ المطال الطيفي للتردد الخاص مع مساهمة الإشارة لجميع العزوم المغزلية النووية الدورانية في مستوي مرافق عمودي على الحقل المتدرج المطبق.

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

بالرغم من أن بعض تجهيزات التصوير بالـ NMR قادرة على إنتاج صور لـ T_1 و T_2، فإن معظم صور الـ NMR الحالية تمثل خليطاً من المعاملات الأربعة لتحسن التشريح الوصفي أو الباثولوجيا للعضو أو المنطقة ذات الاهتمام.

لقد تم استخدام عدة مخططات لتصنيف الطرق المتعددة للتصوير بالـ NMR. يوضح الشكل 5.27 بعض هذه التقنيات. إن نظام الإحداثيات المُستخدم هو الذي يكون فيه المحور Z متطابق مع المحور الأسطواني لحجرة التصوير للمريض.



الشكل 5.27 : (1) طريقة النقطة المثالية (2) طريقة الخط المثالي (3) قياس المستوى المثالي (4) قياس متزامن.

5.11.1. أساسيات بناء الصورة:

إن الطريقة الأكثر شيوعاً في جمع المعلومات وبناء الصورة في التصوير بالرنين المغناطيسي، هي بواسطة تحويل فورييه ثنائي البعد. ففي التصوير باستخدام تحويل فورييه ثنائي البعد، تتم إثارة مستوٍ محدد من الأنسجة ومن ثم تحصل المعلومات من السطح ككل خلال قراءة الإشارة. يتم اختيار المستوي المطلوب أو المقطع من خلال اثارة النسيج بإرسال نبضات ذات ترددات راديوية بمجال ضيق من خلال المريض بينما يتم تطبيق تدرج مغناطيسي عبر اتجاه المقطع المختار والاتجاه يكون متعامداً مع المقطع المطلوب (بتطبيق تدرج على المحور z سوف يتم اختيار مقطع محوري متعامد مع المحور z الشكل 5.28a).

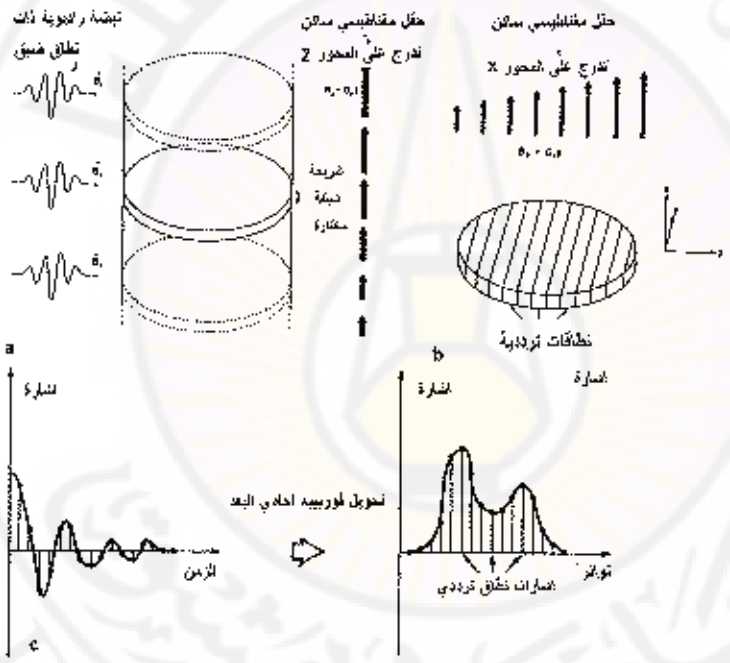
تدعى هذه الآلية بالإثارة الاختيارية. يقرر التموضع المعين للمقطع من خلال التفاعل بين الترددات الراديوية المرسلة عبر المريض و توافرت الرنين في المريض تبعاً للحقل المغناطيسي الساكن المطبق والمتدرج.

تقرر ثخانة المقطع المختار من خلال شدة المقطع المختار بالمتدرج ومجال التواترات (عرض النطاق) للنبضة الراديوية المرسلة عبر المريض. فالمقطع الرقيق ينتج من حالتين إما تدرج أكثر شدة (ميلاً) أو عرض نطاق ترددي أضيق للنبضة الراديوية.

وما أن تتم إثارة المقطع، يتم فصل تدرج اختيار المقطع.

أما الدقة (Resolution) ضمن المقطع المختار فتتم من خلال تطبيق تدرج مغناطيسي عبر المقطع نفسه(In-Plane) (على سبيل المثال في الاتجاهات x,y) قبل وخلال قياس الإشارة. بدون تطبيق التدرج فإن جميع الأنسجة ضمن المقطع المختار سوف ترن (Resonate) عند نفس التواتر.

على سبيل المثال إذا طبق تدرج القراءة، أو ترميز التواتر على اتجاه المحور X خلال قياس الإشارة، فإن تواتر الرنين يتغير كتابع للمحور X ، موزعاً الإشارة في المستوي إلى مجال إشارات ترن بتواترات رنين بسيطة الاختلاف تبعاً لموقعها على المحور X. أي إن هذا الفعل يقسم المستوي إلى مجموعة من النطاقات وكل نطاق يرن عند تواتر ذي اختلاف بسيط عن غيره (الشكل 5.28b).



الشكل **5.28**– (**a**) يتم اختيار المقطع بإرسال نبضة راديوية ضيقة النطاق داخل المريض بوجود تدرج اختيار المقطع (في هذه الحالة التدرج على المحور z). (**b**) تحقق الدقة الحيزية في اتجاه واحد ضمن المستوي المختار بتطبيق ترميز ترددي، أو تدرج القراءة (في هذه الحالة التدرج على المحور X) خلال قياس الإشارة من المستوي كله. إن تأثير التدرج الترميز الترددي هو تقسيم المستوي إلى نطاقات أنسجة، كل منها يرن بمجال ترددي مختلف قليلاً عن غيره.

(**c**) إن قياس الإشارة بالنسبة للزمن (على اليسار) يمكن ترجمتها إلى شدة إشارة ضمن كل نطاق ترددي (على اليمين) وذلك باستخدام تحويل فوريه أحادي البعد للإشارة المرتبطة بالزمن.

إن الإشارة المعتمدة على الزمن من المستوي الكلي تقاس بفترات عدة تتراوح من أجزاء ثانية إلى العديد من عشرات الميلي ثانية.

يقوم تحويل فوريه أحادي البعد (للإشارة المعتمدة على الزمن) على تحويل الإشارة من إشارة معتمدة على الزمن إلى إشارة كتابع لتواتر الرنين (الشكل 5.28c).

ونظراً لأن التواترات المختلفة تتبع لأماكن مختلفة على الاتجاه X، فإن تحويل فوريه يقطع الإشارة من مستوي كامل إلى شدات الإشارة لكل نطاق ترددي ضمن المستوي المختار (الشكل 5.28c).

إن عدد النطاقات الترددية هو مساوٍ لعدد القياسات للإشارة المعتمدة على الزمن (عادة 256) مقررة عدد عناصر الدقة الحيزية باتجاه ترميز التواتر.

على كل حال من خلال التحصيل لمستوٍ وحيد لا يمكن استخراج الإشارات من خلايا حجمية (Voxels) لكل نطاق ترددي، كل ما يمكن معرفته من خلال تحصيل المعلومات للمستوي الوحيد هو مجموع الإشارات من كل الخلايا الحجمية لكل نطاق.

لمعرفة الإشارة من كل خلية حجمية يجب تحصيل عدد من المستويات المختلفة (على سبيل المثال 128 او 256). كل منها يتم تحصيله من خلال شدة التدرج ذي الترميز الترددي (Frequency-encoding gradient strength).

وبالتالي يمكن فصل المستوي لنفس النطاقات الترددية بكل إعادة للمتتابعة.

بعد ان يتم قلب المغنطة إلى المستوي المتعامد مباشرة وقبل القياس للإشارة لكل إعادة للمتتابعة، يطبق تدرج في اتجاه المستوي نفسه (على سبيل المثال الاتجاه Y) وذلك لترميز الإشارات للخلايا الحجمية بمواقع مختلفة من خلال الكمية النسبية للحركة البدارية والانزياح الطوري.

وبهذا يدعى التدرج بالتدرج ذي الترميز الطوري. وتقرر كمية الانزياح الطوري من خلال شدة وزمن التدرج ذي الترميز الطوري المطبق وموقع النسيج عبر اتجاه الترميز الطوري (في هذه الحالة المحور Y).

إذا لم يطبق تدرج بترميز طوري، وبالتالي فإن جميع الخلايا الحجمية عبر كل نطاق ترددي هي بنفس الطور. هذا يعني أن مغنطة كل الخلايا الحجمية تكون بنفس الاتجاه في لحظة معينة (الشكل 5.29a).

وبدون ترميز طوري، فإن الإشارة المقاسة من كل نطاق ترددي هي مجموع الإشارات من كل خلية حجمية عبر ذلك النطاق.

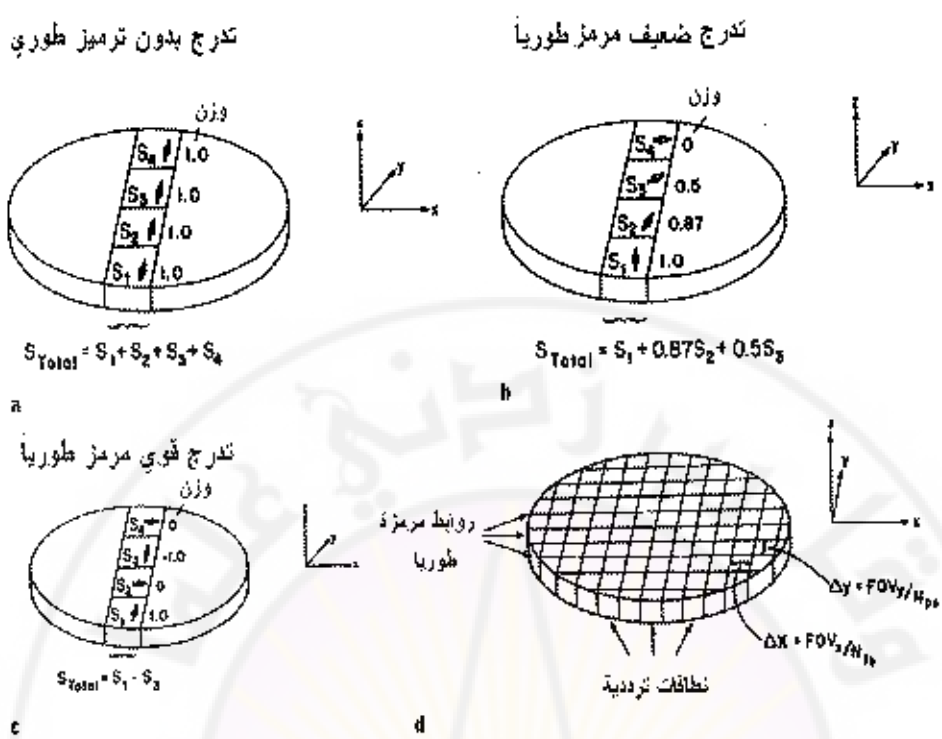
بتطبيق تدرج بالاتجاه Y معرف الشدة والفترة الزمنية قبل قياس الإشارة، وبالتالي حث كمية معلومة من الانزياح الطوري بين كل خلية حجمية (Voxel). نتيجة لهذا الترميز الطوري يتكون فرق طوري يمكن التنبؤ به بين الخلايا الحجمية عبر كل نطاق ترددي تبعاً لمواقعها على الاتجاه Y وتنقل الإشارات بشكل مختلف عما لو كان غياب الترميز الطوري (الشكل 5.29 b & c).

من خلال جمع 128 أو 256 مستويات (Planar)، وكل منها مطبق عليه شدة تدرج مرمز طورياً مختلف (Unique Phase-encoding strength)

أي لكل خلية حجمية انزياح طوري متميز وتثقيل للخلايا الحجمية عبر كل نطاق ترددي.

إن عدد خطوات الترميز الطوري المميزة تقرر الدقة الحيزية في اتجاه الترميز الطوري (الشكل 5.29d). يتم استخدام تحليل فوريه ثنائي البعد لفك ترميز شدة الإشارة من كل خلية حجمية لمجموعة من العديد من التحصيلات السطحية، كل وبكمية مختلفة من الترميز الطوري.

يمكن تلخيص تحويل فوريه ثنائي البعد لتحصيل الصورة بالشكل 5.30.

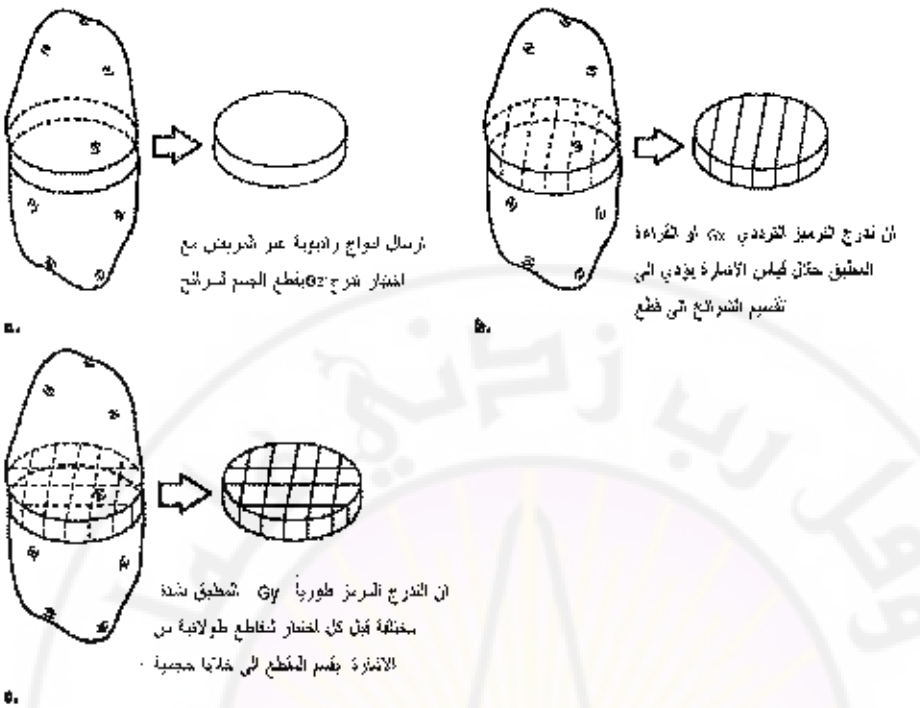


الشكل 5.29– (a) إن استحصال الإشارة (S) من المستوي المختار دون ترميز طوري يترك الخلايا الحجمية المنفصلة في كل نطاق ترددي متوافقة طورياً، وبالتالي فإن الإشارة المقاسة هي مجموع الإشارات من كل خلية حجمية.

(b) بتطبيق تدرج ترميز طوري ضعيف باتجاه y قبل قياس الإشارة ينتج كمية صغيرة من الانزياح الطوري من خلية خلية، وبذلك توزين مختلف من كل نقطة لكل نطاق ترددي معروف.

(c) بتطبيق تدرج ذي ترميز طوري أقوى ينتج انزياح طوري أكبر من نقطة إلى نقطة أخرى وبتوزين مختلف لشدة الإشارة من الخلايا المختلفة

(d) ويجمع المعلومات الكافية من العديد من المستويات كل بترميز طوري مختلف وبالتالي بوزن نسبي مختلف، وبالتالي يمكن الوصول للإشارات من النقاط المنفصلة ضمن كل نطاق ترددي. يقرر قياس البكسل في اتجاه (الترميز الترددي) x والذي يرمز له بـ Δx تقرر بمجال الرؤية (FOV) في اتجاه x (FOV x) وعدد البكسلات في اتجاه x (N fe)، وبشكل مشابه ان مقاس البكسل في الاتجاه y باتجاه الترميز الطوري والتي هي في كثير من الحالات تكون مساوية لعدد خطوات الترميز الطوري المميزة (N pe).



الشكل 5.30– (a) اختيار المقطع، يتم خلال إرسال نبضة راديوية داخل المريض بوجود تدرج اختيار الشريحة Gz له تأثير قطع الشريحة (b) تطبيق ترميز ترددي او تدرج القراءة خلال قراءة الإشارة له تأثير قطع الشريحة إلى أصابع

(c) قبل قياس الإشارة فإن تطبيق التدرج بترميز طوري (و بشدات مختلفة لكل مرة في المتابعة النبضية) له تأثير تقطيع الأصابع إلى قطع حجمية مكعبة.

في العديد من وحدات التصوير، تكون نسبة الإشارة إلى الضجيج غير كافية لصورة ملتقطة ومعاد بناؤها بالطريقة الموصوفة سابقاً. وإحدى الطرق الشائعة لتحسين نسبة S/N هي تحصيل أكثر من مستوٍ واحد من الإشارة عند كل خطوة من المتدرج بالترميز الطوري. على سبيل المثال فإن تحصيل أربعة مستويات عند كل خطوة من الترميز الطوري وحساب معدلاتها، هذا يضاعف S/N في الصورة الناتجة. على كل حال فإن زمن التصوير الكلي يزداد متناسباً مع عدد المستويات المحصلة عند كل خطوة بالترميز الطوري، ولهذا فإن تحصيل أربعة مستويات لكل خطوة لترميز طوري يزيد من زمن التصوير الكلي لأربع مرات.

كما إن زمـــن TR وعـــدد خطوات الترميز الطوري تؤثر على زمن التصوير الكلي كما يلي:

$$T_{total} = (N\ aqs)(Npe)(TR) \quad 5\text{-}5$$

Naqs:عدد المستويات المحصلة عند كل خطوة من الترميز الطوري.

Npe : عدد خطوات الترميز الطوري.

فعلى سبيل المثال، ففي الصورة ذات الاستعادة العكوسة (Inversion recovery) أو الحالة SE حيث:

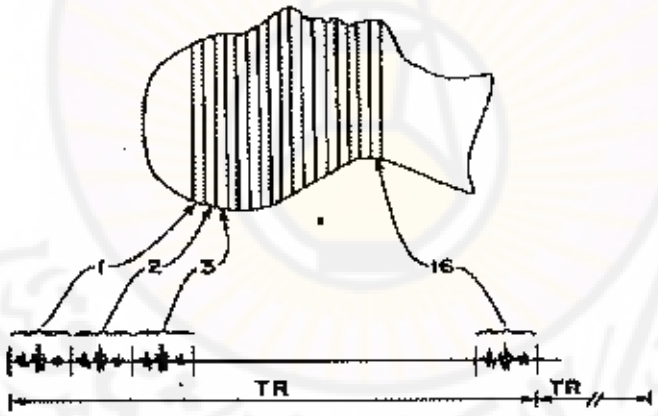
Naqs=2

Npe=256

TR=2 seconds

Ttotal=2X256X2 sec.=1024 Sec.= 17.1 minutes

يسمح تحويل فوريه ثنائي البعد للسطح متعدد المقاطع، بتحصيل عدد من المقاطع بنفس زمن التصوير الكلي والذي يتطلب لتصوير مقطع واحد. يتم هذا من خلال إزاحة التواترات وإرسال نبضات لإثارة وقياس الإشارة من عدد من المقاطع بينما ننتظر حادثة الاسترخاء للمقاطع المثارة سابقاً. ما يحدد عدد المقاطع التي يمكن إثارتها هي TR، TE، والزمن الكلي اللازم للانتهاء من قياس الإشارة وتشغيل التدرج قبل الإثارة للمقطع التالي (الشكل 5.31).



الشكل 5.31– تحصيل المعلومات من عدة مقاطع يمكن الحصول عليها بدون زيادة التصوير الكلي من خلال إثارة ومن ثم قياس الإشارة مقطع واحد من المريض.، ومن ثم إزاحة التواتر بشكل بسيط وإثارة وقياس الإشارة من مقطع مختلف خلال فترة **TR** وحيدة.

تقرر عدد المقاطع الاعظمي والتي يمكن الحصول عليها من SE أو التصوير بالصدى المتدرج (Gradient Echo) لأزمنة TR، TE بالمعادلة:

TR/(TE+ TC) 5-6

حيث إن TC هو ثابت يمكن أن يتراوح من عدد من الميلي ثانية إلى عدة عشرات من الميلي ثانية TC= 40 m sec. حتى 20 مقطع يمكن الحصول عليه بنفس زمن التصوير والذي هو ضروري لتحصيل مقطع واحد بنفس قيم TR, Npe, N aqs. فإذا ما تم الحصول على أصداء متعددة فإن TE المستخدمة في المعادلة السابقة هي الأطول حيث TE (الزمن للصدى الأخير). مما سبق يمكن ان نخلص ما سبق:

5.11.1.1. طريقة النقطة المتتالية (الحساسة) :

إذا تم تقسيم حجم العينة إلى n_x, و n_y و n_z عنصر حجمي (فوكسل) عبر المحاور الديكارتية الثلاثة، تكون عندئذ القيم المقاسة $n_x n_y n_z$ لإشارة الـ NMR المطلوبة لإعادة بناء الصورة بشكل كامل ضمن هذا الحجم حيث يتم مسح كل النقاط في المستويات x , y، و z لتمسح الحجم الكامل للمنطقة المراد تصويرها , لذلك تم التعبير عن هذه الطريقة بطريقة النقطة المتتالية.

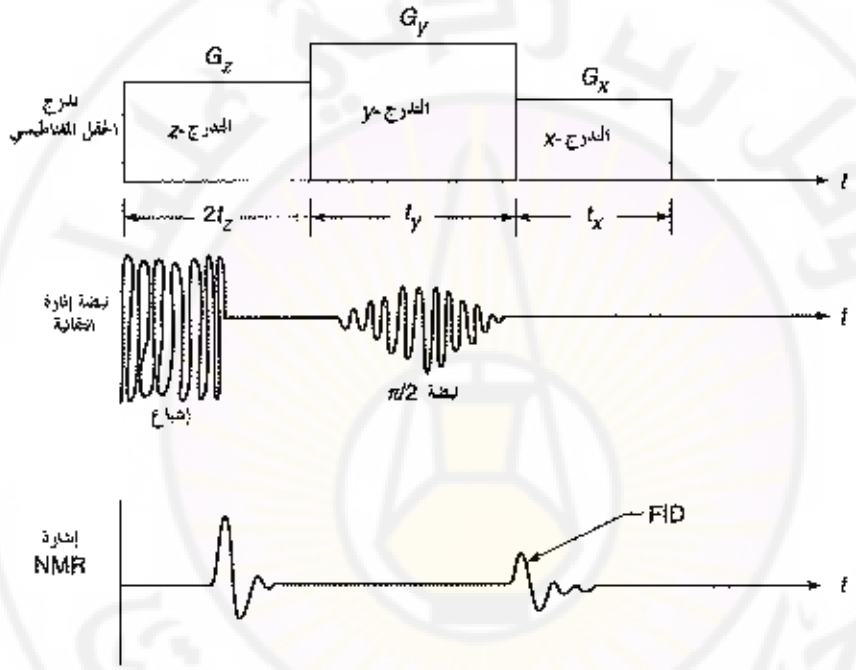
لقد لوحظ أنه يمكن الحصول على إشارة رنين مستمرة من خلال تعريض عينة إلى سلسلة مستمرة من نبضات الـ RF. يجب أن تكون نبضات الـ RF قريبة من تردد لارمور (Larmor) وأن يكون الفاصل بين النبضات قصير بالمقارنة مع أزمنة استرخاء العينة. تدعى تقنية النبضة هذه "بالدوران الحر للحالة المستقرة (SSFP)". تنتج تقنية الـ SSFP إشارة رنين مستمرة وكبيرة نسبياً وهذا مثالي من أجل تطبيق النقطة الحساسة. يتم تحقيق التوضع الحيزي في هذه الأبعاد بواسطة تطبيق ثلاثة حقول مغناطيسية ذات تدرج خطي متعامدة تابعة للزمن بوجود سلسلة مستمرة من نبضات الـ RF.

5.11.1.2. طريقة الخط المتتالي:

تتم في طريقة الخط المتتالي مراقبة العناصر الحجمية على طول الخط المختار بالكامل، على سبيل المثال في الاتجاه Y، في وقت واحد مخفضة بذلك العدد الكلي للتجارب المطلوبة لصورة كاملة إلى $N=n_x n_z$. وهكذا تستخدم الطريقة تدرجين لحقلين مغناطيسيين تابعين للزمن ومتعامدين و متتالية لنبضة SFP وتوسيطاً للإشارة لكي تمركز حيزياً حساسية مستقبل الـ NMR بالنسبة إلى خط ما كما في طريقة النقطة الحساسة. يتم تحديد توزع الدورانات المغزلية على طول الخط بواسطة تطبيق تدرج حقل مغناطيسي خطي ثالث في اتجاه الخط التابع للزمن.

وهكذا سوف يكون تردد الـ NMR متطابقاً مباشرة مع توزع كثافة الدوران المغزلي على طول الخط ويمكن الحصول عليه بواسطة تحويل فوريه لإشارة FID موسطة زمنياً.

الشكل 5.32 يبين طريقة مسح خط تستخدم دورة تشفير تتضمن هذه الطريقة ثلاثة فواصل $2t_z$ وt_y وt_x يتم خلالها تطبيق حقول التدرج Z وY وX. يتم خلال t_z عزل مستوٍ متعامد مع المحور Z من خلال إشباع جميع العينات بشكل انتقائي (مغنطة الدورانات المغزلية) الواقعة خارجه بوجود G_z.



الشكل 5.32: متتالية نبضة تصوير بالـ NMR بمسح خط.

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

5.11.1.3. طريقة المستوي المتتالي:

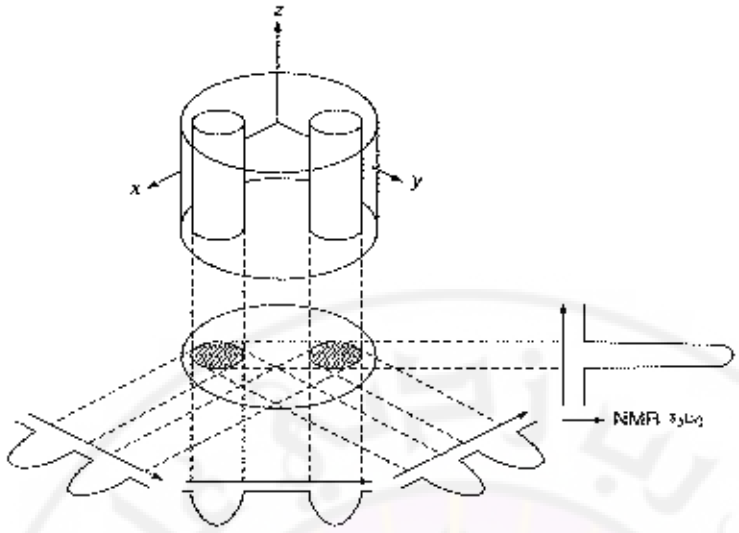
تسمح طرق المستوى المتتالي بمراقبة متزامنة لكامل مستوي التصوير ومن أجل هذا الموضوع يكون $N=n_y$. تحتاج المراقبة المتزامنة ودقة التمييز لمستوى كامل من النقاط إلى مجال ديناميكي بقدرة تساوي $n_x n_y$ بيكسل تضع متطلبات قاسية على التجهيزات وعرض الحزمة. لقد تم ابتكار عدد من المخططات للتغلب على هذه المشكلة.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

- **التصوير الجامع (Zeugmatography) بالإسقاط الخلفي:**

تم وصف التصوير الجامع كما هو مطبق في تصوير الـ NMR من قبل Lauterbur, 1973. وهذا التصوير مبني على حقيقة أنه يمكن إعادة بناء التغير الحيزي ثنائي الأبعاد أو صورة الخاصية الفيزيائية لجسم ما من سلسلة من الإسقاطات أحادية البعد للمعامل الذي تم تسجيله عند اتجاهات مختلفة بالنسبة إلى العينة. وهذا المبدأ مُستخدم في التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية.

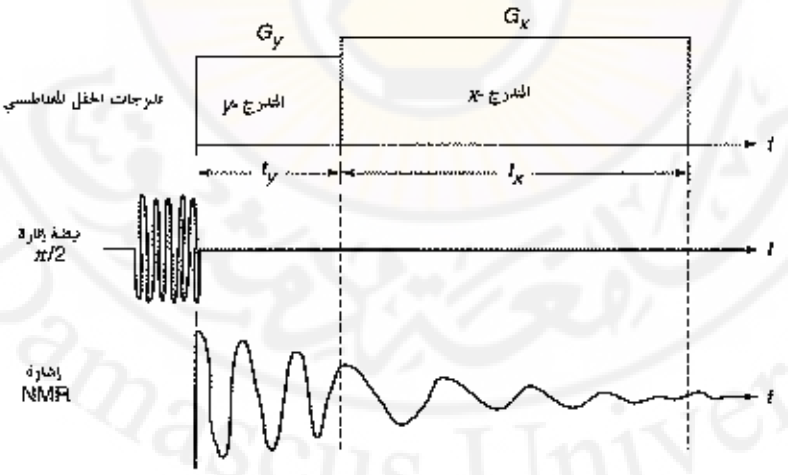
يمكن الحصول على إسقاط أحادي البعد بواسطة تسجيل طيف الـ NMR بوجود تدرج حقل مغناطيسي خطي وذلك عند تطبيق التصوير بالـ NMR. يتم الحصول على إسقاطات متعددة من خلال تغيير الاتجاه النسبي للتدرج والبيانات (كثافة البروتون) المُعالجة في كمبيوتر بواسطة لوغاريتم إعادة بناء إسقاط معياري لتوليد صورة مُميزة بأبعاد ثنائية.

يُوضح الشكل 5.33 تقنية الإسقاط الراجع المُرشح. يتم استخدام مطال إشارة الـ NMR لتحديد كمية أو عدد النوى الموجودة ويُستخدم تردد الإشارة لتحديد الموقع الحيزي. يتم الحصول على إسقاطات أو زوايا رؤية متعددة بواسطة الإسقاط الخلفي لهذه المساقط كما يمكن تمييز الأجسام المُحتواة ضمن منطقة المسح.



الشكل 5.33 : تقنية إعادة بناء الصورة ثنائية البعد بطريقة الإسقاط الخلفي.

إن الطريقة الأخرى لإعادة بناء الصورة الثنائية الأبعاد هي التصوير الجامع بفورييه ثنائي الأبعاد للـ NMR التي تستخدم طريقة متتالية من تدرجات حقل مغناطيسي محول تم تطبيقه أثناء الـ FID بالاتحاد مع طرق تحويل فورييه ثنائية الأبعاد. يُبين الشكل 5.34 متتالية النبضة في هذه التقنية.

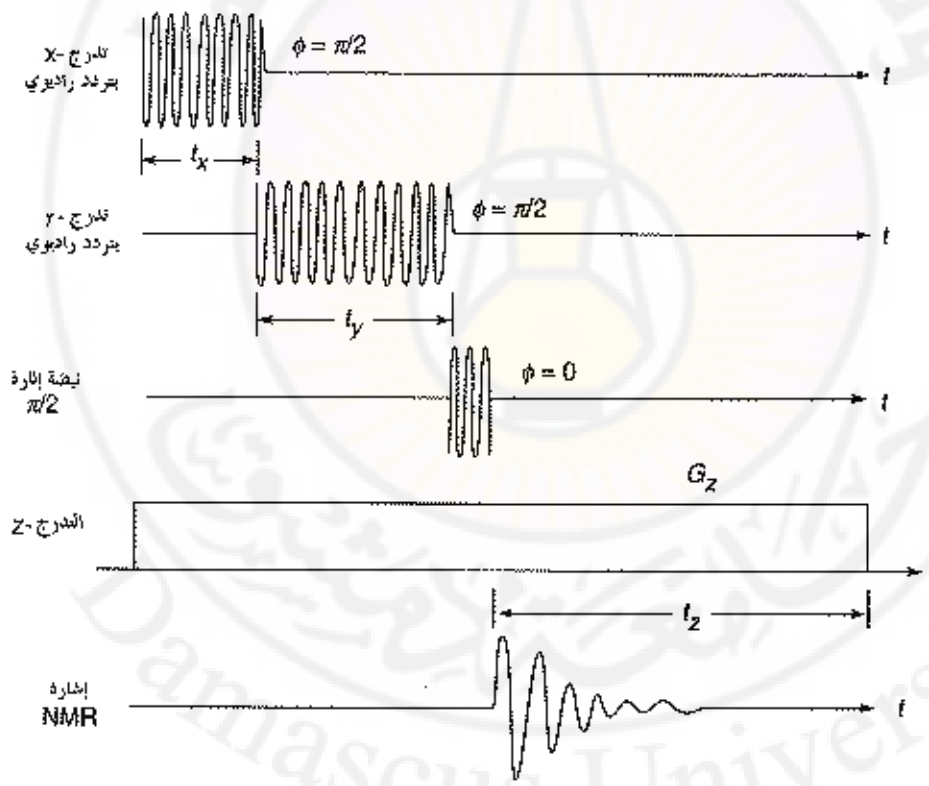


الشكل 5.34: تقنية إعادة بناء الصورة لثنائية البعد بطريقة متتالية النبضة بالتصوير الجامع بفورييه ثنائي الأبعاد للـ NMR.

- **الطرق ثلاثية الأبعاد:**

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

يبين الشكل 5.35 مخططاً التوقيت من أجل التصوير الجامع بإطار دوّار ثلاثي الأبعاد. تُطبق تدريجات حقل RF في الاتجاهات x و y من أجل فواصل متغيرة t_x و t_y. تتم مراقبة السـ FID أثناء t_z في تدرج Z الساكن وتتم إعادة بناء الصورة ثلاثية الأبعاد بواسطة تحويل فوريه ثلاثي الأبعاد بالنسبة إلى t_x و t_y و t_z.



الشكل 5.35 : مخطط التوقيت للتصوير الجامع ثلاثي الأبعاد.

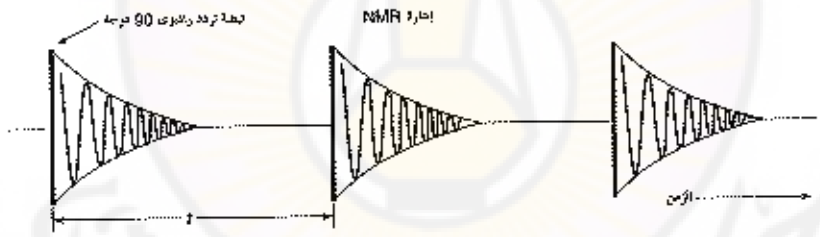
5.11.1.4. القياس المتزامن :

يمكن أن يكون لعمليات الاسترخاء أثر واضح على مقدار المغنطة و بالتالي على شدة (تباين) الصورة. تقدم تبعية شدة الصورة هذه لمعدلات الاسترخاء إمكانية فريدة لاستخدام معدلات الاسترخاء كعامل تمييز.

- **استرجاع الإشباع:**

يتم في متتالية نبضة استرجاع الإشباع المبينة في الشكل 5.36 تطبيق سلسلة من النبضات ذات النمط 90 درجة بفاصل زمني مقداره t (دور اقتباس البيانات) أطول من زمن التلاشي T_2 وتقريباً نفس طول T_1. عندما يتم تغيير قيمة t فسوف تظهر التغيرات في T_1 في أجزاء مختلفة من العينة كاختلافات في شدة الصورة ويمكن أن يتم إنتاج خريطة لـــ T_1. إذا كانت t أقصر بكثير من T_2 فسوف لن تتلاشى الإشارة إلى الصفر بين النبضات المتعاقبة مُنتجةً حالة SSFP.

تأخذ تقنية استرجاع الإشباع بعين الاعتبار الإشارات المضغوطة من المناطق التي يكون زمنها T_1 أطول من دور اقتباس البيانات ويمكن استخدام هذه الخاصية لإظهار السوائل المتحركة خلال الشريحة التي يتم تصويرها.



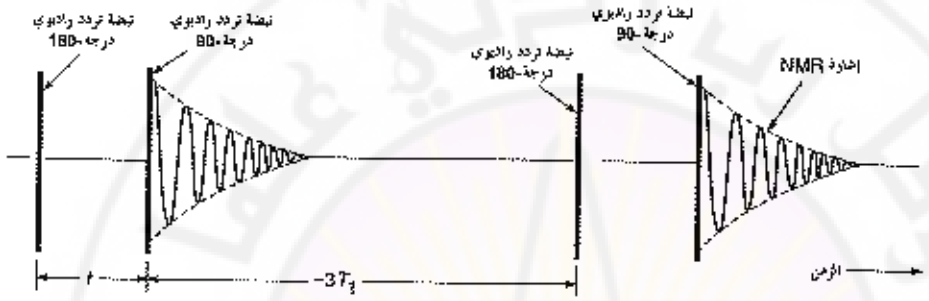
الشكل 5.36: متتالية النبضة في طريقة استرجاع الإشباع.

- **استرجاع الانقلاب:**

تشبه متتالية "استرجاع الانقلاب"متتالية استرجاع الإشباع حيث إنه يمكن استغلال تغيرات T_1 في العينة للحصول على تباين أفضل. يتم في هذه التقنية عكس شعاع المغنطة من خلال تطبيق أولي لنبضة من النمط 180 درجة على العينة. ينشأ الاسترخاء T_1 خلال فاصل للنبضة مُختار يتم بعده تطبيق نبضة "قراءة" من النمط 90 درجة. تُستخدم إشارة الـــ FID التي تتلو نبضة "القراءة" لإنتاج الصورة.

يبين الشكل 5.37 متتالية النبضة في تقنية استرجاع الانقلاب. يشمل هذا النظام متتالية إثارة نبضتين، إحداهما من النمط 180 درجة والثانية من النمط 90 درجة و يتم تطبيق التدرج خلال النبضة (90 درجة) الأخيرة في المتتالية. سوف يثير التدرج Z بشكل انتقائي المستوي (X-Y) ذا المقطع العرضي.

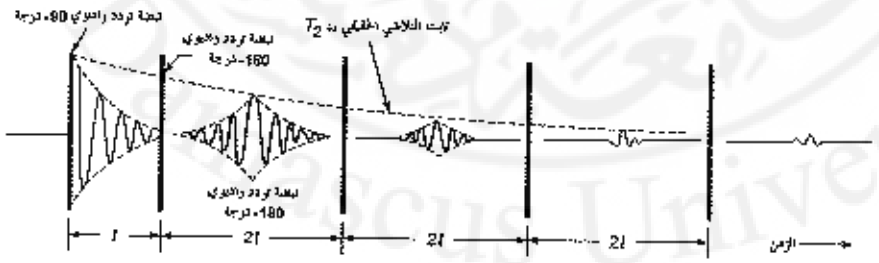
تولّد متتالية استرجاع الانقلاب صورة بتباين أعلى من متتالية استرجاع الإشباع. من ناحية ثانية تحتاج متتالية استرجاع الانقلاب إلى وقت أطول أو دقة تمييز مُخفّضة.



الشكل 5.37: متتالية النبضة في طريقة استرجاع الانقلاب.

- **تقنية التصوير بالصدى المغزلي:**

إن تقنية التصوير بالصدى المغزلي مفيدة لإنتاج صور تكون بشكل أولي تابعة إلى T_2. يُوضح الشكل 5.38 متتالية النبضة المُستخدمة في هذه التقنية. تتألف هذه التقنية من تطبيق نبضة من النمط 90 درجة لتدوير المغنطة إلى المستوي X-Y. يتلو ذلك قلب المغنطة X-Y بشكل دوري خلال 180 درجة بواسطة نبضة RF من النمط 180 درجة. تنخفض الأصداء المتعاقبة بالحجم تدريجياً بسبب الاسترخاء المغزلي- المغزلي. سوف تنخفض مساهمات الأصداء من تلك المناطق التي تملك T_2 قصير.



الشكل 5.38 : متتالية النبضة المُستخدمة في تقنية التصوير بالصدى المغزلي.

5.12.التأثيرات البيولوجية للتصوير بالرنين المغناطيسي النووي
Biological Effects of NMR Imaging

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

5.12.1. التسخين بسبب طاقة الـ RF:

إن زيادة الحرارة التي يتم إنتاجها في رأس التصوير بالـ NMR ستكون بحدود 0.3 درجة مئوية. ولا يبدو أن ذلك يطرح مشكلة على الأرجح.

5.12.2. الحقل المغناطيسي الساكن:

بالرغم من عدم وجود آثار هامة معروفة للحقل الساكن بالمستوى المُستخدم في الـ NMR، إن الآثار الجانبية المحتملة للحقول الكهرومغناطيسية. يمكن أن يوجد انخفاض طفيف في المهارات المعرفية وتأخير تَفَتُّلي في القوالب اللزجة وشفاء جروح متأخر ومصل دم ثُلاثِيُ الغليسريد مرتفع.

5.12.3. تحريض التيار الكهربائي بسبب التغير السريع في الحقل المغناطيسي:

من المعتقد أن تدرجات الحقل المغناطيسي المتذبذب تستطيع أن تُحدث تيارات كهربائية قوية كفاية لكي تسبب رجفاناً بطينياً. من ناحية ثانية لم يتم الإخبار عن أضرار بسبب التعرضات للـ NMR. يُنصح بأنه ينبغي عدم تغيير الحقول عند معدل أسرع من 3 تسلا/الثانية.

5.13.ميزات نظام التصوير بالرنين المغناطيسي النووي
Advantages of NMR Imaging

إن ميزات نظام التصوير بالـ NMR هي:

1- تؤمن صورة الـ NMR تبايناً جوهرياً بين الأنسجة الطرية المتطابقة تقريباً في التقنيات الموجودة. وتؤمن صور الـ NMR التي تُظهر خصائص T_1 وT_2 للأنسجة تباينات هائلة بين الأنسجة الطرية المتعددة وتقترب التباينات الممكنة في صور T_1 وT_2 من 150%، بينما تكون التباينات الممكنة بين الأنسجة الطرية بواسطة الأشعة السينية بضعة أجزاء من المائة فقط.

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

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

4- إن معاملات التصوير بالـ NMR متأثرة بالترابط الكيميائي ولذلك تقدم طاقة للتصوير الفيزيولوجي.

5- لا تستخدم NMR إشعاعاً مؤيّن وتتضمن الحد الأدنى من المخاطر، إذا وجدت، لمشغلي الآلات وللمرضى.

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

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

References: المراجع

[1] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 4 Volume Set, 1st edition. Wiley-inter-science, **1988**.

[2] Krestel. E, "Imaging Systems for Medical Diagnosis": Wiley-VCH 1st edition **1990**.

[3] Hendrick. R.E, Kanal. E, Osborn A.G, "Basic MR Physics" Magnetic Resonance Imaging, The Fifth International Course. Medical Services Department Printing Press For Saudi armed Forces Riyadh PP: 1-25: **1996.**

[4] Hendee, W. R., Ritenour E. R, " Medical Imaging Physics" Fourth Edition, John Willey & Sons INC., Publication, Wiley-Liss, Inc., New York. PP: 217-262, **2002 .**

[5] Blanchard. S, Bronzino. J, "Introduction to Biomedical Engineering" Second Edition. Ed. Enderle. J.D. Elsevier Academic Press Amsterdam Boston Heidelberg London New York Oxford Paris San Diego San Francisco Singapore Sydney Tokyo PP: 857-920: **2005.**

[6] Webster. J.G., ' Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation", 6 Volume, Set, , 2nd Edition, Wiley-inter-science, **2006.**

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل السادس

المنظار العيني

المؤلف: د.م. محمد فراس الحناوي

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

المنظار العيني

6.1. مقدمة:

يستخدم المنظار العيني (Ophthalmoscope) لفحص قاع العين وأوساطها المختلفة.

يقسم المنظار العيني إلى نوعين:

1-المنظار المباشر (Direct Ophthalmoscope) وفيه يراقب الطبيب قاع العين مباشرة.

2-المنظار غير المباشر (Indirect Ophthalmoscope) فإن المستخدم يراقب خيال الشبكية والذي يتم تشكيله من قبل عدسات المنظار.

6.2. المنظار العيني المباشر:

يتألف المنظار المباشر (Direct Ophthalmoscope) (الشكل رقم (1-6) من قسمين أساسيين وهما:

نظام الإضاءة ونظام المراقبة:

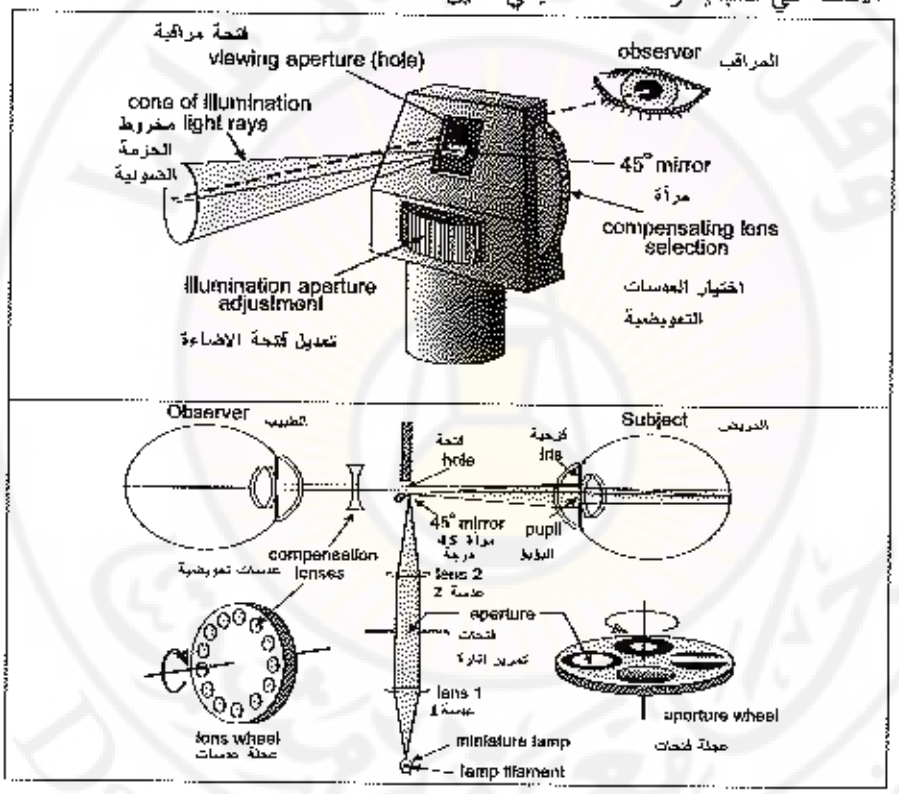
أ. يتألف نظام الإضاءة من مصباح تنغستين، نظام تكثيف (Condenser System)، عدسة (Lens) وعاكس (Reflector) ويتم تركيز العدسة مسبقاً لتضمن التوضع الدقيق لخيال فتيل الإضاءة على سطح العاكس.

و تحوي بعض مصابيح المناظير على غاز الهالوجين مما يمكن أن يرفع درجة حرارة الفتيل إلى حرارة أعلى وبالتالي زيادة الخرج الضوئي. أما فيما يتعلق بنوع العاكس فيختلف من جهاز لآخر فإما أن يكون مخروطاً أو مرآة.

كما يوجد عدد من الفتحات مختلفة المقاس و الفلاتر تتوضع بين العدسات المركزة والعدسات العارضة. ويسمح حامل الفتحات المختلفة بتخفيض مقاس البقعة المضاءة على الشبكية وهي مزية هامة في فحص اللطخة الصفراء (Macula) .

وفي بعض نماذج المناظير العينية (Ophthalmoscope) يمكن للمستخدم أن يدخل فلتر أخضر على نظام الإضاءة . هذا الفلتر يدعى بالفلتر خالي الضوء الأحمر(Red-Free Filters) وهذا يعود إلى إمكانيته عزل الأطوال الموجية الطويلة من نظام الإضاءة، وله تأثيرين اثنين : أولهما يزيد من التباين بين الأوعية الشبكية والخلفية. وثانيهما أنه يسمح للمستخدم للتفريق بين الآفات(Lesions) في الشبكية(Retinal) والغلاف المشيمي للعين (Choroidal) بحيث إن الآفات الشبكية تظهر سوداء أما المشيمية تظهر رمادية. هذه الاختلافات تعود لتبعثر الأضواء ذات الأطوال الموجية القصيرة من قبل الأنسجة الشبكية. هذه التغيرات في المظهر لقاع العين تعود إلى المنبع الضوئي للمنظار الذي يبث كمية لا بأس بها من الضوء ذي الأطوال الموجية القصيرة. أما في يومنا هذا فإن جميع المناظير العينية تستخدم مصابيح ذات فتائل التنغستين

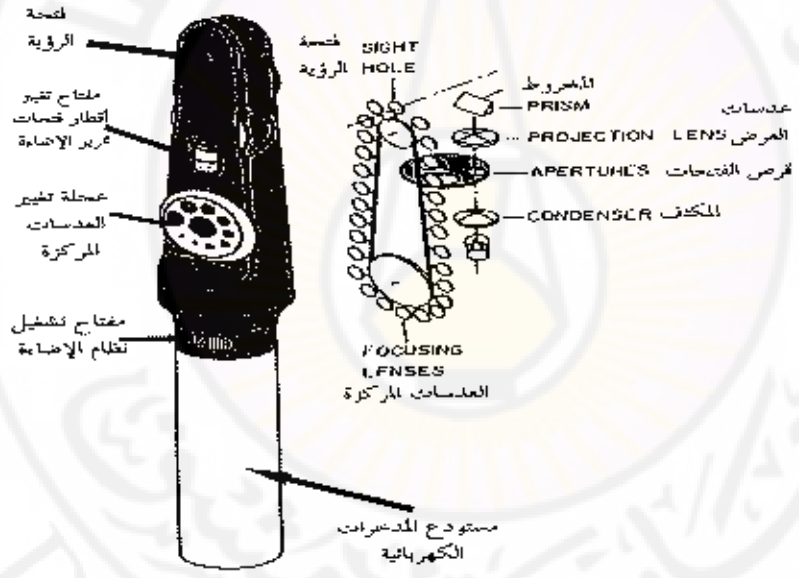
كمنبع ضوئي، بحيث إن منابع الضوء هذه لها عدة مزايا عن تلك المستخدمة في الأجهزة القديمة، لكن إحدى سيئاتها أنها تعطي كمية قليلة من الضوء ذي الطول الموجي القصير. بحيث إنه إذا وضع فلتر خالي الضوء الأحمر أمامه، فإنه سيمتص الكمية الكبيرة من الضوء الساقط ويبقى جزء ضئيل من الضوء لإضاءة قعر عين المريض. مؤدياً إلى صعوبة في مراقبة قعر العين، ما لم يكن مستحيلاً، وللتخلص من هذه المشكلة فقد قام المصنعون بالوصول إلى حلول وسطية وذلك بالسماح لكمية كبيرة من الضوء طويل الموجة بالدخول . هذا الحل يعني أن هناك زيادة صغيرة في التباين بين الأوعية الشبكية و الخلفية و بالتالي الصعوبة في التفريق بين الأفات في الشبكية والغلاف المشيمي للعين.



الشكل رقم (1-6) المنظار العيني المباشر(للأطباء و العاملين).

ب. أما فيما يتعلق بنظام المراقبة في المنظار العيني فيتألف من فتحة الرؤية (Sight Hole – Viewing aperture) ونظام التبئير (Focusing- Compensating lens selection).حيث يسمح نظام التبئير المستخدم في التعويض عن الحالة الانكسارية لكل

من المراقب والمريض الحصول على مشهد واضح لقعر عين المريض. ويتألف هذا النظام من مجموعة من العدسات بقوى مختلفة، بحيث تتواجد عدسة واحدة أمام عين الناظر، ويمكن للمستخدم أن يغير هذه بواسطة عجلة تدار بالإبهام وبالتالي الغالبية من المناظير العينية تكون فيها العدسات التبئيرية مركبة حول خارج العجلة كما هو مبين في الشكل (1-6)بينما الأجهزة الأخرى تربط بواسطة سلسلة كما هو مبين بالشكل (2-6) مما يسمح بتركيب عدد أكبر من العدسات و بالتالي قدرة أكبر من التبئير ، كما إن كثير من التجهيزات يمكن أن ترفق بعدسات ذات قوة انكسار عالية موجبة و سالبة بحيث إنها حينما تدمج مع السلسلة أو العجلة يمكن تكبير مجال التبئير. وبالتالي إذا كان الفاحص ذا عين بخطأ انكسار (-10D) فبالتالي لا يمكنه أن يبئر المنظار إلا إذا كان المريض ذا خطأ انكسار من (-35D to +55D) ويمكن التخلص من هذا بإضافة عدسة تعادل خطأ الانكسار للمراقب بوضعها أمام فتحة المراقبة .



الشكل رقم (2-6) المنظار المباشر (للأطباء و الأخصائيين)

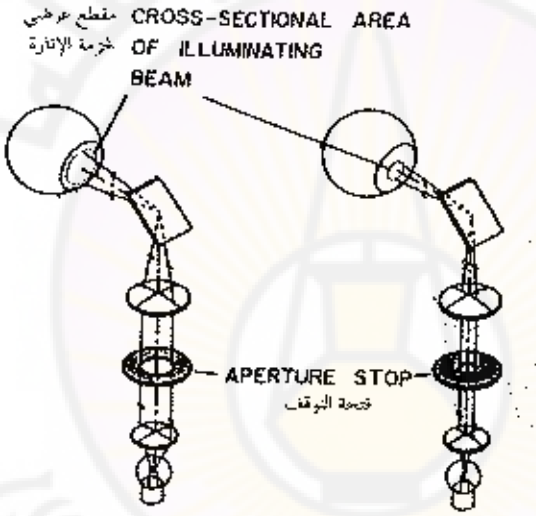
و عادةً ما تكون فتحة المراقبة للمنظار العيني ذات قطر 3 ملم ، و بمحور مزاح عن محور الإضاءة. هذا الترتيب يزيح الانعكاس عن القرنية والذي هو خيال مصباح المنظار

المتشكل من القرنية التي تعمل كمرآة محدبة والذي سيقع في مركز حقل الرؤية مانعاً المراقب من رؤية قعر العين.

6.3. العوامل المؤثرة على شدة مكان تمركز الانعكاس :

6.3.1. الزاوية بين محوري الإضاءة والنظر:

إن زيادة هذه الزاوية يزيد من انزياح الانعكاس، ويخفض كمية التراكب على الشبكية بين أنظمة الإضاءة والمراقبة، (أي تخفض من كمية الشبكية المضاءة عبر فتحة المراقبة. لهذا السبب نبقي على زاوية صغيرة إلى حد ما.



الشكل رقم (3–6)يبين انه عند القرنية فإن المقطع العرضي للحزمة المضيئة تعتمد على تحديد الإيقاف خلال نظام الإضاءة

6.3.2. المسافة بين الطبيب والمريض:

تؤثر المسافة بين الطبيب و المريض على الفاصل الفيزيائي، على القرنية، بين مساري الإضاءة والمشاهدة . فكلما اقترب الطبيب من المريض كلما زاد الفاصل بين المسارين وكلما زاد بعد الانعكاس القرني عن محور التنظير. هذه الظاهرة يمكن ملاحظتها إذا أراد الطبيب مراقبة اللطخة الصفراء فعادة يبدأ من بعد 10 سم (حيث يكون الخيال في مركز حقل الرؤية) و من ثم يقترب شيئاً فشيئاً مما يؤدي لابتعاد الانعكاس عن مركز محور الرؤية.

6.3.3. مقاس فتحة مرور الإضاءة.

إن شدة المنعكس القرني تعتمد على مقاس فتحة مرور الإضاءة المتوضعة عبر نظام الإضاءة. فكلما كبرت الفتحة كلما كبرت مساحة المقطع للحزمة المضيئة على القرنية وبالتالي تكبر كمية الضوء المنعكس إلى نظام المراقبة.يمكن الاستفادة من هذه الظاهرة في حال ضرورة مراقبة البقعة الصفراء (Macula) و ذلك باستخدام فتحة صغيرة تتناسب مع حجم البقعة المذكورة.

6.3.4. مقاس فتحة الرؤية:

إن منعكس القرنية يتشكل على بعد 4-5 ملم خلف القرنية. بحيث إن صورتها تكون غير مبأرة بالنسبة للطبيب. ومقاس هذه البقعة يعتمد على قطر فتحة المراقبة. فيصغر فتحة المراقبة تصغر الصورة الغير مبأرة للمنعكس القرني وكذلك فإن تصغير فتحة المراقبة يقلل من كمية الضوء الداخلة للمراقبة وبالتالي فإن أغلب المناظير الحديثة تحافظ على فتحة مراقبة 3-4 ملم و هي مثالية .

6.3.5. تطابق حقل الرؤية وحقل الإضاءة:

تساوي حقل الإنارة مع حقل الرؤية هو أمر مثالي، فزيادة حقل الإنارة بشكل أكبر من الرؤية يؤدي إلى دخول كمية من الضوء غير مرغوب فيها وهذا يؤدي إلى تصغير الحدقة وبالتالي تصغير حقل الرؤية مما يجعل عملية رؤية قاع العين عملية صعبة. بالإضافة إلى ذلك فكلما كبر حقل الإضاءة كلما زاد تألق المنعكس القرني وبالتالي صعوبة فحص قاع العين.

إن حقل الرؤية في المناظير الحديثة لحدقة بمقاس 3 ملم هو حوالي 12 درجة. لذلك يجب أن تكون فتحة تمرير الإضاءة متناسبة مع إعطاء حقل إضاءة مساو لتلك القيمة. وحيث إنه عادة يتم فحص قاع العين بعدما يتم توسيع حدقة المريض بحيث يصبح حقل الرؤية حوالي 20 درجة(6 ملم قطر الحدقة) لذلك تجهز المناظير بفتحة تمرير أكبر لتزيد من حقل الإنارة إلى 20 درجة. وكذلك فإن الفتحة الصغيرة مفيدة لرؤية اللطخة الصفراء. وبالتالي فإن المنظار المثالي يجب أن يحوي على ثلاث فتحات الصغيرة لمراقبة اللطخة الصفراء والوسطى لرؤية قاع العين بالحالة العادية والكبرى لرؤية القاع بحالة توسيع حدقة المريض.

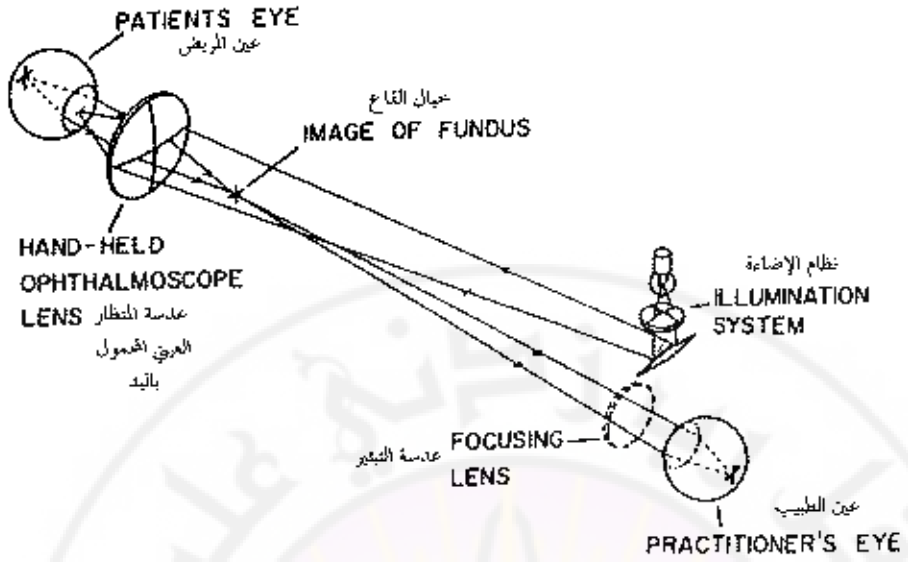
6.4. المناظير العينية الغير مباشرة:

تختلف المناظير العينية الغير مباشرة عن المباشرة بحيث إن الطبيب ينظر إلى صورة القعر لا على القعر بحد ذاته. تختلف المناظير الغير مباشرة بحجمها وتعقيدها.
أما النموذج الأساسي للمنظار فهو موضح بالشكل (4-6)،و عادةً ما تتراوح الشدة الانكسارية لعدسات المنظار العيني (+13 to +30D) وهي محمولة يدوياً أمام عين المريض. و للعدسة مهمتان: أولهما تصوير بؤبؤ الخروج لنظام الإضاءة وبؤبؤ الدخول لنظام المشاهدة بعين المريض. وثانيهما تصوير قعر عين المريض في نقطة بين عدسة المنظار والمراقب.

إن مكان تشكل صورة قاع العين يختلف بالحالة الانكسارية للمريض وقوة عدسة المنظار. فبالنسبة لمريض سوي النظر وعدسة منظار عيني بقوة (+13D) فإن الخيال سيتشكل عن بعد 77 ملم أمام عدسة المنظار. فإذا كان الطبيب على بعد 60 سم من عدسة المنظار، فهو يحتاج أن يبذل حوالي (2D) من المطابقة كي تتضح الرؤية لقاع العين، أما إذا كان المريض بعيد النظر أو إن الطبيب يرغب أن يتجه بالقرب من الخيال كي يزيد التكبير وبالتالي فإن هناك ضرورة لمطابقة أكثر يجب بذلها. وهي ليست دائما ممكنة إذا كان الطبيب مصاباً بمد البصر الشيخي (Presbyopic).

إن عدسات المناظير ذات القوى الكبيرة تنقص من التكبير ومن أجل أقطار معروفة يزداد حقل الرؤية. ونتيجة للصعوبات التي تحيط بصناعة عدسات عالية الجودة وبتكبير كبير وبفتحة تمرير كبيرة،لذلك تكون العدسات ذات قوى التكبير العالية صغيرة القطر ولا تعطي بشكل واضح حقل رؤية كبير.

كما تصنع غالبية عدسات المناظير من سطوح لا كروية كي تخفف من التشوهات الكروية وتزيد من نوعية صورة القاع. وعادة يكون الوجه الأكثر تحدباً مواجه للطبيب.

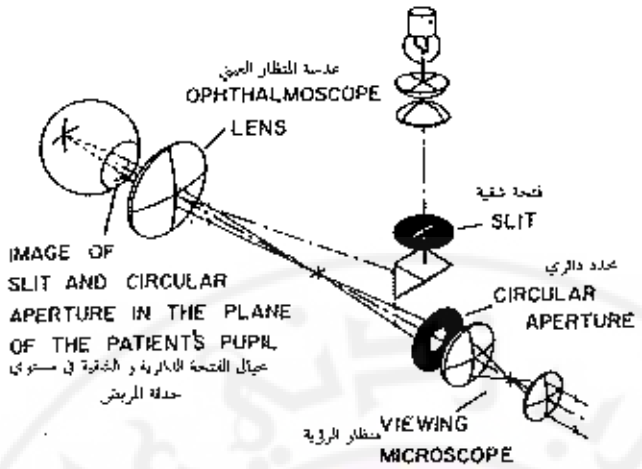


الشكل (4–6)المنظار العيني الغير مباشر غالباً ما يكون نظام الإضاءة متصلاً بعزام الرأس الذي يرتديه الطبيب

و لما كان المنبع الضوئي يشع متألقاً عبر عدسة المنظار، فإن هناك زوج من الانعكاسات أولهما من أمام سطح العدسة والآخر من خلفها.وللإبقاء على شدة هذه الانعكاسات بحدودها الدنيا ، تطلى عدسات المنظار بمادة مانعة للانعكاس. وأي بقايا للانعكاسات يمكن إزاحتها من حقل الرؤية وذلك بإمالة عدسة المنظار بالنسبة لكل من محاور الإضاءة والتنظير.

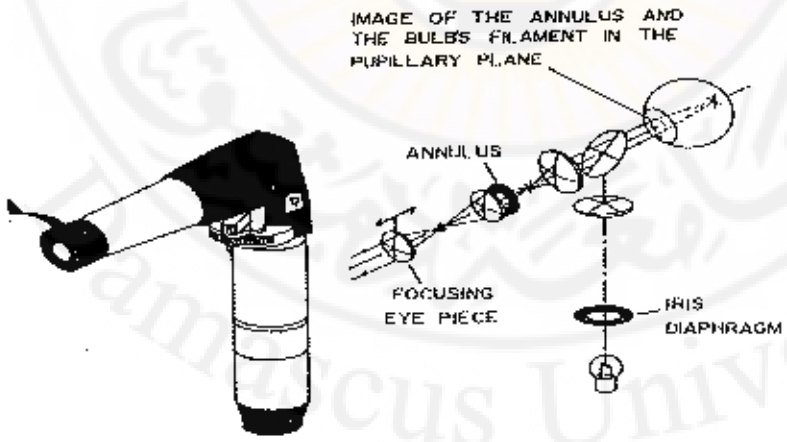
الميزة الأساسية للمنظار الغير مباشر هي حقل الرؤية الكبير نسبياً. حيث إن المقاس الزاوي يعتمد على موقع وفتحة عدسة المنظار. ففي الأنواع البسيطة (كما هو في الشكل (4–6)) حيث إن العدسة (16D) وبفتحة تمرير 40 ملم، فإن حقل الرؤية يكون بزاوية 32 درجة. و قد تمت زيادته في بعض الموديلات الحديثة إلى 45 درجة و ذلك بزيادة فتحة التمرير لعدسة المنظار.

Damascus University



الشكل (5–6) منار العين الغير المباشر لمبدأ غلستراند المبسط الخالي من الانعكاس .

كما إن هنالك مزايا للمناظير الغير مباشرة هي أنه وبالتصميم أمكن إزالة الانعكاس القرني من حقل الرؤية.حيث حقق العالم Gullstrand منظاراً خالياً من الانعكاسات. وقد حقق ذلك بفصل كل من مساري الإضاءة والتنظير عند عبورهما من القرنية والعدسة. فعندما يفصل المسارين فإن الضوء المنعكس من سطح القرنية لا يدخل نظام التنظير. لكن هذا التصميم كان معقداً وباهظ الثمن حيث تم تعديله من قبل (Henker 1922) الشكل (5–6) والشكل (6–6) .



الشكل (6–6) منظار العين لمبدأ غلستراند المبسط الخالي من الانعكاس كما هو مصنوع Basch and Lomb.

يتلخص مبدأ منظار غلستراند المبسط بتمرير الضوء إلى العين من خلال فتحة ثقبية والتي تتشكل صورتها في بؤبؤ المريض. تتم مراقبة قاع العين من خلال فتحة التمرير الدائرية وكذلك نظهر صورته في مستوي بؤبؤ عين المريض، ويتم فصل كل من صور بؤبؤ الخروج لنظام الإضاءة (الثقبي) وبؤبؤ الدخول لنظام الرؤية (فتحة التمرير الدائرية) (كما يظهر بالشكل(5-6)). ويرى بؤبؤ الدخول لنظام الرؤية في مركز البؤبؤ وذلك للمحافظة على نوعية من صورة القاع جيدة قدر المستطاع.

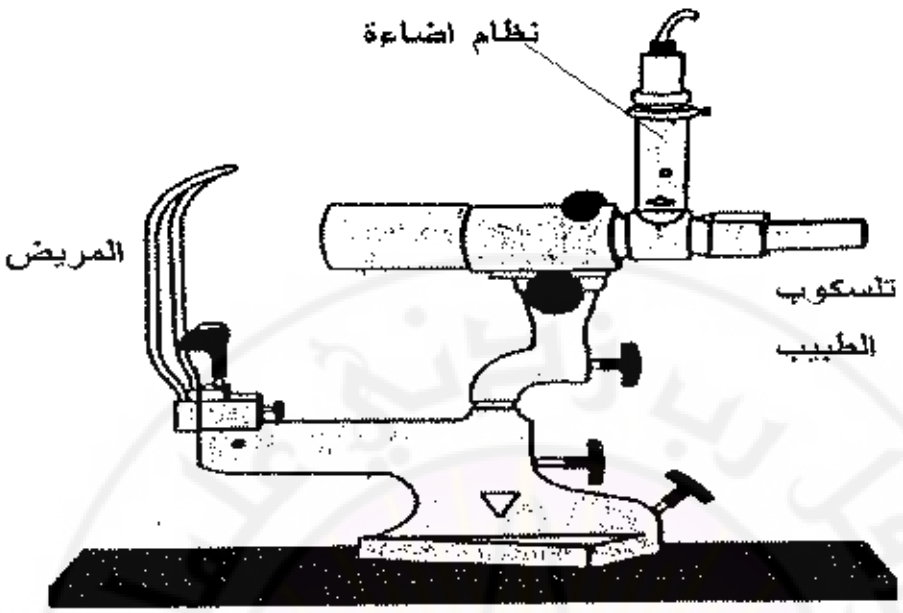
أما التكبير لقاع العين لمريض ذي حدة بصر سوية في منظار غلستراند فيعطى بالعلاقة:

$$\frac{F}{F_0} \times B$$

حيث (F) تساوي قوة العين تحت الفحص ، و(F0) هي قوة عدسة المنظار، و(B) هو التكبير للعدسات الثانوية فتكبيرها ينقص من حقل الرؤية، وذلك في الصعوبات التي تواجه صناعة أنظمة بفتحات تمرير كبيرة وبتكبير كبير.

6.4.1. المنظار العيني الغير مباشر ذو الفتحة الواحدة:

الفرق الأساسي بين هذا المنظار الغير مباشر ذو الفتحة الواحدة (Monocular Indirect Ophthalmoscope) وغيره هو أن هذا التصميم هو غير محمول الشكل (6-7) وبالتالي يمكن استخدامه أينما كان وتصميمه مطابق لجهاز غلستراند. بحيث نشاهد فتيلة منبع الإضاءة في مستوي بؤبؤ المريض تحت صورة بؤبؤ الدخول لنظام الرؤية. أما منطقة القاع المضاءة من المنبع الضوئي التي يتحكم بها بواسطة فتحة (iris Diaphragm) و تتوضع داخل نظام الإضاءة.و بواسطة هذا الحاجز فإنه يمكن إضاءة منطقة من الشبكية مساوية لتلك المرئية عبر نظام التنظير.



الشكل رقم (7–6) منظار العين الغير المباشر أحادي المسار البصري .

إن قطر عدسات المنظار العيني في هذا النموذج يكون أصغر من مثيلاتها في المناظير الأخرى لكن يبقى حقل الرؤية بحدود 20 درجة فبينما تكون بالأجهزة الأخرى حوالي 30 أو حتى 45 درجة. لكن تبقى أكبر من الأجهزة المباشرة التي تكون حوالي 10 درجات.

أما الخيال الذي يتشكل لقاع العين يمكن رؤيته بواسطة العينية والتي تتحرك أماماً وخلفاً كي يحصل التبئير. إن استخدام الميكروسكوب المركب يعني أن الصورة ستكون مقلوبة أو قد أعيد قلبها.

6.4.2. المنظار العيني الغير مباشر ذو الفتحتين:

يعتمد الجهاز على وجود فتحتي مراقبة لعيني الطبيب بحيث يرى خيال قعر عين المريض بكلتا عيني الطبيب كما يبين الشكل رقم (8–6).



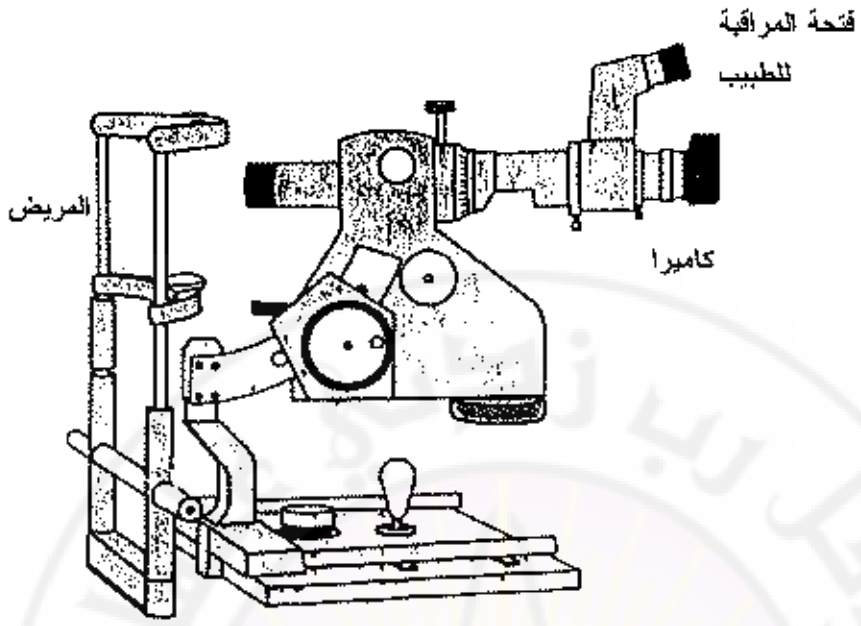
الشكل رقم (8-6) منظار العين الغير المباشر ذو القدحين.

6.4.3. كاميرا قاع العين:

تعتبر كاميرا قاع العين (Fundus Camera) منظاراً غير محمول بحيث إنها نموذج مبسط لجهاز غلستراند (الشكل (9-6)) ويمكن الحصول على صور لقاع العين، ويتطلب بؤبؤاً متوسعاً.

يتألف الجهاز من منبعين ضوئيين فتيل من التنغستين لرؤية القاع و تبئير الجهاز أما المنبع الثاني فهو الفلاش الضوء الومضاني لأخذ الصور الفوتوغرافية وكلا المنبعين يتوحدان من خلال سطح شبه انعكاسي كما هو مبين بالشكل (10-6).

يعبر كل من المنبعين الضوئيين عبر الحجاب الذي بتعديله يتم التحكم بمقاس البقعة المضاءة على شبكية المريض. هذا الحجاب يرى على مرآة مثقوبة المركز، والتي بدورها ترى من قبل عدسات المنظار في مستوي بؤبؤ المريض.



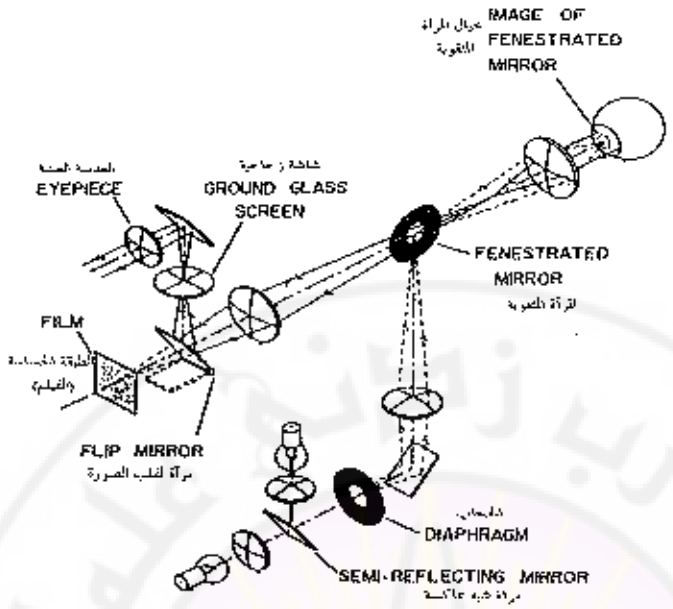
الشكل (9-6) يبين مخطط لجهاز كاميرا قعر العين

هذه العناصر البصرية تحدد من الحزمة المضيئة إلى العرض الذي يتحكم به الحاجز (Annulus).

وينتج المنظار خيال القاع بين المرآة المثقوبة وعدسة المنظار. هذا الخيال الذي يمكن مشاهدته من خلال المرآة المثقوبة بواسطة ميكروسكوب مركب حيث تشكل العدسات الشيئية الخيال لقاع العين عبر مرآة قلابة ماراً إلى شاشة زجاجية والتي تتوضع في النقطة المحرقية للقطعة العينية التنظيرية. حين تلتقط الصورة تدور المرآة خارجة من مسار نظام التنظير والذي يسمح للصورة الناتجة من العدسة الشيئية بالسقوط على الفيلم. وتضمن الشاشة الزجاجية أن يكون الخيال المصور بنفس الوضوحية التي تظهر للمراقب.

أما المرآة المثقوبة والتي تظهر بعدسة المنظار في مستوي بؤبؤ المريض، تشكل بؤبؤ الدخول لنظام التنظير. فهي تحدد حزمة المنطقة المركزية المرئية من البؤبؤ وكذلك فإنها تحدد الحزمة المضيئة المتجهة لقعر العين. وبالتالي فإن كلاً من مسارات الإضاءة والتنظير يتم فصلها في مستوي بؤبؤ المريض جاعلاً الجهاز خالياً من الانعكاس. إن كاميرا قاع العين هي خير مثال للمنظار الغير مباشر ولو أنها غير صالحة للفحص الروتيني.

وفيما يلي جدولاً يبين أهم الفروق بين المنظار المباشر و غير المباشر:



الشكل (10–6) المخطط البصري لمنظار قعر العين.

الجدول رقم (1–6) يبين الفروقات بين المنظار المباشر وغير المباشر.

	المنظار المباشر (Direct Ophthalmoscope)	المنظار الغير مباشر (Indirect Ophthalmoscope)
1	يراقب الطبيب قاع العين مباشرة	المستخدم يراقب خيال الشبكية والذي يتم تشكيله من قبل عدسات المنظار
2	بسيط (مصدر إنارة+ عدسات+ عواكس+ نظام تبئير)	أكثر تعقيداً
3	يحمل باليد	مثبت على قاعدة أو محمول بالرأس
4	حقل زاوية الرؤية أقل 10–12 درجة	يصل حقل الرؤية حتى 60 درجة
5	التكبير يختلف حسب نوعية المنظار 15 مرة	تكبير منخفض 2–3 مرات. وربما يمكن أن يكون حتى 40 مرة في بعض الأنواع
6	يمكن أن يرى المستخدم جزءاً صغيراً من قاع العين تحت تكبير كبير	يمكن أن يرى المستخدم كامل قاع العين تحت تكبير صغير
7	جيد للفحص المتخصص	جيد للفحص المبدئي

References: المراجع

[1] Henson D.B. "Optometric Instrumentation" Butterworth-Heinemann Ltd; Reprinted edition (**Dec 1982**)

[2] Smith, G.; Atchinson, D.A. "The Eye and Visual Optical Instruments". Cambridge: Cambridge University Press, **1997.**

[3] Kennedy G T., Timberlake M," The Direct Ophthalmoscope How it Works and How to Use It" Department of Family Medicine University of Kansas Medical Center Available on: /www.kumc.edu/ophthalmology/timberlake/pdf/TheDirectOphthalmoscope.pdf: **2005**

[4] Timberlake M," The Indirect Ophthalmoscope " Department of Ophthalmology University of Kansas Medical Center Available on: /www.kumc.edu/ophthalmology/.../9-Indirect%20Ophthalmoscope.ppt: **2005**

الفصل السابع

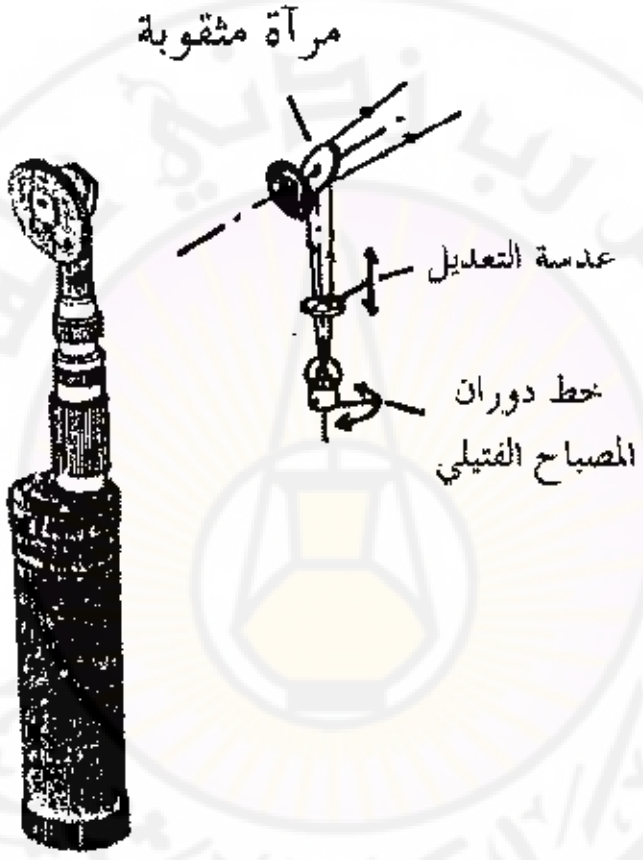
منظار الشبكية

المؤلف: د.م. محمد فراس الحناوي

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

7.1 مقدمة:

منظار الشبكية (Retinoscope) هو أداة بسيطة(Objective) للحصول على الخطأ الانكساري للعين و ذلك من خلال المراقبة البصرية تتألف مناظير الشبكية الحديثة من عدسة واحدة، منبع ضوئي، و مرآة. و تكون المرآة إما ذات فتحة مركزية أو شبه عاكسة بحيث يمكن لمنظار الشبكية أن ينظر عين المريض مباشرة من نفس محور حزمة الضوء لمنظار الشبكية . (انظر الشكل (1-7)).

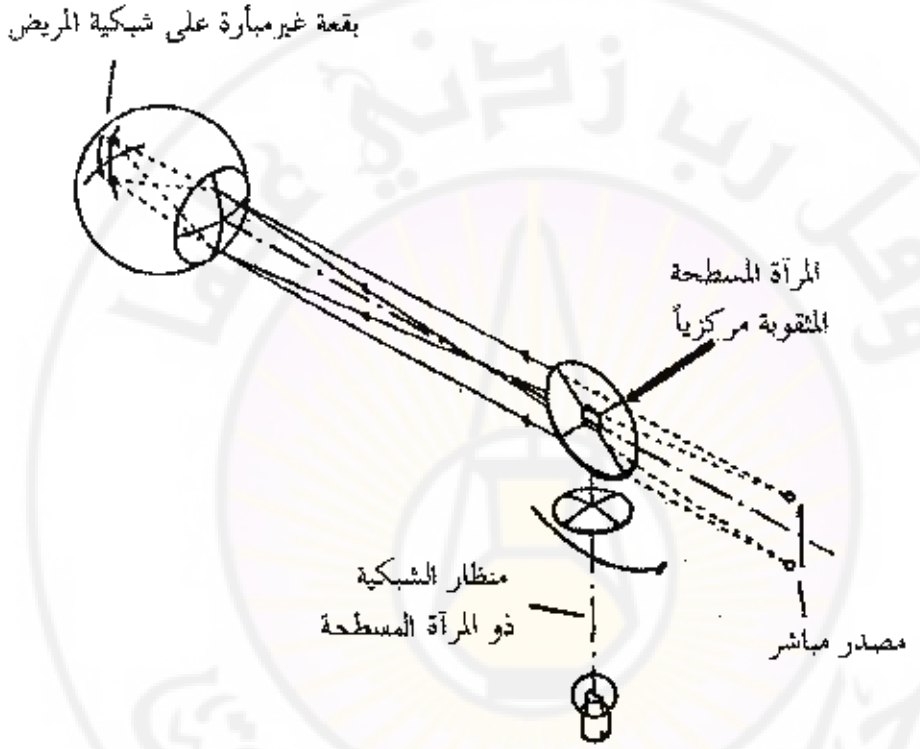


الشكل (1-7) .منظار الشبكية

قبل وصف منظار الشبكية بتفاصيل أكثر ،سوف نعمد إلى ذكر المبادئ الأساسية التي تعتمد عليها مناظير الشبكية و تقنياتها المختلفة لإيجاد محور الخطأ الانحرافي axis of astigmatic errors

7.2 مبادئ تنظير الشبكية :

في تنظير الشبكية فإن المراقب يرصد رقعة صغيرة من الضوء المتشكل على قعر عين المريض .و بتحريك البقعة المسلطة باتجاه معين و مراقبة الاتجاه الذي تظهر به بعد انكسارها من قبل عين المريض . و بالتالي يمكن للمراقب القول بأن شبكية المريض هي متمركزة (متوضعة) (foucused) أمام أو خلف عينه . و يمكن قياس الخطأ الانكساري و ذلك بوضع عدسات أمام عين المريض حتى تكون شبكية المريض متمركزة مع عين المراقب .

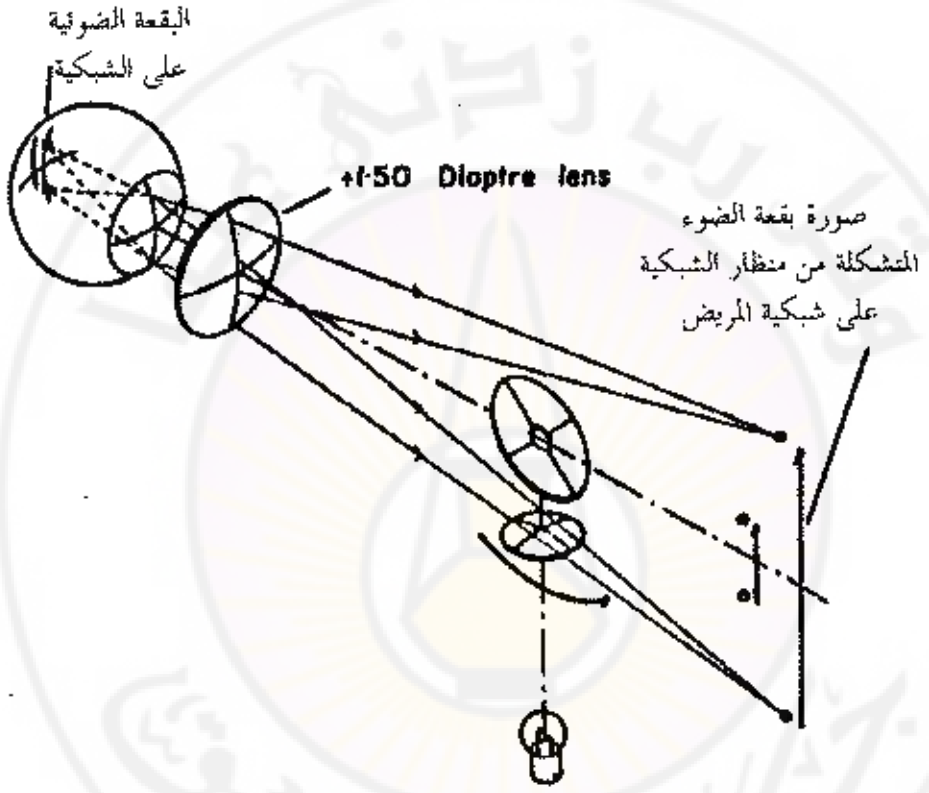


الشكل (2-7) تشكل البقعة الغير مبأرة للضوء على شبكية المريض .عدل الأسهم على تأثير ميلان مرآة المنظار للأسفل لتؤدي إلى تحرك البقعة الضوئية على شبكية المريض للأسفل.

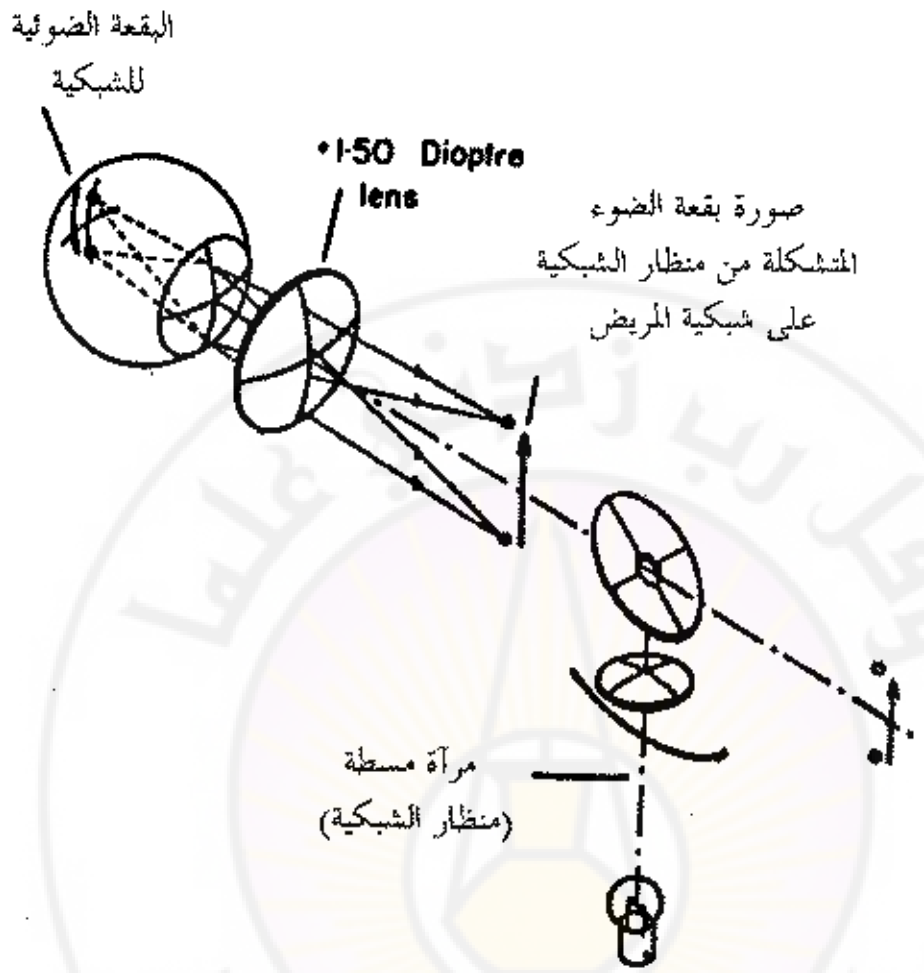
يظهر الشكل(2-7) تأثير منظار الشبكية ذي المرآة المسطحة (النموذج الأكثر استخداماً اليوم) الذي يشكل بقعة ضوئية غير مركزة على قعر عين المريض. كذلك يظهر بأنه عندما تميل المرآة قليلاً إلى الأسفل فإن البقعة المتشكلة تنزاح للأسفل أيضاً. وهذا في حالة كون العين لا تعاني أي خطأ انكساري.

إن بقعة الضوء تكون الهدف في حالتين اثنين :

الأول (الشكل (3-7)) لعدسة ذات بعد بصر 1.50 D ، و الثـــاني (الشـــكل (4-7)) عدسة ذات قصر بصر. إن النقطة الثانية التي يجب ملاحظتها من هذين الشكلين هي أن هنـــاك صورة هوائية لبقعة الشبكية المتشكلة إما خلف أو أمام عين مراقب الشبكية و إن هذه الصـــورة تتحرك بعكس الاتجاه لحركة بقعة الشبكية .لهذا فإذا تحركت بقعة الشبكية للأسفل فإن الصـــورة الهوائية ستتحرك للأعلى.



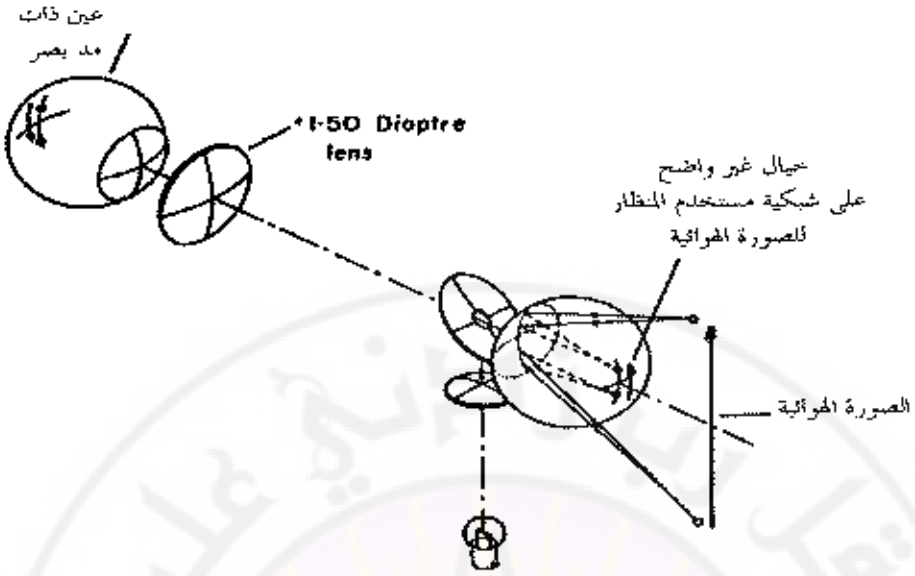
الشكل (3-7) تشكل الخيال الهوائي للبقعة الشبكية للضوء لبعد نظر اقل من 1.5D تدل الأسهم على اتجاه حركة الخيال بانعراف مرآة منظار الشبكية للأسفل.



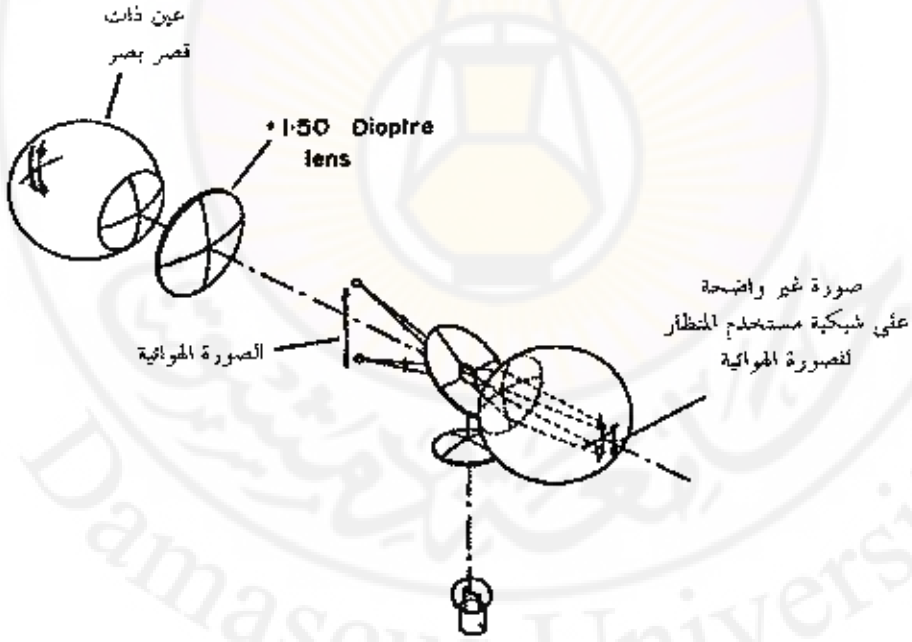
الشكل (4-7) تشكل الخيال الهوائي للبقعة الضوئية للشبكية لقصر بصر اقل من 1.5D .تدل الأسهم على ان اتجاه حركة الخيال بالعراف مرآة منظار الشبكية للأسفل .

يظهر الشكلان (5-7) و (6-7) كيف أن الصورة الهوائية تصبح هي الهدف للانكسار لعين مراقب الشبكية. مرة أخرى فإن الحالة الأولى لبعد النظر و الثانية لقصر النظر.

يمكن ملاحظة بأنه لحالة بعد النظر (الشكل (5-7)) فإن الخيال الهوائي الغير واضح يتشكل على شبكية المراقب و بحركة الخيال الهوائي للأعلى و بالتالي الخيال غير الواضح على شبكية المراقب. أما في حالة قصر النظر فإن الصورة غير الواضحة للخيال الهوائي تتشكل أيضاً على شبكية المراقب. و الفرق هنا بحركة الخيال الهوائي للأعلى فإن الخيال الشبكي يتحرك للأسفل.



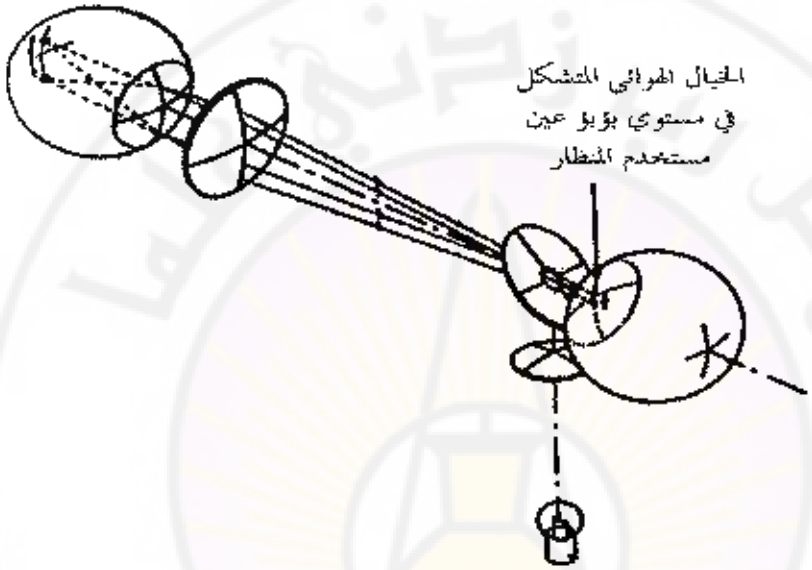
الشكل (5–7)– تشكل الخيال الغير واضح للصورة الهوائية لبعد النظر أقل من 1.5D على شبكية مستخدم منظار الشبكية ،تدل الأسهم على اتجاه حركة الصورة بإزاحة مرآة المنظار للأسفل .



الشكل (6–7)– تشكل الخيال الغير واضح للصورة الهوائية لحالة قصر البصر لبعد أقل من 1.5D على شبكية مستخدم منظار الشبكية ،تدل الأسهم على اتجاه حركة الصورة بإزاحة مرآة المنظار للأسفل

و بالتالي يمكن تلخيص الحالات كما يلي :

1. الانزياح للأسفل للمرأة بسبب انزياحاً لبقعة الضوء الصغيرة للأسفل على شبكية المريض .
2. إن الخيال الهوائي للبقعة المضيئة يتحرك في الاتجاه المعاكس .
3. يتلقى المراقب الخيال الذي يتحرك للأعلى في حالة بعد النظر على شبكيته و للأسفل في حالة قصر النظر.



الشكل (7-7)- نقطة المعكس في تنظير الشبكية .

يبين الشكل (7-7)- نقطة المعكس عندما يتشكل الخيال الهوائي في مستوى بؤبؤ مراقب الشبكية. في هذه النقطة، يضاء كامل حقل الرؤية لمراقب الشبكية بشكل آني على سبيل المثال لا يرى أية حركة .

7.3 تقرير محور الانحراف بواسطة منظار الشبكية :

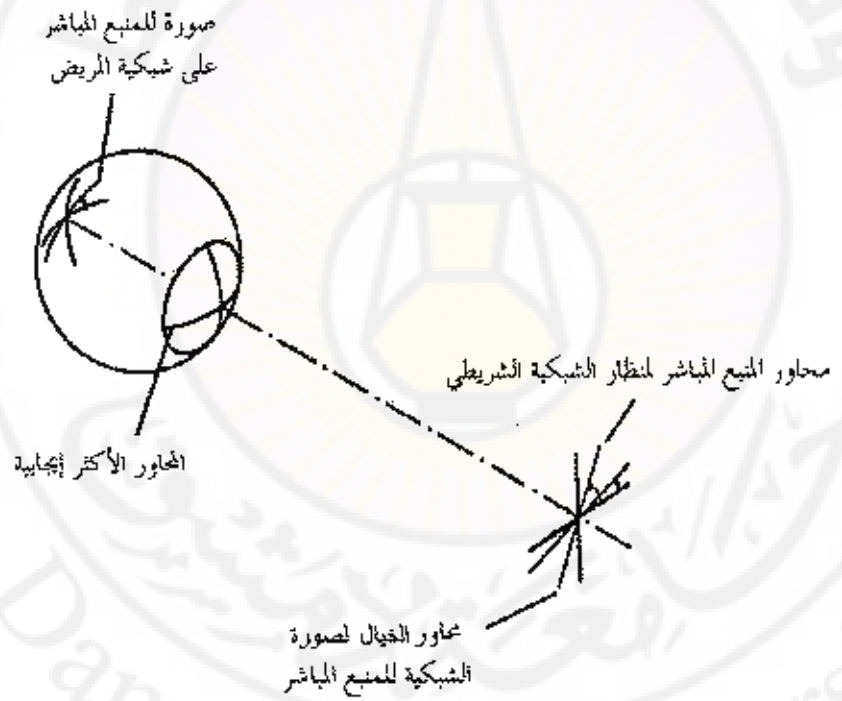
7.3.1 تنظير الشبكية النقطي :

تتم العملية بواسطة منظار الشبكية النقطي و ذلك من خلال تحديد أحد (meridians) الاتجاهات الأساسية. و من ثم بمراقبة المسافة المستقيمة (تقريباً) للبقعـــة المضيئة في البؤبؤ. و بالتالي تقييم محور الانحراف .

7.3.2 تنظير الشبكية الشريطي :

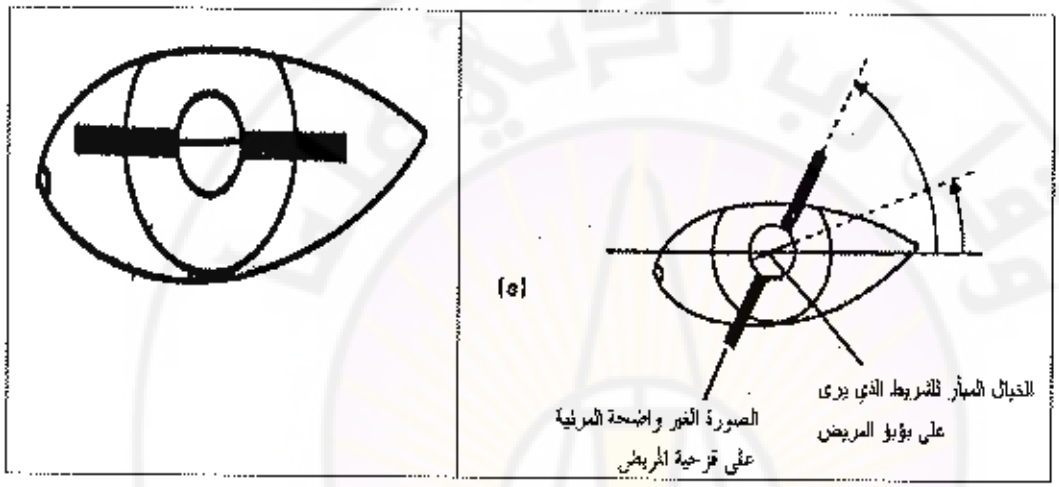
يمكن قياس محور الانحراف باستخدام منظار الشبكية الشريطي بطريقتين :

تتلخص الطريقة الأولى بتركيز الشريط على شبكية المريض و من ثم تدويره حتى يتطابق مع عمود الضوء الساقط على وجه المريض و بؤبؤه . لا تشبه هذه التقنية تلك التي تحدد محاور عدسات النظارات و ذلك بمراقبة إشارة (+) و التي يمكن فهمها بالأخذ بعين الاعتبار ما الذي يحصل لصورة خيال الشريط بمروره عبر عدسة العين المصابة بالانحراف .في الشكل (8-7) لدينا منبع لمنظار شبكية شريطي و الذي تم توضعه بـ60 درجة عن المستوى الأفقي .إن عين المريض هي المصابة بالانحراف حيث إن القوة الموجبة الأكبر موجودة عبر المستوي الأفقي . و نظراً لطبيعة عين المريض المصابة بالانحراف فإن صورة الشبكية للشريط سوف تدور بعيداً عن المحور الأفقي .



الشكل (8-7)- يبين الشكل صورة الشريط **(streak)** بعبورها عبر عدسات عين مصابة بالانحراف.

و بالعودة عكساً عبر العين المصابة بالانحراف ،فإن صورة الشريط تدور مرة ثانيـة باتجاه المستوي الأفقي. لذلك سيرى الفاحص الصورة على شكل عمود من الضوء عبر حدقـة المريض iris و يواجه و بنفس الزاوية بالنسبة للمستوي الأفقي كمنبع مباشر، و صورة مبـأرة للشريط عبر حدقة المريض بزاوية أقرب للأفق (انظر الشكل (a)9-7)، و عندما تتم مـوازاة المنبع الآني مع أحد المستويات الأساسية للعين المصابة بالانحراف، فإن الصـورة المركزيـة (داخل البؤبؤ) سوف تتحاذى مع عمود الضوء عبر الوجه انظر الشكل((b)7.9) .



(b) (a)

الشكل(9-7) a-مظهر عين مريض عندما لا تكون الصورة الشريطية متوافقة مع أحد المحاور الرئيسية المصابة بالانحراف .

b-مظهر عين المريض عندما تكون الصورة الشريطية متوافقة مع أحد المحاور الرئيسية .

أما الطريقـة الثانية لتقرير المحاور فقد وضـع أسسـها العالم قبل Francis(1973) . و تعتمد على معرفة أن دوران الشريط المبأر (المركز) بعيداً عن أحد الاتجاهات الرئيسية للعين ينتج ثخانة للصورة. و بالنظر للموقع و حيث إن عرض الشريط أصغري ، فيمكن إيجاد محور الانحراف. و قد نوه Francis(1973) بأن زيادة الثخانة بدوران الخط لن يكـون نفسـه لكـل الأخطاء الانكسارية، و يمكن الحصول على زيادة في الثخانـة أعظميـاً و بالتـالي تحصـل الحساسية عندما تصنع العين بشكل صناعي بحسر بصر بـD 1 في اتجاهها ذو مـد البصـر الأكثر و عندما يتم تركيز منظار الشبكية الشريطي عبر هذا الاتجاه . يمكن الحصول على هذه الحالة بسهولة و ذلك بـ:

1) تحييد المحور ذي مد البصر الأعظمي .

2) بوضع عدسة بقوة +0.5D أمام عين المريض (هذا يفترض أن الناظر للشبكية يعمل على بعد 66cm.

3) بتعديل انفراج الضوء الخارج من منظار الشبكية حتى يتم تركيز الخط عبر الاتجاه الذي يتم تحييده.

7.4 تصميم الجهاز :

هناك مجموعتان واسعتان من مناظير الشبكية :

- مناظير الشبكية البقعية .
- مناظير الشبكية الشريطية .

منبع منظار الشبكية النقطي(البقعي) هو عبارة عن دائرة مضاءة بشكل متساو ، بينما في مناظر الشبكية الشريطي عبارة عن خط واحد و الذي يمكن تدويره عبر محور الجهاز . ينتج هذا الشريط عادة عن مصباح ذي فتيل خطي . كذلك يسمح منظار الشبكية الشريطي للفاحص و من خلال زر بتعديل موقع العدسة و ذلك لتبئير المنبع على شبكية المريض . يستخدم هذا للتحكم بإمكانية تدوير المنبع لتقرير محور الانحراف .

تستخدم المرايا في منظار الشبكية إما شبه العاكسة أو تلك التي تملك فتحة للنظر و التي تمكن الفاحص للنظر إلى المنعكس.فالمرآة شبه العاكسة تفقد نسبة جيدة للضوء الواقع عليها،لكن لديها ميزة عدم تشكيل خيال لفتحة الرؤية على عين المريض.

من الصعب تقرير أيهما أفضل .فليست هناك فوارق بصرية بين المعدات و ليست هناك أية أوراق عمل حول هذا الموضوع . و يكون الخيار لذلك حسول البنية الميكانيكية للجهاز(نموذجه، قوته الميكانيكية، و فيما إذا أمكن استخدام نظارات للمستخدم) و تكلفته و تواجده.

7.5 أهمية بعض المواصفات على دقة منظار الشبكية :

أن مواصفات الجهاز يمكن أن تؤثر على دقة منظار الشبكية .و كذلك على سهولة تحري حركة الانعكاس، لذلك يجب أن تكون حواف المنعكس حادة و الحركة بطيئة. و هذا يمكن تحقيقه بـ:

1. إبقـاء فتحة الرؤية صغيرة و بالاقتراب من التحديد فإن المنعكس سـوف يبأر على أو بالقرب من عين المراقب ،حيث إن خياله على شبكية الفاحص سوف يكون غير مبأر، بتصغير مقاس فتحة الرؤية نخفض عدم وضوحية هذا الخيال و بالتالي تحسين حواف المنعكس . و لسوء الحظ فإن تخفيض مقاس فتحة الرؤية يخفض من إضاءة المنعكس. تملك بعض مناظير الشبكية سلسلة من الفتحات و التي يمكن تغييرها بسرعة من الفاحص، هذا يسمح للفاحص بالوصول للوضع المثالي إما في إضاءة المنعكس (بريقه) أو حدوث حواف المنعكس. و في حالات المرضى ذوي الأوساط الضبابية يتم اختيار فتحة الرؤية الأكبر للحصول على منعكس ذي بريق أكبر، بينما في المرضى الطبيعيين وحيث إن المنعكس مضاء بشكل كاف لذلك يتم اختيار فتحات صغيرة كفاية كي تكون حساسة بما فيه الكفاية.

2. عند وضع منبع مباشر بالقرب من المرآة يحدث تأثيران هامان. الأول، سوف تنخفض سـرعة الحركة. فكمية الحركة للمنبع المباشر بدوران المرآة يتناسب مع المسافة عن المرآة .

الثاني خيال المنبع على عين المريض سوف يكون أكثر حدة كلما اقتربنا من التحديد. هذا بدوره سوف ينتج منعكس أكثر حدة.

كما أن بقاء مقاس بقعة قعر العين صغيراً ، فإن الحدود العاكسة للمنعكس ترى بتتابع سريع و الذي يساعده في تمييز حركة المنعكس .و يمكن إنجاز هذا بأفضل صورة و ذلك بإبقاء قطر المنبع صغير. إن مناظر الشبكية الشريطي ذا الفتيل الخطي هو منبع أصغر من مكافئه من مناظير الشبكية البقعية و هو أفضل .و بالتالي يفي بالظاهرة المطلوبة.

7.6 أخطاء مناظير الشبكية :

أظهرت الدراسات على أن الفروقات في تنظير الشبكية تختلف مع العمر. عند الشباب فإن تنظير الشبكية يعطي تقديرات أكثر إيجابية للأخطـاء الانكسارية من التقنيات Subjective. و عند الناس الأكبر عمراً فإن الحالة معكوسة و سيعطي تنظير الشبكية تقديرات أكثر سلبية للأخطاء الانكسارية .

و فيما يلي الأسباب التي تؤدي لتباين بين التقديرين للخطأ الانكساري .

7.6.1 تأثير التحافي:

إنه من المستحيل أن يكون القياس عبر خط الرؤية للمريض في مناظر الشبكية السكوني

(Static Retinoscopy). و لذلك فإن الخطأ الانكساري لا يقاس في اللطخة الصفراء (fovea) و لكنه منجاز بشكل بسيط إلى أحد الاتجاهات. و عادة ما يكون الخطأ الذي يعود لعدم التحاذي صغيراً ما لم يبتعد الناظر للشبكية بعيداً عن مركز الرؤية أكثر من 8 درجات .

7.6.2 التشوهات الكروية:

إن التشوهات الكروية ((Spherical Aberration)) للعين هي في حقيقة الأمر بسيطة و في غالب الأمر تعود إلى تقلطح (تسطح)لنصف قطر انحناء القرنية باتجاه الجوانب و بالتالي فهي ليست مصدر خطأ واضح، لكنها قد تسبب حالة تكون فيها حركة المنعكس في المركز الحدقة المريض مختلفة عن تلك التي تظهر فيها الحواف .

7.6.3 التشوهات اللونية :

تنتج التشوهات اللونية (Chromatic Abberation)حيث إن لون منعكس الشبكية هو لون أحمر ، فإن منظار الشبكية سوف يعطي نتيجة ذات مد بصر أكبر من الفحوص التي تعتمد على اللون الأبيض .لكن ذلك لا يؤثر على تغيرات الحواف .

7.6.4 موقع المنعكس :

فهناك افتراض في تنظير الشبكية يعتمد على أن منشأ المنعكس يتوافق مع الخلايا البصرية، فإذا نشأ المنعكس أمام الخلايا البصرية فيمكن الوصول لنتائج أكثر إيجابية لتنظير الشبكية . أما في حال كون المنعكس ينتج من طبقات خلف الخلايا البصرية وهذا يؤدي إلى خطأ قصر بصر.


وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

References: المراجع

[1] Henson D.B. "Optometric Instrumentation" Butterworth-Heinemann Ltd; Reprinted edition (Dec 1982)

[2] Smith, G.; Atchinson, D.A. The Eye and Visual Optical Instruments. Cambridge: CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 1997

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

جدول المصطلحات العلمية

المصطلح	المعنى	
A		
Acoustic	صوتي	الـ
Actual Focal spot	بقعة المحرقية الفعلية	الـ
Air Grid	شبكة الهوائية	الـ
Amorphous	غير مبلور	
Amorphous Silicon	سيليكون الغير متبلور	الـ
Anatomical Programs	برامج تشريحية	
Angiography	تصوير الأوعية الدموية	
Anode	مصعد	
Anode Heat Storage Capacity	سعة التخزين الحراري للمصعد	
Antimony (Sb(	انتيمون	الـ
antimony cesium oxide (Sb-CsO(	اوكسيد سيزيوم الانتيمون	
Attenuation	تخامد	
Automatic Exposure Control (AEC(	تحكم الأوتوماتيكي بالتعرض	الـ
Axis of astigmatic errors	محور الخطأ الانحرافي	
B		
Back Projected Additives Method	طريقة جمع النتائج المحصلة	
Barium Fluoro Bromide	بروميد الباريوم الفلوري	
Barium Platinocyanide	سيانيد البلاتين –باريوم	
Battery Powered	تغذى بالطاقة من خلال بطارية	
Beryllium	البريليوم	الـ
Biopsy Stereotactic	جهاز اخذ الخزع	
Bitewings	الاجنحة المعضوضة	الـ

Bone	عظم	
Bremsstrahlung	اشعاع الانكباحي	ال
Brushes	فراشي	ال
Bucky Diaphragm	مخطط بوكي	
C		
Cadmium Zinc	تونتياء الكادسيوم	
Calcium Tungstate	تنغستات الكالسيوم	
Capacitor Discharge	تفريغ المكثفة	
C-Arm Mobile	جهاز التصوير الشعاعي النقال التنظيري القوسي	
Cathode	المهبط	
Cathode's material	مادة المهبط	
Cephalometry	صورة طبقية مقطعية للفك	
Cesium iodide	ايوديد السيزيوم	
Characteristic	المميز	
Characteristic Impedance	ممانعة المميزة	ال
Characteristics Of Piezoelectric Crystal	خصائص البلورة الكهروإجهادية	
Choroidal	غلاف المشيمي للعين	ال
Chromatic Abberation	تشوهات اللونية	ال
Cineradiography	تصوير السيني السينيمائي	ال
Classical Tomography	تصوير المقطعي التقليدي	ال
Collimator	ممدد	
Compression Plate	صفيحة ضاغطة	
Computed Tomography	التصوير الطبقي المحوري المحوسب	ال
Computer Radiography (CR(	تصوير الشعاعي المحوسب	ال
Condenser System	نظام تكثيف	

Conduction	نقل	الـ
Control Console	منصة التحكم	
Convection	حمل	الـ
Cooling	تبريد	الـ
Crossed Grids	الشبكات المتصالبة	الـ
CsI cesium iodide	يوديد السيزيوم	
Curvilinear Arrays	مصفوفات الخطية المحنية	الـ
D		
Data Acquisition System DAS	نظام تحصيل المعلومات	
Deflection Coil	ملف الانحراف	
Dental Panoramic	جهاز التصوير البانورامي السني	
Dental X-ray	التصوير الشعاعي السني	الـ
Detective Quantum Efficiency DQE	فعالية الحساسية عالية الكمية	
Detectors Ring	حلقة الحساسات	
Diagnostic Ultrasound	أمواج فوق الصوتية التشخيصية	الـ
Digital Mammography	تصوير الثدي الرقمي	
Digital Phosphore plate	صفيحة الفوسفورية الرقمية	الـ
Digital Radiography	تصوير الشعاعي الرقمي	الـ
Digital Subtraction Angiography DSA	تنظير الأوعية بواسطة الطرح الرقمي	
Digitizer	مرقمن	
Dipole	مزدوج القطبية	
Direct Ophthalmoscope	منظار المباشر	الـ
Display and Control Console	منصة عرض الصور والتحكم	
Dominate	يهيمن	
Doppler Equation	معادلة دوبلر	
Doppler Ultrasonic Imaging Systems	أنظمة التصوير فوق الصوتية بطريقة دوبلر	

Dose	الجرعة	الـ
Drift	انزياح	الـ
Dual-Field Intensifiers	مكثفات الصورة ثنائية الحقل	
Duty Factor in Percent (DF%)	معامل المهمة المئوي	
Dynamic Range	مجال الديناميكي	الـ
E		
Echo	صدى	الـ
Echocardiograph	تخطيط القلب	
Effective Focal Spot	بقعة المحرقية الفعالة	الـ
Electromagnets	مغانط الكهربائية	الـ
Electron Beam	الحزمة الالكترونية	الـ
Electron Beam Tomography EBT	التصوير الطبقي المحوري ذو الحزمة الإلكترونية	الـ
Electron Gun	مدفع الكتروني	
Electron-Hole Pairs	ازواج من الحفر الالكترونية	
Emmetropic	ذات نظر سوي	
Encephalography	تصوير الدماغ	
Encyclopedia	موسوعة	
Exposure rate per second	معدل التصوير بالثانية	
External Shutter Collimator	مغلاق الخارجي (المسدد)	الـ
F		
Filament	حشوة ، الفتيل	
Filament Circuit	دارة الفتيل	
Film holders	حوامل الأفلام	
Films Scanner	ماسح الافلام	
Floating	عائم	
Fluorescent Screens	شاشات الفلورسانتية (التألقية)	

Fluoroscopic system	جهاز التنظير	
Focal Spot Track	مسار البقعة المحرقية	
Focus Coil	ملف تبئير	
Focus Grid Distance	مسافة التبئير للشبكة	
Focused Grids	الشبكات المبأرة	ال
Focusing	نظام التبئير	
Focusing Ultrasound Beam	تمحرق حزمة الأمواج فوق الصوتية	
Focusing Cup	كأس التبئير	
Fovea	لطخة الصفراء	ال
Frames Per Second	اطار بالثانية	
Fraunhoffer Zone	منطقة الحقل البعيد	
Fresnel Zone	منطقة الحقل القريب	
Fundus Camera	كاميرا قاع العين	
G		
Gantry	القنطرة	ال
Gd2O2S	أكسيد الكبريت الغادوليوم	
Gradient Coil	ملف الحقل المتدرج	
Gradient Echo	صدى المتدرج	ال
Grid Cutoff	قطع الشبكة	
Grid ratio	نسبة المخطط	
Grid Strips	شرائح المخطط	
H		
Heat	حرارة	ال
Heat capacity	سعة الحرارية	ال
Heel Effect	تأثير الكعبي	ال
Helical Scan	التصوير الاهليلجي	ال
High Energy Cathode - ray tube	أنبوب الأشعة المهبطية عالي الطاقة	

High Frequency Generator	مولد عالي التواتر	
I		
Image Intensifier	مكثف الصورة	
Image Receptor	مستقبلات الصورة	
Image-Shift Enlargement	تكبير بانزياح الفيلم	الـ
Improvement in Contrast	تحسين التباين	
Increase In Exposure	زيادة في التعرض	
Indirect Ophthalmoscope	منظار غير المباشر	الـ
Induction Decay	تخامد المستحث (المحثوث)	الـ
Intensifying screen	شاشة تكثيف او التركيز	
Inter space material	مادة الفراغية البينية	الـ
Internal Shutter Collimator	مغلاق الداخلي (المسدد)	الـ
Inverter	عاكس	
Ion Detector	الحساس الأيونية	
Ionization Chamber	حجرة التاين	
Iris Diaphragm	فتحة الحدقة	
Iterative method	الطريقة التكرارية	
L		
Lambert's Law	قانون لامبرت	
Lamp Collimator	مصباح (المسدد)	
Large focal spot filament	فتيل البقعة المحرقية الكبيرة	
Large Area Flat Panel Detectors	لوحة حساسات كبيرة المساحة مسطحة	
Lead Content	محتوى الرصاص	
Lead Iodide	يود الرصاص	
Lens	عدسة	
Lesion	النسيج الورمي	الـ
Light Reflector Collimator	عاكس الضوء (المسدد)	

Linear Grid	شبكة الخطية	الـ
Linear Phased Array	مصفوفات الطورية الخطية	الـ
Linear Sequential Arrays	مصفوفة المتتالية الخطية	الـ
M		
mA Control	تحكم بالميلي امبير	الـ
Macula	اللطخة الصفراء	الـ
MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM	نظام التصوير بالرنين المغناطيسي	
Magnification	تكبير	الـ
Mammography	التصوير الشعاعي للثدي	الـ
MASK	القناع	
Mobile X-ray	جهاز الأشعة النقال	
Molybdenum	الموليبدنيوم	الـ
Moments	عزوم	
Monitors	شاشة مراقبة	
Monocular Indirect Ophthalmoscope	منظار الغير مباشر ذو الفتحة الواحدة	
Multi Slice CT	الطبقي المحوري متعدد الشرائح	الـ
Multiple-Detector ,Translate-Rotate	عدة حساسات ، الماسحات الانتقالية الدوارة	
Muscle	عضلة	
N		
NiCad	نيكل كادميوم	الـ
Noise and Dose	ضجيج والجرعة	الـ
O		
Object Shift Enlargement	تكبير بانزياح الجسم المصور	الـ
Ophthalmoscope	منظار العيني	الـ
Optical density	الكثافة البصرية	الـ
optical density correction	تصحيح الكثافة البصرية	

Oscilating Grid	شبكة المهتزة	الـ
P		
Parallel Grids	الشبكات المتوازية	الـ
Parenchyma	نسيج الرئة الأسفنجي	
Patient table	طاولة المريض	
Patient Table	طاولة المريض	
Permanent magnets	مغانط الدائمة	الـ
Phased Arrays	مصفوفة الطورية	الـ
Phenomenon	ظاهرة	
Phosphor	فوسفور	الـ
Photoconductor	ناقل ضوئي	
Photomultiplier Tube	أنبوب المضاعف الضوئي	
Physics of Ultrasonic Waves	فيزيائية الأمواج فوق الصوتية	
Pitch	الخطوة	الـ
Power Generator for X-ray tube	مولد الطاقة لانبوب الأشعة	
Precession	دوران المغزلي (الحركة الدارية)	الـ
Presbyopic	مد البصر الشيخي	
Primary Capacitor	مكثفة اولية	
Propagation	انتشار	الـ
Pulse Width	عرض النبضة	
Q		
Quality Control	ضبط الجودة	
Quarter-Wave Matching	طبقة توافق الممانعة الربعية	
R		
Radiation	اشعاع	الـ
Rated anode Capacity	سعة التقديرية للمصعد	الـ
Real-time	بالزمن الحقيقي	

Reciprocmatic Potter-Bucky Diaphragm	مخطط بوكي بوتر التردي	
Rectifier	مقوم	
Recovery Times	أزمنة العودة للحالة الإساسية	
Red-Free Filters	بالفلتر خالي الضوء الأحمر	
Reflection and Refraction Phenomena	ظاهرة الانعكاس و الانكسار	
Reflector	عاكس	
Relaxation Times	أزمنة الاسترخاء	
Remote Control Unit	جهاز التحكم عن بعد	
Resistive magnets	مغانط المقاومة	ال
Resonant Frequency	تردد الرنين	
Retinal	شبكي (من الشبكية)	
Retinoscope	منظار الشبكية	
RF Tranmitting and Receiving Coils	ملفات الإرسال و الاستقبال الراديوية	
Rhombic Crossed Gid	شبكات متصالبة معينة الشكل	
Ripple	تذبذب	
Roentgen	العالم رونتجن	ال
Root Canal	قناة الجذر	
Rotate -Only Stationary Detectors Scanners	دوران فقط حساسات ثابتة للماسحات	
Rotational Scanners	الماسحات الدورانية	
S		
Scanners Development	تطور الماسحات	
Scanning Equalization Radiography	تصوير الشعاعي المتساوي المسح	ال
Scintillation Detectors	الحساسات الومضانية	ال
Sector	مقطعي ، قطاعي	
Self-Lubricating slip-ring	الحلقة المنزلقة ذاتية التزييت	ال

Series Of exposure	عدد من اللقطات	
Shielding fields	حقول التهديب	
Sight Hole	فتحة الرؤية	
Silver Bromide	بروميد الفضة	
Single detector, Translate- Rotate Scanners	حساس واحد ، ماسحات انتقالية دورانية	
Single Exposure	لقطة واحدة	
Single Phase- Single Pulse Generator	مولد أحادي النبضة أحادي الطور	
Single Phase-TWO-PULSE GENERATOR	مولدات ثنائية النبضة –أحادية الطور	
Six pulses three phase Generator	مولدات سدسية النبضات –ثلاثية الطور	
Small focal spot filament	فتيل البقعة المحرقية الصغيرة	
Sodium Iodide	يود الصوديوم	
Solid State Radiation Detector (SSRD(	حساس الإشعاعي ذو الحالة الصلبة	الـ
Source to Image Distance (SID(	مسافة بين المنبع و اللفيلم	الـ
Source to Object Distance (SOD(	مسافة بين المنبع والجسم المصور	الـ
Space-charge limited	محدود الشحنة الفضائية	
Spatial Resolution	الدقة الحيزية	الـ
Specified Heat	حرارة النوعية	الـ
Spherical Aberration	تشوهات الكروية	الـ
Spin Echo	صدى المغزلي	الـ
SPR : Scatter-to-Primary X-Ray Ratio	نسبة تبعثر فوتونات أشعة X إلى الفوتونات الأولية الصادرة من أنبوب الأشعة	
Static Magnetic Field	الحقل المغناطيسي الساكن	
Static Retinoscopy	منظار الشبكية السكوني	
Superconducting magnets	مغانط ذات الناقلية الفائقة	الـ

T		
Target Rings	حلقات الهدف	
Telluride	تلوريد ، مادة كيميائية	
Tempanomandibular Joint disorder	اضطراب المفاصل الصدغية	
Temperature	درجة الحرارة	
Thin Film transistor TFT	ترانزستورات ذات طبقة رقيقة	
Time-Gain Compensation	تحكم بالربح الزمني	الـ
Timer Control	تحكم بالوقت	الـ
Tissue Contrast	تباين بين الأنسجة	الـ
Transit-Time	زمن العبور	
Transverse	مستعرض	الـ
Triple-Field Intensifiers	مكثفات الصورة ثلاثية الحقل	
Tube Housing	بيت الأنبوب	
Tube Housing temperature	درجة حرارة غلاف الأنبوب	
Tungsten	تنغستين	
Tungsten	التنغستين	الـ
TV Circuit	دارة التلفزيونية	الـ
Twelve Pulses Three Phase Generator	مولدات ذات الاثني عشر نبضة -ثلاثية الطور	
U		
ULTRASONIC IMAGING SYSTEMS	أنظمة التصوير فوق الصوتية	
Ultrasound Transducers	مبدلات الأمواج فوق الصوتية	
V		
Velocity	سرعة	الـ
Video Recorder	جهاز التسجيل الفيديوي	
Voxel	خلية حجمية	
W		
Wall Bucky	الشبكة (بوكي) الحائطية	الـ

Wavelength	طول الموجة
X	
Xenon	غاز الزينون
X-ray Tube	أنبوب الأشعة السينية
Z	
ZnS:CdS	سولفايد كادميوم الزنك

Damascus University

اللجنة العلمية :

الدكتور المهندس لؤي شاشاتي
أستاذ في قسم الالكترونيات الطبية - جامعة حلب –

الدكتور المهندس مصطفى الموالدي
أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية – جامعة دمشق –

الدكتور نقولا أيوب حيمس
أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية – جامعة دمشق –

المدقق اللغوي :

الدكتور حسن الأحمد
قسم اللغة العربية – جامعة دمشق –

حقوق الطبع والترجمة والنشر محفوظة لمديرية الكتب والمطبوعات الجامعية

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University