أجهزه استقصاء 1 + 2

(عملي و نظري)

أجهزه استقصاء 1 + 2

(عملي و نظري)

السنة الثانية

قسم التجهيزات الطبية

منشورات جامعه دمشق

المعهد التقاني

للهندسة الميكانيكية والكهربائية

بدمشق

أجهزه استقصاء 1 + 2

(عملي و نظري)

الدكتورة المهندسة

رشا كاظم مسعود

أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية.كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

جامعة دمشق

المهندسة

رغدة يوسف العتقي

المعهد التقاني للهندسة الميكانيكية والكهربائية

1440 – 1439هـ

2017 – 2018 م

الفهرس	رقم الصفحه
مقدمة الكتاب	19
.....فصول مقرر أجهزة استقصاء 1.....	
الفصل الأول :تصنيف الاجهزة الطبية	
1-1 الأوجه التقنية في تصنيف الاجهزة الطبية للمستشفيات	23
1-2 البنيه العامه لأجهزه التشخيص ومبدأها الوظيفي	24
1-3 البنيه العامه لأجهزه المعالجه ومبدأها الوظيفي	26
1-4- المبدأ الوظيفي والبنيوي الموسع لأجهزة المعالجة	26
1-5 البنيه الوظيفيه الجزئيه للأجهزه الطبيه العامة	27
1-5-1 اللاقط pick up (أو الحساس sensor)	27
1-5-2 المبدلات (Inverters)	28
1-5-3 الالكترودات(Electrods)	28
1-5-4 المجموعة الوظيفية الالكترونية (Electronical functional group)	29
1 -5-5 مجموعة اظهار المعلومات Information display (system)	30
الفصل الثاني :تخطيط القلب الكهربائيECG (Electro Cardio Graphy)	
2-1 قياس الكمونات الكهربائية الحيوية	31

2-2 المواصفات العامة لنظام القياس	31
2-3 الاقطاب الكهربائية المستخدمة لقياس الكمونات الحيوية	32
2-4 قياس المخطط الكهربائي للقلب ECG	35
2-5- القلب وقياس نشاطه الكهربائي.	36
2-6 المخطط الكهربائي للقلب ECG	38
2-6-1 الاقتباسات أحادية القطب	42
2-6-2 الاقتباسات ثنائية القطبية	44
2-7 دارة قياس الـ ECG	44
2-7-1 المخطط الوظيفي ووصف دارة قياس ECG	45
2-7-2 وحدة التغذية وكتلة الناخب	50
2-7-3محاكي الـ ECG	51
2-8 القسم العملي لتخطيط القلب الكهربائي	52
2-8-1 معايرة مضخم قياس الـ Electrocardiogram(ECG)	54
2-8-2 ضبط مرشح NOTCH FILTER 50-60 HZ	57
2-8-3 مولد إشارة تخطيط القلب النموذجية: ECG SIMULATER	57
2-8-4 تسجيل إشارة القلب الحقيقية	62
2-8-5 قياس إشارة القلب النموذجية والتردد القلبي من خلال البورد DL3155BIO4	68

2-9 خطوات صيانة جهاز تخطيط القلب الكهربائي	71
الفصل الثالث :أنظمة التصوير الفوق صوتية **Ultrasonic Imaging Systems**	
3-1 الأمواج فوق الصوتية المستخدمة في التشخيص Diagnostic Ultrasound	75
3-2- فيزياء الأمواج فوق الصوتية *Physics of Ultrasonic Waves*	75
3-2-1 - الممانعة المميزة *Characteristic Impedance*	76
3-2-2 طول الموجة والتردد *Wavelength and frequency*	77
3-2-3 سرعة الإنتشار (*Velocity of Propagation*)	78
3-2-4امتصاص الطاقة فوق الصوتية *Absorption of (Ultrasonic Energy)*	79
3-2-5 عرض الحزمة *Beam Width*	80
3-2-6دقة التمييز *Resolution*	81
3-2-7 تخامد الأمواج الفوق صوتيه: *Attenuation Of Ultrasound*	82
3-2-8توليد وكشف الأمواج فوق الصوتية *Generation an Detection of Ultrasound*	82
3-2-9عوامل جودة المبدل	83

3-3 الأمواج فوق الصوتية في المجال الطبي *Medical Ultrasound*	84
3-4جهاز صدى النبضة الأساسي *Basic Pulse- Echo Apparatus*	84
3-5 المسح-*A*: *A-Scan*	91
3-5-1 تطبيقات المسح *A*	91
3-6 جهاز تخطيط صدى القلب (النمط -*M*) *Echocariograph(M – Mode)*	93
3-*7* المسح بالنمط B*:* *B* – Scanner	97
3-7-1 أنواع المسح *Types of Scan*	98
3-8 أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي RealTime Ultrasonic Imaging Systems	99
3-9 الماسح المقطعي الميكانيكي Mechanical Sector Scanner	99
3-10 – الماسحات الإلكترونية	101
3-10-1 الماسحات ذات المصفوفة الخطية Linear Array Scanners	104
3-10-2-نظام المصفوفة الطورية Phased Array System	105
3-10-3 أنظمة ذات المصفوفة المكانية Area Array Systems	106
3-11 التصوير داخل الأوعية الدموية	108
3-12 محول المسح الرقمي Digital Scan Converter	109

3 -13 التأثيرات البيولوجية للأمواج الفوق صوتيه Biological Effects Of Ultrasound	109
3-14 المقارنة بين أشعة X والأمواج فوق الصوتية: Comparison between X – ray and ultrasonic waves	110
القسم العملي لجهاز الإيكو	
3-15 جدول صيانة جهاز الإيكو .	113
الفصل الرابع : أجهزه تحليل وظائف الرئه **Spirometer**	
4-1 الجهاز التنفسي	117
4-2- أجهزة تحليل وظائف الرئة Pulmonary Function Analyzers	120
4-2-1 حجوم التنفس Respiration Volumes	120
4-2-2 سعات التنفس Respiration Capacities	122
4-2-3المطاوعة والضغوط ذات الصلة: Compliance and Related Pressures	122
4-2-4مؤشرات التنفس الديناميكية Dynamic Respiratory Parameters	123
4-3المبادئ الفيزيولوجية لاختبار وظائف الرئة	125
4-4 مقياس التنفسSpirometry	131
4-4-1 السبيروميتر الأساسي Basic Spirometer	131

4-4-2السبيروميتر الإسفنيني Wedge Spirometer	134
4-4-3 السبيرو ميتر الفوق صوتي	134
4-5 مقاييس سرعة التنفس Pneumotachometers	136
4-6 قياس الحجم (Measurement of Volume)	139
4-7 أجهزة تحليل وظائف الرئة Pulmonary Function Analyzers	142
القسم العملي لأجهزة تحليل وظائف الرئة	
4-8 مقياس التردد التنفسي Measurement of the respiratory frequency	145
4-9 مراحل اجراء تجربة مقياس التردد التنفسي المخبرية	156
4-9-1 اختبار عمل المضخم الأولي	156
4-9-2 حساب الربح المتغير للمضخم	158
4-9-3 المقارن مع حلقة تأخير	160
4-9-4 التردد المتعدد و كتلة الإظهار	168
4-9-5 مقارنة بين القياس الرقمي والقياس التشابهي لتردد التنفس	173
4-9-6 محاكي الخطأ (FAULT SIMULATOR)	175
الفصل الخامس: جهاز قياس الساحة البصرية	
5-1 الحقل البصري ومفهومه	177
5-2 مبادئ قياس حقل الرؤية	179

5-3 أجهزه قياس حقل الرؤيه	180
5-4 طرق إظهار نتائج فحص الساحه البصريه	183
5-4-1 تحليل النتائج(Analysis of results-)	184
القسم العملي لجهاز قياس الساحة البصرية	
5-5أقسام جهاز الساحة البصرية	185
5-6 الأعطال الممكن حدوثها لجهاز قياس الساحة البصرية	187
الفصل السادس:أجهزه قياس عتبه السمع AUDIOMETER	
6-1 مقدمـــة	189
6-2 ملاحظـات حول الفيزيـاء الســـمعيـة Notes of acoustic physics	189
6-3 علم وظائف أعضاء النظام السمعي: فهم وإرسال وتوصيل الصوت	191
6-4 مقياس عتبة السمع	192
6-4-1 تأثير الضجيج على الإنسان Effects of man	193
6-4-2 نقصان القدرة ال السمع (Hypoacusia)	196
6-4-3 التشخيص وتقييم العجز السمعي	196
6-4-4 اختبار قياس عتبة السمع Audiometric test	198
6-5 جهاز قياس عتبة السمع Audiometer	198

6-5-1 مـولـد مـوجـة Sinusoidal Sinusoidal wave generator	199
6-5-2 مرحلة الخرج Output stage	201
6-5-3 بلوك القياس وشاشة العرض اللوغاريتمية Measurement block and logarithmic display	201
6-6 القسم العملي لتجربة مقياس السمع	
6-6-1 مذبذب التردد المنخفض	204
6-6-2 الإظهار اللوغاريتمي	209
6-6-3 اختبار مقياس الصوت	211
6-6-4 المخطط البياني لقياس السمع	212
6-6-5 محاكي الخطأ (FAULT SIMULATOR)	213
.....فصول مقرر أجهزة استقصاء 2	
الفصل السابع:جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI	
7-1 مقدمه	215
7-2المبدأ الفيزيائي لظاهرة الرنين النووي المغناطيسي: Nuclear Magnetic Resonance (NMR)	217
7-3العزم المغناطيسي المجهري (الماكروسكوبي)(المغنطة M)	220
7-4 تأثير موجة التردد الراديوي RF على البروتونات	220
7-5 تلاشي التحريض الحر Free Induction Decay (FID)	222

7-5-1إشارة تلاشي التحريض الحر (FID) إلى المستوى العرضي	222
7-6 محددات NMR : NMR PARAMETERS:	223
7-7 جهاز التصوير بالرنين المغناطسي	229
7-7-1أهم الأجهزة الصلبة الموجودة في الجهاز	228
7-7-2كيف تتولد الاشارات من الجسم:	229
7-7-3مكونات جهاز الرنين المغناطيسي	230
7-7-4 المخطط الصندوقي لجهاز الرنين المغناطيسي	231
7-8ملفات الانحدار (التدرج) Gradient Coils	235
7-9 . المغناطيس	234
7-9-1 المغانط الدائمة	235
7-9-2 المغناطيس المقاوم	236
7-9-3 المغناطيس فائق الناقلية (خارق التوصيل)	237
7-9-4 شحن/ تفريغ المغناطيس Ramping Up/ Down	241
7-9-5 إخماد المجال المغناطيسي (QUENCII)	243
7-9-6 نظام التبريد	244
7-10مولد الإشارة الراديوية Radio Transmitter	246

7-11 وحدة التحكم الحاسوب	247
7-12 مزايا جهاز MRI	249
7-13عيوب جهاز MRI	249
7-14 تطورات مستقبلية متوقع لجهاز MRI	250
القسم العملي لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI	
7-15 اختيار المريض للفحص	251
7-16 شوائب صور الرنين	252
7-17 خدمة جهاز	254
7-18 إجراءات السلامة	255
7-19 الصيانة الدورية : سيتم التطرق لخطط الصيانة لنظام MRI الطبي	257
7-19-1 الصيانة الدورية لمستوى النظام (System level)	257
7-19-2 الصيانة الدورية لمستوى نظام التبريد والتجميد (Cryo – cooler system	259
7-19-3 الصيانة الدورية لمستوى نظام المغنطة (Magnet system)	260
7-19-4 الصيانة الدورية لركيزة المريض (patient support)	260
7-19-5 الصيانة الدورية لـ سلسله إرسال واستقبال الترددات الراديوية(the RF Transmit& receive chain)	261

6-19 -7 الإظهار وخزانة التشغيل. + Operators Console) Viewing)	261
7-20 أهم الأعطال الميكانيكية والكهربائية لجهاز المرنان	263
الفصل الثامن: تقنيه الألياف البصرية وجهاز التنظير	
8-1 لمحة تاريخية عن تطور علم التنظير	265
8-2 مجال استخدام الألياف البصرية في التنظير والمجالات الطبية	266
8-3الألياف الضوئية	268
8-4 المناظير الجراحية (Laparascopes)	281
8-5 مناظير النهايات (Endoscopy)	283
8-6 وحدة الإضاءة المرافقة لأنبوب التظير	291
8-7 كاميرا CCDالجهاز مزدوج الشحنة (CCD)	299
8-8 الكبسولة التنظيرية Capsule Endoscopy	301
8-9 منظار الأمواج الفوق صوتية	304
القسم العملي لجهاز التنظير	
8-10 الصيانة الوقائية لجهاز التنظير وشروطها	309
8-11 الأعطال المحتملة وكيفية الإصلاح	311
8-12 كيفيه الحد من أنتقال العدوى و أهميه التعقيم	311
8-13 التطهير و التعقيم للأدوات التشخيصية التنظيرية	312

8-14 جدول لأعطال المناظير	315
الفصل التاسع: العضلات وقياس نشاطها الكهربائي	
9-1 العضلات	321
9-2 النظام العصبي وحركة العضلات	321
9-2-1 تنظيم الخلية وكمون العمل	322
9-2-2 الألياف ذات النخاعين	323
9-2-3 العقد العصبونية	324
9-3 سرعه جهد الفعل	325
9 -3-1 طريقه اجراء الفحص واختبار التوصيل الكهربائي العصبي	325
9-3-2 تحليل نتائج فحص التوصيل العصبي	326
9-4 المخطط الكهربائي للعضلات Electromyogram	327
القسم العملي للمخطط الكهربائي للعضلات	
9-5 تسجيل المخطط البياني (EMG) ElectroMyoGram المتعلق بالساعد على البورد التعليمي المخبري	331
9-6 تسجيل (قياس) المخطط البياني لEMGالمتعلق بعضلتي ذات الرأسين والثلاثة الرؤوس	334
9-7 مقياس الجهد العضلي الكهربائي (EMG) Electromiogram	335

9-8 محاكي الخطأ (FAULT SIMULATOR)	339
الفصل العاشر :المخطط الكهربائي للدماغ Electroencephalogram	
10-1 الدماغ و قياس نشاطه الكهربائي	341
10 -2 الأمواج الدماغية	342
10-3 أصل الجهد في تخطيط الدماغ Origin of the potentials	343
10-3-1 المخطط الكهربائي للدماغ Electroencephalogram	344
10-3-2 موجة ألفا وأنماط التغذية الخلفية الحيوية	346
10-4 وصف دارة الـ EEG المخبرية	348
10-4-1 مرشح حجب تردد وحيد Notch	348
10-4-2 مرشح الحزمة 8 - 14 هرتز	349
10-5 طريقة عمل الجهاز	350
10-6الاستعمالات الطبية لجهاز EEG	352
10-7 استخدام الالكترودات وأهميتها Using & Benefit of EEG Electrodes	352
10-7-1أنواع الأقطاب المستخدمة في عملية التخطيط	354
10-8مكونات الجهاز الرئيسية	355
10-9ملاحظات عامة لإجراء التخطيط الصحيح للدماغ	355

10-10التشويهات الخارجية للموجات المرسومة في جهاز EEG	357
10-11 الشروط الواجب توفرها في غرفة التشخيص Examination Room	360
القسم العملي المخطط الكهربائي للدماغ	
10-12 القسم العملي تسجيل جهد الدماغ الكهربائي	360
10-12-1 تعديل المرشح للحصول على أمواج α (8-14Hz)	361
10-12-2 التسجيل البياني للجهد الكهربائي للدماغ (EEG)	362
جدول المصطلحات	369
اللجنة العلمية	376

مقدمة الكتاب

إن مقرري أجهزة الإستقصاء 1+2 لطلاب السنه الثانيه لقسم التجهيزات الطبية في المعهد التقاني للهندسة الميكانيكية والكهربائية بدمشق، كتاب تدريسي يستطيع الطلاب والمهتمين بهذا المجال الرجوع اليه عند الحاجة.

وعملنا على احتواء الكتاب على أهم الأفكار التي تهم التقني في حياته العملية والنظرية ، ودعمناالكتاب بالعديد من الأشكال التوضيحية لجعل إمكانية فهم الأفكار الواردة فيه سهلا.

ولم توفر الأستاذة الدكتوره رشا مسعود جهداً في الإشراف على فصول الكتاب وإبداء التوجيهات الصائبة للوصول بالكتاب إلى هذا المرحلة .

ويتألف الكتاب من عشرة فصول ، حيث تغطي الفصول السته الأولى مفردات المنهاج لمقررأجهزة الأستقصاء 1، بينما تغطي الفصول الأربعه الأخيره مفردات المنهاج لمقرر أجهزة الأستقصاء 2:

الفصل الأول :تصنيف الاجهزة الطبية.

كان لا بد من التطرق للأسس التقنية (الفنية) في تصنيف الأجهزة الطبية للمستشفيات والمبدأ الوظيفي والتركيبي لأجهزة التشخيص، و المعالجة، و المكونات الوظيفية العامة للأجهزة الطبية.

الفصل الثاني :تخطيط القلب الكهربائي.

نظرا لأهمية جهاز تخطيط القلب في التشخيص عند معظم الأطباء فقد تناول الفصل قياس الكمونات الكهربائية الحيوية و المواصفات العامة لنظام القياس والاقطاب الكهربائية المستخدمة لقياس الكمونات الحيوية وقياس النشاط الكهربائي للقلب وشرح لأمواج المخطط الكهربائي للقلب ECG والاقتباسات أحادية القطب و ثنائية القطبية ووصف دارة قياس ECG العملية المستخدمه في المخبر.

الفصل الثالث :أنظمة التصوير الفوق صوتية. Ultrasonic Imaging Systems

تم التطرق لفيزياء الأمواج فوق الصوتية، و توليد وكشف الأمواج فوق الصوتية وعوامل جودة المبدل المستخدم وتناولنا جهاز صدى النبضة الأساسي المسح–*A* وتطبيقاته و المسح بالنمط – B وأنواعه وجهاز تخطيط صدى القلب (النمط –*M*) وصولا إلى أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي، وتناولنا التأثيرات البيولوجية للأمواج الفوق صوتيه.

الفصل الرابع : أجهزه تحليل وظائف الرئة:

نظرلتأثير جهاز التنفس على وظائف الجسم تناولنا أجهزة تحليل وظائف الرئة والتطرق للمبادئ الفيزيولوجية لاختبار وظائف الرئة والسبيروميتر الأساسي و الإسفنيني، و الفوق صوتي وكذلك الدارة العملية المستخدمه في المخبر لمقياس التردد التنفسي.

الفصل الخامس: جهاز قياس الساحة البصرية:

وهو أحد الأجهزة في العيادة العينية ،تناولنا فيه مبادئ و أجهزه قياس حقل الرؤية و طرق إظهار نتائج فحص الساحة البصرية، و أقسام جهاز الساحة البصرية المحوسب.

الفصل السادس:أجهزه قياس عتبه السمع AUDIOMETER

تناول الفصل علم وظائف أعضاء النظام السمعي و مقياس عتبة السمع و تأثير الضجيج على الإنسان و نقصان السمع و التشخيص وتقييم العجز السمعي و اختبار قياس عتبة السمع، وكذلك الدارة العملية المستخدمه في المخبر لجهاز قياس عتبة السمع.

الفصل السابع:جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI:

يّعدُّ جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي أفضل طرق التصوير الطبي، تناولنا في هذا الفصل المبدأ الفيزيائي لظاهرة الرنين النووي المغناطيسي ثم القينا الضوء على توزع بولتزمان للذرات ، وتحدثنا عن العزم المغناطيسي الجهريM و بعض المفاهيم الأساسية لأزمنة الاسترخاء وتأثير الحقل المغناطيسي الساكن B_0 و الحقل الدوار ذو التردد الراديوي B_1 على البروتونات، وأهم الأجهزة الصلبة الموجودة في الجهازوتم التطرق لكيفية شحن و تفريغ المغناطيس واخماد المجال المغناطيسي و إجراءات السلامة و مزايا وعيوب جهاز MRI.

الفصل الثامن: تقنيه الألياف البصرية وجهاز التنظير:

نظراً لأهمية جهازالتنظير في التشخص و المعالجة تناولنا في هذا الفصل لمحة تاريخية عن تطور علم التنظير ومجال استخدام الألياف البصرية في التنظير والمجالات الطبية، وتطرقنا للمناظير الجراحية و مناظير النهايات و الكبسولة التنظيرية، و الصيانة الوقائية لجهاز التنظير وشروطها و الأعطال المحتملة وكيفية الإصلاح و التطهير و التعقيم للأدوات التشخيصية التنظيرية

الفصل التاسع: العضلات وقياس نشاطها الكهربائي:

تم التطرق للنظام العصبي وحركة العضلات و سرعه جهد الفعل و المخطط الكهربائي للعضلات و وكذلك الدارة العملية المستخدمه في المخبر

الفصل العاشر.المخطط الكهربائي للدماغ Electroencephalogram :

تم تناول الدماغ و قياس نشاطه الكهربائي و الأمواج الدماغية وطريقة عمل الجهاز وأنواع الأقطاب المستخدمة في عملية التخطيط ومكونات الجهاز الرئيسية والتشويهات الخارجية للموجات المرسومة في جهاز EEG و الشروط الواجب توفرها في غرفة التشخيص.

المؤلفان

المهندسة	الدكتورة المهندسة
رغدة يوسف العتقي	رشا كاظم مسعود

الفصل الأول : تصنيف التجهيزات الطبية

1-1الأوجه التقنيه في تصنيف الأجهزة الطبية للمستشفيات :

Technical aspect for medical equipment classification in hospitals

تلعب الهندسه الطبيه وتقنياتها دوراً أساسياً في تطور الأجهزة والتجهيزات الطبيه والأساليب الفيزيائية واشكال الطاقة الواجب استخدامها في التطبيقات الطبية. ونظراً لانتماء التقنيات الطبيه إلى مجالات فيزيائية مختلفة فلا يوجد بالتالي تصور تقني موحد لانتاج الأجهزة الطبية، لذلك ووفقا للمتطلبات الطبية تقدم التقنية الهندسية للتجهيزات ذات المواصفات الملائمة لهذة المتطلبات، وهكذا نجد في مجال التصنيع الطبي استخدام عناصر ومجموعات ومنتجات تكنولوجية وأدوات متعددة في مجال البصريات والالكترونيات ، والطاقة الكهربائية ، والتقنيات الذرية ، اضافة إلى ذلك فقد تم استخدام الكثير من المواد مثل المعدن والبلاستيك والزجاج على أن تخضع هذة المواد عند استخدامها لظروف التعقيم الحيوي .

إن استخدام الالكترونيات في الطب والذي يسمى أيضا الالكترونيات الطبية يمكنه أن يحول الإشارات الحيوية إلى إشارات كهربائية مضخمة عدة مرات حيث يمكن بالتالي قياسها وتسجيلها أو إظهارها ، ويمكن أيضا تحويل الكثير من الأعمال الطبية التي تتم يوميا إلى أعمال ذات تحكم آلي وقد ساهم تطور الالكترونيات الدقيقة(Micro Electronic) في التقليل من حجم الأجهزة الطبية بصورة كبيرة.

وتعد الخواص التقنية الاساسية ذات اهمية خاصة بالنسبة للمنتج والمطور للأجهزة الطبية وكذلك بالنسبه لمستخدم الأجهزه الطبية، لذلك يجب إعطاء هذه الخواص أهميه كبيره عند استخدام هذه الأجهزة .و ينطبق ذلك على التجهيزات الطبية المختلفة والتي تشمل اضافة إلى ما سبق على الأدوات الطبية والفرش الطبي ومكوناته المتعددة والأعضاء الاصطناعية ، ويمكن تصنيف الأجهزة الطبية على أساسي الوظيفة (function) أو التركيب العام (structure) لهذه الأجهزة وفقا لاستخدامها في المشافي أو في العيادات إلى:

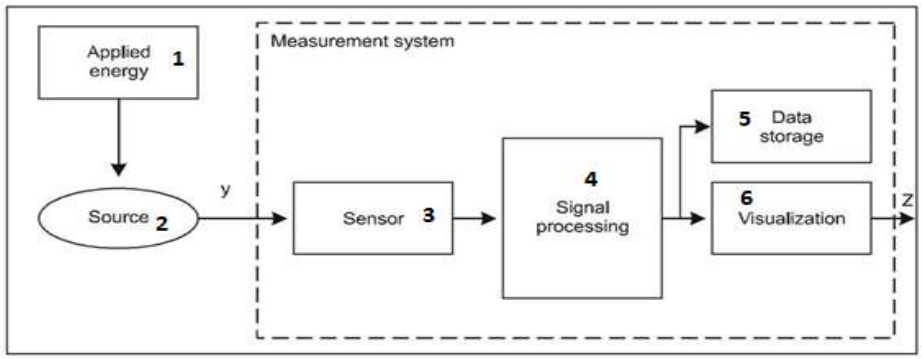
أ- أجهزة التشخيص (Diagnosis Equipment):والتي تُعدُّ وحدات لنقل المعلومات وإظهارها

ب- أجهزة المعالجة (Therapy Equipment) : ووظيفتها نقل الطاقة أو تقديمها إلى العضو اوا لجسم المريض بغرض الاستشفاء .

2-1- البنيه العامه لأجهزه التشخيص ومبدأها الوظيفي :

General structural and Functional principle Of diagnosis equipment
يلجأ الطبيب إلى استخدام أجهزة طبية كعناصر مساعدة للتشخيص عندما تكون معلومات التشخيص السريري التي حصل عليها غير كافية لتحديد التشخيص بصورة سليمة.

ويوضح الشكل (1-1) مخطط صندوقي توضيحي لأجهزة التشخيص



الشكل (1-1) مخطط صندوقي توضيحي للأجهزة التشخيص

1- مزود الطاقة 2- المنبع هو النسيج الحي 3- الحساس 4- معالجة الإشارة

5- تخزين المعلومات 6- الإظهار

ووظيفة أجهزة التشخيص الحصول على المعلومات التي تحدد المتغيرات في الوضع العام الحيوي والشكلية للجسم وكذلك التغيرات العضوية المرضيه والوظيفية لجسم الإنسان.

ومن المزايا الهامة هنا أنه يتم الحصول على معلومات نوعية وكمية بصورة نتائج قياسات في أجهزة التشخيص ، ويظهر دور المهندس الطبي او التقني الطبي كوسيط لاستثمار الجهاز وفقا لمتطلبات الطبيب. يظهر على المريض سلسلة من المعلومات التي تُعدُّ نتاجا لتفاعلات وظيفية فيزيائية حيوية وكيميائية حيوية في جسم الإنسان وتركيبة العام وبالتالي تنبىء هذة المعلومات عن الوضع الحالي – التشخيص – للجسم .

يمكن تحديد هذة المعلومات والاطلاع عليها بواسطة وسائط تقنية حيث تاخذ أشكالا فيزيائية معتمدة بذلك على حوامل المعلومات(informations carriers) (جهد كهربائي ،صوت ، ضوء).

وإذا كانت هذة الحوامل carriers أو بعضها غير موجود ،فلابد من ايجادها اصطناعيا (على سبيل المثال المعلومات عن التركيبات الداخلية للجسم يمكن تحقيقها إذا تم استخدام اشعة رونتجين)

وتقسم أجهزة التشخيص إلى ثلاثة أجزاء وهي :

1- – الجزء الأول لجهاز التشخيص هو لاقط المعلومات ووظيفتة اقتباس المعلومات الفيزيائية أو التقاطها ، وبما أن معظم المعلومات المقتبسة ليست كهربائية بطبيعتها (صوتية ، ميكانيكية ، بصرية) لذلك يحتوي لاقط المعلومات (القابس) على المبدل inverter مهمته تحويل الكميات الغير كهربائية إلى كميات كهربائية تدل بطبيعتها على المعلومات الاساسية الحيوية .

2- – مهمة الجزء الثاني من الجهاز التشخيصي تحضير المعلومات التي تم الحصول عليها من الجزء الأول كـ تضخيم الاشارات الكهربائية ،قياسها ، ورقمنتها .

3- – مهمة الجزء الأخير إظهار المعلومات ويتم ذلك غالبا بشكل معلومة قابلة للرؤيا تمثيليا أو رقميا أو بشكل منحنيات (توابع زمنية متغيرة) أو بشكل مساحات أو أحجام أو حتى بشكل صورة ، حسب الشكل الأنسب لإيصال هذه المعلومات إلى الكادر الطبي.

من المفترض بعد ذلك أن يكون الطبيب قادرا على استخدام هذة المعلومات ومقارنتها مع معلومات سابقة أو قيم حدية معيارية أو قيم المقارنة لتحديد التشخيص .

تحتاج الأجهزة التشخيصية إلى طاقة لكي يمكن استخدامها فيتم استخدام الطاقة الكهربائية من شبكة التغذية الخاصة بالأجهزة أو بواسطة بطاريات خاصة بالجهاز .يعد المبدأ الوظيفي عاما وموحداً لاجهزة التشخيص كافة بغض النظر عن نوعية المعلومات وكمياتها .

تعطي الجهة الصانعة التوجيهات والتحذيرات عند استخدام أجهزة التشخيص للحماية من المؤثرات الخارجية والتي تظهر بشكل ضجيج noise ، ويمكن أن نخص بالذكر تقنية اقتباس الاشارة من المريض فعملية التوضع أو الوصل الخاطىء (غير الملائم) لوحدات اقتباس إشارات القياس أو الترابط السيء يقود إلى إضعاف الاشارات المستقبلة أو منعها من الوصول إلى الجهاز بشكل كامل. ويمكن أن يظهر الضجيج من المريض ذاتة عندما تطغى على

الإشارات الحيوية المطلوبة اشارات من أعضاء مجاورة مسببة عدم وضوح الاشارات الحقيقية المعتبرة للقياس وبالتالي الحصول على إشارة غير مفيدة تعطي تشخيص غير صحيح .

ومن المصادر الطفيلية الحرجة الضجيج القادم من الخارج إلى مدخل الحساس sensor أو إلى داخل الجهاز مما يؤدي بالتالي إلى معلومات خاطئة في الخرج output ويمكن أن نذكر من أنواع الضجيج الحقول الكهرومغناطيسية الناتجة عن المحولات تجهيزات الدارات الالكترونية، أو من أجهزة المعالجة

وإن الكثير من الاخطاء يمكن تمييزه عند القياس وذلك من خلال نظامية المعلومات وحدوث تغير فجائي غير منتظم ناتج عن مؤثرات الضجيج .....

1-3 البنيه العامه لأجهزه المعالجه ومبدأها الوظيفي:

General structural and Functional principle of therapy equipments

– يقدم الطبيب إجراءات العلاج عن طريق الاتصال مع المريض أولاً حيث يتطلب العلاج مواد دوائية أو يرسل المريض إلى الجراحة ، أما إذا كان المطلوب القيام بالمعالجة الفيزيائية. فإنه يتم استخدام أجهزة العلاج الملائمة وتكون وظيفة أجهزة العلاج تقديم الطاقة بالصورة العلاجية الملائمة إلى الجسم أو العضو المريض، وذلك لاحداث الاثر العلاجي المطلوب.

– ويتم ربط الجهاز المستخدم بالمريض مباشرة بمجموعة من أجهزة المراقبة الكمية والنوعية للطاقة المطبقة على المريض ومراحل تأثيرها عليه، ومن البديهي أن يقوم الطبيب أو الكادر الطبي (بعد تدريبه على استخدام الأجهزة) بتنفيذ هذة الوظيفة .

1-4- المبدأ الوظيفي والبنيوي الموسع لأجهزة المعالجة :

– تقود الطاقة المولدة في الأجهزة العلاجية إلى تاثيرات (بيولوجية) ففي العمليات الجراحية مثلا يمكن أن يستخدم جهاز الجراحة الكهربائية بعملية القص ، القطع ، التخثر الدموي.

– وتقدم الطاقة المطلوبة لتشغيل الأجهزة العلاجية من منبع ملائم (بشكل عام منبع للتيار الكهربائي) حيث تتحول الطاقة عن طريق محولات ووفقا لشروط التشغيل إلى الطاقة الملائمة للاستخدام العلاجي ، إن محولات الطاقة (وهي عكس المحول المستخدم لحالات التشخيص) تحول الطاقة الكهربائية إلى طاقة ميكانيكية، صوتية ، حرارية ، اشعاعية أو غيرها وهذا الشكل

الجديد يطبق على المريض للعلاج بواسطة وحدات ترابط مباشر مع محول الطاقة وتكون وظيفتها نقل الطاقة دون اضعافها إلى المريض حيث تؤمن ترابط جيد مع المريض وكذلك يمكن بواسطتها تحديد أماكن المعالجة المناسبة للمساحة والعمق بصورة دقيقة .

– إن معلومات المعالجة المرتبطة بالنوعية مثل (عدد النبضات) التردد أو مرتبط بالكمية (شدة التيار) الكثافة ،جريان الطاقة، زمن المعالجة– يتحكم بها بوساطة أجهزة المعالجة وفقا لمتطلبات العلاج وهنا تعد المعرفة الحيوية (البيولوجية) أساسا لنجاح العلاج المقدم للمريض فمن خلال ذلك يتم تحديد جرعات الطاقة العلاجية التي يمكن التعرف عليها بوساطة أجهزة القياس المرتبطة مع الجهاز مباشرة أو ترتبط مع المريض حيث يظهر عليها رد الفعل الذي يبديه المريض أو العضو المريض تحت تاثير الطاقة العلاجية المؤثرة. كما هو الحال في أجهزة التشخيص فإن المبدأ الوظيفي والتركيبي لأجهزة المعالجة يعد موحدا بغض النظر عن نوع الطاقة المعتمدة ، كما أن مصادر الضجيج المؤثرة في هذة الحالة يمكن أن تحدث بشكل اساسي في مناطق الترابط بين المريض والآلة هذا يتأثربكيفية ربط المريض مع جهاز اعطاء الطاقة، لذلك فإن نجاح استخدام الأجهزة الطبية يعتمد أيضا (اضافة إلى التحضير الجيد للمريض) على اختيار مزَودات الطاقة الملائمة لذلك. ومن أجل أحكام التوافق الجيد والملائم لأجهزة المعالجة يتم استخدام مزَودات بمقاييس مختلفة من حيث الحجم والشكل وذلك لكي تتوضع في نقاط العلاج بشكل ملائم وسليم وفي بعض الحالات يستخدم مواد اضافية مثل الماء والزيت لتسهيل تقديم الطاقة إلى المريض .

– إن الترابط غير الكافي يؤدي إلى احداث ضياع في الطاقة وفقدان الفعالية العلاجية ومن النقاط التي يجب أن تُؤخذ بعين الاعتبار أيضا راحة المريض وشعورة بالالم، حيث يمكن للفني أو الطبيب أن يراعي الشروط الاساسية العامة والخاصة لكل جهاز مستخدم للمعالجة بحيث يعطي الطاقة الملائمة للعلاج باقل ما يمكن من ألم للمريض.

1-5 البنيه الوظيفيه الجزئيه للأجهزه الطبيه العامة :

(Partial function structure for general medical equipment)

إن وظيفة جهاز ما هي تابع لمجموعة الوظائف الجزئية التي يقوم بها ، وتعد الوظيفة العامة للجهاز هي المهمة بشكل أساسي للمستخدم ، اما المهندس الطبي فعليه أن يلم بمراحل العمل

للجهاز وبالتالي بالوظائف الجزئية التي تشكل اجمالي وظيفة الجهاز أو مجموعة الأجهزة عندما تترابط مع بعضها لتؤدي خدمة معينة.

فيما يلي العمل الوظيفي المتبع في الأجهزة الطبية :

1-5-1 اللاقط pick up **(أو الحساس** sensor **)**

مهمتة في أجهزة التشخيص تحقيق الاتصال بين الالة والعنصر الحيوي ويتم ذلك من خلال

- اتصال مباشر داخل الجسم .

- ترابط غير مباشر كما هو الحال في أجهزة الاشعة .

ويعد الحساس (sensor)جزءا هاما جدا وحساسا لنقل الكميات الفيزيائية وتكون الحساسات المستخدمة داخل الجسم ابرية الشكل ويفترض أن تكون الحساسات ذات خواص فيزيائية ملائمة سواء عند استخدامها للاتصال الخارجي –من على السطح- أو من داخل الجسم بحيث أن وجودها لا يسبب تفاعلات حيوية خاصة كذلك يجب أن تكون معقمة قبل الاستخدام .

2-5-1- المبدلات (Inverters):

تعد المبدلات في أجهزة التشخيص ذات أهمية خاصة في تحويل الكميات من شكل من أشكال الطاقة إلى شكل أخر من أشكال الطاقة وعادة يكون كهربائياً كي يسهل قياسها ومعالجتها ويتصل المبدل مباشرة مع الحساس ليشكل معه مجموعة واحدة ، ويعطي المبدل قيمة كهربائية – جهودا ، تيارات أو يقدم كميات نسبية وفقا لنوع الترابط (مقاومة – سعة – تحريض) ويوجد في الغالب مبدلات مختلفة مرتبطة بحالات القياس المطلوبة (ميكانيكية– كهربائية – كيميائية).

3-5-1- الالكترودات(Electrods) :

وهي وحدات اقتباس خاصة للحصول على الجهود الحيوية من الخلايا والاعصاب والعضلات حيث لا توجد حاجة للمبدلات ويفترض أن يقدم electrod ناقلية جيدة بين الجزء الحيوي والجهاز الطبي وفي حالات الأبحاث أو الدراسة والمراقبة التي تتطلب تطبيق الالكترود لفترة طويلة يفترض أن لا تتغير ناقلية الالكترودات وأن لا تحدث تحولات قطبية .

ولتحقيق الناقلية الجيدة تصنع الالكترودات من المعدن المطلي بالفضة ولضمان جودة هذة الناقلية يتم وضع ناقل –وسيط النقل – بين الكترود والسطح الخارجي للجسم ، والالكترودات التي تستخدم للعضلات و الاعصاب تكون بشكل ابر وذلك لضمان دقة الانتقال للإشارات الحيوية .

وللحصول على جهود –فرق جهد– يتطلب استخدام الكترودين على الاقل وتوصل الألكترودات مع جهاز المعالجة للإشارات الحيوية بوساطة كابلات خاصة وذلك لمنع تاثيرات الضجيج من الدخول مع الإشارات الحيوية المقيسة .

1-5-4 المجموعة الوظيفية الالكترونية (Electronical functional group) :

تتكون أجهزة التشخيص الطبية بشكل عام من سلسلة من الدارات الالكترونية (المجموعة الالكترونية) المترابطة مع بعضها بعضا ومهمة هذة المجموعة تبدأ مباشرة بعد المبدل أو الحساس حيث تحقق ترابطا جيدا مع المبدل لكي لاتضيع الاشارات المستقبلة أو جزءاً منها وبعد ذلك تتم معالجة هذة القيم فتضخم وتحضر لتشكل معلومات جاهزة للإعطاء من خلال المجموعات الالكترونية .

أ – جسر القياس (Mesurment bridge):ويعتمد على مبدأ احداث تغير في قيم المقاومة ينعكس بشكل جهد أو تيار ويتم ذلك بشكل نسبي على جهد مرجعي مستخدم .

ب– المضخم (Amplifier) :بما أن الجهد الذي يقدمة المبدل هو في الغالب ذو قيمة صغيرة vault (10^{-10}) فلابد بالتالي من استخدام مضخمات العمليات لكي تصل لقيمة ممكن قياسها بشكل اسهل ودقيق.

ويتم التضخيم بوساطة مضخمات متعاقبة (casced amplifiers) وتستخدم في الغالب المضخمات التفاضلية (differintial amp)ومضخم العمليات ((operation amplifier) لتحقيق ذلك، وهنا يوجد متطلبات خاصة بسبب كون التردد منخفضا ويفترض أن يكون منحني الاستجابة جيدا وثابتا خلال ذلك.

جـ – وحدة التغذية (Power supply) :تستخدم لتقويم الطاقة الكهربائية للجهاز حيث يستخدم تيار الشبكة العامة أو الخاصة للتغذية وفي بعض الحالات عن طريق بطاريات متواجدة ضمن الجهاز .

1-5-5 مجموعة اظهار المعلومات (Information display system):

يتم اظهار المعلومات في المرحلة الاخيرة حيث يمكن قراءتها أرقاما أو رؤيتها صورا ومنحنيات تبعا لوحدات الاظهار المستخدمة

..... المراجع:

1- DELORENZO. Biomedical Laboratory , CONVERSION MODULE, DL 3155BIO4 ,Theoretical Manual

2-MOUSA, M. E.(2010) Technical Aspect for medical equipment classification in Hospitals, http://mamdouhmousa.ahlamontada.net/t142-topic,

Access date: (29/9/2015).

الفصل الثاني :تخطيط القلب الكهربائيECG (Electro Cardio Graphy)

2-1 قياس الكمونات الكهربائية الحيوية :

إن الكمونات الكهربائية الحيوية موجودة وبشكل قياسي في اختصاصات عديدة في الطب السريري . مثل هذه الجهود هي نتاج النشاطِ الكهروكيمياويِ لصنف الخلايا، المسماة الخلايا سريعة الإثارة ، التي تشكل العصب ، الأنسجة الغدّية والعضلية. لذلك تستخدم عملية قياس الظواهر الكهروحيوية من أجل معرفة النشاط الكهروكيماوي لهذه النسج و بالتالي تمكننا من معرفة الآلية المعقدة التي تسيطر بها نشاطات الدماغ والأعصاب على كاملِ الجسم . إن النشاط الكهربائي للجسمِ الإنسانيِ هو الآلية التي تتخاطب من خلالها المراكز المختلفة في الجسم وبطريقة متقنة عن طريق إشارات كهربائية . تكون الاشارات الكهربائية الحيوية الأكثر استخداما، مثل المخطط الكهربائي للقلب والمخطط الكهربائي للدماغ والمخطط الكهربائي للعضلات والمخطط الكهربائي للعين ، ذات مطالات صغيرة وناتجة عن مصادر لها ممانعة داخلية عالية ، لذلك من الواضح أهمية الدقة في تصميم مراحل التضخيم الأولي والثانوي .

في هذا الفصل، سنحلل أولاً المواصفات العامة لأنظمة قياس الإشارات الكهروحيوية ومن ثم خصائص بعض الأنظمة الخاصة .

2-2 المواصفات العامة لنظام القياس :

يكون للنظام الذي يقوم بقياس الكمونات الكهروحيوية وظيفة اقتباس الإشارة الكهربائية من مصدرها البيولوجي وزيادة مطالها ومعالجتها ، وأخيراً تسجيلها أو إظهارها .

لكي يكون هذا النظام قادراً على العمل بشكل صحيح، يجب أن يحقق متطلبات محدد والتي من بينها وبالدرجة الأولى المواصفات العامة للمضخمات فيما يتعلق بممانعة الدخل ، رفض النمط المشترك ، مجال التمرير ، الربح والعزل الكهربائي ،في الحقيقة ، فإن المقاومة الداخلية العالية ضرورية لتَفادي تأثير الحمل بين الأقطاب الكهربائية والمضخمِ وبالتالي تحد من تشويه الإشارة.

علاوة على ذلك ، تسمح نسبه رفض النمط المشترك (Common Mode Rejection Ratio CMRR) العالي بتقليل تأثيرات تشويشات النمط المشترك ، والذي يكون مطاله عادة أعلى بكثير من مطال الإشارة ويحسب جهد النمط المشترك من العلاقة.

$$(CMRR) = \text{التضخيم} * \frac{\text{جهد النمط المشترك في الدخل}}{\text{جهد النمط المشترك في الخرج}}$$

$$\text{CMRR(dB)} = 20\ \text{Log}_{10}\ \text{CMRR}$$

و يجب على المضخم أن يقوم بالتضخيم فقط ضمن منطقة التمرير وذلك بالنسبة للترددات التي تكون فيها الإشارة موجودة وبالتالي يؤدي إلى تحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج . لذلك يجب أن يصمم المضخم بحيث نحصل على ربح لايقل عن 1000، من أجل رفع الإشارة إلى المطال المناسب للأجهزة اللاحقة من أجل التسجيل والإظهار. إن ممانعة العزلِ الكهربائية العالية عندئذ تكون ضرورية لتجنب مرور التيارات الكهربائية الخطرةِ خلال المريضِ. لذلك توجد حلول تقنية محددة فيما يتعلق بعوامل الأمان والعازلية الكهربائية .

يجِب أَن تتوفر أيضاً القدرة على معايرة نظام القياس بسرعة ، طالما أن إهتمام المستخدم موجه لمعرفة شكل موجة الإشارة بدقة . ولهذا الغرض يتوفر عادة مصدر إشارة معيارية حيث يتم وصله بشكل مؤقت على دخل نظام القياس من أجل التحقق من معايرته .

أخيراً ، يجب أن يستوفي كل نظام قياس كامل المتطلبات المحدد والتابعة لنوع الكمون المطلوب قياسه . لتوضيح بعض هذه المتطلبات سنأخذ بعين الاعتبار نظام قياس المخطط الكهربائي للقلب والذي يعتبر مثالاً واضحاً وبشكلٍ كافٍ ، إضافةً إلى استخدامه بشكل واسع في الطب السريري . بعد ذلك سنقوم بتحليل الأنظمة المستخدمة لقياس الكمونات الحيوية الأخرى المهمة ، مثل التخطط الكهربائي للدماغ (Electro Encephalo Gram (EEG والمخطط الكهربائي للعضلات EMG:(Electro Myo Graphy) –

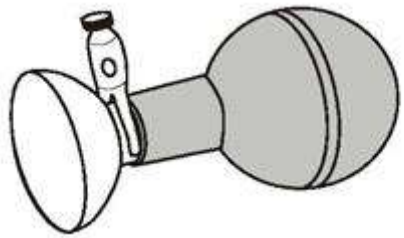
3-2 الاقطاب الكهربائية المستخدمة لقياس الكمونات الحيوية :

يمكن اعتبار زوج الأقطاب الكهربائية كعنصر تحويل للإشارات الكهربائية بين الوسط الشاردي الناقل (محلول كهرليتي أو نسيج بيولوجي) والوسط الإلكتروني الناقل (الناقل المعدني). تستخدم مثل هذه الأقطاب الكهربائية لكل من كشف الإشارات الكهروحيوية وتنبيه الأنسجة. تقسم الأقطاب الكهربائية المستخدمة لقياس الإشارات الكهروحيوية عادة إلى أقطاب كهربائية سطحية وأقطاب مزروعه وأقطاب إبريه في هذا االفصل سنوجه الاهتمام إلى الأقطاب الكهربائية السطحية بشكل رئيسي .

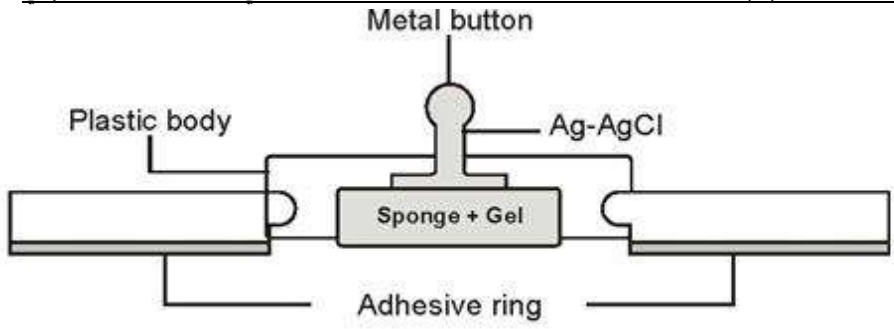
تستخدم الأقطاب الكهربائية السطحية بشكل واسع لقياس الكمونات الكهربائية على سطح الجسم والمتعلقة بتقلص العضلة القلبية (المخطط الكهربائي للقلب) ،تقلص العضلات الهيكلية (المخطط الكهربائي للعضلات) ،النشاط العصبي للدماغ

(المخطط الكهربائي للدماغ)، النشاط الكهربائي المؤقت في شبكية العين

(المخطط الكهربائي للشبكية)، النشاط الكهربائي المستقر للقرنية المخطط الكهربائي للقرنية)، وهكذا. يمكن في الشكل(1-2) مشاهدة الأنواع الأكثر شيوعاً من الأقطاب الكهربائية السطحية.



(a)



(b)

الشكل (1–2) لأقطاب الكهربائية السطحية

تتحدد الخصائص الكهربائية للقطب الكهربائي من خلال السطح البيني معدن – كهرليت بين المادة المصنوع منها الإلكترود (القطب الكهربائي) وبين المحلول الكهرليتي والذي على تماس جيد مع سطح الجلد. ويمثل السلوك الكهربائي لهذا السطح البيني من خلال مولد جهد والذي يمثل كمون القطب الكهربائي ، على التسلسل مع ممانعة تسمى بممانعة القطب أو ممانعة التماس .

أثناء عملية القياس يكون لكمون الإلكترود عادة قيمة مختلفة وذلك بسبب حتمية وجود تيار

(إلكترود – محلول كهرليتي) .

مثل هذا الاختلاف ، والمعروف ككل باسم استقطاب الإلكترود ، يتعلق بثلاثة عناصر رئيسية . العنصر الأول هو هبوط الجهد على مقاومة الإلكترود والذي سببه مرور التيار . العنصر الثاني آت من الاختلاف في توزع الشحنات في المحلول الكهرليتي القريب من السطح البيني بين الإلكترود والمحلول الكهرليتي . العنصر الثالث في آلية الاستقطاب هو العكوسية غير الكاملة لانتقال الشحنات الداخلة في تفاعل الأكسدة – إرجاع .

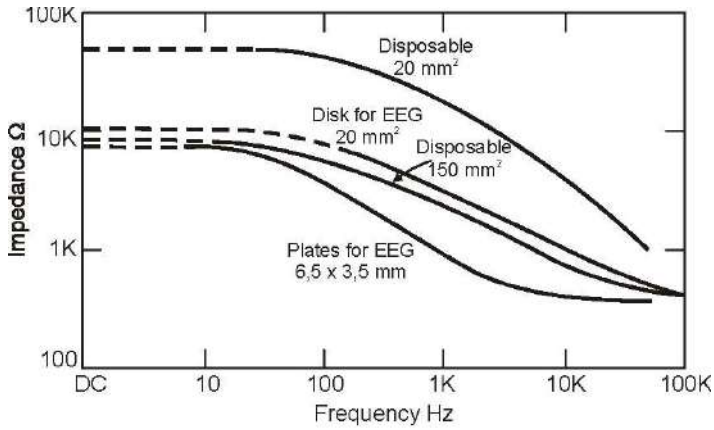
في الحقيقة ، يجب أن تتغلب ذرة المعدن على حاجز الطاقة من أجل أكسدة الشاردة وأيضاً يجب أن يحدث نفس الشيء من قبل الأيون ذو الشحنة الموجبة عندما يرجع ذرة في معدن الإلكترود .يكون حاجزا الطاقة المذكورين غير متساويين ويسيطر أحدهما وفقاً لاتجاه التيار الذي

يقوم بعملية الأكسدة أو الإرجاع . يظهر حاجز الطاقة كفرق كمون بين الإلكترود و المحلول الكهرليتي .

في الحالة المثالية ، يكون الإلكترود غير خاضع للاستقطاب بشكل تام إذا كان التيار يتدفق بحرية من خلال السطح البيني إلكترود – محلول كهرليتي ، دون الحاجة إلى الطاقة . تقترب خصائص إلكترود Ag-AgCl من خصائص الإلكترود غير الخاضع للاستقطاب كما ويمكن تصنيعه بطريقة سهلة نسبياً . يظهر مثل هذا الإلكترود كموناً مستقراً نسبياً عند وضعه في محلول يحوي على Cl^- بوصفه الشاردة الرئيسية . لذلك يكون مستقراً نسبياً عند استخدامه في التطبيقات البيولوجية .

تكون العلاقة بين التيار والجهد والتي تصف الظاهرة التي تحدث عند السطح البيني (الإلكترود – المحلول الكهرليتي) تابعة للتردد ومستقلة عن كثافة التيار طالما أنها تبقى تحت قيمة العتبة ($0.5mA/cm^2$ من أجل إلكترودات الستانلس ستيل).

على العموم وبالقرب من نقطة العمل يمكن أن توصف هذه العلاقة بين الجهد والتيار من خلال الممانعة المسماة ممانعة التماس أو ممانعة الإلكترود .يبين الشكل (2–2) سلوك وحدة قياس هذه الممانعة كتابع للتردد وذلك من أجل إلكترودات ذات أبعاد هندسية مختلفة.



الشكل (2-2) – وحدة قياس ممانعة الاتصال الكهربائية كتابع للأقطاب الكهربائية

2-4 قياس المخطط الكهربائي للقلب ECG :

إن قياس المخطط الكهربائي للقلب ECG هو تسجيل الكمونات المتولدة على سطح الجسم خلال عملية تحفيز العضلات القلبية .

يمثل تسجيل المخطط الكهربائي للقلب واحد من أكثر الاختبارات التشخيصية والمستخدمة بشكل واسع ، بحيث يسجل في كل سنة أكثر من 200 مليون عملية قياس للمخطط الكهربائي للقلب .

إن تطور الأساليب التقنيه في الهندسه الطبيه أدت إلى تحسين جودة الإشارة ، بالإضافة إلى عملية التسجيل ، و تحسين أنظمة تحصيل وتحليل الإشارة . و يعتمد تحليل البيانات في يومنا هذا على استخدام التقنيات الآلية من أجل ضبط الإعدادات ، ويعود الفضل في ذلك إلى استخدام الحواسيب المصغرة ضمن التجهيزات .

سنأخذ بعين الاعتبار في هذا القسم ، أولا توضع الإلكترودات على السطح الخارجي للجسم . بعد ذلك سنقوم بعرض بنية المخطط الكهربائي للقلب وإعطاء بعض المعلومات الدقيقة حول البنى الوظيفية المهمة .

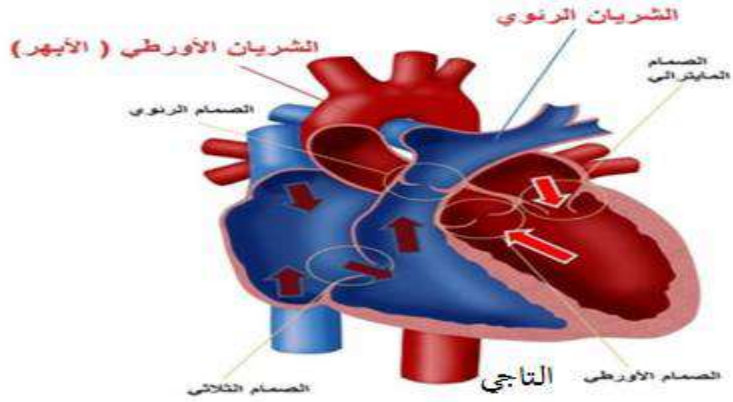
2-5- القلب وقياس نشاطه الكهربائيِ:

إنّ القلب هو العضو المركزي لجهاز الدوران ، وهو المضخة التي تسمح بدوران الدم في الجسم عبر الشرايين والأوردة . يقوم القلب بضخ الدم في الأوعية الدموية من خلال انقباضات منتظمة. بعمله كمحرك ذو أربعة اسطوانات ، يقوم القلب بتلقي الدم من الأوردة عند ضغط منخفض والمملوء بثاني أوكسيد الكربون ويعيده إلى الشرايين بضغط عالي ومملوءً بالأكسجين

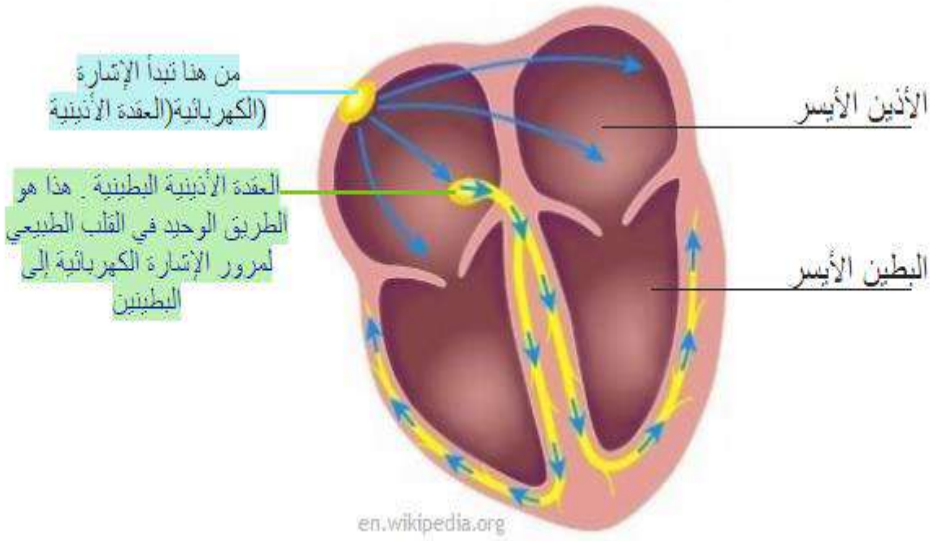
الشكل (2-3) .

يتوضع القلب داخل التجويف الصدري خلف عظم القص ويكون مغلفاً بالشغاف (التامور) ، بحيث لايتوضع في المنتصف تماماً بل ينزاح قليلاً إلى اليسار . يمكن تقسيم القلب إلى نصفين متطابقين تماماً كما هو مبين في الشكل (2-4) يأخذ الجانب الأيمن الدم عند الضغط المنخفض إلى الرئتين . يسمى هذا القسم بالدورة الدموية الصغرى . يدفع الجانب الأيسر الدم عند الضغط المرتفع إلى بقية الجسم . يسمى هذا القسم بالدورة الدموية الكبرى. يقسم نصفا

القلب بدورهما إلى قسمين بحيث يتشكل القلب بالمجمل من أربع تجاويف .إثنان في القسم العلوي ويسميان بالأذينتين وإثنان في القسم السفلي ويسميان بالبطينين.



الشكل(3-2) القلب والشرايين التاجية



الشكل (4-2) تجاويف القلب وانتقال الإثارة الكهربائية

يفصل بين هذه التجاويف (الأذينات والبطينات) صمامين (التاجي على اليسار وثلاثي الشرفات على اليمين) ولهما وظيفة منع عودة الدم من البطينين إلى الأذينين كما هو مبين في

الشكل (3-2). يكون للأذين وظيفة جمع الدم القادم إلى القلب بينما تكون وظيفة البطين ضخ الدم خارج القلب . لا يعمل القلب بشكل إرادي بل يعمل من خلال ما يسمى العضلة القلبية . ينقبض القلب بشكل منتظم . تحدث عملية انقباض العضلة القلبية على مرحلتين كما يوضح الشكل (4-2) عند إثارة العقدة الأذينية،تنقبض الأذينين نتيجة استجابتها لمحفز كهربائي يتولد من العقدة الجيبية الأذينية الواقعة في البطين الأيمن لتضخ الدم إلى البطينين . يصل هذا المحفز إلى البطينين من خلال العقدة الأذينية البطينية ليبدأ عملية انقباض البطينين . يسمى تسلسل الأحداث الذي يبدأ بالتنبيه الكهربائي لعضلة القلب وينتهي بانقباض القلب .

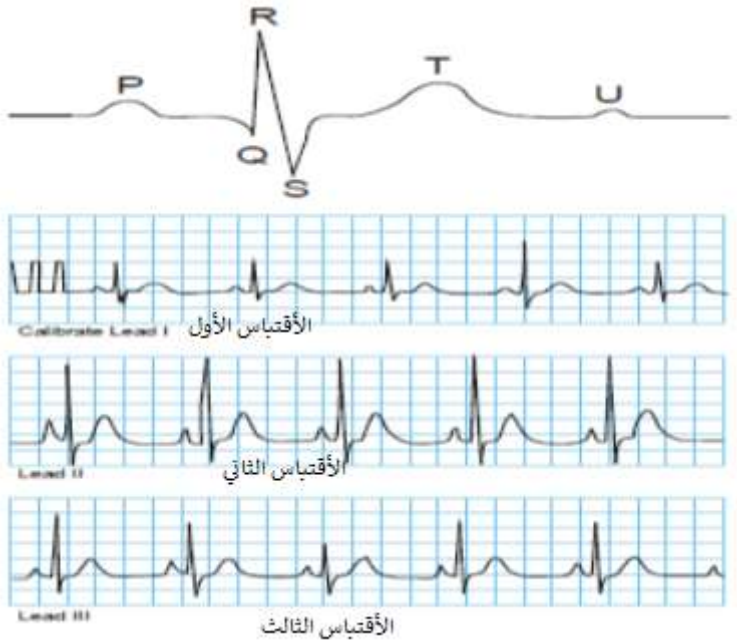
بعد حدوث الانقباض تسترخي عضلة القلب وتمتلئ الحجرات القلبية بالدم من جديد . ويقوم نظام التوصيل بإعادة الشحن (إعادة الاستقطاب) تحضيراً لعملية التحفيز التالية . يسمى تسلسل الأحداث الذي يبدأ باسترخاء العضلة القلبية وينتهي بإعادة الاستقطاب الكهربائية بانبساط القلب .

وبالتالي تحدث فتره الاسترخاء(الانبساط) ، بعد فترة التقلص المسماة الانقباض ، يشكل الانقباض والانبساط ما يسمى الدورة القلبية . يعبر عن التردد القلبي بـ ضربة في الدقيقة ويكون عند البالغين عادة بين 60 – 80 ضربة في الدقيقة . إذا اعتبرنا أن التردد القلبي عند البالغين 70 ضربة في الدقيقة ، فإن الناتج القلبي (حجم الدم الذي يقوم القلب بضخه في الجسم) يساوي 5 ليترات تقريباً . يحدث انقباض القلب بفعل خلايا من نوع معين موجودة في القلب والتي نسميها خلايا النظم القلبي . تولد هذه الخلايا كمونات كهربائية (نبضات) والتي تحدد ، بوصولها إلى كافة مناطق القلب ، تقلص خلايا العضلة القلبية .

2-6 المخطط الكهربائي للقلب ECG :

يعمل القلب كمولد للكهرباء والتي تنتقل عبر الجسم إلى السطح الخارجي للجلد. يسمى المنحني البياني للكمونات الكهربائية المتولدة في القلب بـ المخطط الكهربائي للقلب (ECG) . يمثل الـ ECG التسجيل البياني للكمونات الكهربائية المتولدة من النشاط القلبي . يبين الشكل (5-2) مخطط ECG قياسي وشكل المخطط في الأقتباس الأول والثاني والثالث ،نلاحظ القمم و المنخفضات المختلفة ، والمسماة بالموجات قد تم تمييزها بأحرف . تعبر هذه الموجات بالمجمل عن تعاقب الأحداث الموجودة في الدورة الكهربائية القلبية . تتميز العضلة القلبية بكونها العضو

الوحيد الذي له القدرة على الانقباض الإيقاعي وبطريقة آلية . تسبب النبضات التي تسبق عملية الانقباض إثارة للألياف العضلية لكامل العضلة القلبية . يؤدي تشكل وانتقال الإثارة الكهربائية إلى توليد تيارات ضعيفة تنتقل إلى كامل الجسم . يتم تسجيل الـ ECG من خلال وضع إلكترودات في أماكن مختلفة من الجسم ومن ثم وصلها إلى جهاز التسجيل . تكون توصيلات الجهاز مرتبة بحيث أن كل انحراف باتجاه الأعلى يظهر كموناً موجباً وكل انحراف للأسفل يظهر كموناً سالباً . يسجل جهاز التخطيط الكهربائي للقلب كمونات هذه التيارات على شكل مخطط كهربائي للقلب



الشكل (5-2) مخطط ECG قياسي

إن أمواج المخطط الكهربائي للقلب هي :

الموجة P : وهي الموجة الأولى المشاهدة ، تتولد هذه الموجة نتيجة الاستقطاب الأذيني

المجال Interval P-R : يحدد المجال الزمن اللازم لحدوث الإثارة في العقدة الأذينية الجيبية و انتقال هذه الإثارة إلى حزمة هس ، و بما أن جهد إعادة الاستقطاب الأذيني يكون

ضعيفاً جداً فلا يظهر شكل جهد كهربائي مسجل ، و مع ذلك فإنه في حالة التأزم الرئوي الصعب تسبب حالة إعادة الاستقطاب إنحرافاً سالباً لحالات الاقتباس II و III لموجة الأذين .

الفترة الزمنية P-R و مدتها مبينة في الشكل (12-2) حيث يرتبط ذلك إلى حد ما بالعمر .

الأمواج QRS : تشغل هذه الأمواج المجال QRS لإزالة الاستقطاب البطين ، إن الارتفاع النسبي لهذه الأمواج الثلاث يتغير مع حالة الاقتباس المتبعة و مع وضعية القلب و درجة انحرافه عن الوضع المعتاد .

المسافة S-T Segment : هي الفترة بين نهاية إزالة الاستقطاب البطيني و بدء إعادة الاستقطاب Repolarization و تكون هذه المسافة دلالة على فترة عدم النشاط الكهربائي Isoelectric وأي انحراف أو ارتداد عن خط الاعتدال الكهربائي Isoelectric Line أكثر من 1 mm في حالات الاقتباس I , II , III يدل على وضع غير طبيعي .

الموجة T – Wave : تمثل هذه الموجة حالة إعادة الاستقطاب البطيني Ventricular repolarization و قيمتها الطبيعية في حالة الاقتباس I أكبر من 1 mm وتكون عادة إلى الأعلى Uprightفيما عدا حالات الاقتباس III و v1، aVR , v2 حيث يحدث انعكاس لها دون أن يكون ذلك مؤشراً لحالة مرضية.

الموجة U – Wave : هي موجة صغيرة موجبة تأتي بعد الموجة T و عادة تكون صغيرة بحيث يصعب كشفها ، و تنتج عادة بعد أي جهد و تعود لأسباب عضلية خاصة ، وفي الحالة المرضية تكون U معادلة بالارتفاع لـ T .

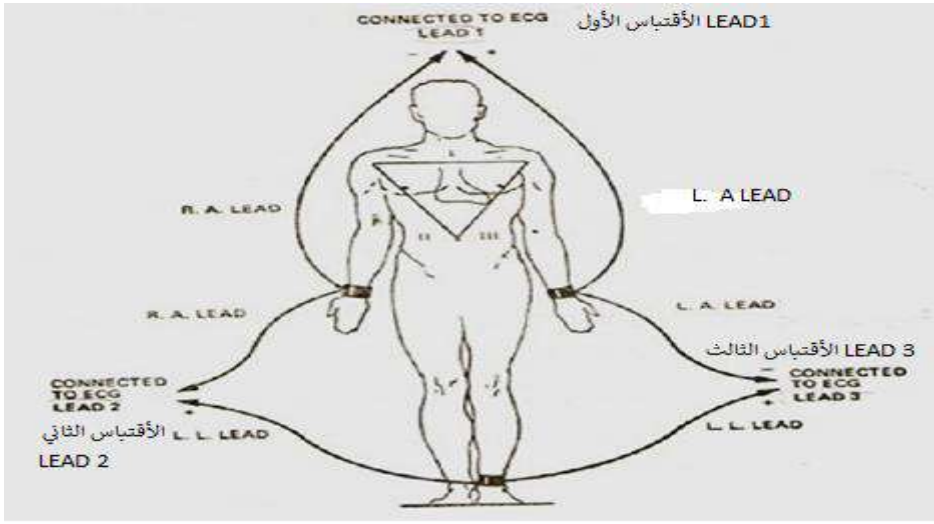
إن المخطط الكهربائي للقلب ECG هو عبارة عن منحني بياني يمثل تغيرات الجهد كتابع للزمن . يمثل المحور الشاقولي محور الجهود بينما يمثل المحور الأفقي محور الزمن . عند غياب الإشارات الكهربائية يكون تسجيل الإشارة على شكل خط مرجعي ، والذي يسمى خط التناظر الكهربائي . يحدد تسجيل الإشارات الكهربائية شكل الانحرافات التي تكون إما موجبة أو سالبة . يعبر عن الجهود بالميلي فولت . يتم عادة ضبط جهاز التخطيط الكهربائي للقلب بحيث أن كل 1 ميلي فولت تترافق مع انحراف قدره 10 مم . وهذا ما يسمى الإعداد الكامل. عندما تكون

مطالات الإشارة أكثر اتساعاً يمكننا استخدام الإعداد النصفي ، والذي فيه كل 1 ميلي فولت تترافق مع انحراف قدره 5 مم .

وبالعكس ، إذا كانت مطالات الإشارة صغيرة جداً يمكننا تضخيمها ، من خلال استخدام الإعداد المضاعف والذي فيه كل 1 ميلي فولت تترافق مع انحراف قدره 20 مم . يعبر عن الزمن المقاس على المحور الأفقي بالثانية أو بالميلي ثانية . عادة يدور الورق الذي يتم تسجيل المخطط الكهربائي القلبي عليه بسرعة 25 مم في الثانية . في هذه الحالة كل 1 مم يترافق مع زمن قدره 40 ميلي ثانية . توجد أيضاً إمكانية تدوير الورق بسرعة 50 أو 10 مم في الثانية ، بحيث كل 1 مم تترافق مع زمن قدره 20 أو 100 ميلي ثانية على الترتيب . ونتيجة لتنشيط الأجزاء المختلفة من العضلة القلبية فإن التيارات الكهربائية تتبع اتجاهات تسمى المحاور الكهربائية .

يتغير اتجاه هذه المحاور ، بشكل ملحوظ مع عملية إزالة استقطاب الأماكن المختلفة من العضلة القلبية ويمكن فقط عبر استعمال جهاز خاص ، مسجل التخطيط القلبي الشعاعي ، تسجيل هذه التغيرات المستمرة و الصغيرة . من ناحية أخرى ، يعطينا المخطط الكهربائي للقلب الاتجاه الحقيقي للنشاط الكهربائي القلبي و مجموع التغيرات الصغيرة المسجلة أثناء نشاط الأذينين والبطينين .

يمكن تسجيل المخطط الكهربائي للقلب من خلال استخدام الكترود فعال موصولاً إلى الكترود مرجعي كمونه صفر (تسجيل أحادي القطب) ، أو عبر استخدام الكترودين فعالين (تسجيل ثنائي القطب) الشكل (6-2). إذا قمنا باعتبار الجسم ناقلاً كهربائياً ، عندئذ يكون مجموع الكمونات الكهربائية في زوايا مثلث التوازن الكهربائي التخيلي في كل مرة مساوياً الصفر ، مع فرضية وجود مصدر التيار في قلب هذا المثلث . إذا قمنا بوضع إلكترودين على الذراعين والكترود على الرجل اليسرى نكون قد شكلنا مثلثاً يكون القلب في مركزه . يسمى هذا المثلث مثلث اينتهوفن كما يوضح الشكل (7-2). إذا قمنا بجمع هذه الإلكترودات الثلاثة في نقطة واحدة مشتركة ، فإننا سوف نحصل على إلكترود يبقى تقريباً عند كمون يساوي الصفر .



الشكل (6-2) الوصلات النظاميه ثنائيه الأقطاب للإقتباسات (I,II,III)

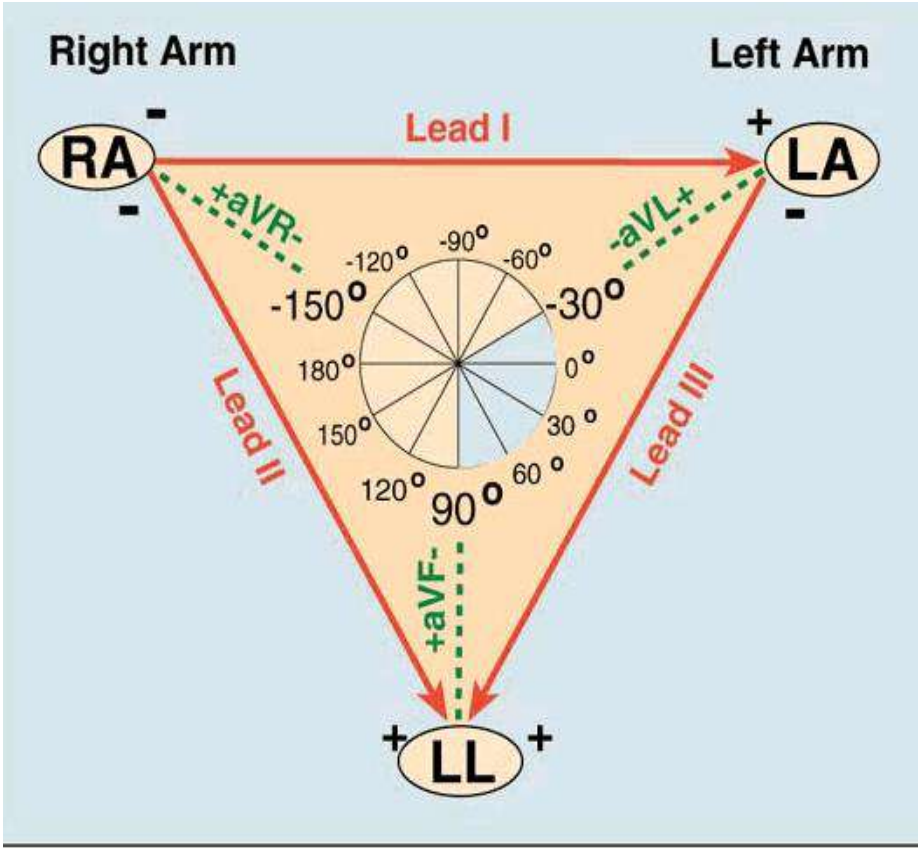
يمكننا اصطلاحاً اعتبار الانحراف متجهاً للأعلى عندما يصبح الإلكترود الفعال موجباً بالنسبة إلى الإلكترود المرجعي ومتجهاً للأسفل عندما يصبح الإلكترود الفعال سالباً بالنسبة إلى الإلكترود المرجعي . يتم توليد الموجة P نتيجة إزالة استقطاب الأذين ، والموجة المعقدة QRS نتيجة إزالة استقطاب البطين . لايمكننا مشاهدة إزالة الاستقطاب الخطية (الشعاعية) في المحولات المستخدمة في أجهزة التخطيط التقليدية .

يختلف شكل وحجم موجات الـ ECG المفردة مع اختلاف مكان الإلكترودات . تكون جميع الإشارات صغيرة بالنسبة للكمونات التي يمكن تسجيلها داخل الخلايا في الألياف المفردة ، وذلك لأن تسجيل الـ ECG يتم على بعد مسافة واضحة من القلب .

1-6-2 الاقتباسات أحادية القطب :

في تخطيط القلب الكهربائي السريري يتم استخدام 9 أماكن قياسية لوضع الإلكترود الاستكشافي ولذلك يكون لدينا 9 اقتباسات . يعبر عن الاقتباسات الصدرية الأحادية القطب الستة بالرمز V، يطلق عليها طريقة الألكترودات التجميعية (precordial leads)، وتسمى هذه الطريقة احياناً بطرقة ولسون (Wilson Sammel Elctrod) وتعد هذه الطريقة أحادية القطب وتسجل

بشكل روتيني في ست نقاط صدرية مختلفة بدءاً من (V1) لغاية (V6) يسجل الإلكترود المتحرك الجهد الكهربائي تحته بالنسبة للوصلة المركزية المشكلة من الذراع الأيمن والذراع الأيسر والساق اليسرى ، لايتغير الجهد الكهربائي على وصلة الطرف المركزي بصورة جوهرية عبر الدورة القلبية .



الشكل (7-2) مثلث اينتهوفن

كما يعبر عن الاقتباسات الطرفية أحادية القطب الثلاثة بالرموز VR (R من الذراع الأيمن) VL (L من الذراع الأيسر) و VF (F من القدم اليسرى) . وبما أن التيار الكهربائي يمر عبر سوائل الجسم فقط ، فإن الاقتباسات أحادية القطب المأخوذة من الأطراف ، أيا كان موضع الإلكترود على الطرف ، سوف تكون مماثلة للاقتباسات التي سنحصل عليها عند وضع

الإلكترودات بالقرب من مفاصل الأطراف بالنسبة للجذع . بشكل عام نستخدم المصطلح الاقتباسات المتزايدة للأطراف ، والمبينة من خلال الحرف a (aVR , aVL , aVF) ، في هذا الترتيب يكون الاقتباس مأخوذا من إلكترود واحد من الأطراف الثلاثة ، أما الإلكترود الآخر يكون من الطرفين الآخرين معاً ،كما هو موضح بالشكل (6-2).

في هذه الطريقة يتزايد حجم الكمونات بنسبة 50 % وبدون أي تغير في الشكل ، بالنسبة إلى المنحنيات غير المتزايدة ، وبحيث أن كل اقتباس متزايد يساوي 1.5 من الاقتباس غير المتزايد.

2-6-2 الاقتباسات ثنائية القطبية :

تم استخدام هذه الاقتباسات قبل وجود الاقتباسات أحادية القطبية . تمثل الاقتباسات القياسية

(I,II,III) المنحنيات البيانية للفروق في الكمونات بين طرفين الشكل (6-2). ففي الاقتباس I يتم وصل الإلكترودات بحيث نحصل على انحراف صاعد عندما تصبح الذراع اليسرى موجبة بالنسبة للذراع اليمنى (ذراع يسرى موجبة) . في الاقتباس II يكون أحد الإلكترودات على الذراع الأيمن والآخر على الرجل اليسرى ، بحيث تكون الرجل موجبة ، وفي الاقتباس الثالث يكون أحد الإلكترودات على الذراع اليسرى والآخر على الرجل اليسرى ، بحيث تكون الرجل موجبة .

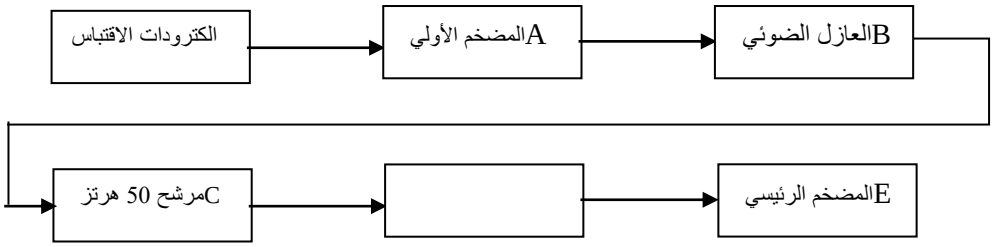
2-7 دارة قياس الـ ECG :

تم في الفقرة السابقة شرح لوصف القلب و آلية عمله . كما تم شرح الظواهر الكهربائية التي تسبب عمل القلب . تؤدي الإشارات الكهربائية الناتجة من خلايا ناظم الخطى القلبي إلى توليد حقل كهربائي ، وبناءً عليه يتولد كمون متغير مع الزمن بشكل دوري . يصل هذا الكمون ومن خلال الجسم إلى سطح الجلد . ويمكن الكشف عن الإشارة الكهربائية على سطح الجلد عبر استخدام ترتيب معين للإلكترودات والتي تمكننا من الحصول على الاقتباسات الأحادية والثنائية القطب للكمونات الكهربائية . يسمى تسجيل إشارة النشاط الكهربائي القلبي من على سطح الجلد بالمخطط الكهربائي للقلب . يسمى الجهاز الذي يقوم بتسجيل المخطط الكهربائي للقلب بجهاز التخطيط الكهربائي للقلب . على أية حال يكون مستوى الجهد على سطح الجلد منخفضاً جداً ويجب تضخيمه لكي نكون قادرين على إظهاره وقياسه ، ولذلك إذا قمنا بتبسيط الأمور بشكل كبير يمكننا القول أن جهاز التخطيط الكهربائي للقلب مكون من مضخم قوي وعالي الدقة . وهذا

التعريف بالرغم من أنه صحيح إلا أنه مختصر بالتأكيد . في الفقرات التالية سنقوم بوصف البنية والكتل الوظيفية التي يتكون منها جهاز اقتباس الـ ECG ، وسنشرح بالتفصيل وعلى وجه الخصوص الدارة الإلكترونية الموجودة في اللوحة DL 3155BIO5 الموجوده في مخبر التجهيزات الطبيه

1-7-2 المخطط الصندوقي ووصف دارة قياس ECG:

يبين الشكل (8-2) المخطط الصندوقي للجهاز التجريبي لقياس المخطط الكهربائي للقلب:



الشكل (8-2) المخطط الصندوقي لدارة قياس الـ ECG المخبريه

واحتراماً للمتطلبات الرئيسية لأنظمة القياس وضماناً لصحة المريض ، تم تجزئة الدارة إلى كتلتين كبيرتين . تتألف الكتلة الأولى من المضخم الأولي والذي له وظيفة تحصيل الإشارة من الإلكترودات ، ترشيحها وتضخيمها ، جعلها جاهزة من أجل الكتلة التالية . تتألف الكتلة الثانية من مضخم عالي الربح والذي يمثل مرحلة التضخيم الأخيرة قبل عملية إظهار الإشارة .

يتم العزل الكهربائي بين الكتلتين عن طريق العازل الضوئي N2 كما في الشكل (8-2)

1) المضخم الأولي Pri amplifier (الجزء A):

لكتلة التضخيم الأولي وظيفة اقتباس و تضخيم وفلترة الإشارات القادمة من الإلكترودات . يجب أن تحقق هذه الكتلة أكثر المتطلبات أهمية . في الواقع ، نظراً لكون الإشارات المفيدة والتي تم الحصول عليها من الإلكترودات لها مطال بين 1 ميلي فولت و 3 ميلي فولت ، فيجب على المضخم الأولي أن يكون ذو ربح عالي في المجال الضيق نسبياً لإشارة الـ ECG . إن مثال المضخم الأولي الموجود في اللوحة الشكل (8-2) يظهر ربحاً بحدود 100ضمن مجال ترددي

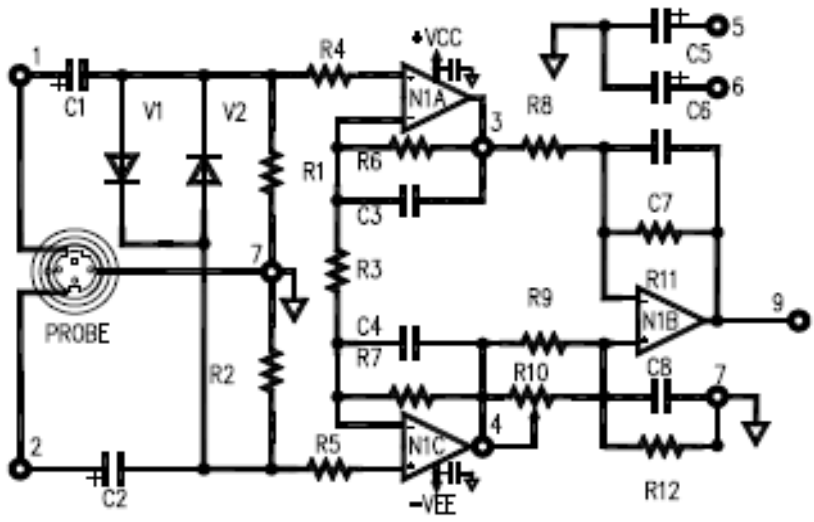
من 1 هرتز إلى 1 كيلو هرتز . من المهم وجود عملية ترشيح جيدة قادرة على إلغاء الضجيج ، وعلى التحديد تردد الـ 50 هرتز (تردد التغذية الكهربائية) . يوجد أيضاً عامل مهم آخر في المضخم الأولي وهو ممانعة الدخل . هذه المتطلبات مهمة على وجه الخصوص بالنسبة لتطبيقات مثل قياس الـ ECG ، طالما أن لمقاومة الجلد قيم عالية . في الواقع ، يمكن أن تصل مقاومة الجلد إلى 1000 كيلو أوم في حالات الجلد الجاف .

بما أن نظام القياس يجب ألا يسبب تشويشاً في الإشارة القادمة من المنبع

(المصدر) ، فإنه ينبغي على المضخم الأولي أن يحقق ممانعة دخل أكبر بكثير من ممانعة خرج مصدر الإشارة (الجلد في حالتنا هذه) . وأبعد من ذلك ، فإن الصفة الجيدة في جهاز كهذا هو إمكانية التحكم بربح المضخم . ويمكننا الملاحظة، أن المضخم الأولي يمثل نقطة أساسية ودقيقة في تصميم مضخم الـ ECG .

إن الصيغة التي تناسب وبشكل جيد المتطلبات الصارمة التي تم شرحها أعلاه هي مضخم التجهيزات . إن مضخم التجهيزات هو مضخم ذو دخل تفاضلي مكون من ثلاثة كتل من مضخمات العمليات . يتم وضع الكتلتين اللتين على الدخل على التفرع وتقوم بتحصيل الإشارة من المداخل العاكسة . يقوم مضخم العمليات الثالث بتضخيم فرق الإشارة القادمة من الكتلتين . يبين الشكل (9–2) أجزاء المخطط الكهربائي لدارة التضخيم الأولي .

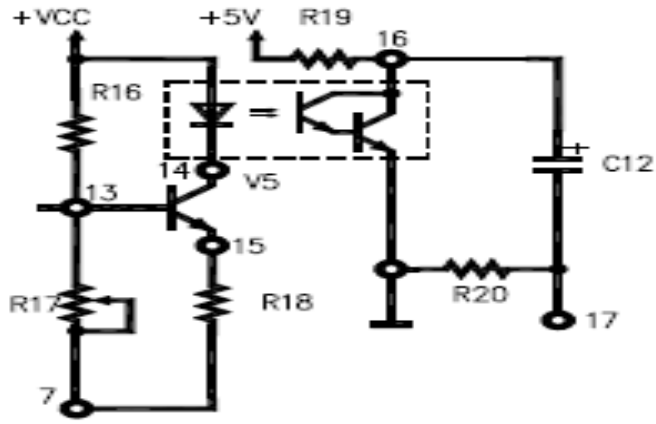
كما يمكننا مشاهدة ، أن الدخل تفاضلي ومقاومة الدخل ، والتي تحدد بالمقاومتين R1 و R2 ، تكون بحدود 2 ميغا أوم . يمكن ضبط الربح من خلال المقاومات المتغيرة R10 و R15 . يمكن أيضاً تغيير المجال الترددي من خلال ضبط قيم مكثفات الفلاتر الموجودة بين المضخم الأولي والعازل .



الشكل (9-2) المخطط الكهربائي للمضخم الأولي للـ ECG

2) العازل الضوئي (الجزء B) :

يكون لإشارة خرج المضخم الأولي مطال من رتبة مئات الميلي فولت . هكذا إشارة وعلى الرغم من كونها مناسبة للمعالجة والإظهار ، إلا أنها بحاجة إلى المزيد من التضخيم . يمكن بشكل غير مناسب تماماً اعتبار المضخم الأساسي ، الذي سنشرحه لاحقاً ، مكبر استطاعة ، بمعنى أنه يقوم بجعل الإشارة أكثر اتساعاً بشكل ملحوظ . ومن أجل عزل أفضل للمريض عن أية مصادر جهود أخرى خطيرة ، يتم عزل المضخم الأولي والمضخم الرئيسي من خلال استخدام العزل الضوئي . يبين الشكل (10-2) المخطط الكهربائي للعزل الضوئي .



الشكل (10-2) المخطط الكهربائي للعازل الضوئي

يكون للعازل الضوئي مهمة تحويل الإشارة الكهربائية إلى إشارة ضوئية عبر استخدام ثنائي ضوئي LED ومن ثم إعادة تحويلها إلى إشارة كهربائية عبر استخدام ترانزستور ضوئي بتركيبة دارلينغتون. إن كلاً من الـ LED والترانزستور الضوئي مدمجان في العنصر 4N32.

يقاد الثنائي الضوئي في العازل الضوئي من خلال ترانزستور BJT (Bipolar Junction Transistor) حيث ، ما إن يتم توصيله حتى يؤدي وجود قيمة مناسبة للمقاومة R18 مع استقطاب قاعدة الترانزستور إلى توليد تيار يكون كافياً لإضاءة الثنائي الضوئي وقيادة الإشارة الضوئية . يمكن حساب قيمة التيار المار في الثنائي الضوئي من خلال المعادلة التالية :

$$I = \frac{(V_{B13} - 0{,}78)}{R_{18}}$$

حيث V_{B13} هو قيمة الجهد عند النقطة 13 في الدارة كما هو موضح في الشكل (10-2).

0.78 الجهد الازم لعمل الترانزستور.

يمكن حساب V_{B13} من خلال الصيغة التالية :

$$V_{B13} = \frac{5 \bullet R_{17}}{R_{17} + R_{16}}$$

3- مرشح حجب التردد الوحيد (C) : يقوم مرشح حجب التردد الوحيد بتخميد مجال ضيق من الترددات حول التردد W0 مع مجال تمرير أعرض . يسمى التردد المركزي W0 بتردد الحجب . يستخدم مرشح حجب تردد القياسات الطبية الحيوية , حيث ترددات الإشارات أقل من 100 هرتز , لتخفيض التداخل مع إشارات الترددات 50 و 60 هرتز .

4- الجزء D مرشح الحزمة 8 – 14 هرتز :يستخدم فقط في تخطيط الدماغ لأن أمواج ألفا تكون ضمن المجال الترددي 8 – 14 هرتز . ولذلك لكي نقوم بإظهار أمواج ألفا فقط نحتاج إلى مرشحات تمرير حزمة قابلة للاختيار . يتم إدخال الإشارة من خلال الوصل بين النقطتين 17 و 23 (أو بين النقطتين 22 و 23 في حال إدخال مرشح حجب تردد). يتألف هذا المرشح من ثلاثة مضخمات عمليات بحيث تشكل كتلي مكاملة وكتلة جمع .يتم الحصول على ترددات القطع للمرشحات الثلاثة (تمرير منخفض وتمرير عالي و تمرير حزمة) من خلال الصيغة التالية:

$$f_0 = \frac{1}{6.28 \bullet R_{34} \bullet C_{19}}$$

5- المضخم الرئيسي (الجزء E) :

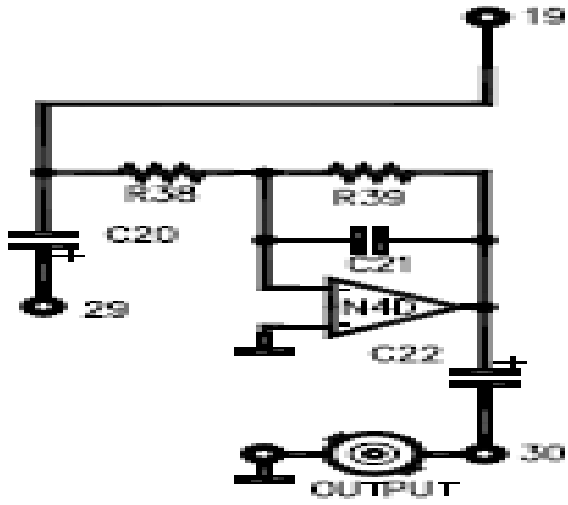
يكون لإشارة الخرج من الكتلة التي سبق وصفها مطال مناسب وشكل موجة مرشحة من الضجيج الكهرومغناطيسي . لا يوجد أي اتصال كهربائي مباشر بين إشارة الخرج في العازل الضوئي وبين المريض الموصول إلى الإلكترودات . وبفضل هذا العزل الغلفاني فإنه من الممكن تقديم طاقة أعلى من أجل تضخيم أكبر للإشارة ، مع المحافظة على تجنب المخاطر على صحة المريض . يتكون المضخم الرئيسي ، الذي مخطط دارته موضح في الشكل

(2-11) ، من مضخم عمليات في التركيبة العاكسة . هذه التركيبة ضرورية لقيادة إشارة الخرج في الطور الصحيح . في الواقع فإن الإشارة ، بعد أن تم إخضاعها لعكس مزدوج للطور في

المكبر الأولي ، تخضع لعكس في الطور أيضاً في العازل الضوئي لتصل بطور معكوس إلى دخل المضخم الأساسي. يعطى ربح المضخم الأساسي من خلال المقاومتين R38 و R39 .

$$Av = -\frac{R39}{R38}$$

حيث $R39 = 68\ K\Omega, R38 = 2.2\ K\Omega$. وبذلك يكون لدينا $AV \approx -30$ وبذلك يكون للإشارة عند نقطة الخرج مطال ببضعة فولتات (3V – 4V) . أكثر من هذا ، يمكننا ملاحظة أنه من أجل التخفيض الإضافي لأثر الضجيج يمكن ضبط المضخم على مجال الإشارة من خلال المكثف C21 .



الشكل (11–2) المضخم الرئيسي

2-7-2 وحدة التغذية وكتلة الناخب :

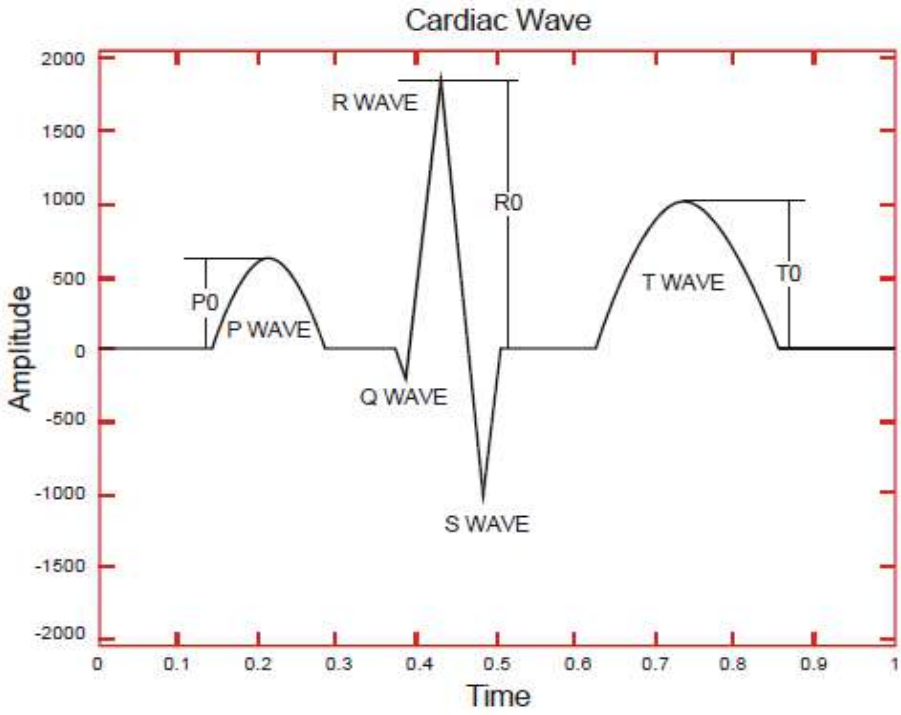
يجب عند تصميم الأجهزة الخاصة بالمشافي والعيادات الأخذ بعين الاعتبار عاملاً مهماً جداً وهو سلامة المريض . يتم استخدام العديد من عناصر الحماية في دارات التجهيزات الطبية لزيادة سلامة المريض مثل محولة العزل و العزل الضوئي. محولة العزل هي محولة خاصة تضمن جهود ثانوية منخفضة بالإضافة إلى العزل بين اللفات . كما تم شرح وظيفة العزل الضوئي بتحويل الإشارة الكهربائية إلى ضوئية ومن ثم تحويلها إلى إشارة كهربائية من جديد بين

مرحلة المضخم الأولي والمضخم الرئيسي . ولزيادة ضمان فصل الجزأين فمن الضروري الفصل بين وحدتي التغذية وبين خطي الأرضي . يؤمن فصل وحدة التغذية من خلال المنصة المركب عليها التجربة حيث يوجد داخل المنصة محولة عزل . أما بالنسبة للعزل الضوئي فهو موجود ضمن دارة التجربة كما في الشكل (8-2)

يتم تأمين التغذية لمرحلة التضخيم الأولي من خلال كتلة خارجية وعن طريق بطاريات . لهذه الكتلة وظائف متعددة ، حيث يوجد فيها ناخب يمكننا من اختيار إلكترودين من الإلكترودات الأربعة من أجل تحديد الاقتباس . ولها وظيفة توليد جهد مرجعي 1 ميلي فولت من أجل معايرة دارة التضخيم ، وأخيرا لهذه الكتلة وظيفة محاكي إشارة الـ ECG .

2-7-3 محاكي الـ ECG :

يجب معايرة مضخم الـ ECG قبل وضعه في الاستخدام . خلال عملية الاختبار يتم التحقق من العمل الصحيح للنظام . ونتيجة للطبيعة الخاصة لعمله ، يتم اختبار جهاز التخطيط الكهربائي للقلب قبل وصله إلى المريض من خلال وصله على مولد إشارة يحاكي الإشارة الحقيقة للقلب. يتكون مولد إشارة المحاكي من متحكم قابل للبرمجة ومن محول رقمي – تمثيلي حيث يخزن البرنامج في المتحكم ويتم تكرار توليد الموجة بشكل دوري . يبين الشكل (12-2)شكل إشارة محاكي الـ ECG . يمكن تغيير تردد الموجة من خلال مفتاح موجود في كتلة المحاكي .



الشكل (12–2) شكل إشارة محاكي الـ ECG

8–2 القسم العملي لتخطيط القلب الكهربائي:

لإجراء التجربة العملية والحصول على النتائج المطلوبة يجب على الطالب اجراء الخطوات التالية:

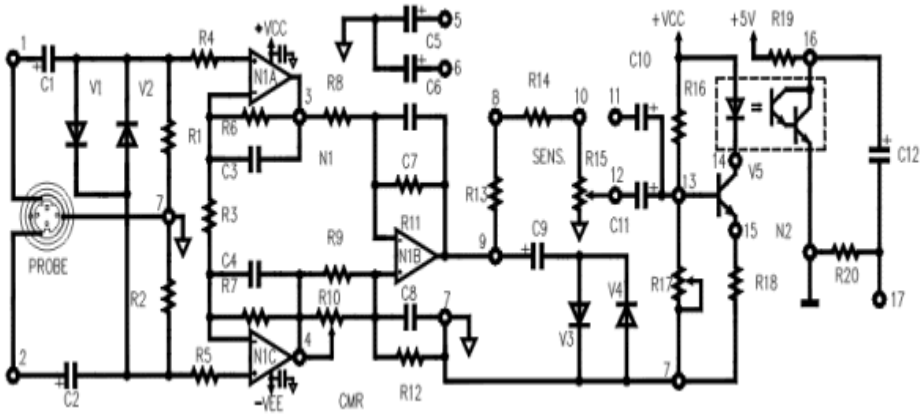
1– وصل طرفيات +Vcc.-Vee.Gnd الكتلة الخارجية **DL3155BIO5**-SIM إلى الطرفيات المناسبة من الوحدة**DL3155BIO5**..

2– تزويد الوحدة**DL3155BIO5** بالطاقة

3– وضع قاطع (POWER ON) الخاص بالكتلة الخارجية **DL3155BIO5**-SIM على الوضعية (ON).

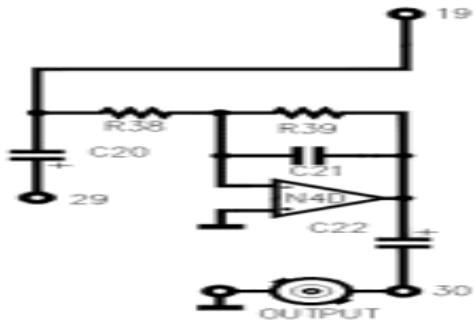
5- التأكد من إضاءة الديود LED الأخضر

ويوضح الشكل (13-2) المخطط الكهربائي لمضخم الECG



الشكل (13-2)المخطط الكهربائي لمضخم الECG

بينما يبين الشكل (14-2) المخطط الكهربائي لمرحلة خرج مضخم الECG



الشكل (14-2) المخطط الكهربائي لمرحلة خرج مضخم الECG

يبين الجدول (1-2) قائمة العناصر الأساسية المستخدمة في لوحة التجربة **DL3155BIO5**

الجدول (1-2) قائمة العناصر الأساسية المستخدمة في لوحة التجربة DL3155BIO5

• R1,R2 10 M 1% 1/4 W • R3 6,8 KOhm 5% 1/4 W • R4,R5,R6,R7 100 KOhm 1% 1/4 W • R8 8.2 KOhm 5% 1/4 W • R9 15 KOhm 5% 1/4 W • R10,R25 100 KOhm 1/2 W • R11,R12,R16 100 KOhm 5% 1/4 W • R13,R19,R21 470 Ohm5% 1/4 W • R14 82 KOhm 1/4 W • R15,R22 5 KOhm 1/2 W • R17 50 KOhm 1/2 W • R18 220 Ohm 5% 1/4 W • R20 150 KOhm 5% 1/4 W • R23,R26 1 KOhm 5% 1/4 W	• V1,V2 1N4001 • V3,V4 1N4148 • C1,C2 10 uF 25 V 20% مكثفة الكتروليتيك • C3,C4 100 pF 50V 5% مكثفة سيراميك متعددة الطبقات • C5,C6 10 uF 50 V 20% مكثفة الكتروليتيك • C7,C8,C21 2200 pF مكثفة سيراميك متعددة الطبقات • C9,C20,C22 47uF 50V 20% مكثفة الكتروليتيك • C10 100uF 50V 20% مكثفة الكتروليتيك • C11 4,7uF 50V 20% مكثفة الكتروليتيك • C12 470uF 35V 20% مكثفة

الكتروليتيك • C13,C14 0,1uF 10% مكثفة سيراميك متعددة الطبقات • C15 220uF 35V 20% مكثفة الكتروليتيك • N1 MC3403P OP-AMP quad 14 pin MC3403P • N2 عازل ضوئي 8 pin • N3 LF347N OP-AMP quad 14 pin	• R24 330 KOhm 5% 1/4 W • R38 2,2 KOhm 5% 1/4 W • R39 68 KOhm 5% 1/4 W

1-8-2 معايرة مضخم قياس ال (Electrocardiogram(ECG

ملاحظة:تسمح عملية المعايرة بضبط الأساس الذي يعرف الإشارات والربح في قياس ECG.

إن عملية المعايرة لاغنى عنها لمعرفة التضخيم الحقيقي للإشارة الداخلة على الرغم من أن شكل الإشارة المكتسبة هامة أكثر بكثير من تضخيمها,من وجهة نظر إلكترونية تماماً لابد من معرفة ديناميكية الإشارة الداخلة لكي نكون قادرين على إدراك كل السمات والمشاكل المتعلقة بالتصميم لصيانة الآلة.

يجب عدم تعديل الضبط المتعلق بالربح أثناء القياسات القادمة .

الانتباه: إذا ارتكبنا أخطاء خلال مرحلة المعايرة سيؤدي ذلك إلى حصول أخطاء خلال القياسات التي سوف نجريها بعد ذلك.

5- ضع منتخب الكتلة الخارجية على وضعية (CALIBRATE).

6- صل مولد الإشارة إلى الموصل (CALIBRATE INPUT)

7- اختر الشكل الجيبي للموجة بسعة 1Vpp

8- اختر تردد 1HZ

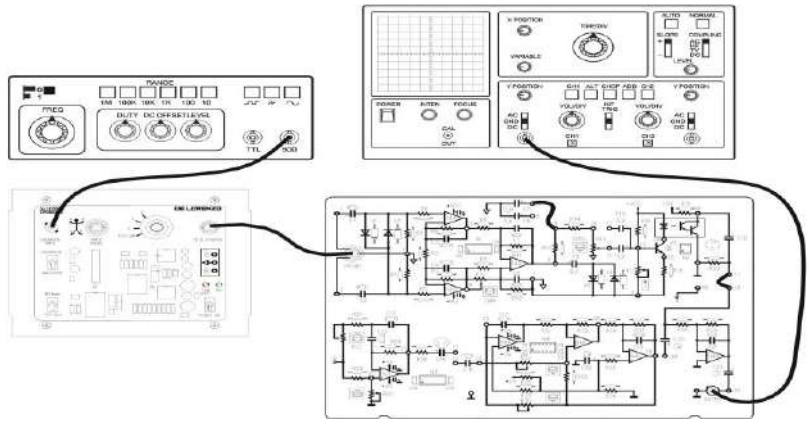
9- صل البروب الموضوع ضمن الوحدة**DL3155BIO5** إلى بروب الوحدة الخارجية

10- صل الطرف 5 إلى الطرف 8

11- صل الطرف 17 إلى الطرف 19

12- صل راسم الإشارة إلى مخرج مقياس ال ECG

الوصلات الموصوفة بالخطوات السابقة مبينة بالشكل (15-2) ئالمخطط الطبوغرافي لوصل الراسم ومولد الإشارة لبورد التجربة



الشكل (15-2)المخطط الطبوغرافي لوصل الراسم ومولد الإشارة لبورد التجربة

13- عدل راسم الإشارة كالتّالي:

coupling = DC - ، time/div =0.2 s/div - , CHI to 1V/div -

14- قم بتعديل حساسية (SENS) أداة ال ECG إلى أن تحصل على إشارة خرج مساوية 1 Vpp

ملاحظة: إن معايرة الإشارة المقدمة في الوحدة الخارجية تؤدي إلى تخفيضها بمقدار 500.

المضخم العاكس الذي نستخدمه لهذا الغرض يكون مدموج في الوحدة الخارجية ويسمح بعكس تضخيم الإشارة ذات النهاية المفردة عند المدخل وتوليد إشارة خرج متباينة مخفضة .

نقدم عند مدخل ECG إشارة حوالي 2m V.

هذه العملية تؤمن وظيفة ضبط دقيق لمقياس ECG ويسمح بمعرفة سعة الإشارة بمدخله.

و نعلم أن مربع راسم الإشارة يتطابق مع إشارة متباينة 1mV في دخل مقياس ECG

15- سؤال: في هذه الأحوال أي تضخيم الذي يزود ال ECG ؟استخدم الصيغة التي كتبت في ورقة التدريب.

16-افصل مولد الإشارة عن الموصل bnc (CALIBRATE INPUT)

17- أعد مفتاح التشغيل للخلف إلى وضعية الإطفاء

2-8-2 ضبط مرشح NOTCH FILTER 50-60 HZ

18- أدخل مولد الإشارة بين الطرف 15 و الأرضي

19- اختر الشكل الجيبي للموجة بسعة 1 Vpp واختر التردد 50 أو 60 هرتز من التردد الرئيسي الأساسي للوحدة الخارجية المزودة بالطاقة.

20- قم بوصل جهاز راسم الإشارة بين الطرف 22 والأرضي (خرج وحدة الترشيح حددت على تردد 60/50 هرتز)

21- عدل راسم الإشارة كالتّالي:

coupling = AC - ،time/div =5 s/div - ،CHI to 20mV/div -

22- زود اللوحة DL 3155BIO5 بالطاقة

23- عدل مقياس الجهد R22 وحركه إلى الوضع في المن تصف

24- عدل مقياس الجهد R 25حتى تحصل بالخرج على أدنى سعة للموجة الجيبية

25- اترك مقياس الجهدR25 على هذا الوضع و عدل مقياس الجهد R22لتقلل من سعة إشارة الخرج.

26- اقطع التغذية عن اللوحة DL 3155BIO5

27- انزع جميع التوصيلات.

3-8-2 مولد إشارة تخطيط القلب النموذجية: ECG SIMULATER

في هذا التمرين نحن نقيم العملية الصحيحة لدارة (ECG) المشار إليها في اللوحة التعليمية DL355BIO5. لأن هذه الدارة تستعمل بشكل خاص ومثالي في الأجهزة الطبية الحيوية , ونظراً لأن هذه الأجهزة على علاقة مباشرة مع الجسم البشري , قبل تشغيليها لابد من فحص شكل الإشارة والتأكد منه .

من شكل الإشارة نستطيع أن نقيم صحة عمل الدارة الإلكترونية والتأكد من غياب الأخطاء والعيوب التي تشكل خطراً على أمن المريض .

على الرغم من أن قوانين الوقاية لأمان المريض محققة ,يجب أن يفحص الECG بدقة لأنه يوفر اتصال الالكترودات بشكل مباشر مع المريض،

إن الاختبار يؤدي إلى تقديم شكل موجة يحاكي الشكل المثالي لإشارة القلب المكتسبة من الكائن البشري .

إن الإشارة المختبرة مولدة بواسطة دارة "ECG SIMULATER" المشار إليها في الكتلة الخارجية DL3155BIO-SIM.

28- حرك الناخب إلى وضعية (SIMULATER)

29- دور المفتاح إلى وضعية (SIMULATER)

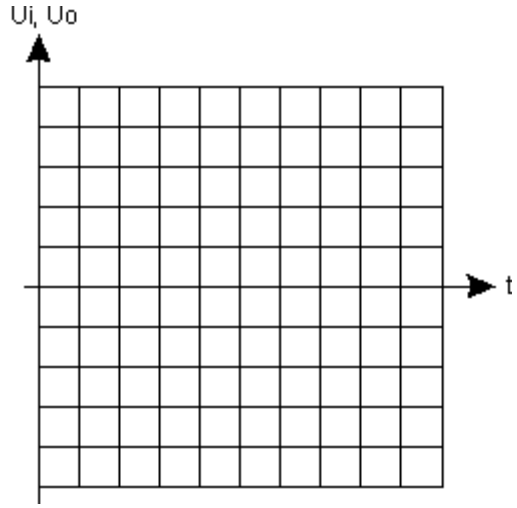
30- أختر التردد 60 bpm من خلال قاطع التردد القلبي (60/120 pbm)

31- زود ال simulator بالطاقة بوضع(POWER ON) على الوضعية ON

32- تأكد من أن راسم الإشارة موصول إلى خرج الدارة ومضبوط على المواصفات الموجودة في المرحلة 13

33- تأكد من وجود الشكل المثالي لإشارة القلب الظاهرة على شاشة راسم الإشارة .

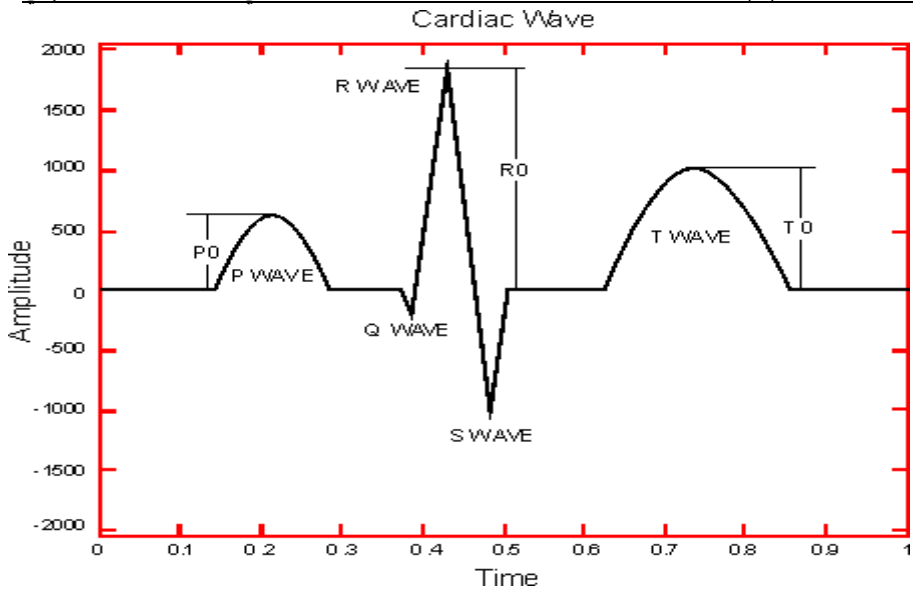
34- ارسم الإشارة الظاهرة في راسم الإشارة في الشكل (16-2)



الشكل (16-2) تقسيم ميلمتري للرسم البياني للإشارة النموذجية لـ ECG

35- قس تردد الإشارة القلبية بأخذ كمرجع قمتي "R" من الموجة القلبية النموذجية.

36- قارنها مع شكل الموجة المرجعي الموجودة في الشكل (17-2).



الشكل (17–2) رسم بياني لإشارة ECG المرجعية

37– اكتب في الجدول (2–2) سعة النقاط المميزة المشاهدة في الشكل (17–2)

الجدول (2–2) جدول لتسجيل سعة النقاط المميزة والمشاهدة في الشكل (17–2)

موجات الشكل البياني المحفز	سعة الخرج [V]	سعة الدخل [mV]
P		
Q		
R		
S		
T		

38– اضبط قاطع الاختيار الترددي إلى وضعية 120bpm

39- عدل راسم الإشارة كالتّالي:

coupling =DC - ، time/div =0.1 s/div - ،CHI to1V/div -

40- تأكد من وجود الشكل المثالي لإشارة القلب الظاهرة على شاشة راسم الإشارة

41- قس تردد الإشارة القلبية بأخذ كمرجع قمتي "R" من الموجة القلبية النموذجية

42- بالرجوع إلى العلامات الموجودة في الجدول (1-2) قس سعات الأمواج المكونة لشكلECG الظاهرة في راسم الإشارة واكتب السعات في الجدول (2-3)

الجدول (3-2) جدول لتسجيل سعة النقاط المميزة والمقاسة في راسم الإشارة .

موجات الشكل البياني المحفز	سعة الخرج [V]	سعة الدخل [mV]
P		
Q		
R		
S		
T		

43- بتقسيم السعات المقاسة بالمرحلة السابقة باستنتاج الربح خلال المعايرة (المرحلة 15) , نحصل على سعة الإشارة النموذجية.

44- أكتب القيم التي حسبتها في المرحلة السابقة في الجدول (3-2)

45- أعد القاطع (POWER ON) إلى وضعية OFF

46- أزل كل التوصيلات.

4-8-2 تسجيل إشارة القلب الحقيقية

إن التجربة التالية تسمح بتسجيل مخطط الجهد الكهربائي للقلب الخاص بالمريض.

ونظراً لأن التمرين يتضمن تطبيق الالكترودات المتصلة بالأجهزة الإلكترونية على المريض, من الضروري تأدية التمرين بحذر تام وإدراك بعض القواعد الأساسية للأمان التالية:

آ - يجب ابعاد المريض عن التجهيزات لتجنب لمسه للدارة .

ب - يجب تجنب لمس المريض للأجزاء المعدنية الموجودة في المحيط المجاور.

ج - تزود الطاقة للمرحلة ما قبل التضخيم(الأطراف +Vcc,-Vee ومتساوي الجهد للبورد) يكون حصرياً من خلال مزود الطاقة والمزود بواسطة الوحدة الخارجية DL3155BIO-SIM .

وإنه ممنوع قطعياً أن تستخدم لهذا الغرض أي مزود للطاقة يعطي الفولت نفسه

د - يجب أن يكون تزود الطاقة حصرياً عبر مجموعة بطاريات 1.5 فولت وأنه **ممنوع قطعياً** أن تزود الكتلة بالطاقة عبر أي مصدر آخر

هـ - بما أن الدارات (لوحة DL 3155BIO5 وكتلة DL 3155BIO-SIM) غير مغلقة بأغطية وقائية بسبب حاجات التعليم الواضح ,ممنوع بتاتاً لمس العناصر الأساسية لتجنب أخطار قصر الدارات .

و كأساس لتنفيذ هذا التمرين يجب أن يكون المضخم قد تمت معايرته سابقاً.

انجاز العملية الأولى هو الاتصال بين الالكترودات و المريض .

47- اجعل المريض يضطجع على السرير برأس مرفوع وانتظر حتى يسترخي.

48- امسح المناطق التي ستضع عليها الالكترودات باستعمال قطعة قطن وضعت في المحلول الإلكتروني

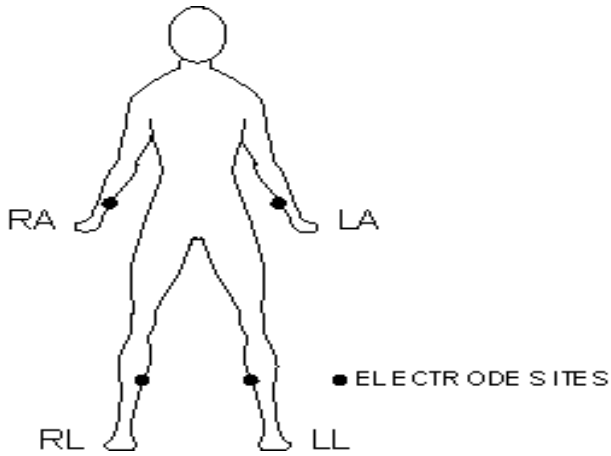
49- يجب وضع الالكترودات في الأماكن من الجسم كما هو موضح بالشكل (2-18):

أ- المعصم الأيمن (RA)

ب- المعصم الأيسر (LA)

ج- الرجل اليمنى من 15-20 سم فوق الكاحل (RL)

د- الرجل اليسرى من 15-20 سم فوق الكاحل(LL)



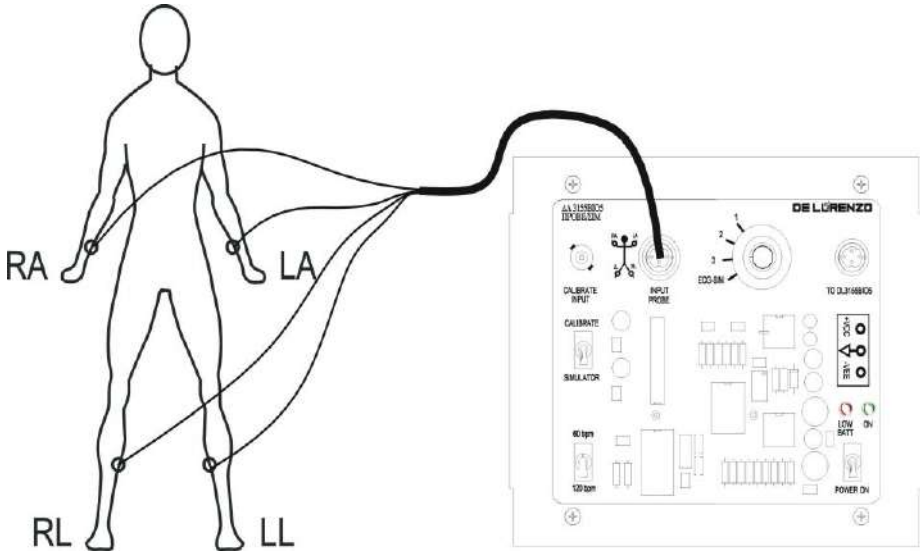
الشكل(18-2)أماكن وضع الأقطاب الكهربائية على الجسم الإنساني

50- ضع الصفائح فوق الأماكن المذكورة سابقاً

51- صل الالكترودات بالصفائح بواسطة أحزمة الربط المتوفرة

الأحزمة يجب أن تكون مربوطة بشكل لائق بالترتيب للسماح باتصال الكتروني جيد مع جلد المريض ولكن ليس بقوة بشكل يؤدي إلى منع تدفق الدم.

52- ادخل نهاية طرف الإلكترود في (INPUT PROBE) للكتلة الخارجية DL 3155BIO-SIM كما هو موضح بالشكل (19-2)



الشكل(19-2) مخطط وصل الأقطاب الكهربائية

53- اضبط ناخب الكتلة الخارجية على الوضع II

54- صل أطراف التزويد الخاص بالكتلة الخارجية (Vcc- , Vcc+ومتساوي الجهد) إلى النهايات المناسبة للوحة DL3155BIO5

55- صل من خلال وصلة مناسبة خرج الكتلة إلى دخل الدارة لقياس الECG.

56- صل الطرف 5 إلى الطرف 8 .

57- صل الطرف 17 إلى الطرف 19 .

58- صل راسم الإشارة إلى خرج مقياس الECG.

59- عدل راسم الإشارة كالتّالي:

coupling =DC ، time/div =0.2 s/div - ،CHI to1V/div -

60- زود الكتلة الخارجية بالطاقة بوضع(POWER ON) على الوضعية ON .

61- لاحظ شكل إشارة ECG الظاهرة في راسم الإشارة وثبت الإشارة.

62- أزل التوصيل بين الطرف 17والطرف19 .

63- صل بين الطرف 17 والطرف 18 لإدخال مرشح NOTCH FILTER

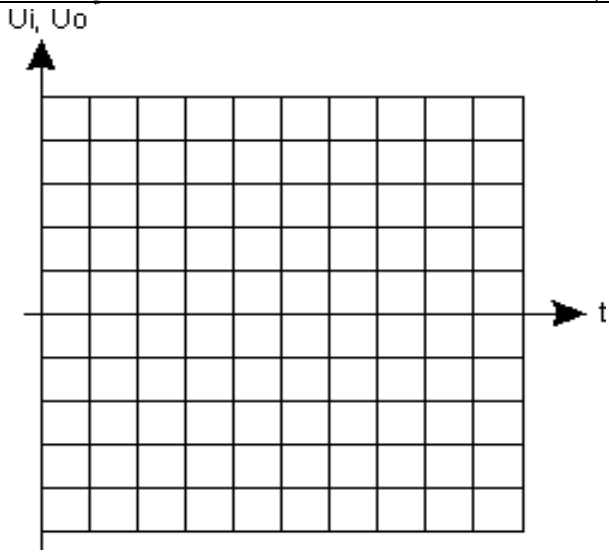
64- ملاحظة: يسمح إدخال NOTCH FILTER بتخميد التشويش المتبقي من التردد الرئيسي (50Hz or 60Hz)

65- صل الطرف 22و الطرف 19 .

66- لاحظ شكل إشارة ECG الظاهرة في راسم الإشارة .

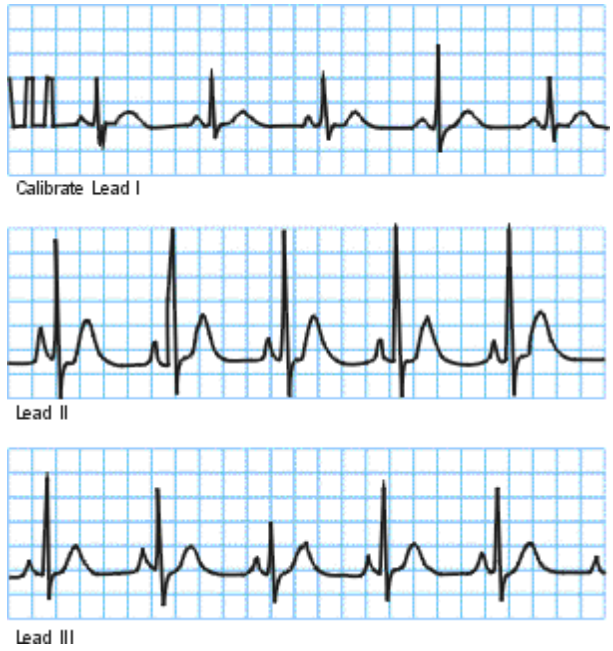
67- إذا قارنت بين الأشكال المتتالية للإشارة المحصول عليها بدون وبوجود NOTCH FILTER , هل ستلاحظ التحسينات التي حصلت على الإشارة ؟ سجل إجابتك في ورقة العمل .

68- أرسم الإشارة على الراسم في الشكل (20-2)



الشكل (20–2) رسم بياني ECG

69- قارن الشكل (20–2) مع الشكل المرجعي (21–2)



الشكل(21–2) . مثال لرسم بياني ECG

70- - بالرجوع إلى العلامات الموجودة في الجدول (2-2) قس سعات الأمواج المكونة لشكلECG الظاهرة في راسم الإشارة واكتب السعات في الجدول (2-4)

الجدول (4-2) لتسجيل سعات الأمواج المكونة لشكلECG الظاهرة في راسم الإشارة

موجات الشكل البياني المحفز	سعة الخرج [V]	سعة الدخل [mV]
P		
Q		
R		
S		
T		

71- - بتقسيم السعات المقاسة بالمرحلة السابقة باستنتاج الربح خلال المعايرة

(المرحلة 15) , نحصل على سعات الإشارة من المريض.

72- أكتب القيم التي حسبتها في المرحلة السابقة في الجدول (4-2)

73- ضع الناخب للكتلة الخارجية على الوضعية I.

74- قيم شكل الخرج المحصول عليه.

75- ضع الناخب للكتلة الخارجية على الوضعية III.

76- قيم شكل الخرج المحصول عليه.

77- قيم الشكل الناتج عن وصل راسم الإشارة بين الطرف 7 والطرف12 .

78- عدل راسم الإشارة , نظراً لأن سعة الإشارة عند الطرف 12 اقل من سعة الإشارة المقاسة في الخرج.

79- أزل كل التوصيلات .

80- اقطع التغذية عن اللوحة DL3155BIO5وعن الكتلة الخارجية DL3155BIO5-SIM.

2-8-5 قياس إشارة القلب النموذجية والتردد القلبي من خلال البورد DL3155BIO4

إن ECG المستخدم في التدريب الطبي مزود بمقياس صوتي لاسلكي ومقياس تردد متكامل.سنبين في هذا التمرين كيف يمكننا الحصول على دارة كاملة،لتحقيق مثل هذه التجربة من الضروري استخدام الدارةDL3155BIO4

ويوضح الشكل (22-2) المخطط الالكتروني للوحه DL3155BIO4

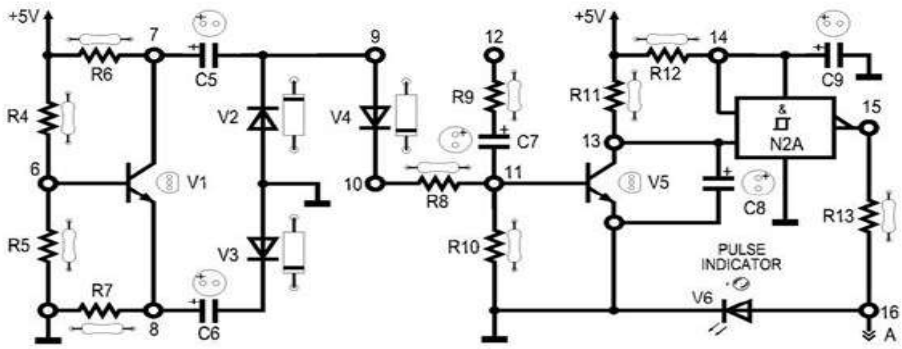


Figure BIO4.1.8 - Analogue-pulsed signal conversion stage

الشكل (22-2) كتلة التحويل التماثلي - النبضي على اللوحة DL 3155BIO4

ويوضح الشكل(23-2) سلسلة تحصيل البيانات على اللوحة DL 3155BIO4

الشكل(23-2) سلسلة تحصيل البيانات

1- المنبع 2- الحساس 3- المضخم الأولي 4- المضخم 5- تحويل من A/D 6- الإظهار

إنّ الهدف من كتلة الاظهار الشكل (23-2) هو تحويل الإشارة الكهربائية إلى إشارة يمكن فهمها وإدراكها من قبل البشر، عبر أحد الحواس الـ5 (السمع، البصر،اللمس، الشم، الذوق).في الواقع، فقط اثنان من الحواس الخمسة تستخدم عمليا في أنظمة تحويل الإشارة ، والتي هي السمع والبصر.

لذا، يمكننا أن نميز نوعين من أنواع تحويل الإشارة: التحويل إلى إشارة صوتية والتحويل إلى إشارة بصرية , وبناء على ذلك ، سيكون لدينا التجهيزات التي تستعمل المؤشرات السمعية والبصرية.

81- حرك القاطع إلى الوضعية "SIMULATOR"

82- أدر القاطع إلى الوضعية"ECG-SIM"

83- اختر التواتر pbm60 بواسطة مجموعة قواطع التواتر القلبي

(60-120 PBM)

84- صل مخرج نهاية الكتلة الخارجيةDL3155EIOS-SIM إلى النهاية الخارجية لبروب(PROBE) اللوحة DL3155BIO5

85- صل النهاية 5 إلى النهاية 8

86- صل النهاية 8 إلى النهاية 10

87- صل راسم الإشارة بين النهاية 10 و النهاية 7من مسجل ECG

88- عدل راسم الإشارة كالتّالي:

coupling =DC، time/div =0.2 s/div ،CHI to1V/div

89- صل النهاية 12 للوحة ;DL3155BIO5 إلى النهاية 1 للوحة DL3155BIO4 إن وظيفه هذه اللوحة إظهار التردد القلبي بطرق بصريه وصوتيه تتغير حسب قيمه التردد القلبي. ويعتبر هذا تطبيق إضافي لتجربه اقباس مخطط القلب الكهربائي

90- صل النهاية 1 للوحة ;DL3155BIO4 إلى النهاية 2 لنفس الدارة

91- زود المحاكي بالطاقة بواسطة اختيار الوضع ON لقاطعة التزويد بالطاقة

92- زود اللوحة ;DL3155BIO5 بالطاقة

93- زود بالطاقة اللوحة ;DL3155BIO4 بواسطة وصل النهاية5V+و5V- و GND للوحة DL3155BIO4 إلى النهايات VCC+و VEE–وGND للوحة DL3155BIO5 بالترتيب

94- اضبط حساسية المسجل ECG حتى تحصل على إشارة عريضة يمكن رؤيتها على راسم الإشارة

95- لاحظ LED للوحة ;DL3155BIO4 و الذي يومض عند كل نبضة قلب

96- أغلق القاطعة S1 للوحة ;DL3155BIO4

97- ينبغي أن تسمع صوت جرس يصدر تنبيه يخص القمم الأعظمية لنبضة القلب

ملاحظة:

في حال سماعك نبضة قلب مضاعفة (تخص طوري الانقباض و الانبساط) فمن الضروري إنقاص تضخيم مسجل ECG بواسطة مجموعة الأداة SENS

98- أغلق القاطعة S2 و اقرأ على المقياس التماثلي التواتر القلبي معبرا عنه بعدد النبضات لكل دقيقة

99- أزل كل التوصيلات

100- أطفئ وحدة التغذية لجميع الدارات

9-2 خطوات صيانة جهاز تخطيط القلب الكهربائي :

بعد التعرف على أقسام جهاز تخطيط القلب الكهربائي وإجراء التجربة المخبرية والتعرف على الأقسام الأساسية للجهاز لابد من التعرف على الخطوات الأساسية لصيانة جهاز تخطيط القلب الذي يصادفه الفني في معظم العيادات وعند معظم الأطباء, ويوضح الجدول (3-2) خطوات أداء الصيانة العملية للجهاز.

الرقم	الخطوة	خطوات العمل
1	تأكد أن جميع التجهيزات تعمل	
2	تحديد الأجزاء الخارجية لجهاز تخطيط القلب	حدد شاشة إظهار جهاز تخطيط القلب
		حدد لوحة المفاتيح الخاصة بجهاز تخطيط القلب
		حدد الطابعة الحرارية وورق الطباعة الحراري
		حدد كبل اقتباس الإشارة ومكان اتصاله بالجهاز
		حدد مكان تواجد البطارية القابلة للشحن حسب الموديل المختار
3	ضبط محددات جهاز تخطيط القلب الكهربائي:	أدخل المعلومات الشخصية الخاصة بالمريض والتي تتضمن اسم المريض،وزنه،طوله،ضغطه،عمره،جنسه .
		اضبط التاريخ والوقت مع اختيار الصيغة المناسبة للتاريخ Day/Month/Year أو month/day/year..
		اختر لغة برنامج التشغيل ...
		اختر قيمة سرعة الطباعة من القيم المتاحة

		اطبع قيمة سرعة الطباعة التي اخترتها على ورق التخطيط
		اطبع نبضة المعايرة (1 mv)
		اضبط قيمة الربح أو الحساسية على القيمة (20 mm/mv)
		اضبط قيمة مشرح تيار المدينة (DC filter)
		اضبط مرشح إشارة العضلات (EMG filter) على إحدى القيمتين (25HZ) (35 HZ)
4	توصيل أقطاب جهاز تخطيط القلب الكهربائي:	صل كبل التخطيط بالشكل الصحيح إلى جهاز تخطيط القلب الكهربائي
		ضع مادة الجيل بالشكل المناسب على جسم المريض،لتؤمن تماساً كاملاً بين الأقطاب وجسم المريض.
		تأكد من صحة وضع الأقطاب على جسم المريض.
		تأكد من توصيل التغذية الكهربائية بشكل صحيح إلى جهاز تحطيط القلب الكهربائي.
		تشغيل جهاز تخطيط القلب الكهربائي بالضغط على زر التشغيل.
5	تشغيل جهاز تخطيط القلب الكهربائي وفق النمط اليدوي	استخدم زر التشغيل (start) لطباعة الاتجاه الأول (I)،ثم كرر العملية للحصول على الإتجاه الثاني (II)
		أوقف عملية الطباعة في جهاز تخطيط القلب باستخدام زر التوقف (stop)
6	تشغل جهاز تخطيط الكهربائي وفق النمط الأتي:	استخدم زر التشغيل (start) للبدء بطباعة الإتجاه الأول (I)،ما الفرق الذي تلاحظه بين النمطي اليدوي والأتي؟
		إذا كان جهاز تخطيط القلب ثلاثي الأقنية،طبق أمر الطباعة ما الذي تلاحظه؟

7	تنظيف جهاز تخطيط القلب من قبل المستخدم	تأكد من إطفاء جهاز تخطيط القلب الكهربائي ..
		تأكد من فصل التغذية الكهربائية عن جهاز تخطيط القلب الكهربائي
		استخدم قطعة قماشية مبللة بالكحول المدد لتنظيف الهيكل الخارجي لجهاز التخطيط.
		نظف رأس الطباعة الحراري باستخدام قطعة قماشية مبللة بالكحول المدد.
		نظف وحدة بكرة الورق باستخدام قطعة قماشية مبللة بالكحول المدد. ملاحظة: يجب الإنتباه أثناء التنظيف كي لا تدخل السوائل إلى داخل الجهاز. هناك حساس لتوضع الورق بالشكل الصحيح ، التأكد من الحساس حسب تعليمات الشركة الصانعة
8	تحديد الأجزاء الداخلية لجهاز تخطيط القلب	فك الغطاء الخارجي لجهاز تخطيط القلب الكهربائي.
		حدد مجموعة قيادة محرك الطابعة ....
		حدد مجموعة رأس الطابعة الحراري ....
		حدد مجموعة مكبر الصوت
		حدد مجموعة البطارية
		حدد وحدة التغذية ..
		حدد لوحة التحكم الرئيسية
		حدد لوحة الذاكرة RAM
		حدد وحدة التحكم بشاشة العرض
9	تنظيف جهاز التخطيط من قبل فني الصيانة	نظف حساس كشف الورق وحساس نفاذ الورق باستخدام قطعة من القطن مبللة بالكحول
10		نظف حساس دوران المحرك ومسننات نقل الحركة باستخدام قطعة قطن مبللة بالكحول

11		نظف الفتحات الصغيرة في القرص الذي يخترق حساس كشف الحركة باستخدام فرشاة صغيرة.
12		شحّم مسنن رأس المحرك والمسننات الناقلة للحركة.
13		ركّب غطاء جهاز تخطيط القلب الكهربائي بالوضع الذي كان عليه.

.....

المراجع:

1- DELORENZO. Biomedical Laboratory ECG EEG EMG DL 3155BIO5 Theoretical Manual

2- DELORENZO. Biomedical Laboratory ECG EEG EMG DL 3155BIO5 Practical Guide

3 - DELORENZO. Biomedical Laboratory , CONVERSION MODULE, DL 3155BIO4 ,Theoretical Manual

4- تقانة الأجهزة الطبية (مهنة صيانه التجهيزات الطبية) , الصف الثاني الثانوي الصناعي ,وزارة التربية , الجمهورية العربية السورية , 2018/2017

الفصل الثالث: أنظمة التصوير الفوق صوتية

Ultrasonic Imaging Systems

3-1 الأمواج فوق الصوتية المستخدمة في التشخيص Diagnostic Ultrasound

تتميز تقنية التصوير بالأمواج فوق الصوتية بعدة ميزات من أهمها انها قادرة على تمييز سطوح التماس interfaces بين الأنسجة الطرية وهذا مايميزها عن غيرها من تقنيات التصوير كتقنية الأشعة السينية أو تقنيات الطب النووي

ومن أهم خصائص الأمواج فوق الصوتية أنها آمنة عند الشدات الصوتية ودورات العمل المستخدمة حاليا في تجهيزات التشخيص

يتم تطبيق الأمواج فوق الصوتية التشخيصية للحصول على صور للأعضاء الداخلية في البطن ويشمل هذا الكلية والكبد والطحال والبنكرياس والمثانة وأوعية الدم الرئيسية، بالإضافة إلى الجنين أثناء الحمل كما تم استخدامها كتقنية لتصوير الغدة الدرقية والعيون والثديين ومجموعة متنوعة من التراكيب السطحية الأخرى ، وتعد تقنية التصوير بالأمواج فوق الصوتية من أهم التقنيات وأيسرها للكشف عن الكييسات والأورام والسرطان في هذه الأعضاء

كما تم تطوير الدراسات فوق الصوتية التي لا تتضمن تشكيل صور بشكل واسع في دراسة ديناميكية تدفق الدم في الجهاز القلبي الوعائي بدقة عالية بالإضافة إلى أن الأمواج فوق الصوتية تنعكس تقريبا بشكل كلي عند الحدود مع الغاز وهذا مفيد جداً عند فحص تراكيب تحتوي على غاز.

3-2 *فيزياء الأمواج فوق الصوتية* Physics of Ultrasonic Waves

إن الأمواج فوق الصوتية هي أمواج ذات ترددات تقع فوق المجال السمعي أي أكبر من 20 كيلو هرتز. تبدي هذه الأمواج نفس الخصائص الفيزيائية كالأمواج الصوتية المسموعة إلا أنه لها خصائص جعلتها من أهم الأمواج المستخدمة في التصوير الطبي

- يمكن أن تُركز الأمواج فوق الصوتية بسهولة، هذا يعني ، أنها موجهة ويمكن الحصول على حزم أشعة بانتشار صغير جداً

- إنها غير مسموعة
- من الممكن دراسة خصائص الجسيمات الصغيرة جداً باستخدام الأمواج فوق الصوتية عالية التردد المرتبطة بأطوال أمواج قصيرة. وهذا يساعد على كشف الأجسام الغريبة الصغيرة جداً ذات الأبعاد المساوية لأطوال الأمواج
- إن المعلومات التي يتم الحصول عليها بواسطة الأمواج فوق الصوتية، خصوصا في الدراسات الديناميكية، لا يمكن إقتباسها بواسطة أي تقنية تقليدية أخرى .

يمكن أن يحدث انتقال حركة الموجة فوق الصوتية بأنماط مختلفة . ويمكن أن تكون حركة الموجة طولية أو عرضية أو قص. إلا أنه عادة ما يستخدم النمط الطولاني لإنتشار الموجة من أجل التطبيقات التشخيصية بالأمواج فوق الصوتية.

تنتشر هذه الأمواج في جميع الأوساط (الصلبة – السائلة – الغازية)

وتتذبذب جزيئات الوسط بالأمواج الطولية للأمام والخلف باتجاه انتشار الموجة مؤدية إلى مناطق متناوبة من الإنضغاطات والتخلخلات

1-2-3 – الممانعة المميزة Characteristic Impedance

تحدد الممانعة المميزة أو الممانعة الصوتية النوعية لوسط بحاصل ضرب كثافة الوسط بسرعة الصوت في نفس الوسط

$$Z=pv$$

حيث z = الممانعة الصوتية النوعية

P = كثافة الوسط

V= سرعة الصوت في الوسط

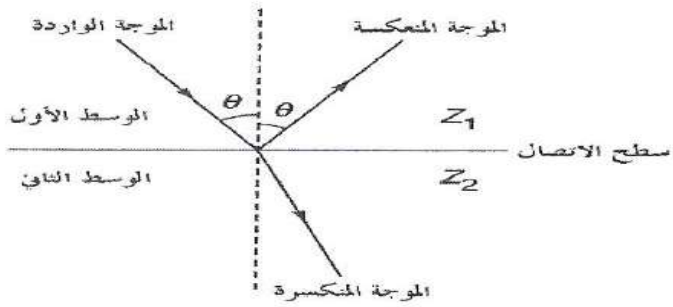
تحدد المميزة درجة الانعكاس والانكسار عند سطح التماس بين وسطين تعطى بالنسبة المئوية لطاقة الموجة الواردة المنعكسة من خلال :

$$\left[\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z2}\right] \times 100\%$$

حيث: z1=الممانعة الصوتية للوسط 1

Z2= الممانعة الصوتية للوسط 2

عندما ترد الحزمة فوق الصوتية بزاوية عمودية على سطح فإنها تنعكس على نفسها ويتم عكس حزم الأشعة الواردة على الحد الفاصل بأية زاوية(كما هم موضح بالشكل رقم (3−1)) مختلفة عن الصفر بالنسبة للخط العمودي بحيث تكون زاوية الورود وزاوية الإنعكاس متساويتين



الشكل (3−1) انعكاس وانكسار الأمواج فوق الصوتية عند سطح التماس بين وسطين يملكان ممانعات صوتية مختلفة

إن القيمة التقريبية للممانعة الصوتية هي نفسها لمعظم المواد البيولوجية أو الأعضاء .

وهي بحدود 1.6×10^5 s g/cm^2

كلما كان الاختلاف في الممانعة الصوتية كبيراً كلما كانت كمية الطاقة المنعكسة أكبر. على سبيل المثال، إن الممانعة الصوتية للهواء والنسيج هي 42.8 غرام / سنتيمتر مربع و 1.6×10^5 غرام / سنتيمتر مربع على التوالي . إن هذا الفرق كبير بحيث تميل معظم الطاقة فوق الصوتية للانعكاس عند سطح التماس. ولهذا السبب يتم استخدام جل خاص لتقليل انعكاس الطاقة إلى الحد الأدنى من خلال تأمين ممر خال من الهواء بين المبدل فوق الصوتي والجلد

3−2−2 طول الموجة والتردد Wavelength and frequency

تتبع الأمواج فوق الصوتية العلاقة العامة بيين طول الموجة والتردد المعطاة بواسطة

$$v = n\lambda$$

حيث v= سرعة انتشار الصوت

n=*تردد أو عدد الدورات التي تعبر أي نقطة معطاة بواحدة الزمن*

λ = طول الموجة . هذا يعني المسافة بين أية نقطتين متطابقتين في الدورات المتعاقبة

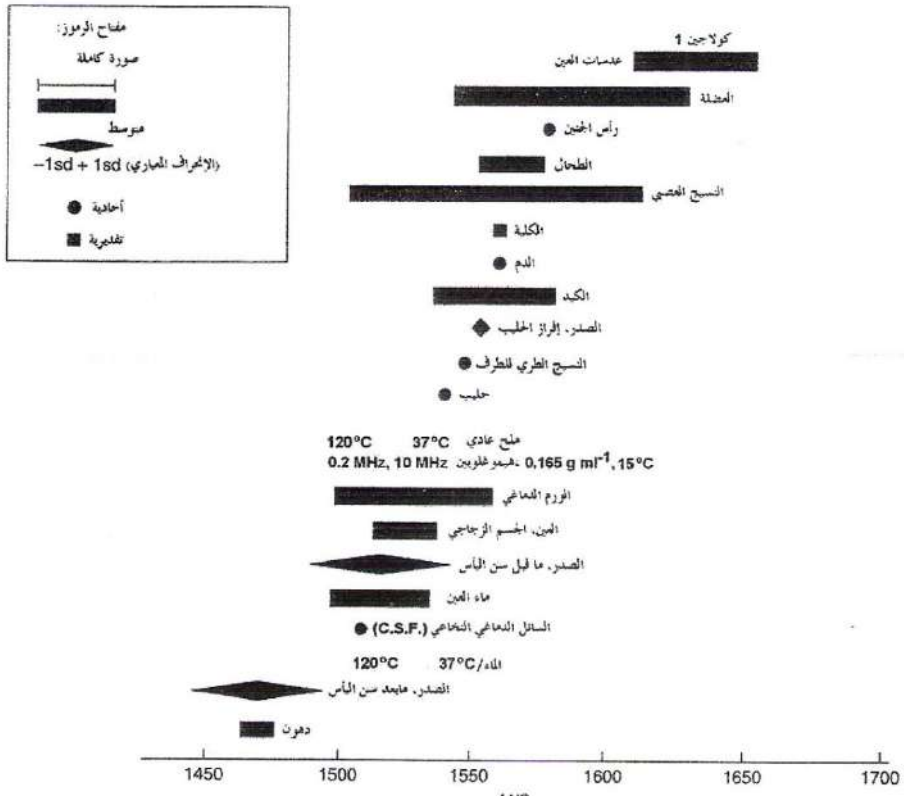
إن مجال الترددات فوق الصوتية المستخدمة في التطبيقات الطبية هي من 1 الى 15 ميغاهرتز . يتطابق هذا التردد أيضا مع الترددات الراديوية (RF). من ناحية ثانية يوجد اختلاف أساسي بين الترددات الراديوية والطاقة فوق الصوتية. يتم إرسال الأمواج فوق الصوتية كااهتزازات ميكانيكية بينما ستكون طاقة ال rf على شكل إشعاعات كهرطيسية . ليس من الضروري وجود وسط لانتشار طاقة ال RF وبناءا عليه سوف تعبر حتى من خلال الفراغ المخلى من الهواء، من ناحية أخرى سوف تعبر الأمواج فوق الصوتية فقط من خلال وسط ما

3-2-3 سرعة الإنتشار (Velocity of Propagation)

بما أن كثافة وصلابة المواد البيولوجية ثابتين نسبيا عند درجة حرارة وضغط معينين. لذلك تكون سرعة الصوت فيها ثابتة أيضا يبين الشكل (3.2) سرعة الصوت في مواد بيولوجية متعددة

إن معرفة سرعة الصوت في وسط خاص مهمة في حساب العمق الذي تخترقه الموجة الصوتية قبل انعكاسها إذا أمكن قياس الوقت الذي تستغرقه موجة فوق صوتية لتتحرك من مصدرها خلال وسط ما. ولتنعكس عن سطح التماس وتعود إلى المصدر. يعطى عندئذ عمق الإختراق بواسطة :

عمق الإختراق= (سرعة الصوت في الوسط × الزمن)/2



الشكل (3.2) سرعة الأمواج فوق الصوتية في مواد بيولوجية متعددة

4-2-3 امتصاص الطاقة فوق الصوتية (Absorption of Ultrasonic Energy)

ينخفض مطال الحزمة فوق الصوتية عند عبورها الوسط بسبب امتصاصها من قبل الوسط وانحرافها عن الحزمة الموازية من خلال الانعكاس والانكسار والانعراج ... الخ

يتم التعبير عن الشدة النسبية للحزمة فوق الصوتية بالديسبل (db) ويتم عادة اقتباس معامل الامتصاص α بالديسبل / سنتمتر (dB/cm)

إن القيمة المتوسطة. كميا لإمتصاص الصوت في الأنسجة الطرية هي من مرتبة 1 ديسبل/سنتمتر/ ميغا هرتز (dB/cm/MHZ)

يبين الجدول **(3-1)** سرعة الأمواج فوق الصوتية والممانعة المميزة ومعامل الإمتصاص في مواد متعددة

الجدول (3-1) سرعة الأمواج فوق الصوتية والممانعة المميزة ومعامل الإمتصاص في مواد متعددة

المادة	سرعة الأمواج فوق الصوتية بالمتر ثانية $^{-1}$ [m s^{-1}]	الممانعة المميزة z بالكيلو غرام متر $^{-2}$ ثانية $^{-1}$ × ١٠ $^{-6}$ [kg m^{-2} s^{-1} x 10^{-6}]	معامل الامتصاص بالديسبل سنتمتر $^{-1}$ عند ١ ميغا هرتز [dB cm^{-1} at 1 MHz]
الهواء (٢٠ درجة مئوية)	٣٤٣	٠,٠٠٤ × ١٠ $^{-1}$	١٢,٠
الماء	١٤٨٠	١,٤٨	٠,٠٠٢
الألمنيوم	٦٣٢٠	١٦,٥	–
الدهون	١٤٥٠	١,٣٨	٠,٦
الدماغ	١٥٤١	١,٥٨	٠,٨٥
الكبد	١٥٤٩	١,٦٥	٠,٩
الكلية	١٥٦١	١,٦٢	١,٠
الدم	١٥٧٠	١,٦١	٠,٢
العضلة	١٥٨٥	١,٧٠	٢,٣
عظم الجمجمة	٤٠٨٠	٧,٨٠	١٣,٠
عدسة العين	١٦٢٠	١,٨٤	٢,٠
النسيج الطري البشري	١٥٤٠	١,٦٣	٠,٨

3-2-5 عرض الحزمة Beam Width

يتم بشكل عام إسقاط الأمواج فوق الصوتية في الوسط كحزمة. تتوزع طاقة هذه الحزمة إلى حقول قريبة وبعيدة. إن الحزمة في الحقل القريب. تكون أسطوانية ذات انتشار صغير. يمتد الحقل القريب إلى مسافة d من المبدل حيث :

$$d = \frac{r^2}{\lambda} - \frac{\lambda}{4}$$

حيث r و λ هي نصف قطر المبدل وطول الموجة فوق الصوتية على التوالي.

تنخفض شدة الحزمة عندما تنتشر في الحقل القريب بشكل ثابت مع المسافة وتعطى زاوية التباعد ضمن مخروط بنصف زاوية θ حول المحور المركزي من خلال:

$$\theta = \frac{0.61\lambda}{rn} = \frac{0.61V}{rn} = \frac{1.22V}{nD}$$

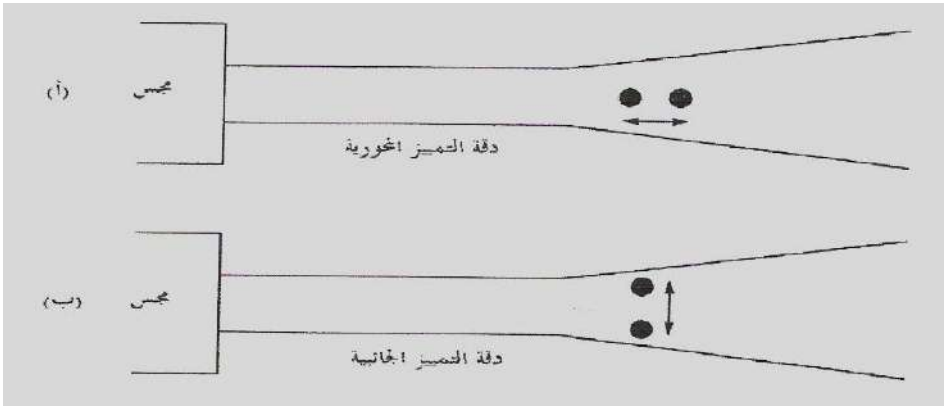
حيث : n= التردد ، V = سرعة الأمواج الصوتية ،D= قطر المبدل

يمكن تعديل شكل الحزمة باستخدام عناصر تركيز في مقدمة المبدل

3-2-6 دقة التمييز Resolution

تعرّف دقة التمييز لنظام أمواج فوق الصوتية بأنها قدرة النظام على التمييز بين التراكيب المتصلة مع بعضها بشكل وثيق . تقسم دقة التمييز بشكل عام إلى دقة تمييز محورية وجانبية

<u>دقة التمييز المحورية:</u> إن دقة التمييز المحورية هي المسافة المحورية الصغرى . (الشكل 3-3 (أ))، الموازية لمحور الحزمة التي يتم التعرف عندها على تركيبين عاكسين كتركيبين منفصلين . تحدد دقة التمييز المحورية من خلال طول موجة النبضة المرسلة. هذا يعني أنه كلما كان طول الموجة أصغر كان التردد أعلى ودقة التمييز المحورية أفضل



الشكل رقم (3-3) (أ) دقة التمييز المحورية (ب) دقة التمييز الجانبية

<u>دقة التمييز الجانبية:</u> إن دقة التمييز الجانبية هي المسافة الجانبية، في مستوي متعامد مع محور الحزمة، التي يمكن عندها مشاهدة تركيبين عاكسين كتركيبين منفصلين (الشكل رقم 3-3 (ب)) تحدد دقة التمييز الجانبية من خلال شكل/ تباعد حزمة الأمواج فوق الصوتية، التي يتم إنتاجها بواسطة االمبدل.

3-2-7 تخامد الأمواج الفوق صوتيه: Attenuation Of Ultrasound

يقصد بالتخامد في الأمواج فوق الصوتيه على أنه الالية التي تنتزع الطاقة من حزمة الأمواج فوق الصوتيه. تمتص الأمواج فوق الصوتيه من قبل الوسط إذا تحول جزء من الحزمة إلى شكل أخر من الطاقة، مثل زيادة في الحركة العشوائية للجزيئات.

3-2-8 توليد وكشف الأمواج فوق الصوتية Generation an Detection of Ultrasound

إن الالية الفيزيائية المستخدمة عادة لتوليد وكشف الأمواج فوق الصوتية هي الأثر الكهروضغطي الذي تبديه مواد بلورية معينة تملك خاصية إظهار جهود كهربائية على سطوح بلورية محددة عندما تتعرض لإجهاد ميكانيكي و العكس صحيح أيضاً، وهذا يعني أنه يتم إنتاج إزاحة ميكانيكية عندما يتم وضع شحنات كهربائية على سطوحها. يتم إثبات الأثر بواسطة البلورات لمواد مثل الكوارتز والحجر نصف الكريم وملح روشيل (طرطرات الصوديوم *والبوتاسيوم*) وتقدم هذه الظاهرة طريقة ممتازة لتحويل الطاقة الكهربائية إلى طاقة ميكانيكية وبالعكس

على الرغم من العمل مع بلورات طبيعية فمن الصعب تعيين محور مناسب وقطع البلورة في الشكل المطلوب لذلك يتم بشكل عام استبدال الكوارتز بمواد كهروضغطية صنعية تدعى نترات باريوم وتيتانات زيركونات الرصاص.

تقدم هذه المواد ميزات متعددة، لأنها أرخص بكثير للإنتاج وأسهل بكثير لبناء مبدلات بأشكال معقدة ومساحات أكبر . يمكن أن يتم قولبتها بأي شكل للحصول على تركيز أفضل لإنتاج أمواج فوق صوتية بشدة عالية

يعتمد اختيار المادة الكهروضغطية لمبدل خاص على تطبيقاته إن المواد ذات العامل الميكانيكي Q المنخفض والحساسية العالية تكون مفضلة كمستقبلات وفي حالة التطبيقات غير الرنينية. إن بلورات تيتانات زيركونات الرصاص (PZT) أفضل بكثير من بلورات الكوارتز وذلك حتى تردد بحدود 15 ميغاهرتز ، بسبب فعالية التحويل الميكانيكي الكهربائي العالية لها والضياعات الفعلية المنخفضة. يمكن ضبط خصائص ال PZT من تعديل نسبة الزيركونيوم والتيانيوم وإدخال كميات صغيرة من مواد أخرى مثل الانثانوم. يمكن تشغيل ال PZT عند درجات حرارة حتى 100 درجة مئوية أو اعلى وهي ثابتة على فترات طويلة من الزمن . كما أنها

قوية ميكانيكيا ويمكن أن تصنع بالألة بأشكال وأحجام متعددة. يستخدم الكوارتز عادة عند الترددات العالية من هذه بسبب خصائصه الميكانيكية الأفضل.إن ثاني فلوريد بولي فينيليدين (PVDF) هو بوليمر فيروكهربائي (كهروحديدي) آخر مستعمل بشكل فعال في مبدلات التردد العالي . يتم عادة تفضيض سطح البلورات الصنعية لإنشاء الوصلات الكهربائية الخارجية .

للبلورات الكهروضغطية أشكال متعددة ويعتمد شكلها على التطبيق الذي يجب أن توضع عليه. عند تطبيق الجهد على قرص المبدل تتغير سماكته على طول المحور المتعامد مع وجهه. إن مقدار الأمواج سيكون أعظميا مؤديا إلى انتشار أمواج طولانية على طول المحور المتعامد مع وجهه

9-2-3 عوامل جودة المبدل:

للوصول إلى الأداء للمبدل يجب أخذ البارمترات التالية بعين الإعتبار، والتي تحدد جودة لمبدل

1- **التردد:** عند زيارة التردد تتحسن دقة التمييز المحورية وينخفض الاختراق بسبب تخامد الأمواج فوق الصوتية ذات التردد العالي في الأنسجة . إن التردد المستخدم في معظم الفحوصات فوق الصوتية البطنية يقع في المجال من 1 الى 5 ميغا هرتز كما تستخدم الترددات الأعلى (10 – 15 هرتز) من أجل الأعضاء السطحية كالعين مثلا.
يؤثر التردد على دقة التمييز الجانبية أيضاً من خلال التأثير على تباعد الحزمة.

2- **قطر العنصر الفعال**(AED)**:** عندما يزداد قطر وجه المبدل، ينخفض عرض الحزمة ولذلك تتحسن دقة التمييز الجانبية.
يعتمد حجم المبدل المستخدم على المنطقة المراد تصويرها في جسم المريض وعلى عمق التراكيب ذات الاهتمام بالجسم .
وعادة ما تستخدم الأقطار الكبيرة للكبد والطحال والأقطار الصغيرة تستخدم للقلب والغدة الدرقية، فمن أجل التراكيب السطحية لذلك يوصى باستعمال المبدلات ذات الأقطار الصغيرة .
أما التراكيب العميقة في الجسم (الفحوصات الحوضية)

3- **التبئير (التركيز):** إن تركيز المبدل هو وسيلة لتخفيض عرض الحزمة إلى أدنى حد ولضبط المنطقة المحرقية لتعطي نتائج مثلى ويمكن التحكم بتركيز المبدل عن طريق استخدام العدسات الصوتية لتشكيل شكل الحزمة فوق الصوتية. يمكن جعل عرض الحزمة ضيقا وتحقق

دقة تمييز جانبية أفض. بمكن أختيار نقطة المحرق عند أعماق مختلفة من واجهة المبدل. إن القدرة على اختيار نقاط محرقية مختلفة تسمح بجعل المبدلات أقرب إلى المثالية. معظم المبدلات الحدثية تكون مركزة داخليا ومسطحة الوجه خارجياً.

3-3 الأمواج فوق الصوتية في المجال الطبي Medical Ultrasound

يمكن تقسيم استخدام الأمواج فوق الصوتية في المجال الطبي إلى مجالين رئيسيين: العلاجي والتشخيصي ويكون الفرق الأساسي بين هذين المجالين هو مستوى الطاقة فوق الصوتية التي يتم تشغيل الجهاز عندها.

حيث يتم تصميم الأجهزة العلاجية عند مستوى طاقة صوتية أعلى من الأجهزة التشخيصية، وتستخدم الأمواج فوق الصوتية التشخيصية إما كأمواج مستمرة وإما في نمط الموجة النبضية. تعتمد التطبيقات التي تستخدم الأمواج المستمرة في عملها على أثر دوبلر Doppler ومن بين التجهيزات المهمة المتوفرة تجارياً والمبنية على أساس هذا الأثر كاشف قلب الجنين وتجيهزات قياس تدفق الدم.

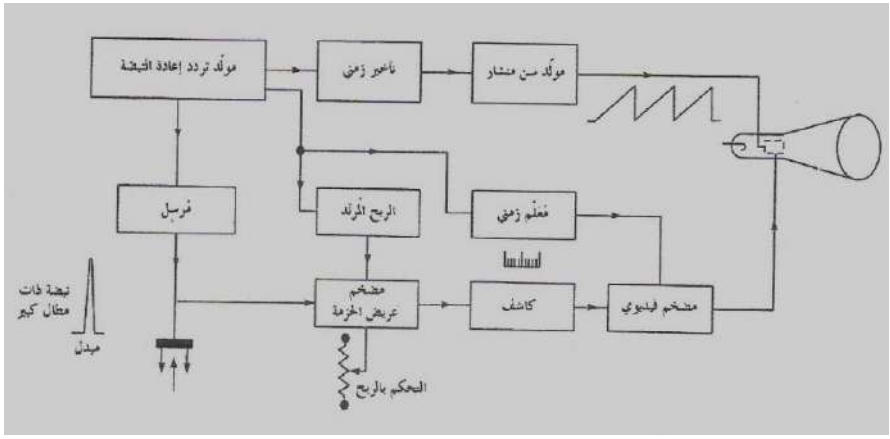
كما أن معظم الأجهزة التشخيصية فوق الصوتية مبنية على أساس التقنية النبضية.

والتي تعتمد بشكل أساسي على إرسال قطار من النبضات فوق الصوتية ذات المدة القصيرة إلى الجسم واكتشاف الطاقة المنعكسة عن السطح أو الحد الذي يفصل وسطين لهما ممانعات صوتية نوعية مختلفة.

3-4 جهاز صدى النبضة الأساسي Basic Pulse- Echo Apparatus

يولد المرسل قطاراً من النبضات ذات المدة القصيرة عند تردد إعادة محدد بواسطة مولد تردد إعادة النبضات (PRF) ويتم تحويل هذه النبضات إلى نبضات متطابقة مع أمواج فوق صوتية بواسطة بلورة كهروضغطية تعمل كمبدل إرسال. يتم التقاط الأصداء من الهدف أو الإنقطاع بواسطة نفس المبدل وتضخيمها بشكل مناسب للإظهار على أنبوب الأشعة المهبطية. تقاد الصفائح X لأنبوب الأشعة المهبطية (CRT) بواسطة القاعدة الزمنية التي تبدأ عند اللحظة التي يطلق فيها المرسل النبضة. بهذه الطريقة يكون موقع الصدى على طول الرسم متناسبا مع الزمن الذي تستغرقه النبضة لتنتقل من المرسل إلى الإنقطاع وتعود ثانية. يمكن تقدير مسافة

الهدف من نهاية الإرسال وذلك بمعرفة سرعة الأمواج فوق الصوتية وسرعة الحركة الأفقية للرسم على CRT



الشكل رقم (4-3) مخطط صندوقي لنظام صدى النبضة الأساسي

المبدل: يتألف المبدل من بلورة كهروضغطية تولد وتكشف النبضات فوق الصوتية. إن المواد الكهروضغطية المستخدمة عادة هي تيتانات الباريوم وتيتانات زيركونات الرصاص

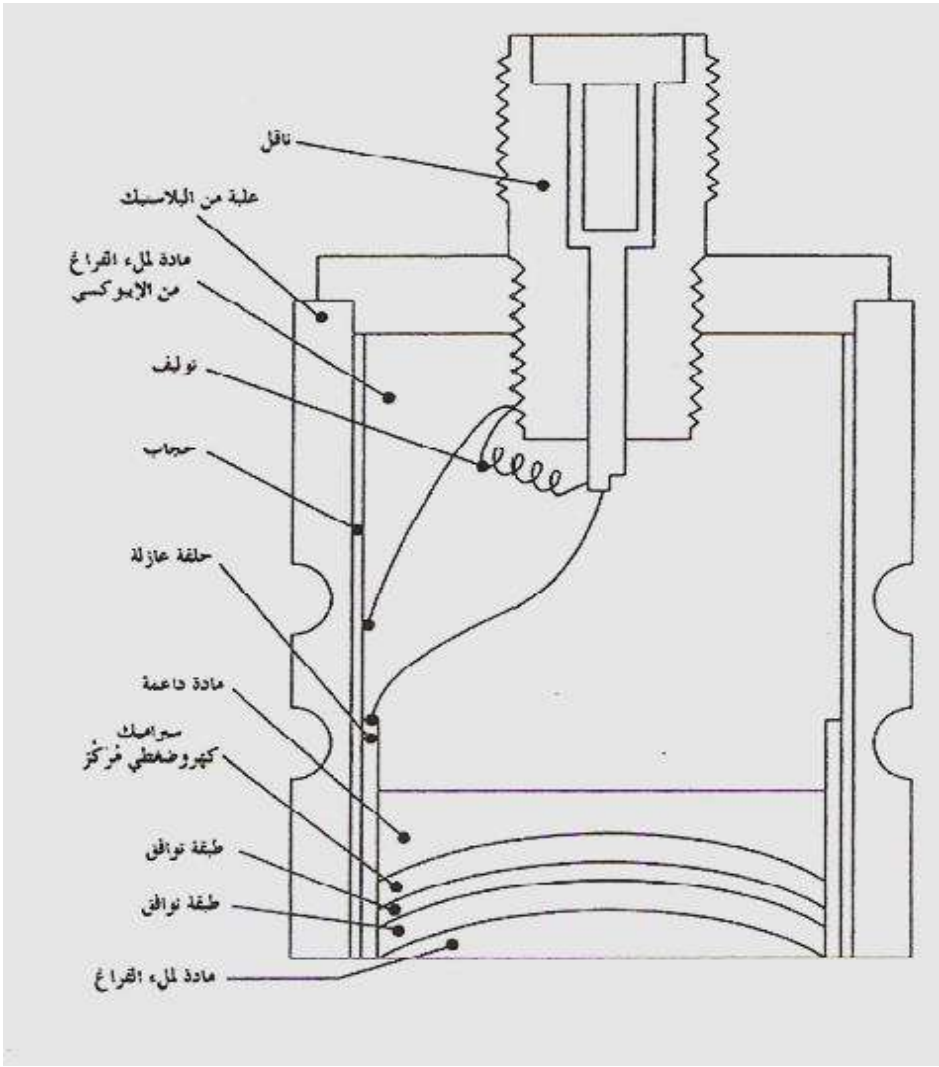
ويكون سمك البلورة بمقدار نصف طول موجة التردد الخاص المستخدم.

تصمم المبدلات لتحقق أعلى حساسية واختراق وميزات محرقية مثلى وأفضل دقة تمييز ممكنة. يتطلب هذا أن يتم نقل الطاقة الصوتية بشكل فعال للمريض. حيث يتم تخفيض كمية الطاقة الصوتية المنعكسة عند سطح التماس مبدل– جسم.

من خلال إدخال طبقة لمادة ذات ممانعة صوتية بين النسيج والخزف الكهروضغطي لتخفيض مستوى عدم التوافق الصوتي عند سطح التماس للمبدل مع الجسم ،و يؤمن التصميم بربع طول موجة وحيد نقل امثل للطاقة فوق الصوتية عند طول موجة خاص.

كما يمكن استخدام تقنية التوافق متعددة الطبقات عن طريق إدخال طبقتين بين العنصر الكهروضغطي والجسم. ويتم اختيار مادتين بمانعات صوتية بين قيم الممانعات للخزف والنسيج. يسمح الانتقال التدريجي للممانعة من حوالي 30 للخزف إلى حوالي 1.5 للنسيج بتخفيض إضافي أيضا لعدم التوافق الصوتي.

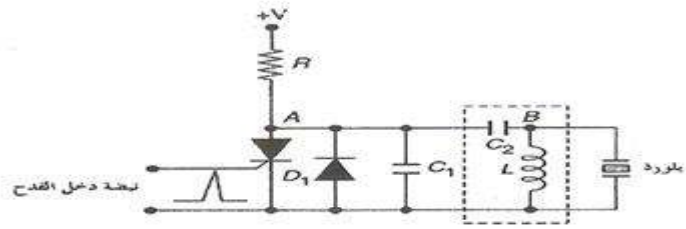
مولد تردد النبضة: تنتج هذه الوحدة قطارا من النبضات تتحكم بآلية العمل وتكون قيم تردد معدل النبضات بين 500 هرتز و 3 كيلو هرتز، ويكون عرض النبضة بحدود $1\mu Sec$.



الشكل رقم (3-5) توافق متعدد الطبقات بين العنصر الكهروضغطي للمبدل ونسيج الجسم

المرسل: يتم قيادة بلورة الإرسال بواسطة نبضة من مولد الترددات النبضية وتكون موضوعة لتقدح دارة SCR(قادح شمث) التي تفرغ شحنة المكثف خلال البلورة الكهروضغطية في

المجس ليولد الإشارة فوق الصوتية بفترة زمنية قصيرة ويوضح الشكل (6-3) الدارة المستخدمة



الشكل رقم ((6-3) مخطط دارة لمرسل مستخدم في تطبيق صدى النبضة

يتم شحن المكثف من خلال المقاومة R إلى الجهد V+ ، اذا تم تطبيق نبضة موجبة قادحة قصيرة على بوابة ال SCR فسوف تُقدح وتوصّل لزمنٍ قصير. بناء على ذلك سيهبط الجهد عند "A" بسرعة مسبباً نبضة بمدة قصيرة وذات جهد عالي عند" B ". تظهر هذه النبضة عبر البلورة التي تولّد نبضة فوق صوتيه 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.

المستقبل: هو عبارة عن مبدل بعد غياب نبضة الأمواج فوق الصوتية

توافق المرسل– المستقبل: تستخدم أنظمة صدى النبضة فوق الصوتية بشكل عام بلورة المبدل نفسها لإرسال الطاقة فوق الصوتية ولاستقبال الصدى المنعكس معاً.

لذلك يجب حماية مرحلة الدخل الحساسة لمضخم الاستقبال من نبضة الإرسال عالية الجهد.

مضخم الحزمة العريضة: إن إشارات الصدى المستقبلة بمبدل الإرسال هي على شكل تردد حامل معدل ومن المحتمل أن تكون صغيرة ومساوية بضعة مايكروفولطات . تحتاج هذه الإشارات إلى تضخيم كاف قبل ان تغذى إلى دارة الكاشف لاستخلاص إشارات التعديل التي تحمل المعلومات المفيدة.

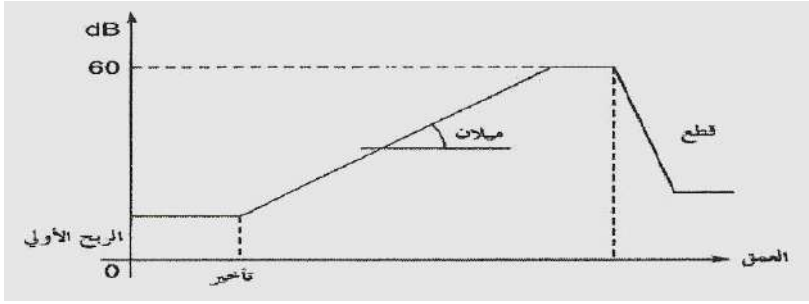
يتم تحقيق ذلك بواسطة مضخم الحزمة العريض. الذي يكون عريضاً كفاية لإعادة إنتاج الأصداء المستقبلة بشكل صحيح وليتيح استخدام المبدلات المختلفة العاملة عند ترددات مختلفة متعددة إن الربح المرغوب فيه لمضخم الحزمة العريضة هو من مرتبة 80 – 100 ديسبل

يجب أن يملك المضخم مستوى ضجيج منخفض أيضاً لاستقبال أصداء من الأهداف العميقة. إن مضخم الدخل في الأجهزة الحديثة هو عادة مضخم MOSFET ثنائي البوابة هو مناسب جداً للإشارات ذات التردد العالي وتؤمن ممانعة دخل عالية للإشارات من المبدل.

يتم عادة استخدام مضخم لوغاريتمي بسبب المجال الديناميكي العريض لمطالات الصدى المحتواة في الصورة فوق الصوتية. إن جهد الخرج في هذا المضخم متناسب مع لوغاريتم جهد الدخل. يستطيع المرء باستخدام المضخم اللوغاريتيمي أن يشاهد الإختلافات النسبية الصغيرة في الأصداء ذات المطال المنخفض والأصداء ذات المطال العالي في نفس الصورة معاً.

التحكم بالربح المرتد: إن الأصداء المستقبلة بالفحص من المناطق القريبة أقوى من الأصداء المستقبلة من التراكيب العميقة. يستطيع مضخم الإستقبال تقبل مجال محدود فقط من إشارات الدخل لذلك يتم ضبط ربح المضخم بحيث يخفض التضخيم للسنتمترات القليلة الأولى لنسيج الجسم ويزيد الربح تدريجياً إلى أقصى حد للأصداء الأضعف من المنطقة البعيدة. يتم في بعض الأجهزة تنظيم ترتيبات تحكم بالربح متقطعة للتحكم بالربح في مقاطع على محور الزمن. يسمح هذا للمرء بالتضخيم بشكل إنتقائي أو برفض أصداء من تراكيب مختلفة متواضعة عند أعماق مختلفة.

يظهر الشكل طريقة التحكم بالربح المرتد لتأمين تعويض تضعيف النسيج تحكماً بربح المستقبل الأساسي للأصداء الناتجة عن ما هو قريب من سطح الجلد. إن مجال التحكم النموذجي هو من صفر إلى 60 ديسبل. يتم بعدئذ ضبط معدل زيادة الربح مع العمق بواسطة " الميل " او " التحكم بالمعتدل " الذي يؤمن بشكل نموذجي زيادة ربح من صفر إلى 10 ديسبل / سنتمتر



الشكل رقم (3-7) طريقة التحكم بالربح المرتد تعويض تضعيف النسيج في أنظمة صدى النبضة فوق الصوتية

الكاشف: بعد التضخيم اللوغاريتيمي يتم تقويم إشارات الصدى في دارة الكاشف يمكن أن يكون الكاشف المستخدم من نوع مكثف– ديود التقليدي مع مرشح تحريضي يتم في علمية التقويم هذه تحويل أنصاف الأدوار السالبة لأشكال أمواج جهود الأصداء إلى أنصاف أدوار موجبة، يلي هذا دارة فك تعديل يتم فيها التخلص من إشارة التردد الأساسي التي تم عليها تركيب معلومات مطال المدى هو خرج دارة فك التعديل هو على شكل غلاف لإشارة الصدى.
ربما تستخدم دارة مفكك التعديل بشكل مفضل مفكك التعديل المتزامن المعد للإستعمال في فك تعديل الصوت FM في المستقبلات التلفزيونية.
إنها تتألف بشكل أساسي من مضاعف نقل التوصيل الذي يكون فيه أحد المداخل موصولاً مباشرةً إلى إشارة الدخل والآخر بواسطة مضخم محدد ذو ربح عال. يتم إنجاز ترشيح التردد الحامل بواسطة مرشح غوصي Gaussian يحمي شكل النبضة من خلال تجاوز أصغري للحد.
إن خرج دارة فك التعديل هو مطال إشارة الصدى وتأخيرها الزمني عن نبضة الإرسال.
المضخم الفيديوي: تحتاج الإشارة إلى تضخيم إضافي بعد فك تعديلها في دارة الكاشف قبل أن تعطى إلى الصفائح Y لأنبوب المهبط CRT.حيث أن خرج دارة الكاشف بشكل نموذجي هو حوالي 1 فولت، ولكن للإظهار على ال CRT يجب أن تضخم الإشارة إلى حوالي 100 فولت.
يتم إخضاع الإشارة الفيديوية الممثلة لغلاف الصدى لمرحلة معالجة أخرى من اجل " تحسين الحواف ". ويتم تحقيق هذا بمفاضلة الإشارة جزئياً. بإضافة جزء صغير من الإشارة المفاضلة إلى الإشارة الأصلية.
وحدة التأخير الزمني: تبدأ القاعدة الزمنية بتحريك النقطة على شاشة الإظهار بنفس الوقت الذي تبدأ به دارة الإرسال. ولذلك يجب تأخير الإظهار إلى ما بعد الإنتهاء من دارة قدح الإرسال.
القاعدة الزمنية: يتم ضبط سرعة القاعدة الزمنية بحيث تظهر الأصداء من التراكيب الأعمق ذات الاهتمام على الشاشة قبل أن تعبرها الحزمة كلياً. إذا أخذت السرعة فوق الصوتية في النسيج الطري بحدود 1500 متر/ الثانية، فيجب أن يخصص زمن مقداره 13.3 مايكرو ثانية لكل سنتمتر من سطح التماس العاكس تحت السطح. 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.

المؤشر الزمني: يصدر مؤشرالزمن نبضات هي أجزاء زمنية معروفة، وبذلك ، تتطابق مع أجزاء مسافات معروفة في الأنسجة البشرية. تعطى هذه النبضات المضخم الفيديوي وبعدئذ إلى الصفائح Y للإظهار.

الإظهار: تعطى الإشارة بعد التضخيم في المضخم الفيديوي إلى الصفائح Y لل CRT . إن ال CRT هو ليس فقط أداة تعمل بسرعة بل هو أداة تعطي عرضاً واضحاً لإشارات الأصداء المستقبلية أيضاً.

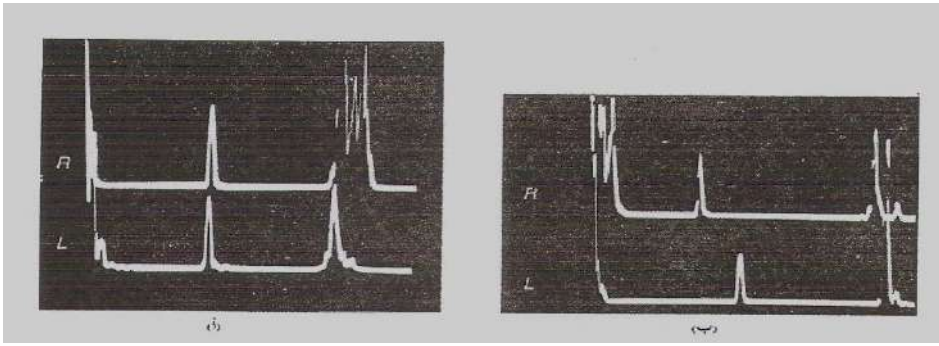
3-5 المسح بالنمط المطالي(المسح-A): Amplitude Scanner Echo

يقدم هذا النوع من المسح معلومات أحادية البعد فقط . يتم تطبيق إشارات الصدى على صفائح الإنحراف Y لل CRT بحيث يتم إظهارها كأضواء وامضة عندما يتم مسح الحزمة عبر ال CRT يتطابق ارتفاع الومضة العمودي مع قوة الصدى ويتطابق موقعه من اليسار إلى اليمين عبر ال CRT مع عمق نقطة منشأة عن المبدل

يكون ال CRT عادةً من نوع الانحراف الكهروستاتيكي من أجل تطبيقات المسح بالنمط A ، يفضل أن يكون أنبوب الأشعة المهبطية ذو واجهة مسطحة للتخلص من خطأ تقوس الشاشة.

3-5-1 **تطبيقات المسح** A: Application of A-scan

3-5-1-1 جهاز تخطيط صدى الدماغ Echo-Enecephography: إن سطوح الخطوط المتوسطة في الدماغ النظامي موازية للمناطق المسطحة للعظم قرب الأذن عندما توجد إصابة بالرأس. تكون متوضعة عند مسافات مختلفة من المجس. عندما يتم وضع المجس على إحدى الجهات أولاً وبعدئذ على الجهة الأخرى من الجمجمة الشكل رقم (3-8)



الشكل (3-8) أصداء مستقبلة من الدماغ (أ) في الدماغ النظامي تتطابق أصداء الخط المتوسط من أجل كل مسار. (ب) توجد في الحالة غير النظامية إزاحة بين الصديين.

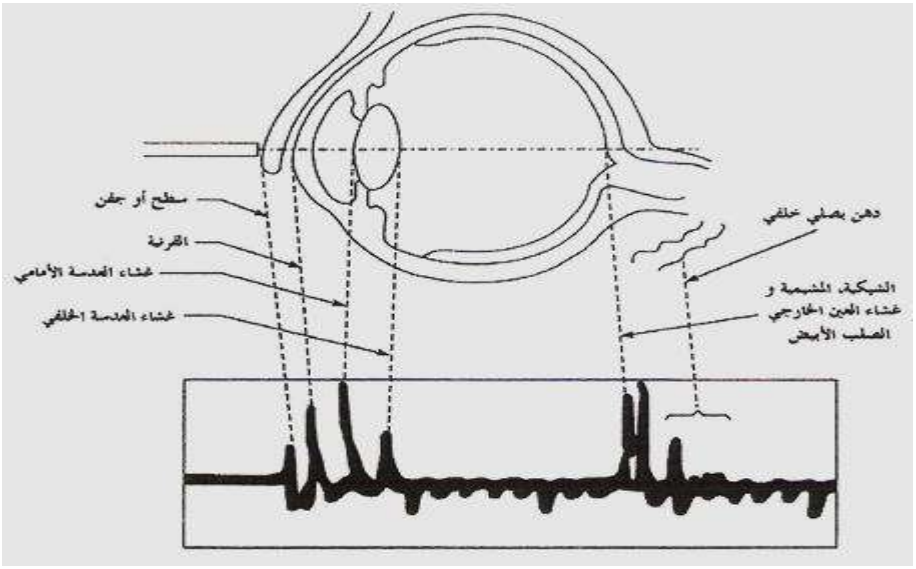
حتى عندما ينمو ورم في الدماغ، يتبدل تشريح الدماغ بشكل طفيف،لذلك يستخدم الخط المتوسط فوق الصوتي في تحري حالات تشوه الدماغ مباشرةً، بسبب إزاحته عن المركز إلى إحدى الجهات

يدعى جهاز تشخيص وكشف الخط المتوسط للدماغ " بمنظار صدى الدماغ " . يتضمن هذا الجهاز عادة مجال قياس من الصفر إلى 18 سنتمتر بالعمق للنسيج. إن مجال التردد المستخدم عادةً هو 1 – 3 ميغاهرتز . إن المجس ذا التردد 2 ميغا هرتز والقطر من 15 – 20 مليمتر هو الأكثر شيوعاً ويعطي دقة تمييز جيدة.

2-1-5-3 منظار صدى العين: يستخدم في تشخيص انفصالات الشبكية والأورام داخل العين والبقع العاتمه في الجسم الزجاجي والأورام الحجاجيّة وخلع العدسة. كما يستخدم في الكشف عن الأجسام الغريبة داخل العين.

يستخدم منظار صدى العين مبدل من النوع القلمي بتردد من 7.5 – 15 ميغا هرتز ويكون عرض النبضة بحدود النانو ثانية.

يمكن الحصول في العين الطبيعية، كما هو مبين في الشكل رقم (9-3) ، على أصداء من التراكيب التالية عند إجراء فحص أمامي- خلفي على طول المحور البصري: سطح الجفن (المتطابق مع المعلم الصفري الذي يظهر بشكل دائم على الرسم) ،وسطح القرنية ، ومحفظة العدسة الأمامية ومحفظة العدسة الخلفية والجدار الخلفي للكرة والدهن البصلي الخلفي.



الشكل رقم (3-9) منظار صدى العين

يمكن باستخدام مُعَلِّمات المسافة على الرسم قراءة العمق والموقع النسبي لكل بنية ممثلة في الإظهار مباشرة من الشاشة أو من الصورة الفوتوغرافية الناتجة.

3-6 جهاز تخطيط صدى القلب (النمط M-)

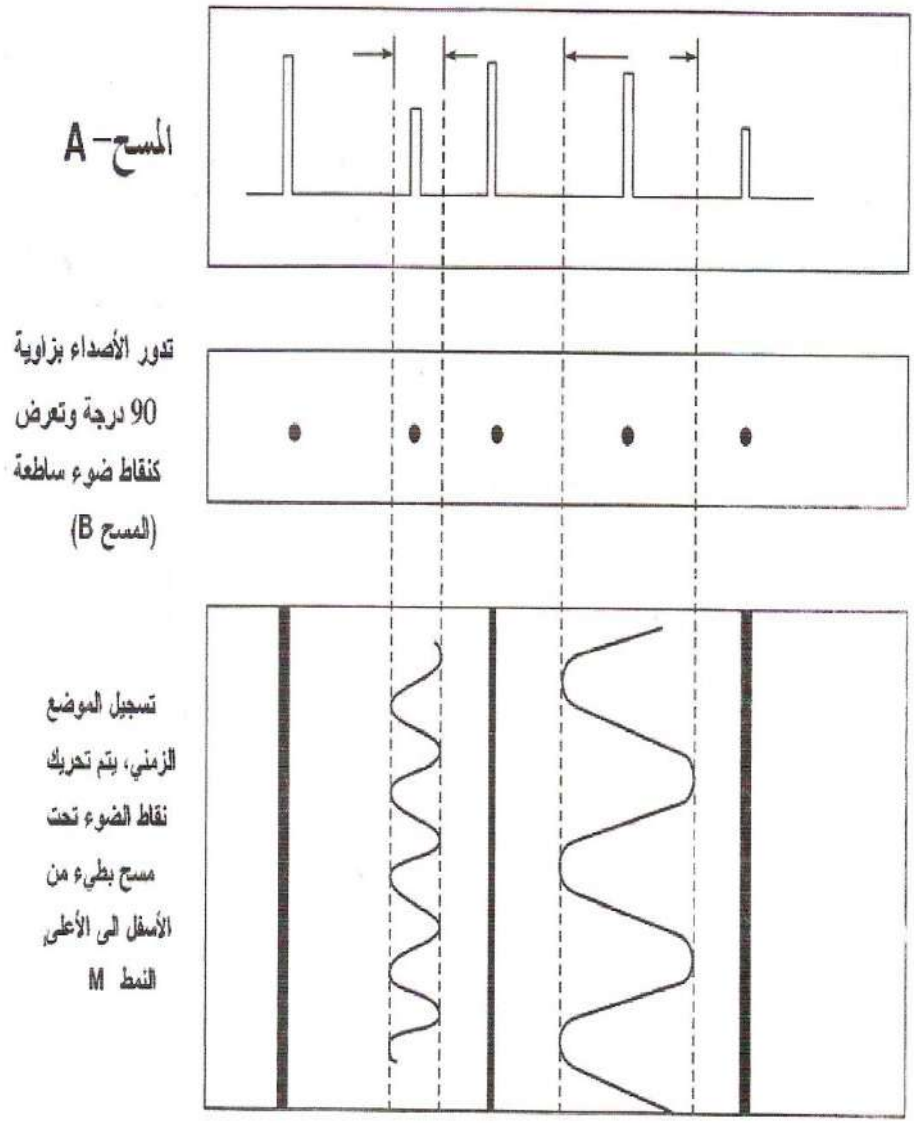
Echocariograph(M – Mode)

يستخدم جهاز تخطيط صدى القلب على نطاق واسع لإجراء الفحص القلبي للعديد من الأمراض القلبية. ويمكن بواسطة استخدام هذا الجهاز كشف التراكيب داخل القلب، ويمكن أيضاً تسجيل حركة هذه التراكيب بدقة تمييز أفضل من تقنية التشخيص بالتصوير الوعائي.

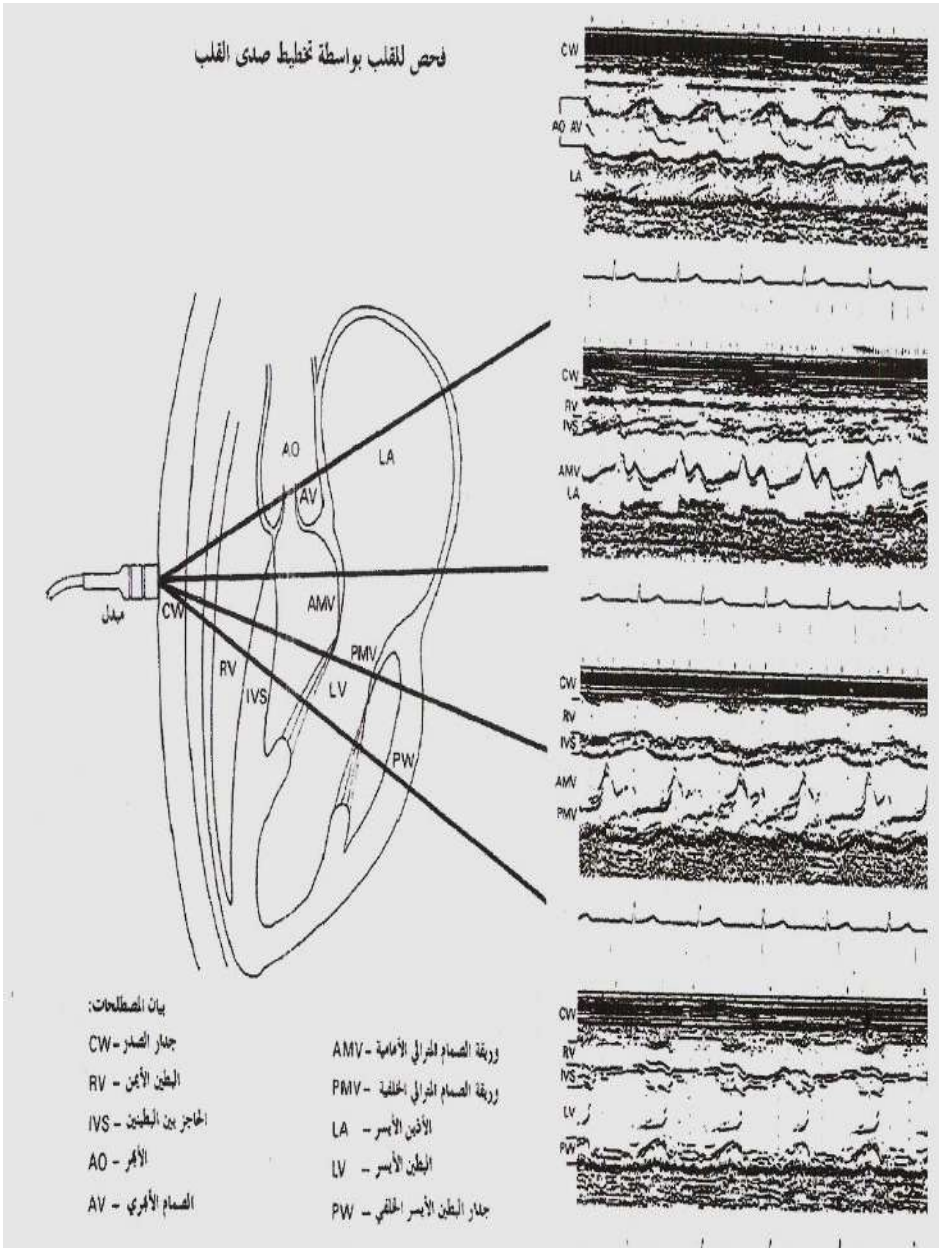
يستخدم مخطط صدى القلب من أجل العديد من أمراض القلب ودراسة صماماته.

تنتج الأصداء فوق الصوتيه في الإظهار بالنمط – A إزاحات عمودية للرسم الأفقي على CRT. إن كمية الإزاحة متناسبة مع قوة الصدى، أما المسافة على طول الرسم الأفقي فتمثل زمن انتقال الصوت في النسيج البشري، وهذا يسمح بقياس دقيق لعمق النسيج بين أي مصدرين للصدى. تم تدوير الأصداء بزاوية 90° وهذا يؤدي إلى عرض على شكل نقاط ضوء ساطعة على الشاشة، فإذا كان أحد مصادر الصدى بنية متحركة فإن نقاط صدى الضوء سوف تتحرك، فإذا تم تحريك النقاط مع مسح إلكتروني من أسفل إلى أعلى الشاشة عند معدل سرعة معين، فسوف ترسم النقاط شكل الحركة للبنية المتحركة ،كما هو مبين في الشكل(3-10)

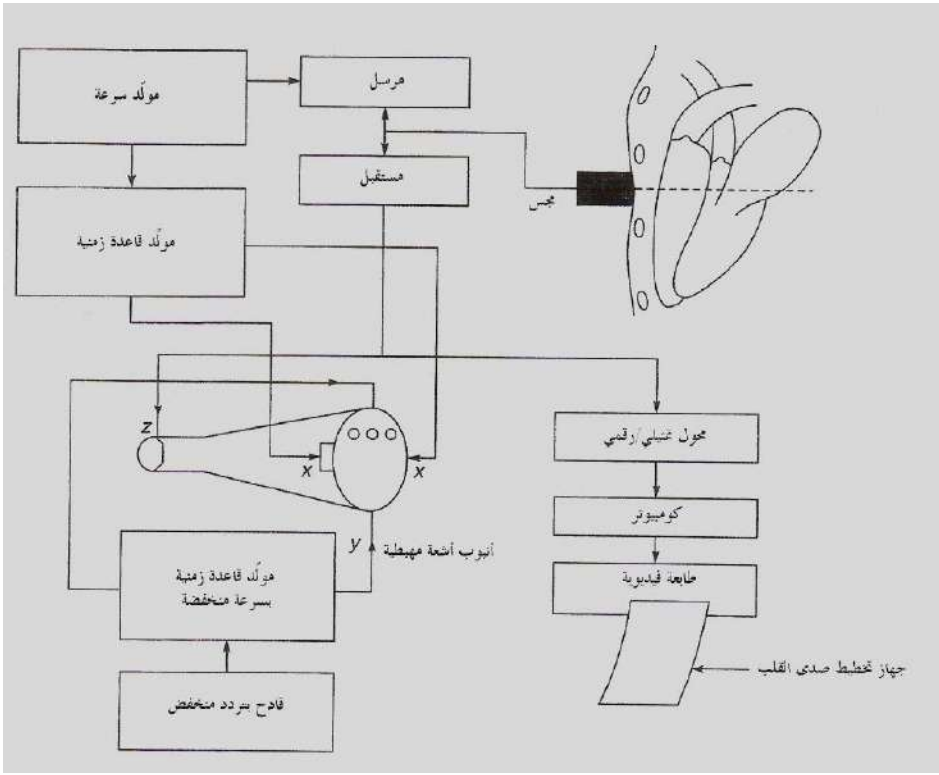
وهذا هو نمط الإظهار M.بينما يظهر الشكل (3-11) إظهار نموذجي بالنمط – M من تراكيب متعددة للقلب باتجاهات مختلفة للمجس



الشكل رقم (3-10) مبدأ إظهار الحركة بالزمن (M-MODE)



الشكل (3-11) إظهار نموذجي بالنمط – M من تراكيب متعددة للقلب باتجاهات مختلفة للمجس



الشكل رقم (12-3) مخطط صندوقي لدارة جهاز تخطيط صدى القلب

يتم من أجل تخطيط صدى القلب وضع المبدل بين الضلعين الثالث والرابع على جدار الصدر الخارجي حيث لا توجد رئة بين الجلد والقلب. يتم توجيه حزمة فوق صوتية بشدة منخفضة من هذا المجس باتجاه منطقة القلب والحصول على إشارات الصدى.

صدى القلب بالدوبلر النبضي: يعتمد تخطيط صدى القلب بالدوبلر على التحسس لسرعة تدفق الدم وذلك بعكس صدى القلب بالنمط – M المبني على أساس الخصائص التشريحية (البعدية) للقلب، يعمل النظام على مبدأ الأمواج فوق الصوتية المنعكسة ويتحسس لسرعة التدفق ضمن حجم صغير.إن حجم العينة قابل للاختيار خصوصاً ضمن القلب والأوعية الكبيرة بواسطة إعداد التحكم بالعمق.

3-7 تصوير الصدى السطعي(المسح بالنمط B)

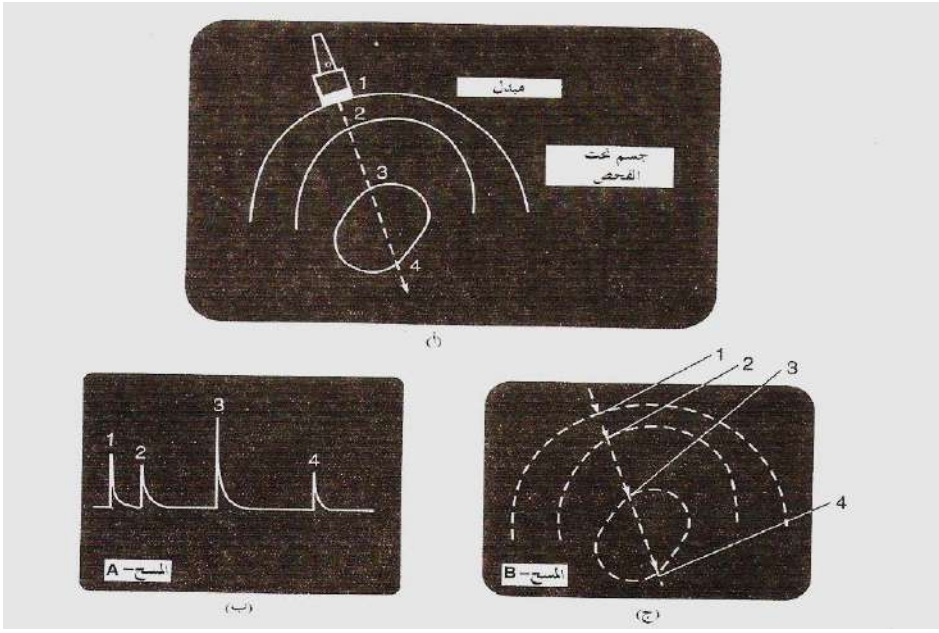
Brightness- Scanner Echo(B -Scan)

إن تفسير الإظهار بالنمط A ليس أمراً سهلا عند وجود عدة أصداء في وقت واحد لذلك فإن الإظهار بالنمط B يعتمد على تعديل السطوح بالمطال للأصداء التي تم الحصول عليها من مواقع واتجاهات متعددة للمجس لإنتاج صورة مقطع عرضي للجسم .

إن الفرق بين المسح – A والمسح – B موضح في الشكل رقم (3-13) (أ) ويمثل جسم افتراضي مع مجس موضوع على سطحه. وقد تم وضع المجس بطريقة يرسل فيها حزمة بشكل مائل إلى الداخل تصادف الحزمة ثلاثة سطوح أثناء انتقالها .

يتألف تمثيل المسح بالنمط - A لهذه البنية من قمم عمودية (2 و 3 و 4) تستقبل كأصداء عند بلورة الاستقبال كاستجابة للنبضة المرسلة (1). تظهر نفس البنية في المسح بالنمط – B كنقاط ضوئية يرتبط موقعها بسطح التماس الذي يصدر الصدى ضمن الجسم.

بقصد تسجيل صور مقاطع عرضية للتراكيب الداخلية يتم تركيب المجس فوق الصوتي على ماسح ميكانيكي يسمح بالحركة باتجاهين ويربط اتجاه ومواقع القاعدة الزمنية بالمجال – B على ال CRT مع تلك الحزمة فوق الصوتية ضمن المريض.

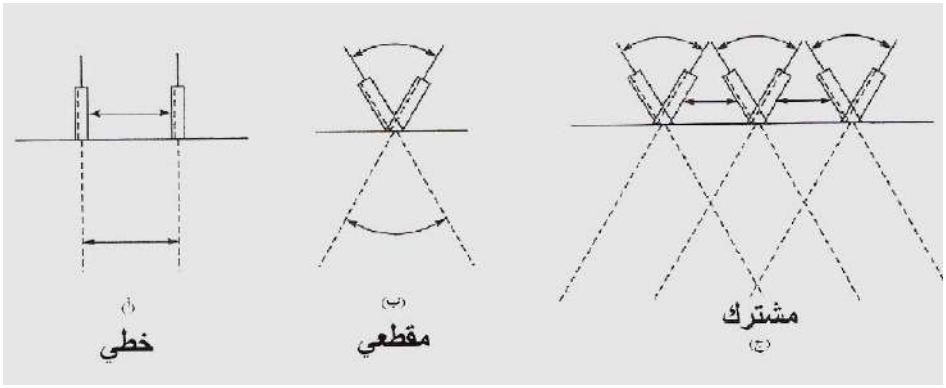


الشكل رقم (3-13) الاختلاف بين إظهار المسح بالنمط – A وإظهار المسح بالنمط – B

3-7-1 أنواع المسح Types of Scan

هناك ثلاثة أنواع لبناء صور مقاطع عرضية باستخدام الأمواج فوق الصوتية. وهي المسح الخطي والمقطعي والمركب وهي موضحة بالشكل(3-14). يكون المسح خطياً عندما يبقى المبدل فوق الصوتي موازياً لسطح الجسم الذي يتم فحصه والحزمة الصوتية عمودية على اتجاه حركة المبدل . حيث تبقى زاوية الحزمة ثابتة. (الشكل رقم 3-14) (ب)) . أما في المسح المقطعي يتأرجح المبدل حول نقطة ثابتة وهكذا تغطي الحزمة الصوتية المقطع كما هو مبين في الشكل

(3-14– ج)كما أن المسح المركب (المشترك) يستخدم كل من المسح الخطي والمقطعي في آن واحد.



الشكل رقم (3-14) أنواع ترتيب المسح (أ) مسح خطي . (ب) مسح مقطعي. (ج) مسح مركب (مشترك).

إن تجهيزات التصوير بالأمواج فوق الصوتية الحديثة معقدة جداً وتتباين حسب الشركات المصنعة التي تستخدم معالجة إشارة مختلفة ويقدمون أنواعاً مختلفة من الإظهارات. إلا ان جميع أنظمة الأمواج فوق الصوتية تحتوي المخططات الصندوقية الأساسية (المرسل والمستقبل والذاكرة والإظهار).

إن المسح من النمط – B مبني على أساس المعلومات الأساسية المتوفرة بواسطة الأصداء في نمط المسح – A التي تستخدم لتعديل شدة الحزمة الإلكترونية لل CRT بدلاً من أن تحرفها عمودياً. ومن أجل الحصول على صورة مقطع عرضي ثنائية الأبعاد (المسح–B) من

الضروري معرفة موقع المبدل واتجاهه . ويتم ربط المبدل بواسطة عمود ترميز وحساسات موقع إلى مولد الإحداثيات بحيث يترابط منشأ الأصداء من تراكيب مختلفة في الجسم مع المسح CRT .

يعطي المسح – B للأجسام الساكنة صوراً ثنائية الأبعاد تسمح بتقدير الحجم والشكل وموقع التراكيب التي يتم فحصها. ومن ناحية ثانية إذا كان الجسم متحركاً فإن جودة الصورة ستنخفض ودرجة الإنخفاض متناسبة مع مجال وسرعة الحركة. لذلك تم تطوير ماسحات بالزمن الحقيقي من أجل دراسة التراكيب الساكنة والديناميكية معاً في الجسم البشري.

3-8 أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي:

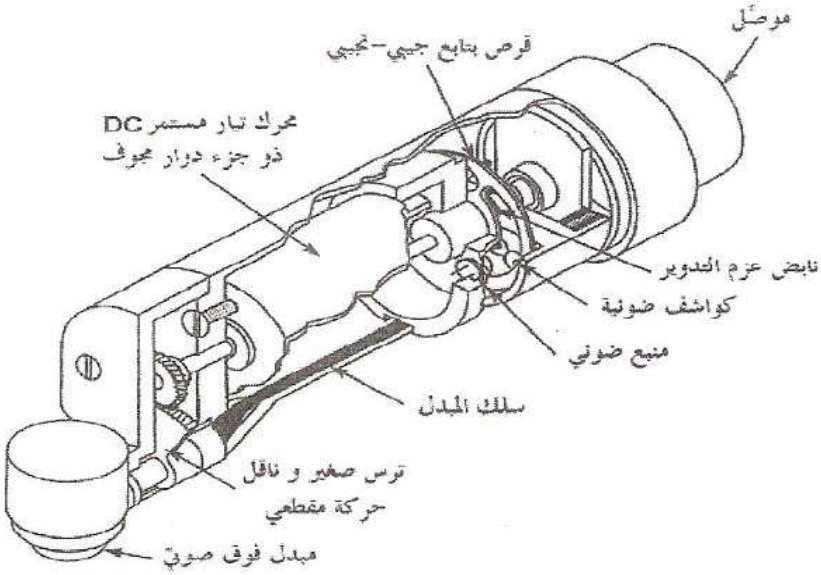
RealTime Ultrasonic Imaging Systems

من مساوئ المسح من النمط B : طول الزمن المستغرق لإتمام المسح والذي يؤدي إلى عدم وضوح وتشويه الصورة بسبب حركة العضو لذلك لا بد من تطوير تقنيات المسح السريع لتجاوز هذه المساوئ.

وتستخدم هذه التقنيات حركة فيزيائية سريعة لمبدل وحيد أو استخدام طرق إلكترونية تستعمل مصفوفات من المبدلات التي يمكن قدحها بالتعاقب أو في مجموعات. أخيراً تم أيضاً تقديم ماسحات بالزمن الحقيقي على الرغم من وجود تأخير زمني قابل للإهمال بين دخل البيانات وخرج البيانات المعالجة في مثل هذه الأنظمة. إن زمن إعادة بناء الصورة في هذه الأنظمة قصير يترواح من 20 إلى 100 ميلي ثانية مما يسمح بالمسح بالزمن الحقيقي ومراقبة العمليات في أعضاء الجسم .

3-9 الماسح المقطعي الميكانيكي Mechanical Sector Scanner

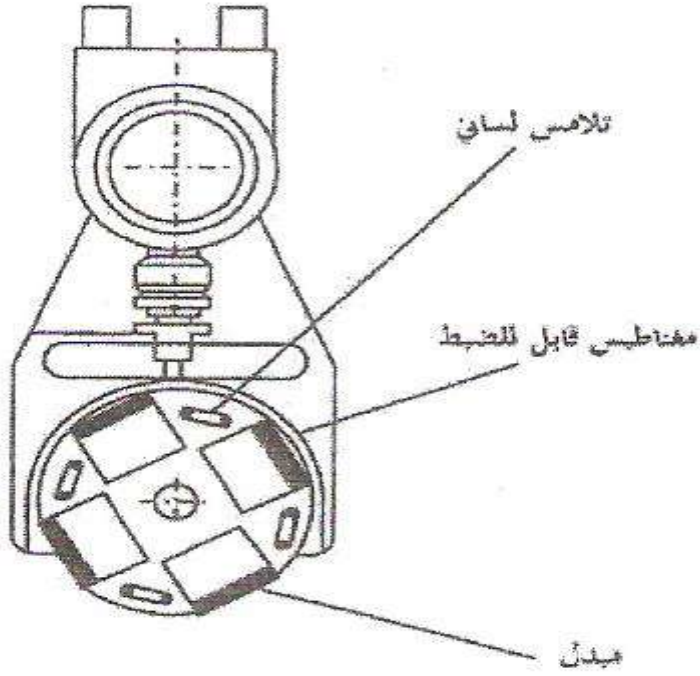
لقد استخدمت أشكال مختلفة من المسح الميكانيكي بمبدل وحيد لتحقيق التصوير ثنائي الأبعاد بالزمن الحقيقي للقلب والبطن والعين ويبين الشكل (15-3) ماسح مقطعي يستخدم مبدل فوق صوتي وحيد من خلال زاوية قابلة للبرمجة من 5 إلى 25 درجة ومعدل مسح متغير بين 0 إلى 40 عملية مسح لكل ثانية.



الشكل رقم (3-15) تفاصيل الماسح الميكانيكي بمبدل وحيد

تتم قيادة المبدل في الماسح بواسطة محرك تحكم DC ذو أداء عالي يحدد الموقع الزاوي للمبدل كهروضوئياً من قرص مركب على الجهة الخلفية لعمود المحرك.

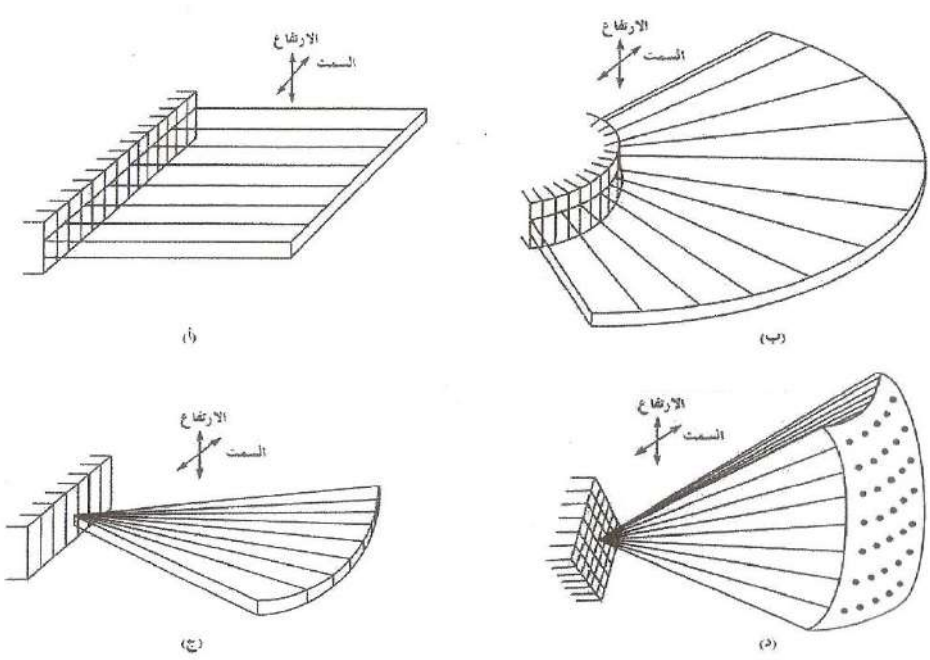
ويوضح الشكل (3-16) ماسحا ميكانيكياً مؤلف من دولاب دوار يركب عليه أربعة مبدلات 2ميغا هرتز متطابقة وذات قطر 2 سنتيمتر. توضع المبدلات بفواصل 90 درجة وواجهاتها على محيط الدولاب.



الشكل رقم (16-3) بنية الماسح من نوع المبدل الدوار

10-3 - الماسحات الإلكترونية:

الماسحات ذات المصفوفة الخطية متعددة العناصر Multi-Element Linear Array Scanners هناك عدة أشكال للماسحات المصفوفة بحسب شكل مستوى المسح كما هو مبين في الشكل (3-17).



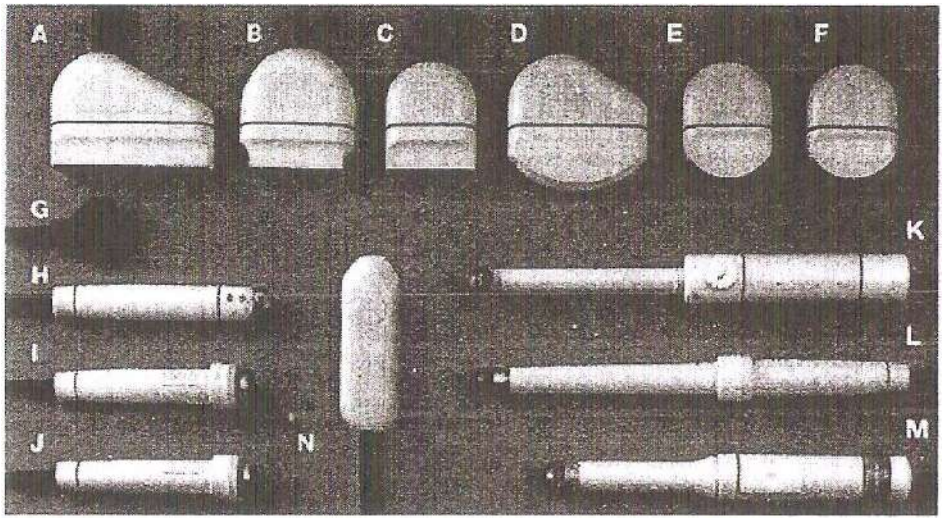
الشكل (17–3) ترتيبات مختلفة في الماسحات ذات المصفوفة متعددة العناصر .
(أ) مصفوفة المتتالية الخطية. (ب) المصفوفة الخطية المنحنيه.
(ج) مصفوفة إزاحة طورية خطية . (د) مصفوفة إزاحة طورية

مصفوفات المتتالية الخطية: تمسح المصفوفة الخطية المتتالية منطقة مستطيلة كما هو مبين في الشكل (3-16) (أ) يتم توجيه خطوط المسح بشكل عمودي على وجه المبدل

المصفوفة الطورية الخطية: إن ترتيب العناصر مشابه لمصفوفات المتتالية ولكن الماسح يقود الحزمة فوق الصوتية خلال منطقة مقطعية الشكل (3-16) (ج) تتضمن أنظمة مصفوفات الإزاحة الطورية الخطية الحالية حتى 128 عنصر وتستخدم جميع العناصر لإرسال واستقبال كل خط من البيانات يملك هذا الترتيب ميزة وهي أن المنطقة المسموحة أعرض بكثير من سطح المبدل .

مصفوفة الإزاحة الطورية ثنائية الأبعاد: تحتوي مصفوفة ثنائية الأبعاد من المبدلات ولذلك تستطيع المصفوفات ثنائية الأبعاد تركيز وتوجيه الحزمة فوق الصوتية في كلا البعدين لتنتج بذلك صورة حجمية كما هو مبين في الشكل (16-3) (د)

يبين الشكل (18–3) الشكل الفيزيائي لأنواع مختلفة من المجسات فوق الصوتية.



الشكل رقم (18–3) أنواع مختلفة للمجسمات فوق الصوتية المستخدمة للمسح بالزمن الحقيقي

المجسات:

A مجس بمصفوفة خطية 3.5 و 3.5/ 5 ميغاهرتز، 12 سنتمتر

B مجس بمصفوفة خطية 7.5/5 ميغاهرتز ، 7.4 سنتمتر

C مجس بمصفوفة خطية 7.5 ميغاهرتز، 6 سنتمتر

D مجس بمصفوفة منحنية 3.5/ 5 ميغاهرتز ، R75

E مجس بمصفوفة منحنية 3.5 و 5/3.5 ميغاهرتز ، R40

F مجس بمصفوفة منحنية 5 ميغاهرتز ، R40

G مجس بمصفوفة خطية 7.5 ميغاهرتز . 4 سنتمتر

H مجس مقطعي متعدد الزوايا 5/ 7.5 ميغاهرتز

I مجس مقطعي بمصفوفة حلقية 3.5 ميغاهرتز

J مجس مقطعي بمصفوفة حلقية 5 ميغاهرتز

K مجس شرجي متعدد المستويات 7.5/5 ميغاهرتز

L مجس مهبلي 7.5/5 ميغاهرتز

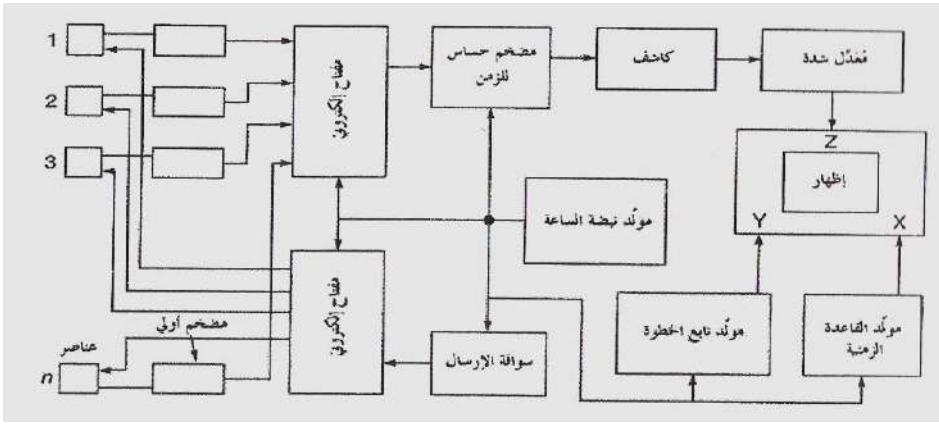
M مجس مهبلي متعدد المستويات 7.5/5 ميغاهرتز

N مجس بمصفوفة منحنية 7.5/5 ميغاهرتز ، R17

1-10-3 الماسحات ذات المصفوفة الخطية Linear Array Scanners

تتلخص طريقة الماسحات ذات المصفوفات الخطية بإرسال وإستقبال سريع لعدد من المبدلات الفردية المتوازية مع الإظهار لكل عنصر في النمط - B عند نفس اللحظة تقريبا.

يبين الشكل (19–3) مخططاً صندوقياً لمبدأ نظام المسح متعدد العناصر والمكونات الرئيسية لنظام معالجة إشارة المبدل.

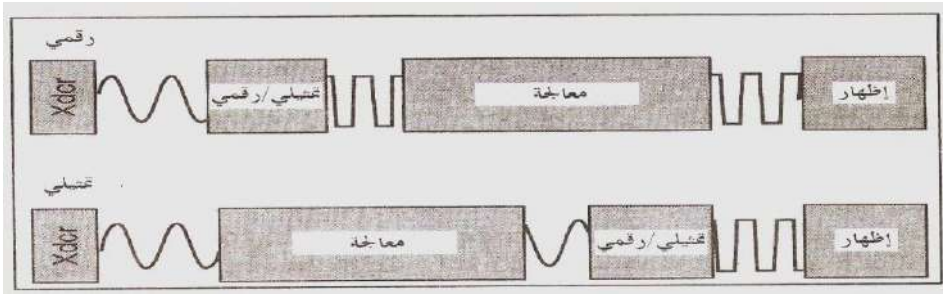


الشكل رقم (19–1) مبدأ نظام المسح متعدد العناصر.

يولد العنصر نبضة صوتية قصيرة ومن ثم تضخم إشارات الصدى عندما يكون في نمط الاستقبال بواسطة مضخم أولي عريض الحزمة ومن ثم تستخدم دارة تعويض ريح بالزمن لتعويض تضعيف الأمواج فوق الصوتية من خلال الانتشار الكروي والإمتصاص في النسيج.

<u>الإيكو الرقمي:</u> تستخدم أنظمة التصوير فوق الصوتية بشكل متزايد التقنيات الرقمية لتشكيل الحزمة التي تؤمن وجود صورة أفضل من الأنظمة التمثيلية. يبين الشكل رقم (20–3) مخطط بسيط يوضح الفرق بين الأنظمة فوق الصوتية الرقمية والتمثيلية. ففي حالة الأنظمة الرقمية تحول الإشارة التمثيلية المستقبلة التي تأتي من المبدل إلى رقمية فوراً. وتجري معالجة الإشارة

والصورة في المجال الرقمي. أما في حالة النظام التمثيلي فيتم القيام بعملية التحويل الرقمي بعد إجراء مقدار كبير من المعالجة.

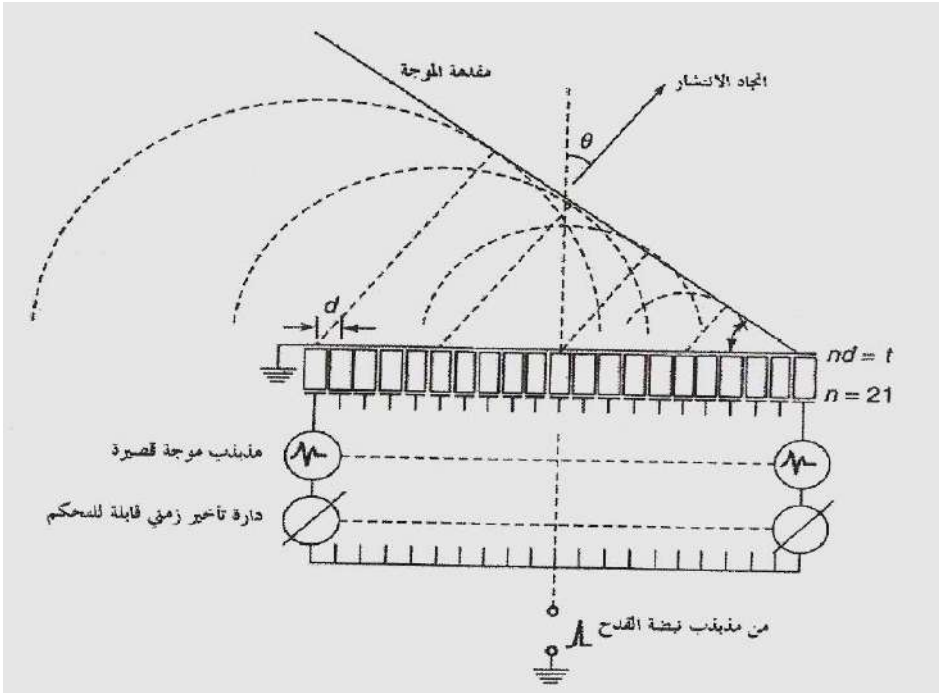


الشكل رقم (20–3) الاختلاف بين الأنظمة فوق الصوتية التمثيلية الرقمية.

تردد التصوير له تأثير مباشر على دقة التمييز، فعند تردد تصوير يتراوح بين 5–10 ميغا هرتز تكون دقة التمييز 0.7*0.35 ميليمتر تقريباً.إن سرعة المبدل التمثيلي الرقمي (A/D) تحد من تردد التصوير الأعظمي لأن معظم المبدلات التقليدية تعمل عند تردد حوالي 20 ميغاهرتز وهذا يعني أن تردد التصوير والأعظمي هو حوالي 10 ميغاهرتز حسب نظرية نيكوست(Nyquist) لأخذ العينات. إلا أن بعض المبدلات التمثيلية الرقمية المتطورة تصل إلى تردد 40 ميغاهرتز سامحة بتردد تصوير 20 ميغاهرتز محققة بذلك دقة تمييز عالية للصورة.

2-3-10-**نظام المصفوفة الطورية** Phased Array System

يوصل كل عنصر من المصفوفة متعددة العناصر إلى مولد ذبذبات مستقل. يتم قدح مولدات الذبذبات بالتتابع بفواصل زمنية متساوية وهذا يسبب أمواج فردية تعتمد زاويتها على هذه الفواصل الزمنية كما في الشكل السابق. فإذا كانت التأخيرات الزمنية $d \sin \theta/c$ (حيث c هي السرعة فوق الصوتية و d هي المسافة بين العناصر) فسوف تكون زاوية اتجاه. الحزمة الرئيسية θ بالنسبة للخط العمودي.



الشكل رقم (21-3) شكل الحزمة في نظام مصفوفة الإزاحة الطورية

إن تقنيات التصوير بالزمن الحقيقي بالماسحات فوق الصوتية ذات مصفوفة الإزاحة الطورية مستخدمة بشكل واسع في الماسحات التجارية.

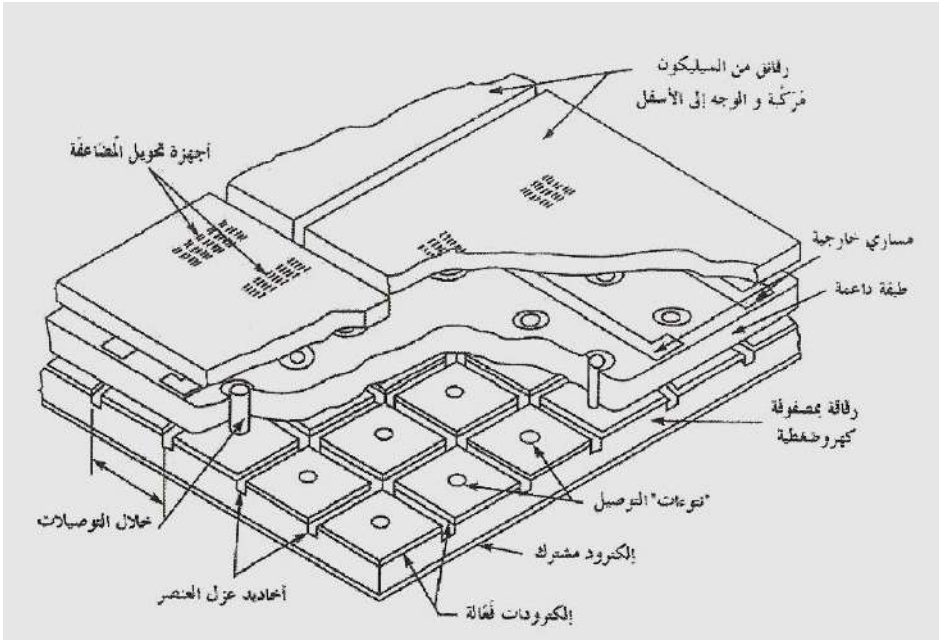
3–10–3 الأنظمة ذات المصفوفة المكانية Area Array Systems :

في هذه الأنظمة يتم وضع مصفوفة إرسال واستقبال ثنائية الأبعاد على أي مكان في الجسم.

تتألف المصفوفة المكانية ثنائية الأبعاد كما في الشكل (22–3) من مصفوفة

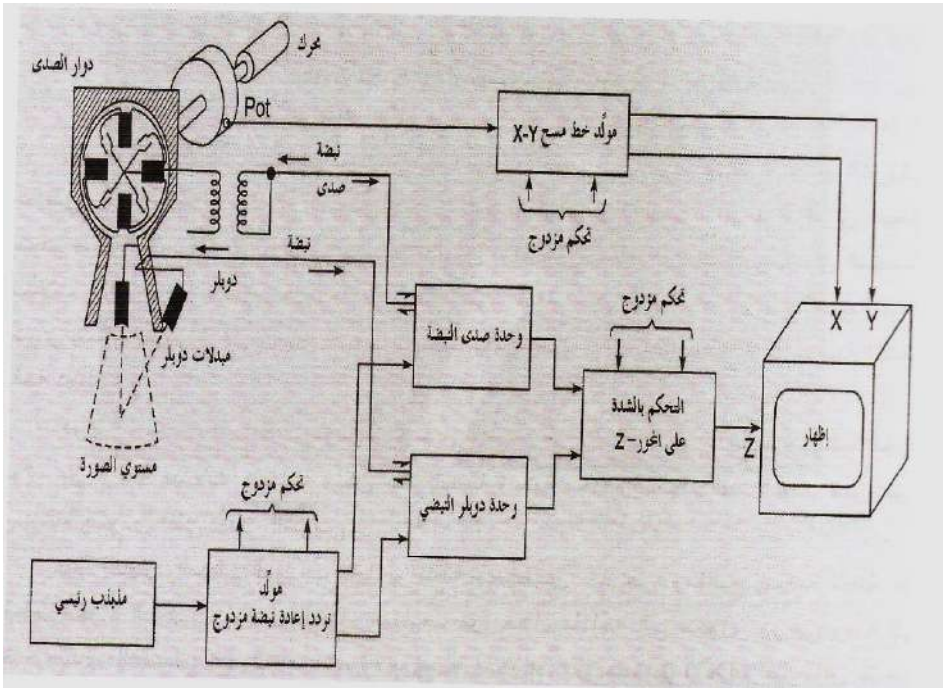
16×16 بعناصر مبدل قياس 2.25×2.25 مليمتر

يعمل كل عنصر في المصفوفة بالتسلسل الزمني في نمط صدى–النبضة كمرسل ومستقبل معاً للطاقة فوق الصوتية.



الشكل رقم (22–3) بنية مصفوفة فوق صوتية ثنائية الأبعاد باستخدام تقنية الدارة المتكاملة.

يبين الشكل (23–3) المكونات الرئيسية للماسح المزدوج يتضمن هذا الماسح بشكل أساسي على رأس المسح ووحدة صدى النبضة ووحدة دوبلر – النبضة ووحدة التحكم المزدوجة والإظهار.



الشكل رقم ((23–3) مخطط صندوقي لماسح مزدوج

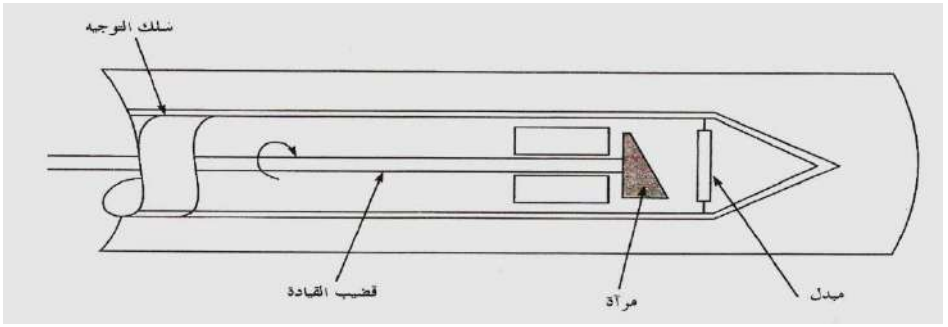
لقد تطور هذا النوع من الأنظمة بشكل كبير بحيث يسمح للمرء برؤية تدفق الدم خلال القلب بالإضافة إلى تخطيط صدى القلب. ويتم إظهار اتجاه التدفق بواسطة الألوان حيث يكون أحد الألوان لإظهار التدفق باتجاه المبدلات وآخر لإظهار التدفق مبتعداً عن المبدل.

3-11 التصوير داخل الأوعية الدموية :

ينتج صوراً بدقة تمييز عالية ، هذا النوع يملك إمكانية فريدة لإظهار جدار الوعاء إن أقطار الشرايين قد تصل 0.1 – 2.0 مليمتر لذلك يجب أن يكون المبدل صغير الحجم. ويكون المبدل عادةً محمول في رأس القثطار. الذي ينبغي أن يكون مرناً كفاية للمرور الآمن في الأوعية.

يوجد تقنيتان أساسيتان للتصوير داخل الأوعية الدموية إحداهما باستخدام مبدل يتم تدويره ميكانيكياً و الأخر يستخدم مصفوفة الكترونية.

يبين الشكل (24–3) مجساً لقثطار فوق صوتي داخل الأوعية الدموية وذلك للتصوير ثنائي الأبعاد للشرايين التاجية من خلال استخدام هذه الأداة للحصول على صور مقطعية عرضية للشريان.



الشكل رقم (3-25) رسم تخطيطي لجهاز قثطار فوق صوتي داخل اللمعة.

12-3 محول المسح الرقمي Digital Scan Converter

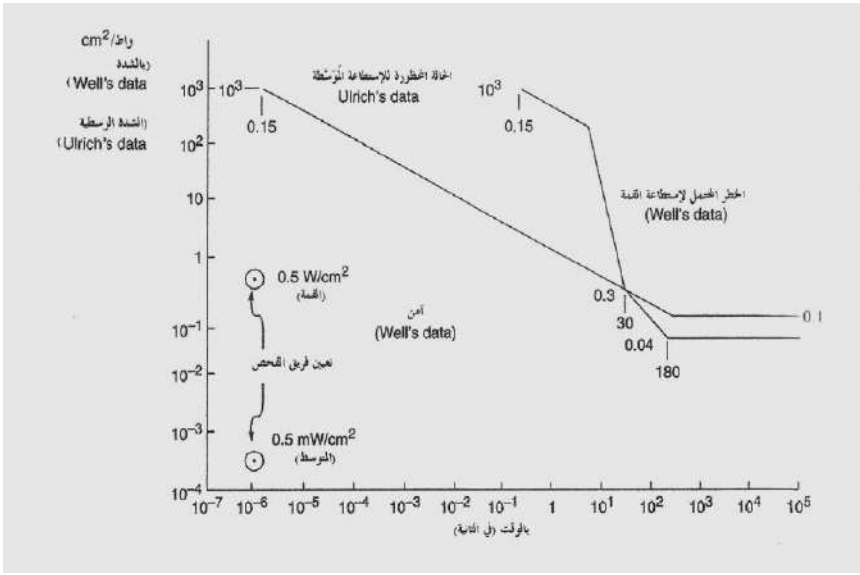
لا يتم إنتاج خطوط المعلومات فوق الصوتية بشكل متوافق مع التلفزيون (TV) وبناءً على ذلك يجب إنجاز بعض أنواع من تحويلات المسح لاستخدام مونيتورات ال TV التقليدية لإظهار الصورة. تقوم غالبية الماسحات بتحويل معلومات الصورة إلى رقمية وتستخدم ذاكرة رقمية كمخزن عازل. يمكن تحديث الذاكرة حينما يكون ضرورياً ويمكن أن تتم قرائتها لتعطي خرجاً فيديوياً قياسياً.

13- 3 التأثيرات البيولوجية للأمواج فوق الصوتيه

Biological Effects Of Ultrasound

إن الأمواج فوق الصوتيه أقل خطرا على الأنسجه من الأشعه السينيه،

فالشدة فوق الصوتيه التي مقدارها 100 ميلي واط /سنتمتر مربع آمنة لزمن قدره 10000 ثانية،وينصح بالتقيد بالمخطط الذي يبين الحالات الآمنة في الشكل رقم (3-25) فإن نظاما بصدى النبضه يعمل بنبضات مدتها 1 ميلي ثانية وشدتها 10 وات / سنتمتر مربع .ينبغي أن لا يستخدم عند تردد إعادة نبضة مقداره 100 لكل ثانيه لفحص أي مريض فردي من أجل زمن إجمالي يتجاوز 2.75 ساعة. من ناحية أخرى يمكن أن يستخدم كاشف دوبلر (موجة مستمرة) يعمل عند شدة أقل من 0.04 وات/ سنتمتر مربع بدون تقييد زمني.



الشكل رقم (25-3) "المنطقة الأمنة" في التطبيقات فوق الصوتية عند مستويات طاقة مختلفة لتقنية النمط المستمر والنبضي.

3-14 المقارنة بين أشعة X والأمواج فوق الصوتية:

Comparison between X - ray and ultrasonic waves

من المفيد إجراء المقارنه بين النموذجين القادرين على تصوير الجسم بقصد التشخيص والمعالجه وهما اشعه اكس و الأمواج فوق الصوتيه

1- يعد التاثير السمي أحد أهم الماخذ على أشعه أكس فعلى الرغم من أن مقادير سرعته عند التصوير تقل مع الزمن الا أن المعلومات الاحصائيه تشير الى زياده احتماليه الاصابه ببعض الأمراض مثل السرطان واللوكيميا ابيضاض الدم وأمراض العمه وأن عتبه التاثير الاجتماعي في الانسان لاتزال مثار للجدل وبالمقابل تشير النتائج الحاليه الى عدم وجود ضرر ملحوظا وما قيس من استخدامات الترددات فوق الصوتيه للتشخيص حيث أن السويات المنخفضه مازالت أدنى بكثير من تلك التي تؤدي الى تغير واضح في درجه حراره الجسم أو تركيب معين منه ، لقد أعطت الميزة المذكوره سابقا لتقنية التشخيص بالترددات فوق الصوتية أهمية كبيره.

2- إن سرعة الأمواج فوق الصوتية في الماء نحو 5 * 10^3 متر / الثانية بينما سرعة الأمواج الكهرومغناطيسية في الفضاء الحر 3 * 10^8 او متر / الثانية وهكذا فإن تقنية النبض المنعكسة والزمن الضروري لقطع مسافة الارتداد مشجعة في مجال الأمواج فوق الصوتية بينما

في مجال أنظمة أشعة x فتكون صعبة و أكثر تعقيدا أن الزمن اللازم لموجة فوق الصوتية من أجل قطع مسافة 1 سنتيمتر في الماء هو 6.7 ميكروثانية بينما بالنسبة لأشعة X فإنها تستغرق 33 بيكو ثانية فقط.

بمعنى أن التقانات الالكترونية الحالية تستطيع أن تسجل ذلك بالأمواج الفوق صوتية وليس بأشعة X وبالتالي يمكن كشف الطبقات المتنوعة وقياسها بواسطة الامواج فوق الصوتية.

3- اضافة الى ذلك فإن انتشار اشعة X خلال الأوساط المختلفة يكون مستقلا عن المواد المستخدمة وذلك الى أن لدينا الانكسار في جميع البني يساوي واحد تقريبا وعليه فإن الية المفاعلة هي الامتصاص والتناثر فقط ولخاصية عدم الانكسار هذه بعض المحاسن كما لها بعض المساوئ ايضا.

4- من المعروف أن التقنيات الطبية تفضل الأشعة التي تنتشر خلال جسم على مسار المستقيم و دون احداث تشوه الناتج عن اشكال المسجل مختلفة وأنواعها ولكن من مساوئ هذه الخاصية تعذر صناعة العدسات مما يجعلنا مكان تصوير طبقات معينة مختارة صعبا أما الامواج فوق الصوتية فتمتاز في بمجال تفاوت كبيري في دليل الانكسار للمواد المختلفة وهكذا فإن خاصية أثر العدسات والتبئير يمكن الاستفادة منها مباشرة ومن المحتمل أن ترافق هذه الظاهرة بعض التشوهات العائده لتاثيرات من أجزاء اخرى للجسم ولكن لحسن الحظ فإن معظم الأنسجة تملك سرعة انتشار متقاربة باستثناء العظام والمناطق الحاويه على الهواء . يتوقف أثر الإنعراج على الخصائص البنيوية للجسم المراد دراستة وعلى طول الموجة ، فطول موجة أشعة X يزيد على 1°Aوعلى وهو مقدار صغير جدا بالمقارنة مع طول الموجة فوق الصوتية والذي يساوي تقريبا 0.5 مم وهذا يفسح المجال أمام استخدام تاثير الانعراج الموجي الصوتي في دراسة النسيج الحيوي. وأصبح واضحا في مثل هذه الحالات أن استخدام الموجات فوق الصوتية في نظام التصوير الطبي يمتاز بافضليات كثيرة بالمقارنة مع أشعة X.

تحدد الخصائص المذكورة الحالة المثلى التي تتلاءم مع فعاليات مستشفى والعيادات فعلى سبيل المثال فإن تقنية الصدى النبضي مفيدة جدا عند اجراء عملية التشخيص في الاجزاء الداخلية للجسم ويعود ذلك الى الانعكاسات المميزة التي تنتج عن السطوح البينية بين الاعضاء و عن الافات المختلفة في الاعضاء، يظهر عند الدراسات الشعاعية للبطن

باستخدام اشعة X القليل من الاعضاء الداخلية وذلك بسبب تقارب عوامل الانتشار يضمنها وكذلك تقاربت وضعها وغالبا ما تتخذ اجراءات خاصة الى استعمال المواد الظليلة للاشعة بطريقة انتقائية وذلك من اجل اظهار أعضاء معينة ،

وتجدر الاشارة هنا الى أن الامواج فوق الصوتية غير قادرة على تصوير الصدر بوضوح وذلك بسبب تواجد الهواء في الرئتين مقارنة بـ أشعة X ، حيث تعطي أشعة X في مثل هذه الحالات صورا واضحة وجيدة، يوجد الكثير من الامثلة العملية التي تبين تكامل التقنيتين من أجل الوصول إلى صور عالية الجودة للتشخيص الطبي السليم.

.....

15-4 القسم العملي جدول صيانة جهاز الإيكو .

الرقم	الخطوة	
1	تأكد أن جميع التجهيزات والعدد جاهزة للإستعامل	
2	1. الفحص العام	
3	1.فحص المقاومة	1 – أفصل كل وحدات التغذية قبل إجراء الفحص 2- افحص قيمة المقاومة لكل عنصر من عناصر الدارة الإلكترونية باستخدام مقياس الآفو ميتر ملاحظة: 1 – إذا أعطت المقاومة قيمة فهي غير معطلة،أما إذا لم تعط أي قيمة فهي لا تعمل 2 – ويجب فصل إحدى نقطتي اللحام عند فحص عمل المقاومة
4	2.فحص الثنائي	يفحص بمبدأ المقاومة حيث أنه يعطي مقاومة صغيرة جداً بحالة الإنحياز الأمامي، بالمقارنة مع مقاومة الإنحياز العكسي وإلا فهنالك عطل أو خلل في عمله
5	3.فحص المكثفات	تفحص بطريقة مراقبة مقاومة الشحن والتفريغ على مقياس المقاومة ولعدة مرات،حيث تفرغ المكثفة بقصر طرفي لبوسي المكثفة ومشاهدة شدة الإشارة وإعادة شحنها وتفريغها عدة مرات وفي حالة إعطائها الشرارة نفسها فإنها مبدئياً تعمل بشكل جيد
6	4. فحص الجهود	1 – أبق على التغذية موصولة بالجهاز 2- انتبه إلى نقاط الفحص،فهنالك احتمال وجود قصر بين نقطتي الجهد(الموجب والسالب) سببه قلة في العناية 3 -العودة إلى كتب صيانة الجهاز المقدم من قبل الشركة الصانعة التي تعطي معلومات عن طريقة هذا

		الفحص وعن قيم جهود التغذية (وغالباً مستمرة) في اللوحات الإلكترونية فيجب أولاً التأكد من وجود إشارة الجهد ثم في حال انقطاعها أو عدم مطابقتها يتم عزل القسم المعطل (ترانزستور، محول،وحدات تغذية،صمامات)وتستبدل بأخرى
7	5. فحص نقطة نقطة بإستخدام راسم الإشارة: وتستخدم عند الحصول على إشارة خرج ضعيفة أو معدومة بعد الإنتهاء من فحص العناصر بالطريقتين الأولى والثانية (فحص مقاومة،فحص جديد) 1 – استخدم مولد الإشارة لترددات مماثلة للتي نحصل عليها عند فحص وحدة أو كتلة ما من لوحة إلكترونية 2 – أدخل الإشارة في مدخل اللوحة التي تفحصها، وتابع الإشارة عن طريق راسم الإشارة نقطة بنقطة حتى نصل إلى القسم الذي فيه الخلل 3 – افحص عناصره ثانية أو استبدلها بعناصر أخرى في حال الشك في جودة عملها.	
8	2 – الفحص النهائي لأجهزة الأمواج فوق الصوتية	
9	اغمس المجس في حوض بلاستيكي مائي (طاقة معدومة)	
10	قم بزيادة الطاقة للجهاز من 0% إلى 80%	
11	عند الوصول إلى قيمة 80% من طاقة الجهاز ،أجر معايرة للحصول على تردد رنين (قمة في إشارة ECHO)	
12	في حال وجود قمة ضعيفة او رفيعة تعاد المعايرة مع إنقاص كمية الماء.	
13	جفف الرأس بمنشفة ولفه بورقة بشكل فنجان مقلوب ويحوي كمية قليلة من الماء	
14	يعاير مستوى الطاقة من 10 إلى 15 واط بمقياس الطاقة	
15	لاحظ اهتزاز القمع الورقي الحاوي على الماء	
16	في حال عدم ملاحظة هذه الإهتزازات يعاير الجهاز بالطريقة الأتية: أغمس المجس كاملاً في الماء وحرك الكابل الموصول معه،وفي حالة وجود ذبذبات أو رجفان في إشارة الخرج فهناك قطع في الكابلات أو الوصلات فاستبدلها	
17	تكون الفترة الأعظمية للفحص هيsec 60 وذلك لعدم التسبب في إتلاف المجس بسبب	

	إرتفاع حرارته	
18	بعد هذا الفحص، أطفئ الجهاز	
19	أفرغ الماء من القمع أو الفنجان	
20	تحسس لحرارة المجس،وفي حالة الحرارة المرتفعة فهذا يعني أن هناك عطلاً في المهتز أو الكريستالة،فقد تكون الكريستالة: -مفصولة أو غير موصولة بشكل جيد -مكسورة -مشعورة وبالتالي يجب إصلاحها أو استبدالها لكي يعمل المجس بشكل سليم	
21	تأكد من التأريض،لأن جهاز الإيكو يعد من الأجهزة التي يجب تأريضها جيداً	
22	3 -صيانة جهاز الإيكو:	
23	الصورة بيضاء على شاشة الإظهار	المحول A/D يعطي في خرجه واحداً فقط.لكي نفحصه نفصل التغذية (دخله) ونرى ما إذا تغير خرجه أو نغذيه بجهد ثابت.
		المضخم Log AM يضخم لدرجه كبيرة حتى أنه يصل إلى الإشباع
		أعطال دارتي الإرسال والإستقبال نادرة الحدوث فيها لأنها مؤلفة من أقنية،فإذا تعطلت فلا تتعطل كل الأقنية بل جزء منها،ولكن قد يكون سبب العطل هو في تغذية دارتي الإرسال والإستقبال
24	أجزاء منتظمة الشكل والتوزيع من شاشة الإظهار معطلة (على شكل مستطيلات)	العطل سببه عادة الذواكر وذلك بسبب الترتيب المنطقي للبيانات داخل الذاكرة بشكل صفوف متقابلة
25	دقة صورة الإظهار ضعيفة	العطل متمثل بان إحدى أقنية الإرسال أو الإستقبال،حيث إنه مهما ضعفت دقة الصورة تبقى لدينا صورة ولو بشعاع واحد

26	تظهر على شاشة الإظهار نقاط سوداء منتظمة	النقاطة المنتظمة تشير إلى عطل في الذواكر
27	نقص حدة وضوح الصورة	-انتهاء عمر المجس. -عطل في بعض أقنية الإرسال والإستقبال -الدارة الخاصة بتغذية الجهد العالي للكريستالات تعطي جهداً أقل من المطلوب
28	الصورة الظاهرة على الشاشة تحوي التواءات شاقولية أو أفقية أو كليهما معاً	يكون بسبب عطل في ملفات الإنحراف المتوضعة حول المدفع الإلكتروني للشاشة

.....

المراجع (References)

1- الحناوي م. ف ،. الصابوني. أ، (2011) ، التجهيزات الطبيه 2 ، جامعه دمشق.

2- التيناوي.أ.س، طليمات.م.س ، منيف.م. (2010). ،المرجع في التجهيزات الطبيه الحيويه (الجزء الثاني) قسم العلوم الطبيه التطبيقيه بكليه المجتمع بالرياض.

3- موسى م ، نفاخ أ م ، 1993، نظم التصوير الطبّي، المركز العربي للتعريب والترجمة والتأليف والنشربدمشق

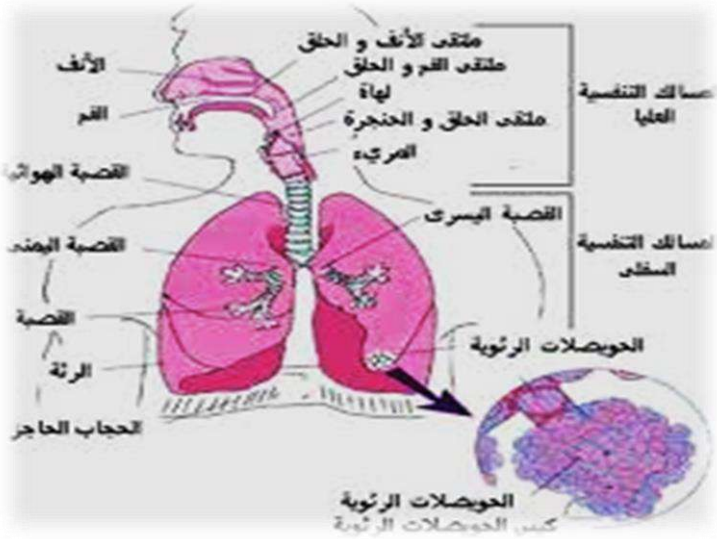
4- الأجهزة الطبية الإشعاعية (مهنة صيانه التجهيزات الطبية) , الصف الثالث الثانوي المهني الصناعي ,وزارة التربية , الجمهورية العربية السورية , 2017/2016

الفصل الرابع : أجهزه تحليل وظائف الرئه

Spirometer

4-1 الجهاز التنفسي :

الإنسان يحتاج كمية كبيرة من الطاقة لكل نوع نشاط ولبقائه على قيد الحياة. لهذا الغرض الغذاء الذي نأكله يحتوي طاقة كيميائية التي باندماجها مع الأوكسجين، تولد الطاقة التي يحتاجها الكائن الحي، هذا يجعل التنفس لا غنى عنه كالغذاء. ويؤمن الجهاز التنفسي الأكسجين اللازم لأنسجة الجسم.



الشكل (1-4) الجهاز التنفسي عند الإنسان

4-1-1 علم التشريح :

إن الجهاز التنفسي مكوّن من:

1- خطوط الهواء أَو المناطق التنفسية، التي تتضمن الأنف، الحلق، الحنجرة، القصبة الهوائية، مهمتهم الرئيسية نقل الهواء نحو الرئتين وتدفئته وتنقيته.

2- الرئتين، وهي الأعضاء الرئيسية للتنفس، حيث يحدث التبادل الغازي . هيكلهم مكون من حويصلات وفروع قصبية، مغطاة بواسطة غشاء يسمى غشاء جنب. والحجاب الحاجز يفصل التجويف الصدري عن التجويف البطني.

4-1-2علم وظائف أعضاء التنفس :

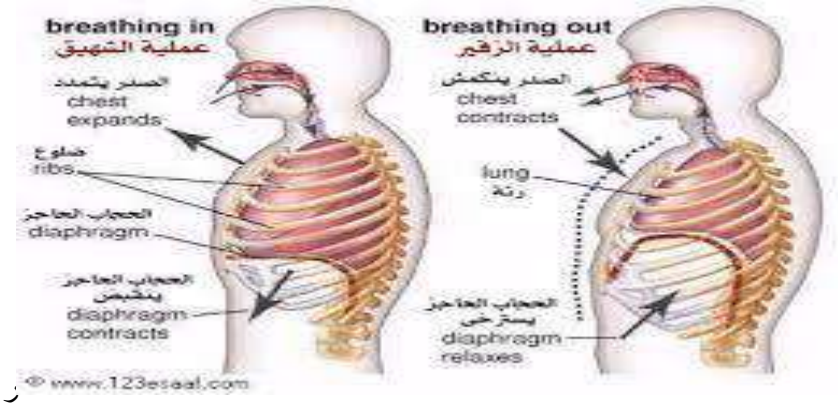
يشير علم وظائف أعضاء التعبير إلى ذلك الجزء من علم الأحياء الذي يدرس عملية تركيب الجسم الإنساني. فيما يتعلق بالجهاز التنفسي، يدرس الطريق الذي فيه يدخل الهواء الرئتين لتوليد التبادل بين الأوكسجين O2 وثاني أكسيد الكربون CO2.

يحدث فعل التنفس في المرتان (الشهيق والزفير) تتباعد بمهلة قصيرة كما هو موضح بالشكل

(2-4) عملية الشهيق والزفير . إن حركات الصدر منظمة بالحجاب الحاجز وبالعضلات بين الضلوع وأثناء الشهيق، الكثير من الأوكسجين، يخترق الكائن الحي، ومن خلال خطوط الهواء التنفسية، يصل الرئتين. في الحويصلات الرئوية يكون لدينا التبادل (التبادل الغازي) بين أوكسجين الهواء ونفايات العمليات الحيوية العضوية (ثاني أكسيد الكربون والبخار)، المنقولة بالدم ولهذا السبب يُسمى وريدي.

عندما يحدث التبادل الغازي ، الهواء مع المنتجات المنبوذة تُبعث خلال الزفير بينما الدم (الذي يُسمى شرياني) يحول الأوكسجين إلى خلايا الكائن الحي الكامل؛ ومنها يستلم منتجات منبوذة جديدة والدورة ستبدأ ثانيةً.

ماندعوه التنفس يقسم تقنياً إلى التنفس الداخلي والخارجي: إن التنفس الخارجي هو تبادل الأوكسجين وثاني أكسيد الكربون بالجهاز التنفسي بينما التنفس الداخلي هو التبادل الغازي بين الخلايا والبيئة المحيطة.



الشكل (2–4) عملية الشهيق والزفير

4-1-3 آلية التنفس :

إن الرئتين والحائط الصدري تراكيب مطاطية وعادة الفضاء بين الاثنان لا يحتوي غير طبقة سائل رفيعة. إن الشهيق عملية نشيطة،ينخفض الحجاب الحاجز ، بينما تتوسع العضلات الصدرية ليهبط ضغط الصدر نتيجة لذلك من قيمة −2.5 Hg of mm إلى −6 Hg of mm .

وبسبب ذلك الرئتين تجبران على التوسع لإتباع حركة الصدر،

داخل الحويصلات، ومن أجل ذلك في الخطوط الهوائية التنفسية الباقية، عندنا ضغط سلبي خفيف يسمح للهواء بدخول الرئتين.

عندما يكمل الشهيق، تنسحب الرئتين بحركة مطاطية وتعيد الحائط الصدري إلى الموقع الزفيري. أثناء هذه العملية، المسماة زفير، الضغط يصبح إيجابي وهذا يقرر إطلاق الهواء.

في الوضع الطبيعي يكون الزفير سلبي، بمعنى أن العضلات التي تخفض حجم الصدر المتقلص، بينما في الجزء الأول الزفير يسبب انكماش طفيف في هذه العضلات.

في الرجل البالغ، تردد الأفعال التنفسية (شهيق وزفير ومهلة) حوالي 16–20 بالدقيقة، لكنه يمكن أن يزيد أو ينقص. يمكننا أن نتحكم طوعاً وبشكل جزئي بالإيقاع التنفسي وكمية هواء الشهيق؛ في الحقيقة، يمكننا أن نمنع طوعاً لفترة قصيرة التنفس، لكن، عندما تبلغ كمية ثاني أكسيد الكربون في الدم قيمة عالية جداً، نجبر على التنفس بشكل مستقل عن رغبتنا.

4-2- أجهزة تحليل وظائف الرئة Pulmonary Function Analyzers

عادة ما يعتبر كل من القلب والرئة كعضو واحد مركب من الناحية الوظيفية ولكن بما أن هذين العضوين يحويان بشكل أساسي حجرتين منفصلتين واحدة للدم وأخرى للهواء ، فغالبا ما يتم فصلهما من أجل تقييم وظيفة كل من الرئة والقلب.

يركز هذا الفصل على وظائف الرئة والقياسات الخاصة بمقدرة الرئة على تزويد خلايا الجسم البشري بالأوكسجين الكافي والتخلص من غاز ثنائي أوكسيد الكربون.

يتألف نظام التنفس من الرئتين ومجاري الهواء، والأوعية الدموية وعضلات التنفس والتراكيب والأنسجة المحيطة وكل منها يلعب دوراً مهما في التأثير على الاستجابة التنفسية

تجرى ثلاثه أنواع أساسيه من القياسات في العيادة الرئويه: التهويه والتوزيع والانتشار. تتعامل التهويه مع قياس الجسم كمضخه هواء وتحديد قابيليه الجسم على تحريك حجوم من الهواء وتحديد السرعه التي يتحرك فيها الهواء.

يؤمن قياس التوزيع مؤشر عن مكان تدفق الغاز في الرئتين وفيما إذا أدى أي مرض إلى إغلاق بعض الأجزاء في وجه تدفق الهواء.تختبر قياسات الانتشار قابيليه الرئه إلى تبادل الغاز مع نظام الدوران.

إن القياس الأكثر إجراءا هو التهويه.يجري هذا القياس باستخدام أجهزه تدعى السبيرومترات والتي تقيس إزاحه الحجم وكميه الغاز المتحركه في زمن محدد.يتطلب ذلك عادة من المريض أن يأخذ نفس عميق وبعد ذلك يزفر بسرعه وبشكل كامل قدر الإمكان.إن ما يدعى "السعة الحيوية القسرية" يعطي دلاله عن كمية الهواء التي تُحركها الرئتين وإلى أي درجة من الحرية يتدفق فيها هذا الهواء.

تُحدد قياسات التوزيع مقدار انسداد الرئة وكذلك تُحدد الحجم المتبقي والذي هو كمية الهواء الذي لايمكن إزالته من الرئتين بجهد المريض،يقاس الحجم المتبقي بشكل غير مباشر مثل إجراء شفط النيتروجين.

تُحدد قياسات الإنتشار المعدل الذي يتبادل عنده الغاز مع جريان الدم.من الصعب إجراء ذلك مع الأوكسجين باعتبار أنه يتطلب عينه من الدم الشعيري وبذلك فإنه يتم عادة بقياس نقص كميه صغيره من ثاني أكسيد الكربون الممتزج مع هواء الشهيق.

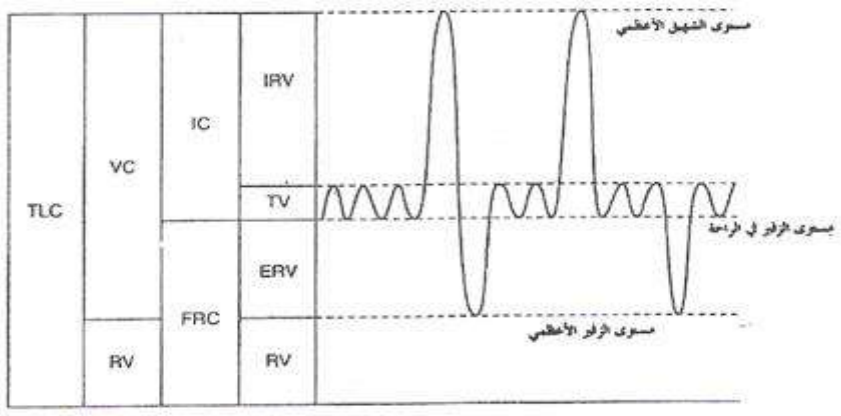
يمكن تقييم الوظيفة الرئوية بموجب صنفين رئيسين من الفحوصات . وهي :

1. تقييم المفاهيم الميكانيكية للوظيفة الرئوية والتي تؤثر على انتقال حجم الغاز إلى داخل وخارج الرئتين
2. تقييم تبادل الغاز أو الانتشار عند الأسناخ

تتأثر قدرة النظام الرئوي على تحريك الهواء في العناصر المختلفة لطريق الهواء وهي الحجاب الحاجز والقفص الصدري والعضلات المرافقة . من بين الفحوصات الأساسية التي يتم أجرائها هي تلك التي تحدد حجوم وسعات نظام التنفس

حيث تستخدم كلمة حجم (Volume)من أجل الفروقات الأساسية في حجم الرئة بينما تستخدم كلمة سعة (Capacity)من أجل جمع حجوم الرئة حيث يشرح

الشكل (3–4)العلاقة بين حجوم وسعات الرئة.



الشكل رقم (3-4)حجم وسعات الرئتين – معايير وتعاريف ورموز فيزيولوجية التنفس

4-2-1 حجوم التنفس Respiration Volumes

يالإستعانه بالشكل (3–4) يمكن تعريف حجوم التنفس كما يلي:

الحجم المدي (TV) : يعرف الحجم المدي بأنه حجم غاز الشهيق أو الزفير (المتبادل مع كل نفس) خلال التنفس الهادئ الطبيعي. 600ml

الحجم بالدقيقة(MV): حجم الغاز المتبادل في الدقيقة خلال التنفس الهادئ ويساوي الحجم المدي مضروباً بمعدل التنفس

التهوية السنخية (AV): حجم الهواء الجديد الداخل إلى الأسناخ مع كل نفس

التهوية السنخية= (معدل التنفس)*(الحجم المدي–الحيز الميت)

حجم الإحتياطي الشهيقي (IRV): حجم الغاز الذي يمكن استنشاقه من نهاية الحجم المدي الطبيعي (IRV = VC – (TV+FRC),4800-(600+1200)=3000ml

حجم الأحتياطي الزفيري (ERV):حجم الغاز المتبقي بعد الزفير الطبيعي مطروحا منه الحجم المتبقي بعد الزفير القسري ERV=FRC-RV=2400-1200=1200ml

الحجم المتبقي (RV): حجم الغاز المتبقي في الرئتين بعد الزفير القسري 1200ml

حجم الزفير القسري (FEV): هي النسبة المئوية من VCالتي يمكن ان تجبر خارج الرئتين في فترة معينة مع إجهاد أعظمي . وتكتب FEVT حيث تكون T تكون عادة بالثانية

4-2-2 سعات التنفس Respiration Capacities

السعة المتبقية الوظيفية (FRC): حجم الغاز المتبقي في الرئتين بعد الزفير الطبيعي.

السعة الرئوية الكلية (TLC): حجم الغاز في الرئتين في نهاية الشهيق الأعظمي. 6L ، $TLC = VC + RV$

السعة الحيوية القسرية (FVC): أكبر حجم غاز يمكن إخراجه بشكل قسري بعد الشهيق الأعظمي.

السعة الشهيقية (IC): أعظم حجم هواء يمكن استنشاقه من بعد زفير عند الراحة.

الحيز الميت: هو الحجم الوظيفي للرئة الذي لا يساهم في تبادل الغازات.

4-2-3المطاوعة والضغوط ذات الصلة: Compliance and Related Pressures

المطاوعة (C): تغير الحجم الناتج عن وحدة تغير في الضغط. الوحدات هي (L/cm.H2O)

مطاوعة الرئة (C_L): التغير في حجم الرئة الناتج عن وحدة تغير في الضغط عبرالرئوي (P_L).

مطاوعة جدار الصدر (Ccw): التغير في الحجم عبر جدار الصدر الناتج عن تغير في الضغط عبر جدار الصدر.

المطاوعة الستاتيكية (C_{ST}): المطاوعة مقاسةً عند النقطة التي تكون فيها قيمة تدفق الهواء صفر وذلك بتقنية الاعتراض أو حبس النفس.

الضغط عبر الرئوي (P_L): تدرج الضغط الناشئ عبر الفم *(P_{ao})* وسطح غشاء الجنب عند الرئة *(P_{PL})*.

الضغط عبر السنخي (P_{EL}): تدرج الضغط الناشئ بين الجدار السنخي *($P_{ALV} - P_{AL}$)*.

الضغط عبر مجرى الهواء (P_{RES}): تدرج الضغط الناشئ بين الأسناخ والفم.

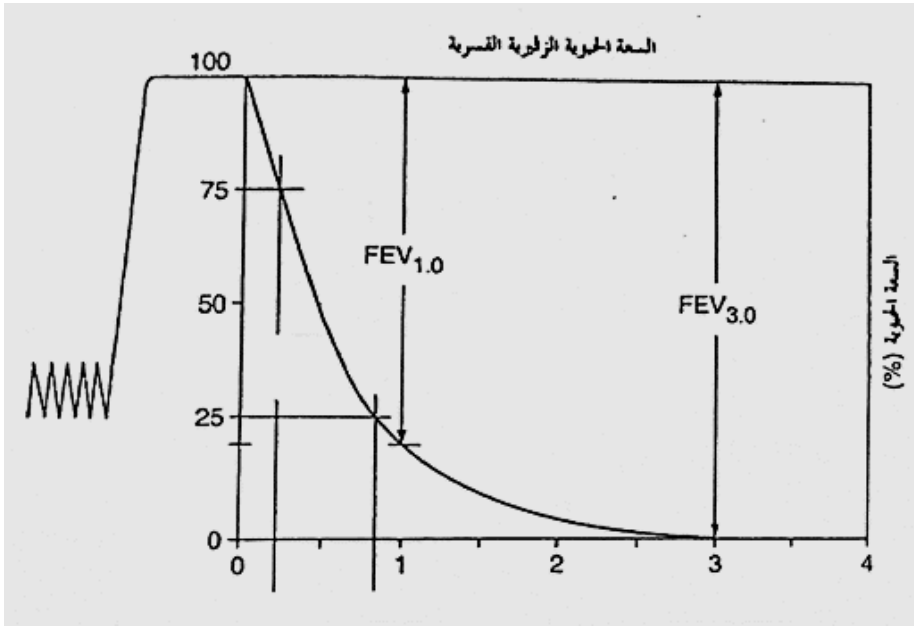
ضغط الارتداد المرن الستاتيكي ($P_{ST(L)}$): الضغط الناشئ في الألياف المرنة للرئة بالتمدد.

4-2-4 مؤشرات التنفس الديناميكية Dynamic Respiratory Parameters

تجرى عدة فحوصات تنفس قسري لتقييم طاقة العضلات المرتبطة بالتنفس ومقاومة مجرى الهواء. ومنها: السعة الحيوية القسرية (FVC) وحجم الزفير القسري (FEV)،

التدفق الأعظمي في منتصف الزفير (MMF)أو (MMEF) أو المعدل الأعظمي في منتصف التدفق(MMFR) : أعظم معدل تدفق للهواء خلال النصف الأوسط لمخطط التنفس FEV يتم الحصول على نصف VC منت الحجم المشار إليه بين 25 و75 % الموضح بالشكل (4-4)

زمن منتصف الزفير (MET): وهو الزمن بالثانيه والذي خلاله يزفر هذا الحجم بشكل قسري ويحسب MMEF من العلاقة:MMEF=(1/2VC)*(MET)



الشكل رقم (4-4) حساب MMEF من مخطط التنفس FEV

تتغير القيم الطبيعية للحجوم والسعات بتغير الجنس والعمر والطول، وقد يدل التغير على وجود مرض رئوي.

تجرى فحوصات الوظائف الرئوية لتقييم قدرة الرئة لتعمل كمضخة ميكانيكية للهواء وقدرة الهواء على التدفق بأصغر ممانعة ممكنة خلال مجاري الهواء الموصلة. تُصنف هذه الفحوصات إلى فئتين:

فحوصات وحيدة النفس، وفحوصات متعددة النفس.

هناك ثلاثة أنواع من الفحوصات تحت صنف النفس الوحيد وهي:

- فحوصات تقيس الحجم الزفيري فقط.
- فحوصات تقيس الحجم الزفيري في وحدة الزمن.

– فحوصات تقيس الحجم الزفيري خلال زمن محدد.

في صنف قياسات الفحص متعدد النفس هناك التهوية الطوعية الأعظمية (***MMV***) والتي تُعرف بكمية الهواء العظمى التي يمكن أن تَحرك في فترة زمنية معينة. وهنا يتنفس المريض شهيق وزفير لمدة 15 ثانية بأقوى وبأسرع ما يمكنه. يُسجل الحجم الكلي للغاز المتحرك بواسطة الرئتين. تُضرب القيمة بـ 4 لإنتاج الحجم الأعظمي الذي يتنفسه المريض بالدقيقة بالجهد الطوعي.

وقد يشتبه بمرض تنفسي إذا لم تكن هذه الحجوم أو السعات أو المعدلات في المجال الطبيعي.

4-3 المبادئ الفيزيولوجية لاختبار وظائف الرئة:

أ . إزالة النيتروجين بنفس واحد:

هذا الاختبار يقيس تركيز النيتروجين ضمن الزفير العادي بعد شهيق عميق لـ 100% من الأوكسجين.

لقد تم تطوير هذا الاختبار من قبل Fowler عام 1948 وذلك لقياس الفراغ الميت التشريحي (anatomic dead space) (Vd anatomical).

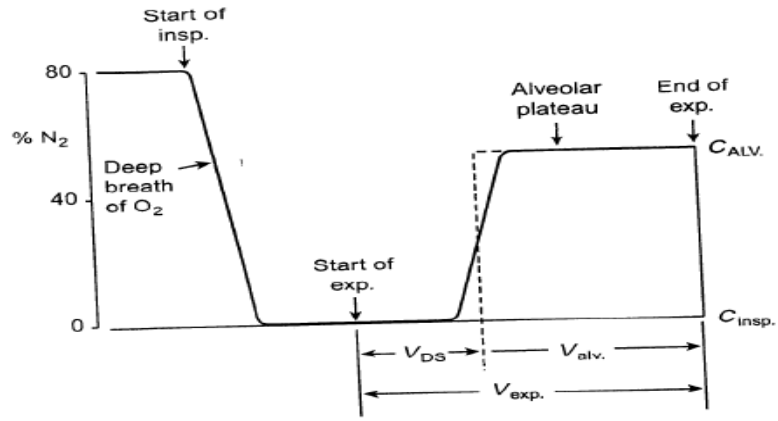
فخلال التنفس الطبيعي المنتظم، يبقى جزء من النفس داخل المجاري التنفسية العلوية والشعب والقصبات الهوائية، ولا يصل هذا الجزء أبداً إلى الأسناخ الرئوية وبالتالي لا يشترك بتبادل الغازات، وهذا ما يشار إليه بالفراغ الميت التشريحي.

ويشرح الشكل (5-4) طريقة Fowler حيث يتم أخذ تسجيل للنتروجين وحجم الزفير في نفس الوقت بعد شهيق عميق لأوكسجين نقي.

في بداية الزفير، يخرج الغاز من الفراغ الميت التشريحي والذي لا يحوي على النيتروجين، وخلال فترة إزالة النيتروجين (N2) والتي تأخذ شكل حرف S يمكن تحديد جبهة بين الهواء السنخي وهواء الفراغ الميت.

كما يرتبط الفراغ الميت التشريحي بوزن الجسم وهو حوالي 150 ml عند الرجل الطبيعي، بالإضافة غلى ذلك فإن الجزء خارج الصدر والفم والبلعوم يساهم بـ66 ml وبمجال يتراوح بين 35 إلى 105 ميلي ليتر، وذلك حسب وضع الفك والرقبة.

كما يعتبر البعض الفراغ الميت التشريحي سبباً في نقصان فعالية نظام التنفس لأنه مع كل نفس يتم تحريك كمية من الهواء وهذا يتطلب عملاً، إلا أنه لا يسهم في التبادل الغازي وبالتالي هو بلا فائدة.



الشكل (5-4) طريقة Fowler لتحديد الفراغ الميت التشريحي

ب – الفراغ الميت الفيزيولوجي

حيث أن الفراغ الميت هو الفراغ الفيزيولوجي والذي يتضمن الفراغ الميت التشريحي وتكون النسبة الفعالة النموذجية 0.3 في الأشخاص الطبيعيين، وتزداد لتصل إلى 0.5 عند مرضى النّفاخ الرئوي وهذا يعني أن 50% من النفس يضيع ولا يساهم في التبادل الغازي.

ج . الزفير القسري (Forced expiration) والضغط الحركي (Dynamic Compression):

إن المناورة الأولى المعروفة والتي تستعمل الجهد الأعظمي للزفير هي السعال، حيث يسهل الضغط الحركي الناتج في المجاري الهوائية من تنظيف الإفرازات الشُعَبية، وحتى عند التمرين الأعظمي (الأقصى) فإنه لا يتم الحصول على معدلات التدفق التي تحصل عند السعال، وهذا يظهر قدرة الرئة على الحفاظ على خصائص التدفق داخلها بشكل جيد.

لقد تم توضيح الميكانيكية المعقدة للزفير القسري من قبل Hyatt وSchilder وFry حيث قاموا بتوصيف منحني حجم التدفق للزفير الأعظمي، ورسموا تدفق الزفير اللحظي مقابل الحجم

بدلاً من الزمن، يصل التدفق إلى قيمة أعظمية عند 80% من السعة الحيوية ويصل إلى الصفر عند الحجم المتبقي.

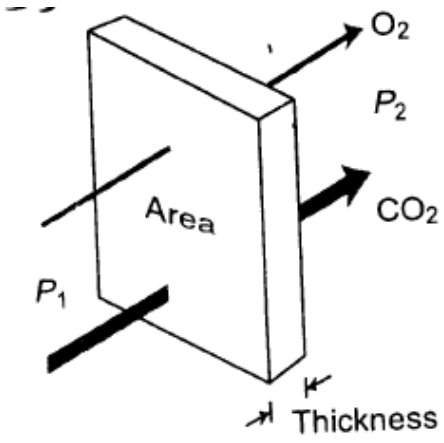
د . الانتشار:

إن الهدف من الرئة هو إيصال الأوكسجين إلى مجرى الدم وإزالة غاز ثنائي أوكسيد الكربون الناتج عن عملية الاستقلاب.

تبدأ هذه العملية بانتقال الأوكسجين إلى الأسفل حتى يصل إلى أوعية تضيق ابتداءاً من الشُعب والقصيبات وأطراف القصيبات وأخيراً الأكياس الهوائية أو الأسناخ، ويحصل الانتشار البسيط بين جدران الأسناخ والشعيرات الرئوية، حيث يؤمن أكثر من 300 مليون سنخ في الرئة البشرية مساحة سطح حوالي $85\ m^2$.

إن معدل انتقال الغازات (سواء الأوكسجين أو ثنائي أوكسيد الكربون) عبر هذا الغشاء يخضع لقانون Fick في الانتشار، وهو يتناسب طرداً مع مساحة السطح ويتناسب عكساً مع الثخانة، ويكون معامل الانتشار متناسب طرداً مع انحلالية الغاز وعكساً مع الجذر التربيعي للوزن الجزيئي. كما في الشكل (6-4)

$$V_{gas} = \frac{A}{T} \times D\ (p1 - p2)$$



$$\dot{V}gas \propto \frac{A}{T} \cdot D \cdot (P_1 - P_2)$$

$$D \propto \frac{Sol}{\sqrt{MW}}$$

الشكل (6-4) عملية الانتشار وفق قانون Fick.

عند تطبيق هذه الصيغة على الحالة الخاصة لانتشار الأوكسجين يكون الضغط الجزئي للأوكسجين في الأسناخ P_AO_2 أو ما يسمى ضغط القيادة (driving pressure) 100mm Hg = P_1 (B.2 K $_{Pa}$) بينما يكون الضغط في الأوعية الشعرية الرئوية P_2= 40mm Hg = 5,3 K $_{pa}$

إن كمية الأوكسجين المنتقلة تعتمد بشكل جزئي على فرق الضغط (P_1-P_2) والذي ينتج تدرج في الانتشار مقداره 60 mm Hg (7.9 K $_{pa}$).

كما أن ثخانة الغشاء بين الأسناخ والأوعية الشعرية في الحالة السليمة (0.3 µm) وهذا يحدث يوازن في الضغط ($P_1 = P_2$) خلال 0.25 sec.

وهذا يعني أنه عندما يغادر الدم فضاء تبادل الغازات يكون الضغط الجزئي للأوكسجين PO_2 قد ارتفع من 40 mm Hg إلى 100 mm Hg بشكل سريع.

وهناك العديد من أمراض الرئة التي يمكن أن تغير من عملية الانتشار التي تم شرحها، فبعض الأمراض تقلل من مستوى الأوكسجين في الأسناخ وهذا يؤدي إلى تناقص ضغط القيادة، أما في بعض الأمراض الأخرى تتم إعاقة عملية الانتشار بسبب زيادة ثخانة الغشاء الفاصل بين الأسناخ والأوعية الشعرية، كما أنه عند ازدياد تدفق الدم يتناقص الوقت المتوفر لتحميل الأوكسجين على الهيموغلوبين، إن أحد هذه العوامل أو اجتماع بعضها يؤدي إلى تناقص الأوكسجين المنتشر.

بالرغم من ذلك فإن قياس سعة انتشار الأوكسجين في الرئة مفيد سريرياً في اختبار وظيفة الرئة إلا أن إجراؤه صعب نوعاً ما، وذلك لأن ضغط الأوكسجين في الأوعية الشعرية لا يزيد عندما تصل قيمة P_2 إلى P_1 وهذا يؤدي إلى إبطاء P_2 بطريقة معقدة جداً.

وقد تبين أن نقل الأوكسجين يعتمد بشكل كبير على التدفق الكلي للدم في الأوعية الشعرية الرئوية أكثر من الانتشار لأنه يرتبط بالهيموغلوبين بشكل وثيق، وبما أن الضغط الجزئي لغاز أول أكسيد الكربون في الأوعية الشعرية الرئوية داخل الدم قليل والضغط الراجع يكون قليل، فإن كمية Co المنتقلة تتعلق فقط بضغط القيادة P_1 (P_2=0) وهو الضغط السنخي لأول أكسيد الكربون.

هـ . قوانين الغازات: يتم التعبير عن نتائج فحوص الرئة إما عند درجة حرارة الجسم والضغط المحيط في حالة الإشباع (BTPS) أو عند درجة حرارة المحيط وضغطه عند الإشباع (ATPS) أو عند درجة الحرارة والضغط النظاميين في حالة الجفاف (STPS).

إن معرفة بسيطة بقوانين الغازات ضرورية من أجل التحويل الدقيق بين هذه الحالات.

يكون الغاز داخل الرئة في الحالة BTPS فيكون الضغط هو الضغط البارومتري (PB).

أما الإشباع فيشير إلى ضغط بخار الماء المشبع (PW) وهو تابع لدرجة الحرارة، وبما أن درجة حرارة الجسم الطبيعية هي$37^{\circ}C$ تكون قيمة PW= 47 mm Hg أو 6,2 Kpa.

. إن الضغط المقاس في الجهاز هو عند درجة حرارة المحيط ويكون جافاً (ATD)، إذا تم امتصاص بخار الماء الناتج عن الزفير قبل القياس أو إذا كان الغاز المستنشق من إسطوانة، وخلاف ذلك فإنه يدعى (ATPS) إذا لم يتم امتصاص بخار الماء من غاز الزفير الذي تم جمعه في درجة الحرارة الطبيعية للغرفة ($25^{o}c$) يكون P_W = 22 mm Hg أي 2.9 KPa.

كما أن الغاز المستنشق من الجو يكون عادة بين الـ ATPS والـ ATD، وبما أن الأبنية عادة ما تكون الرطوبة النسبية لها50% فإن P_W عند 50% من الرطوبة (1,4 Kpa) 11 mm Hg.

لقد نشر Boyle أول قانون للغازات عام 1662، والذي يقول بأنه من أجل كتلة معطاة للغاز وعند درجة حرارة ثابتة فإن الحجم يتغير عكسياً مع الضغط.

$$PV = RT$$

أما قانون Charles فيقول أنه من أجل كتلة معطاة من الغاز عند ضغط ثابت، فإن الحجم يتغير مباشرة مع درجة الحرارة المطلقة، وبالتالي $\frac{V}{T}$ هو مقدار ثابت. حيث T درجة الحرارة المطلقة بالكلفن.

وبضم القانونين السابقين نحصل تقريباً لحالات الغازات الحقيقية عند شروط مختلفة.وعادة ما يسمى هذا القانون بقانون الغاز المثالي (Ideal gas Law):

$$\frac{P_{1V1}}{T_1} = \frac{p_{2V_2}}{T_2}$$

افترض أن مريضاً قام بالزفير داخل كيس Douglas (Douglas bag) وتم أخذ الكيس إلى المخبر عند درجة حرارة 20 C ْ وتم إفراغ محتوى الكيس داخل مقياس الغاز الجاف.

فمن خلال معرفة عدد مرات الزفير المجموعة وتردد التنفس فإنه يمكن حساب حجم الغاز عند 20 C ْ وحجم التهوية الموافق O_E. فإذا كان حجم التهوية 6L بالدقيقة عند ATPS فإنه باستخدام قانون الغازات، يمكن ضبط الحجوم عند الحالتين BTPS و STPD.

لنفترض أن درجة حرارة جسم المريض 37 C ْ فإن ضغط بخار الماء المشبع يساوي (2,4 Kpa) 18 mm Hg عند الدرجة 20 C ْ و (6,2 Kpa) 47 mm Hg عند الدرجة 37 C ْ، وأن الضغط الجوي (101K pa) 760mmHg. وبما أن بخار الماء لا يتبع قانون الغاز المثالي، فإن الضغط الجزئي له يمكن طرحه.

$$\frac{760 - 18}{273 + 20} \times 6 = \frac{(760 - 47) \times V_2}{273 + 37}$$

وبالتالي فإن V_2:

$$\text{V2} = \frac{742 \times 6 \times 310}{713 \times 293} = 6{,}61\ L\ BTPS$$

إن الحجم نفسه 6L يمكن أن يقاس عند الشروط النظامية (STPD) 5.45L، حيث يكون الضغط الجوي 760 mmHg أي 101Kpa ودرجة الحرارة 0 C ْ، وبتطبيق القانون:

$$\left(\frac{760 - 18}{273 + 20} \times 6 = \frac{760}{273} \times V_3\right)$$

$$\text{V}_3 = \frac{742 \times 6 \times 273}{760 \times 293} = 5{,}45\ L\ (STPD)$$

وتستخدم الحالة BTPS من أجل حجوم الرئة وتهوية الأوكسجين عند الزفير O_E.

أما ATPS فتستخدم من أجل قياس الشهيق والزفير الأعظمين.

والحالة STPD فتستخدم لقياس استهلاك الأوكسجين وكمية ثاني أوكسيد الكربون المخرجة.

و . حساب امتصاص الأوكسجين: إن امتصاص الأوكسجين هو الفرق بين كمية الأوكسجين المستنشق وكمية الأوكسجين في هواء الزفير. وبما أن حجم هواء الشهيق أكبر بقليل من هواء الزفير لأنه (يتم استهلاك الأوكسجين أكثر من إنتاج ثنائي أوكسيد الكربون) فإنه يتم استخدام معامل تصحيح باستخدام النيتروجين المقاس.

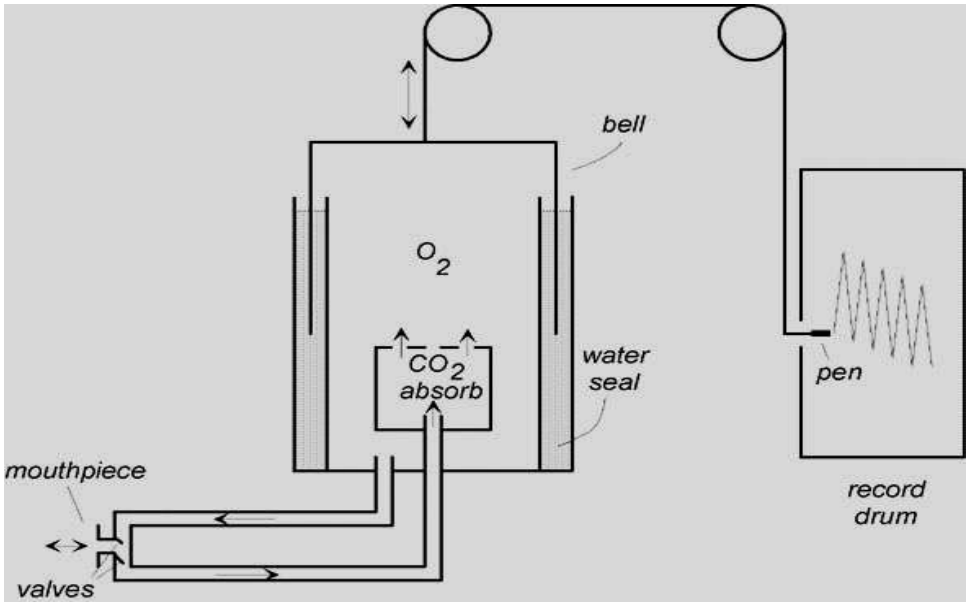
4-4 مقياس التنفس Spirometry

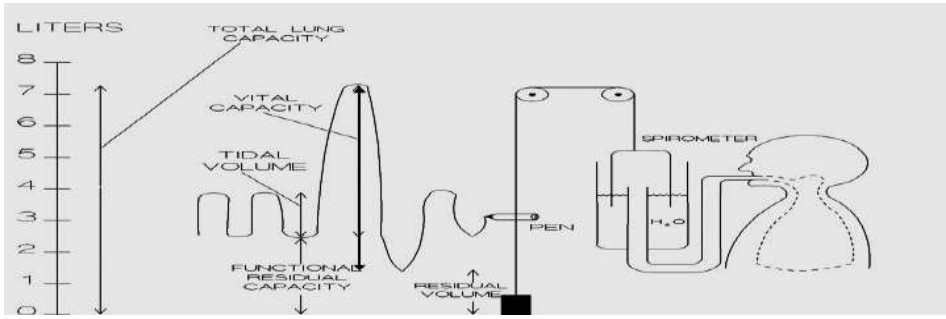
يستخدم جهاز السبيروميتر لقياس سعة وحجم الرئة وهو من الأجهزة الرئيسية في فحوصات وظائف الرئة وذلك لتقييم قدرة الرئة كمضخة ميكانيكية للهواء، ويدعى السجل الذي يتم الحصول عليه منه بمخطط التنفس.

يمكن قياس تدفق الهواء ضمن الرئة بإضافة قاعدة زمنية فيصبح السبيروميتر مخبراً كاملاً لفحص وظائف الرئة عند إضافة أجهزة تحليل الغازات.

4-4-1 السبيروميتر الأساسي Basic Spirometer

يمكن إجراء معظم القياسات التنفسية بشكل ملائم باستخدام سبيروميتر العازل المائي الكلاسيكي الشكل (7–4) ويتألف من إسطوانة مزدوجة الجدار بوضع عمودي ممتلئة بالماء بين الجدارين وتتضمن ناقوس مقلوب ذو وزن معاكس. يُغير التنفس داخل الناقوس حجم الغازات المحبوسة بالداخل ويُحول التغير في الحجم إلى حركة عمودية تُسَجل على الأسطوانة المتحركة لمسجلة الحركة. تتناسب حركة الناقوس مع الحجم المدي. إن سعة الناقوس لمعظم الاستخدامات 6–8 لتر. يستطيع السبيروميتر العادي الاستجابة بشكل كامل لمعدلات التنفس البطيئة فقط وليس للتنفس السريع، الذي قد يحصل بعض الأحيان بعد التخدير..





الشكل رقم (7-4)مخططان يوضحان سبيروميتر عازل مائي

يتضمن السبيروميتر العازل المائي كتل متحركة على هيئة الناقوس وأوزان متعاكسة، و ذلك يؤدي إلى مشاكل كالعطالة واحتمال تذبذب للناقوس. وبالتالي هذا زيادة في تقدير الحجم الزفيري. إن التعويض المقترح هو استخدام ناقوس للسبيروميتر بقطر كبير بحيث يتوضع بشكل محكم فوق القلب المركزي للسبيروميتر وتكون مساحة الماء المغطاة بالناقوس صغيرة بالنسبة إلى مساحة خزان الماء. إذا استخدم السبيروميتر للمؤشرات المعتمدة على الزمن، عندئذ يجب أن يكون للسبيروميتر زمن استجابة سريع واستجابة ترددية تصل إلى 12 هيرتز،

ولا ينطبق هذا المتطلب فقط على السبيرومتر بل أيضاً على المسجل المستخدم مع جهاز التسجيل.

إن جهاز السبيروميتر هو مكامل ميكانيكي باعتبار أن الدخل هو تدفق هواء والخرج هو إزاحة حجمية. يمكن الحصول على إشارة كهربائية متناسبة مع الإزاحة الحجمية باستخدام مقياس جهد خطي متصل إلى جزء البكرة في السبيروميتر.

إن الفحوصات التي تجرى باستخدام السبيروميتر ليست موضوعية بشكل كامل لأن النتائج تعتمد على تعاون المريض وجهود التدريب الجيدة لمختص التنفس.

يتطلب الحساب اليدوي للنتائج من مخطط سبيروميتر الحجم الميكانيكي وقتاً كبيراً. صُممت المبدلات لتُحول حركة الناقوس أو منفاخ أو مكبس سبيرومترات الحجم إلى إشارات كهربائية. تستخدم هذه الإشارات عندئذ لحساب النتائج العددية إلكترونياً. إن شعبية وانخفاض كلفة الحواسيب الشخصية جعلها طريقة جذابة لأتمتة كلاً من سبيرومترات الحجم والتدفق. يمتلك السبيرومتر الدقيق المتصل إلى حاسب شخصي مع برنامج جيد احتمال السماح للشخص غير المتدرب بالحصول على نتائج دقيقة.

2-4-4السبيروميتر الإسفيني Wedge Spirometer

يتألف السبيرومتر الإسفيني الموضح بالشكل(13−4) من كفتين مربعتين متوازيتين بالنسبة لبعضهما ومتمفصلتين على طول حافة واحد. تتصل الكفة الأولى بشكل دائم إلى الحامل الإسفيني المنفرج وتحتوي زوج من أنابيب إدخال كل منهما بقطر 5cm. تتارجح الكفة الأخرى بشكل حر على طول مفصلها بالنسبة إلى الكفة المثبتة. يُعزل الفراغ المتواجد بين الكفتين هوائياً باستخدام منفاخ من الفينيل. إن المنفاخ مرن جداً في اتجاه حركة الكفة إلا أنه يُبدي مقاومة عالية للإنتفاخ أو للتوسع إلى داخل أو إلى خارج السبيرومتر. وبالنتيجة، عندما يتواجد تدرج ضغط بين داخل الإسفين والجو المحيط يكون هناك تشوه مُهمل للمنفاخ فقط.

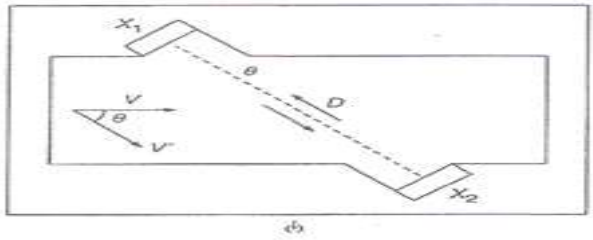
الشكل رقم (4-8) السبيروميتر الإسفنجي Wedge Spirometer

4-4-3 السبيرو ميتر فوق الصوتي: Ultrasonic spirometer

يعتمد على نقل الأمواج فوق الصوتيه بين زوج من المبدلات وقياس تغيرات زمن العبور الناتج عن سرعة الوسط السائل المتخلخل.

تُوظف هذه السبيرومترات مبدلات كهرضغطيه وتُشغَّل عند تردد الرنين المميّز الخاص بها من أجل أعلى فعاليه.

تستخدم السبيرومترات فوق الصوتيه زوج من المبدلات فوق الصوتيه مثبته على طرفين متقابلين لأنبوب التدفق ولهذه المبدلات القدره على إرسال واستقبال النبضات الفوق صوتيه، كما هو موضح بالشكل (9-4)



الشكل (4-9) مخطط أنبوب تدفق وموقع المبدلات الفوق صوتيه المستخدمه في مخطط التنفس الذي يعتمد على زمن العبور

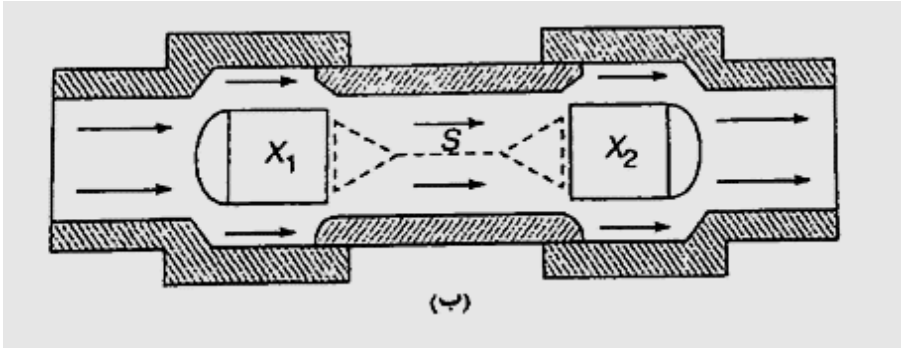
وتكون سرعة التدفق:

$$\bar{v} = \frac{D}{2\cos\theta}\left[\frac{1}{t_2} - \frac{1}{t_1}\right] = \frac{D}{2\cos\theta}[f_2 - f_1]$$

لا تظهر سرعة الصوت في المعادلة الأخيرة. وبذلك لا تتأثر دقة الخرج بكثافة السائل أو درجة الحرارة أو اللزوجة. يجب أن تكون الأنظمة وحيدة التردد المستخدمة لقياس التأخير الزمني بشكل مباشر قادرة على تمييز النانو ثانية بوضوح باعتبار أن تأخير العبور الكلي t، يقاس عادة بالميلي ثانية. ليس من السهل تطبيق هذه التقنية بسبب الصعوبة في قياس فروق الزمن الصغيرة هذه.

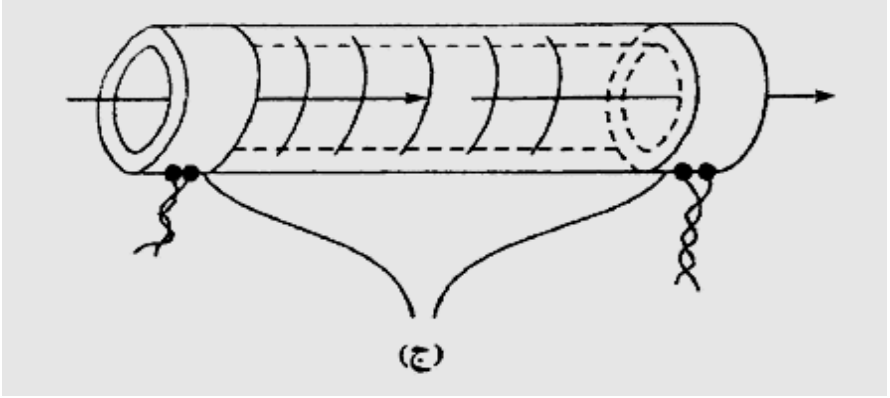
تُستخدم نوافذ شفافة صوتياً في مقاييس تدفق السائل لحماية أسطح المبدلات ولتحسين توافق الممانعة مع الوسط.

وقد ظهرت أنواع جديدة من هذه الأجهزة ،جميعها تسعى في تصميمها لتفادي التشويش في التدفق والحيز الميت والأهتزاز غير المرغوب فيها، فظهر التصميم المتحد المحور كما في الشكل (4-10)



الشكل (4-10) مقياس سرعة تنفس فوق صوتي متحد المحور

وظهرالتصميم ذو المبدل الأسطواني القشري كما في الشكل (4-11) ، إلا أن هناك الكثير من المشاكل الأخرى التي ما تزال عائقاً للتطور الناجح لهذه المقاييس.



الشكل (11–4) مقياس سرعة تنفس فوق صوتي يُبين المبدل الأسطواني القشري ومجرى الهواء.

4-5 مقاييس سرعة التنفس Pneumotachometers

إن مقاييس سرعة التنفس هي أجهزة تقيس معدل التدفق الحجمي اللحظي للغازات المُستنشقة.

بشكل أساسي وهناك نوعان من مقاييس سرعة التنفس، وهي:

أولاً: مقياس ضغط الغاز التفاضلي: لهذا المقياس مقاومة صغيرة تسمح بالتدفق ولكنها تُسبب هبوط بالضغط. يُقاس هذا التغير بمبدل ضغط تفاضلي يُخرج إشارة تتناسب طرداً مع التدفق اعتماداً على قانون بوازويل الذي يفترض أن التدفق صفائحي. تُسخن الوحدة للمحافظة على درجة حرارتها على 37 درجة مئوية لمنع تكاثف بخار لماء من نفس الزفير.

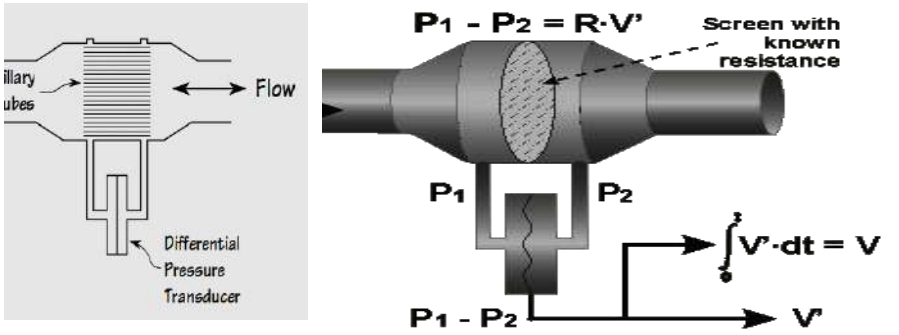
ثانياً: مقياس سرعة الهواء ذو السلك الساخن: يَستخدم هذا المقياس عنصراً مسخّناً صغيراً في طريق تدفق الغاز. يُقاس التيار اللازم للمحافظة على درجة حرارة ثابتة للعنصر والذي يزداد بتناسب طردي مع تدفق الغاز الذي يُبرد العنصر.

يستخدم مقياس سرعة التنفس بشكل شائع لقياس مؤشرات تتعلق بوظيفة التنفس مثل حجم الزفير القسري (FEV) والحجم الاعظمي لمنتصف الزفير وذروة التدفق. باعتبار أن هذه التجهيزات تقيس مباشرة التدفق الحجمي فقط فيمكن توظيفها لاشتقاق التغيرات المطلقة في حجم الرئة (قياس التنفس) بتكامل إشارة التدفق إلكترونياً. ومع أن السبيروميترات الميكانيكية التقليدية أكثر دقة من مقاييس سرعة التنفس إلا لها أن لها قيودها الناتجة عن عطالتها الميكانيكية.

إن مقاييس سرعة التنفس غير معيقة نسبياً للمريض وهذا يجعلها مناسبة للمراقبة الطويلة للمرضى ذوي المشاكل التنفسية. المتطلب الأساسي لمقاييس سرعة التنفس (PTM) هو ان لا يتم تقديم سوى مقاومة أصغرية للتنفس. تكون المقاومة المقبولة بين 0.5-1.0 CmH2O.S\L سم ماء ثانية/لتر. كما ن هبوط الضغط عبر راس التدفق عند ذروة التدفق هو دلالة على المقاومة. يبلغ هبوط الضغط عند ذروة التدفق في مقاييس سرعة التنفس نوع فلايش **(Fleisch)** 1.5 CmH2O تقريباً.

4-5-1 مقياس فلايش لسرعة التنفس (Fleisch Pneumotacho meter)

هذه المبدلات هي عناصر مقاومة تتألف من قنوات معدنية صغيرة متوازية كما في الشكل (4-12). تساعد هذه البنية على المحافظة على تدفق صفائحي عند معدلات تدفق أعلى بكثير من تلك الممكنة من أجل نسيج معدني ذو مساحة متشابهة. يتناسب هبوط الضغط عبر العنصر في حال التدفق الصفائحي مباشرة مع معدل تدفق الغاز المار خلاله.



الشكل رقم (12-4) بُنية مُبدل سرعة التنفس.

يظهر خرج مبدل التدفق كضغط تفاضلي وبذلك هناك حاجة لمبدل ثاني لتحويل هذا الضغط إلى إشارة كهربائية. يُستخدم في مثل هذه التطبيقات مبدلات ضغط سعوية وهي أكثر استقراراً وأقل حساسية للاهتزاز من مبدلات المقاومة أو التحريض.

يحدث الاضطراب عند معدلات تدفق عالية في الخرطوم الذي يؤدي إلى مبدل سرعة التنفس وتميل استجابته لأن تصبح لا خطية وهذا ما يقيد مجال استخدام المبدل.

تُعطى العلاقة بين هبوط الضغط والتدفق على الشكل التالي: $DP = AV + BV^2$

حيث يقدم الحد BV^2 تأثير اللاخطية. تُصحح اللاخطية عموماً بشكل إلكتروني.

4-5-2 مقياس سرعة التنفس من نوع فنتوري

(Venturi-type Pneumotachometer)

يعمل هذا النوع بشكل مشابه لمقياس فلايش لسرعة التنفس إلا أن هذا النوع يحتوي على حنجرة فنتوري من أجل عنصر المقاومة الخطي. يتناسب هبوط الضغط الناتج مع مربع التدفق الحجمي. لهذه المقاييس تصميم هندسي مفتوح وبذلك فهي أقل عُرضة لمشاكل تجميع السائل. سيئتها الرئيسية هي معايرتها اللاخطية ومُتطلب التدفق الصفائحي.

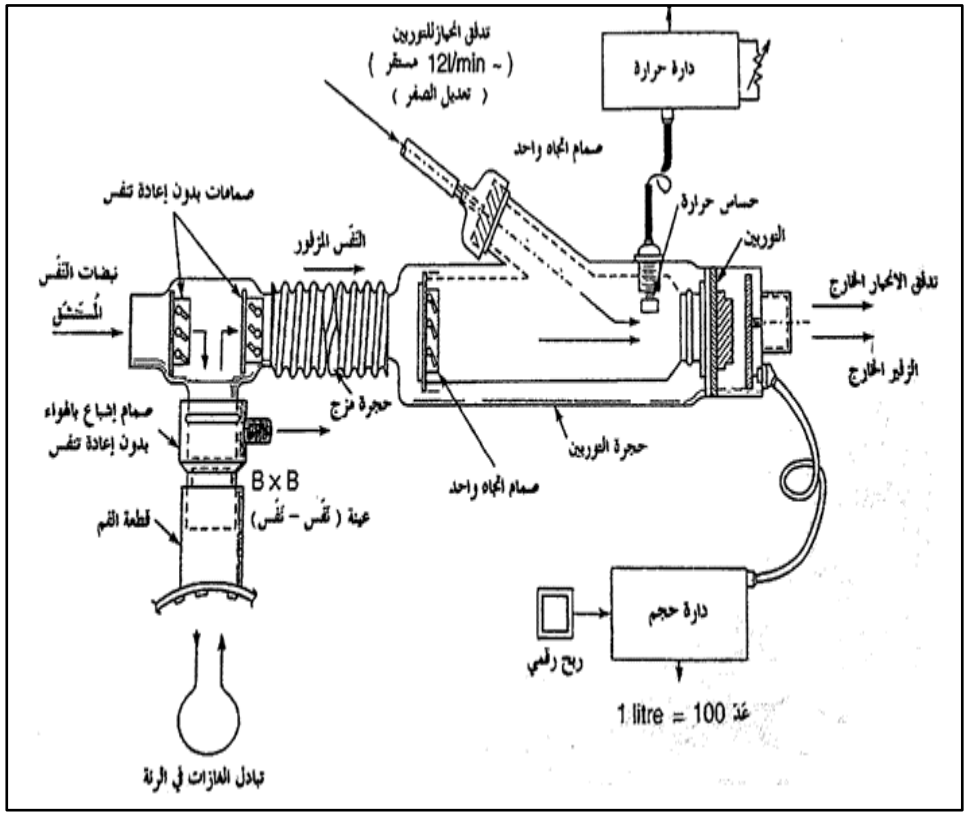
4-5-3 مقياس سرعة التنفس من النوع التوربيني

(Turbine-type Pneumotachometer)

في هذا التصميم، يُدور الهواء المتدفق خلال المبدل شفرة توربينية منخفضة الكتلة (0.02 غرام). يعترض حزمة الضوء لديود إصدار ضوئي (LED) دوران الشفرة التوربينية. تسقط حزمة الضوء المُعتَرَضَة على مقومة ضوئية تنتج قطار نبضات يُعالج ويُجمع ليُمثل الحجم المتجمع باللتر.

إن التدفق الانحيازي للهواء هو ميزة خاصة لهذا المبدل. حيث يُحافظ هذا التدفق على الحركة الثابتة للشفرات حتى بدون تدفق العينة خلالها، ممايسمح بقياس عينة تدفق الهواء في المجال من 3 حتى 600 لتر/دقيقة في المجال الأكثر خطية لمبدل الحجم وذلك بالتغلب على الكثير من العطالة الدورانية للتوربين.

و يبين الشكل رقم (13–4) مبدل حجم من النوع التوربيني.



الشكل رقم (13-4) مبدل حجم من النوع التوربيني

4-6 قياس الحجم (Measurement of Volume)

إن حجم الغاز المُتدفق إلى داخل وخارج الرئتين هو عامل ذو أهمية كبيرة في دراسات وظيفة الرئة. فبينما يمكن قياس حجم النفس الواحد أو الحجم الكلي الخارج من الرئتين في زمن معين بالسبيرومترات التي تعمل بشكل مستمر، تكون قياسات نَفَس بنَفَس على الأغلب صعبة. إحدى الطرائق هي إجراء تكامل معدل التدفق إلكترونياً وتسجيل الإشارات الناتجة. يُقاس معدل التدفق مع تغير الضغط عبر مخطط سرعة التنفس بواسطة مقياس ضغط ميكروي والذي يتناسب جهد خرجه طرداً مع فرق الضغط على دخل مقياس الضغط أي:

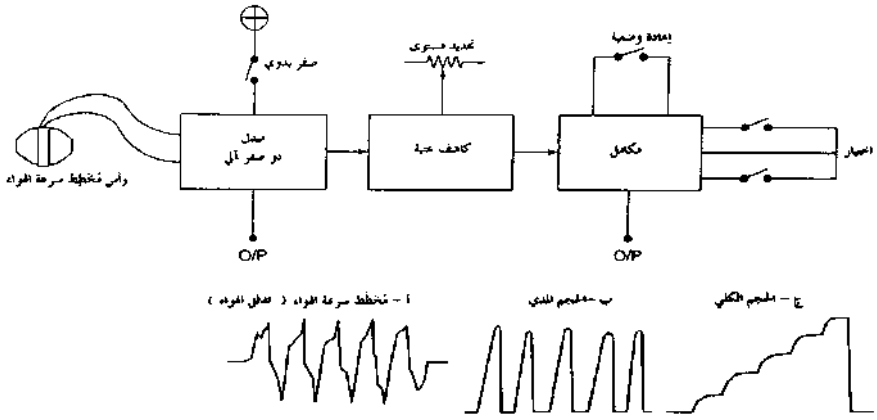
$$V_1 = K(P_1 - P_2)$$

حيث: K ثابت.

إن خرج المكامل: جهد V_0 بحيث أن: $V_0 = \frac{1}{RC} \int_{t1}^{t2} V_i dt$

يبين الشكل (14–4) نظام مبسط لمكامل قياس الحجم والتدفق ويتألف من مقياس تدفق ذو "صفر آلي" مع كاشف عتبة ومُكامل. يختار كاشف العتبة أي جزء من إشارة التدفق للتكامل ويُهيأ عادة ليعمل عندما تتحرك إشارة التدفق متجاوزة الصفر في الاتجاه الموجب وليتوقف عن العمل عندما تعود إشارة التدفق إلى الصفر. يعني ذلك أنه يمكن قياس الشهيق أو الزفير اعتماداً على كيفية توصيل رأس التدفق.

عندما تكون الغاية قياس الحجم المدي، تتحرك إشارة التدفق موجبةً وتستمر حتى يعود خرج التدفق إلى الصفر عندما يُعاد خرج المكامل إلى وضعية البداية. يُبين الإظهار حجم كل نفَس يتم الإحتفاظ بالحجم الذي يظهر بعد كل نفس عند قياس الحجم التراكمي. يُكامل النَفَس التالي ويُضاف إلى سابقه وبذلك يتم إنتاج مخطط على شكل درج،ويمكن تسجيل المخطط على ورق بياني.

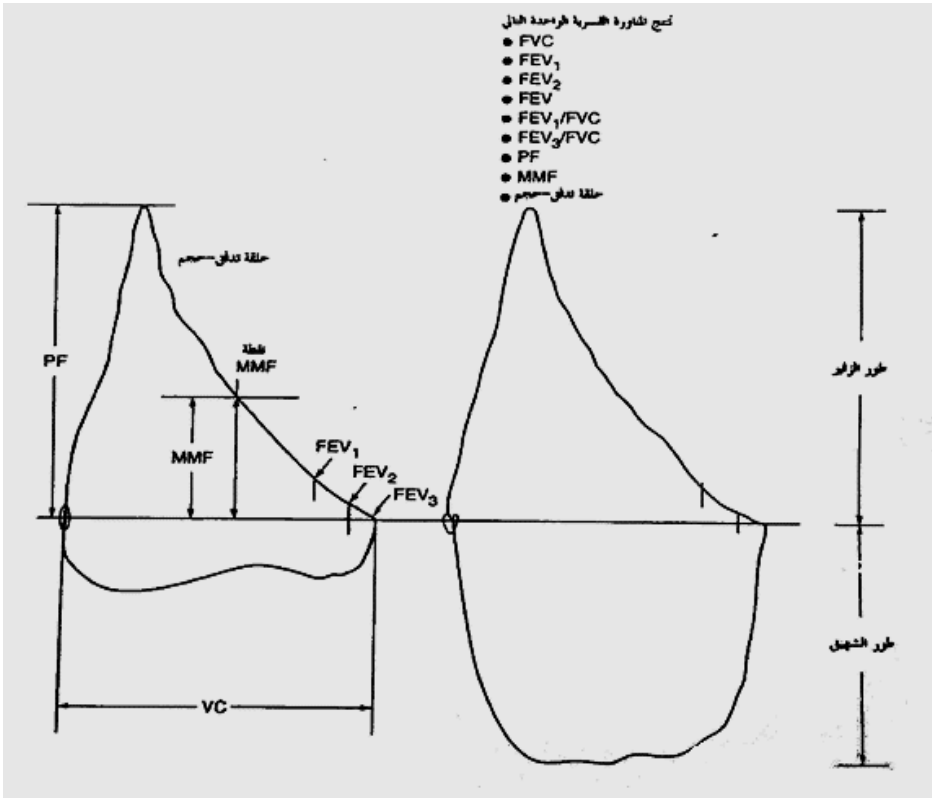


الشكل (14-4) مخطط توضيحي لسبيروميتر كهربائي لقياس التدفق والحجم.

منحني التدفق–الحجم (Flow- Volume (MEFV) curves)

يبين هذا المنحني (المخطط) معدل التدفق الزفيري الأعظمي اللحظي مقابل الحجم (منحني أو مخطط MEFV). لا يتغير شكل منحني التدفق – الحجم كثيراً بين الأشخاص الطبيعيين مع اختلاف العمر والحجم والجنس رغم أن القيم المطلقة لمعدل التدفق والحجم قد تتغيران بشكل كبير، يتغير شكل هذا المنحني بشكل كبير ومهم للمصابين بمرض انسداد مجرى الهواء. ولهذا السبب

فإن منحني التدفق – الحجم هو دلالة جيدة ومبكرة على الحالة الطبيعية. يبين الشكل رقم (4-15) منحنيات MEFV النموذجية.



الشكل رقم (15-4) حلقات تدفق – حجم نموذجية.

تبين أيضاً أن منحني التدفق – الحجم الشهيقي مفيد في كشف حالات غير طبيعية معينة في الرئة ومع ذلك فهو لا يقدم حجم معلومات عن ميكانيكية الرئة كالتي يقدمها منحني التدفق – الحجم الزفيري. إن نسبة $MEF_{50\%}/MIF_{50\%}$ هي مؤشر مفيد لدرجات الانسداد الشهيقي والزفيري النسبية حيث $MIF_{50\%}$ هي تدفق الشهيق الأعظمي عند 50 % من السعة الحيوية.

تم دمج حاسب صِغَري في الأجهزة الحديثة لحساب قيم السبيروميتر العظمى المخزنة، FVC و FEVI والنسبة FEVI/FVC كما تم إضافة تقييم مؤشرات أخرى إلى هذه القيم. على سبيل المثال، تبين أن متوسط التدفق محسوباً على الجزء المتوسط لمخطط التنفس هو المؤشر الأكثر

قبولاً للكشف المبكر عن ازدياد مقاومة مجرى الهواء. يُسهل النظام الذي يعتمد على الحاسب الصغري أتمتة العديد من المؤشرات التي هي قيد الدراسة.

مساحة التدفق – الحجم Area of the Flow-Volume

تُعتبر المساحة تحت منحني التدفق الشهيقي الأعظمي – الحجم (AFV) مؤشر حساس لعجز وظيفة الرئة. السبب في ذلك هو سهولة الوصول إلى التدفق الأعظمي لجميع حجوم الرئة والسعة الحيوية والـ FEV في قياس واحد. وقد تبين أن AFV هو المتغير الوحيد القادر على كشف الفروق للشخص الواحد وبين الأشخاص بالنسبة إلى استجابات الربو الآنية أو المتأخرة.

يمكن حساب المساحة تحت منحني التدفق – الحجم باستخدام دارة تربيع وتكامل. تُستخدم العلاقة التالية في استنتاج المساحة:

$$A = \int_0^{V_T} F\, dV$$

حيث dV = F dt وبذلك:

$$A = \int_0^{T} F^{\,2} dt$$

حيث VT الحجم الكلي الخارج من الرئتين خلال الزمن.

T زمن أكبر من الفترة المستغرقة لإتمام مناورة التنفس.

يمكن استخدام وحدة مضاعفة مثل دارة متكاملة FM 1551 لتربيع إشارة معدل التدفق ومن ثم مُكاملها بالنسبة إلى الزمن للحصول على المساحة.

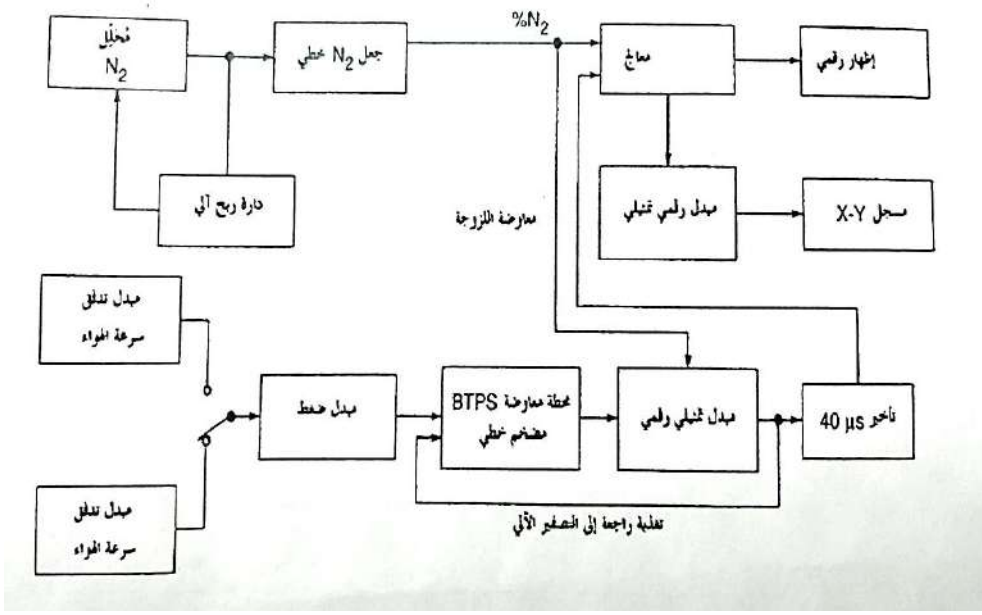
4-7 أجهزة تحليل وظائف الرئة Pulmonary Function Analyzers

يحتوي جهاز تحليل وظائف الرئة الكامل على جميع التجهيزات اللازمة لفحص المؤشرات المختلفة. يتألف الجهاز من جهاز تحليل نتروجين ومضخة شفط ومسجل X-Y ومقياس سرعة التنفس وإظهار رقمي وأنابيب وصمامات ودارات إلكترونية أخرى.

يبين الشكل رقم (16–4) مخطط صندوقي مُبَسط للنظام. تُصمم التجهيزات الحديثة بحيث تكون قياسات التهوية والتوزيع والانتشار مؤتمتة بشكل كامل. تُصمم الأنظمة معتمدةً على الحواسيب التي تتحكم بالإجراءات من خلال فتح وإغلاق الصمامات المناسبة وقياس معدلات التدفق وتراكيز الغازات المختلفة وحساب وطباعة النتائج. يُغذي محول تمثيلي رقمي بيانات القياس إلى الحاسب.

تأتي مدخلات المحول التمثيلي الرقمي من أجهزة قياس مختلفة تتضمن مقياس سرعة التنفس الذي يؤمن إشارة متناسبة مع تدفق الهواء لقياسات مختلفة وأجهزة تحليل أول أوكسيد الكربون والهليوم لقياسات الانتشار.

تسمح طريقة القياسات الرئوية التي تتحكم بها البيئة البرمجية بإضافة برامج جديدة أو تعديل البرامج الموجودة.



الشكل رقم (16–4) مخطط صندوقي لجهاز تحليل وظائف الرئة.

يبين الشكل (17–4) مثالاً لنظام فحص وظائف الرئة حديث يعتمد على المعالج الصغري. يحقيق هذا النظام مجال كبير من الخطية من 0 إلى 15 لتر/ثانية. ويعطي دقة أفضل لتسجيل حلقة

التدفق–الحجم في مجال التدفقات العالية والمنخفضة. يُقاد هبوط الضغط المتناسب مع التدفق على مقاومة شبكية مُعايرة إلى مبدل ضغط خلال خرطومين من السليكون.

تُحول القيمة الهوائية إلى إشارة كهربائية وتغذى إلى المضخم الذي يمثل خرجه "التدفق". تُكامل الإشارة إلى حجم بواسطة محول جهد–تردد. ومن ثم يتم تحويل كل من إشارتي التدفق والحجم إلى شكل رقمي في محول تمثيلي–رقمي وتُعطى إلى وحدة المعالجة.

الشكل رقم (17–4) نماذج لنظام فحص وظائف الرئة حديث.

تتم عمليات معالجة وتقييم وتمثيل البيانات في معالج صغري يتم إدخال معطيات المريض من خلال لوحة المفاتيح. يتم إظهار المخططات بواسطة طابعة حديثة.

.....

القسم العملي لأجهزة تحليل وظائف الرئة

سنقوم بشرح الأجزاء الأساسية في البورد التعليمي لتجربة قياس التردد التنفسي

ومن ثم خطوات إجراء التجربة العملية

4-8 **مقياس التردد التنفسي** Measurement of the respiratory frequency

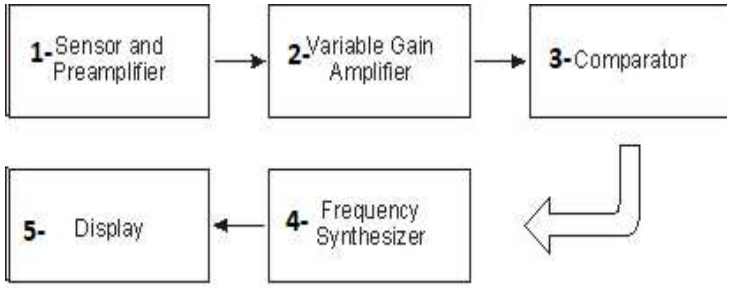
إن الدراسة الكاملة للوظيفة الرئوية لشخص تتطلب إختبارات مختلفة ذات دلالة.

في الحقيقة، من الضروري إعتبار 3 عوامل رئيسية التي تميز التنفس:

1. القدرة الحجمية الرئوية
2. التبادل الغازي
3. التردد التنفسي

إن قياس التردد التنفسي من الممكن أن يتم من خلال حساس درجة حرارة صغير يوضع قريباً من الفم. في الحقيقة ، يُمسك باليدين اللتين تسمحان بتوجيه الفتحة نحوالهواء الخارج. إن الاختلاف الحراري بين شهيق وزفير(حوالي بضع درجات) يُكتشف بالحساس والمضخم والإشارة الناتجة تستعمل للتحكم بالمقارن أو قادح شميت.وبالتالي يمكن حساب التردد التنفسي عن طريق حساب عدد النبضات وأخذ القيمة المتوسطة.

يبين الشكل (18–4) مخططاً صندوقياً لمقياس التردد التنفسي والذي يتكون من حساس درجة الحرارة وديود حراري ومضخم أولي ومضخم ربح متغير الذي يشمل ثلاث مراحل مختلفة. إشارة الخرج من المضخم تدخل الدارة التي تشكل النبضات الرقمية التي تنظم دارة معالجة التي تتصرف كمضاعف تردد. في هذه المرحلة الإشارة الناتجة يمكن أن تقرأ بواسطة مقياس تردد.



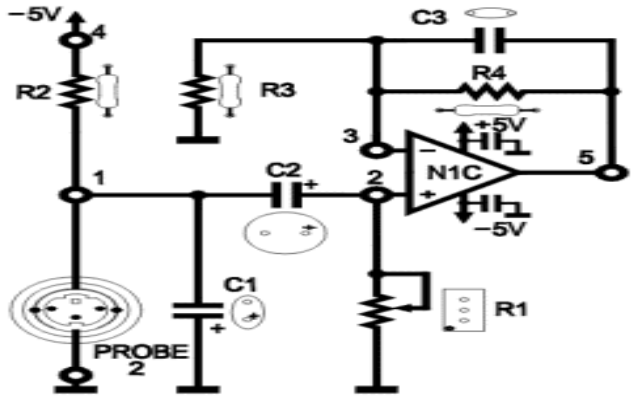
الشكل (18–4) رسم تخطيطي لداره مقياس التردد التنفسي

1– حساس ومضخم أولي 2– مضخم بربح متغير 3– مقارن 4– مضاعف تردد 5– إظهار

4-8-1 الحساس :

الحساس يجب أن يقترب إلى الفم أَو إلى فتحتي الأنف ويُحمل بكلتا اليدين التي تحول تدفق هواء الزفير أَو الشهيق. إن الحساس مكوّن من ديود حراري الذي لديه درجة حرارة صغيرة ثابتة سالبة. الإختلاف الحراري لهواء الشهيق والزفير يسبب تغير الجهد في نهايات الحساس. وتكون من مرتبة mV تُضخم هذه الإشارة وبعد ذلك تُستعمل لتشغيل المقارن. يدخل التغير في جهد الحساس إلى المضخم كما هو مبين في الشكل (19–4).

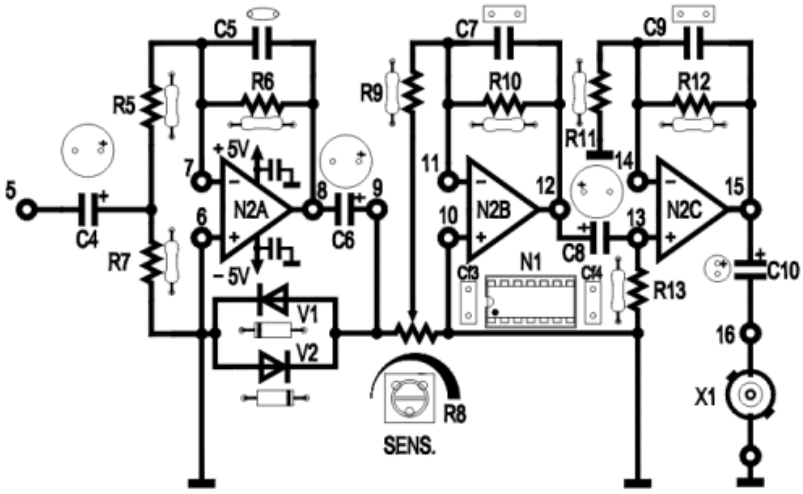
تُدخل الإشارة في المدخل العاكس للمضخم الأولي وخرج هذه المرحلة يدخل مضخم ربح متغير.



الشكل (19–4) المضخم الأولي

4-8-2 مضخم ربح متغير :

إن الربح المتغير مكون من ثلاث مراحل كما هو مبين في الشكل (20–4). بعد التضخيم الأولي الذي يُربط بالحساس، يسمح المضخم الرئيسي بزيادة الإشارة المكتسبة وأخذها إلى مستوى مناسب لتكون دخل للمقارن الذي يولد الإشارة الرقمية. إن المراحل الثلاث تتكون من المضخمات العاكسة N2A, N2B, N2C , على الترتيب.يمكن التحكم بالربح من خلال ضبط المقاومة R11ويصل إلى قيمة 100 يتم ترشيح التردد المرتفع من الإشارة وتظهر إشارة الخرج مباشرة على رأس الذبذبات من خلال الموصل X1 ومن ثم تكون الإشارة جاهزة لتدخل إلى المقارن

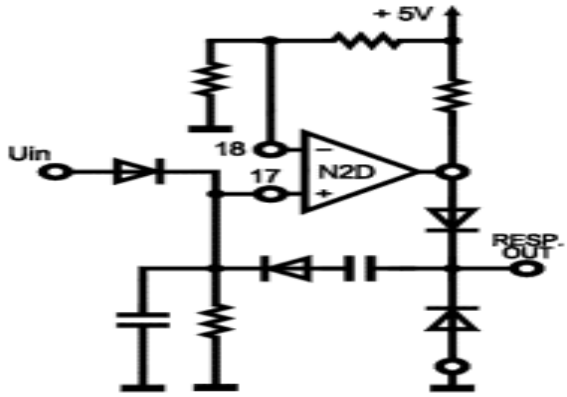


الشكل (20–4) مضخم ربح متغير

4-8-3 المقارن بعروة : Comparator with hysteresis

المقارن بعروة هو عبارة عن نوع خاص من الدارات غير الخطية المعروفة بمتعددة الاهتزاز ثنائية الاستقرار . متعددة الاهتزاز ثنائية الاستقرار هي عبارة عن الدارة التي تظهر حالتين مستقرتين ولذلك يمكن للدارة أن تبقى في أي من الحالتين المستقرتين وبشكل غير محدد وتنتقل إلى الحالة المستقرة الأخرى فقط عندما تستقبل نبضة إثارة مناسبة (قدح).

يتم الحصول على الحالتين المستقرتين من خلال مضخم مع حلقة ربح أعلى من الواحد. يظهر الشكل التالي مخطط الدارة للمقارن بعروة :



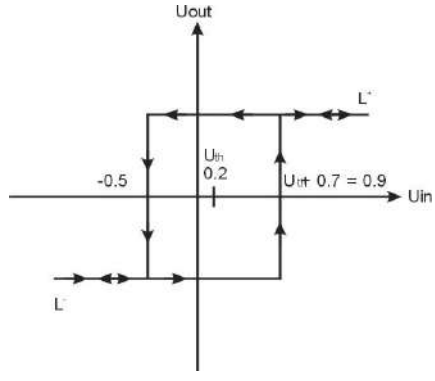
الشكل (21–4) المقارن بعروه

ويظهر الجدول (2–4) القيم الحقيقية للمقارن الموجود في المخبر :

الجدول (1–4) القيم الحقيقية للمقارن الموجود في المخبر

Power supplies مزود الطاقة	+5 V	0 V
Stable states U_{out} حالات مستقرة	2.8 V	0 V
Thresholds U_{in} دخل القدح	U_{th} + 0.7 V	U_{th} - 0.7 V

ويظهر الشكل (22–4) تابع النقل للمقارن (Transfer function of the comparator)

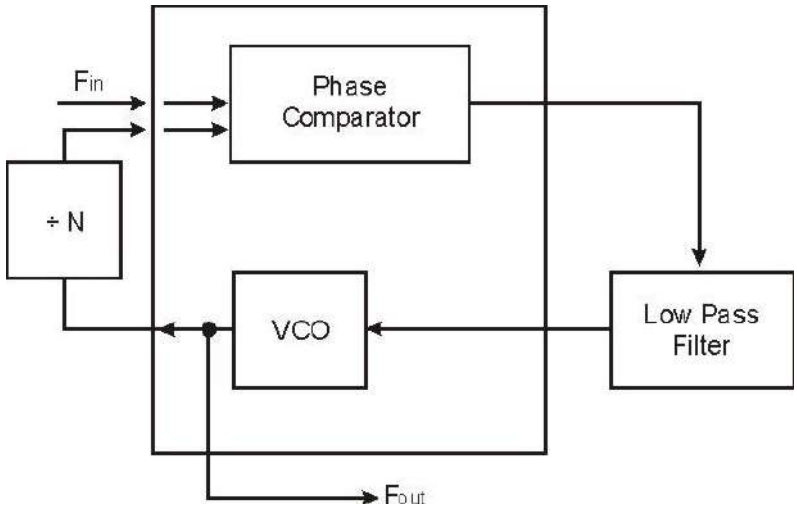


الشكل (22–4) تابع نقل المقارن.

يستخدم المقارن لتحويل الاشارة التشابهية المكتسبة بواسطة حساس إلى اشارة رقمية وهذه الدارة مفيدة جداً في الأجهزة الطبية ليس فقط من أجل قياس التردد على سبيل المثال ايقاع القلب أو ايقاع التنفس . لذلك يعتبر المقارن الدارة التي تسمح بالتحويل التشابهي . الرقمي . يسمح وجود العروة بجعل التحويل A/D خال من الضجيج .

4-8-4 Frequency synthesizer : مركّب (مضاعف –مقسم) التردد

أغلب مقاييس التردد لا تظهر القيم التي أقل من 10 هرتز. لإظهار الترددات المنخفضة نستعمل الـ PLL التي يمكن أن تزود بأضعاف التردد. تستخدم حلقة القفل الطورية (PLL) ;كمركب للتردد(موّلف) يتبع بمرور الوقت الإشارة المدخلة. يبن الشكل (23–4) رسم تخطيطي لـ مركب التردد الذي يدمج مقسم التردد F_0/N لهُ نفس مقدار تلك الإشارة المدخلة (Fin).



Block diagram of a frequency synthesizer

الشكل (23–4) المخطط الصندوقي لمضاعف التردد

تدخل الإشارة في البداية إلى مقارن طوري وبعد ذلك يتم ترشيح خرج المقارن الطوري عن طريق مرشح تمرير منخفض وتستخدم الإشارة الناتجة للمزامنةبينها وبين إشارة هزاز يتم التحكم به بواسطة

الجهد (VCO). إن تردد النبض القلبي 60 bpm يساوي لـ 1 نبضة بالثانية (1HZ) فإذا اشتغل ال VCO عند تردد مركزي قدره 600HZ وجب تقسيم التردد على 600 قبل أن يتم إعادة هذا التردد مرة أخرى ألى المقارن الطوري الذي يقوم بمقارنتها مع إشارة الدخل التي تمثل النبض بترددHZ1

4-8-5 PLL (حلقة القفل الطورية) :

الـ PLL (حلقة القفل الطورية) هي دارة تغذية عكسية تكاملية سالبة.

إنه عنصر متعدد الاستعمال ويمكن أن يستعمل كـ :

1- منظم إشارات التردد المستخلصة .

2- جهاز فك رموز نغمة، قادر على اكتشاف تردد معين بين كمية كبيرة منها.

3- جهاز تحكم بسرعة محرك.

4- محول تردد جهد.

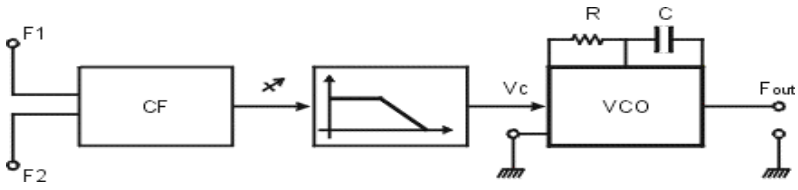
5- مضاعف تردد.

6- مركب موجات جيبية.

الـ PLL عبارة عن دارات الكترونية تسمح بتوليد اشارة تزامن (موجة مربعة أو جيبية) التي تحافظ على طورها متزامن مع الاشارة التي تطبق على دارة القفل المدخلة.

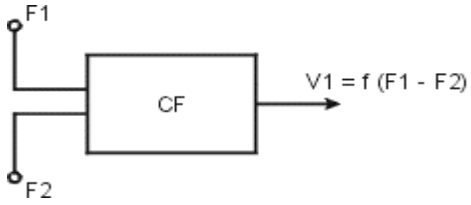
4-8-6 البلوكات الرئيسية لـ PLL التشابهي :

أنظمة حلقة القفل الطورية الموضحة في الشكل (24-4) تتكون من ثلاث بلوكات: المقارن لطوري،مرشح تمرير منخفض ،و VCO .



الشكل (24-4) المخطط الصندوقي لـ PLL

يتناسب جهد الخرج للمقارن الطوري مع فرق مع فرق الطور في إشارة الدخل F1 و F2 كما هو مبين في الشكل (25–4).



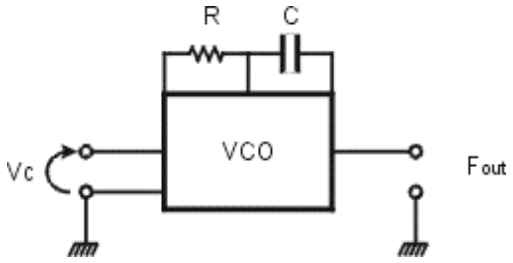
الشكل (25–4) مقارن الطور ل PLL

إذا لم يكن للإشارتين F1 و F2 نفس التردد، يولد المقارن عند الخرج حد يناسب (F1 + F2) و حد يناسب وحدود عند التوافقيات العليا.

يمرر مرشح التمرير المنخفض الموضح بالشكل (26–4) التردد المنخفض للإشارة ويحذف التردد العالي فإذا كان خرج المقارن الطوري يتضمن توافقيات الحد الأعلى(F1 - F2) فالمرشح يقوم بترشيح التوافقيات الأعلى وابقاء هذا الحد الأخير.

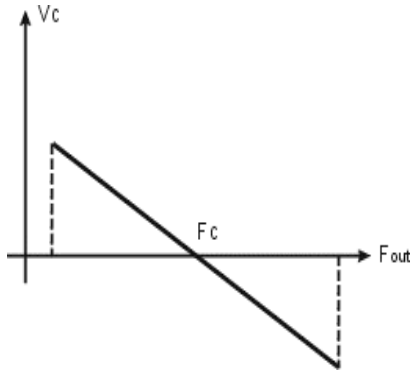
الشكل (26–4) مرشح التمرير المنخفض

الـ VCO (هزاز متحكم به بالجهد) الشكل (27–4) يولد موجة مربعة أو اشارة جيبية التي يعتمد ترددها بشكل خطي على غزارة جهد الدخل.



الشكل (27–4) هزاز متحكم به بالجهد من PLL مع مرشح خارجي

بشكل عام، الـ VCO ليس مذبذب كوارتز،لكنه متحكم به بواسطة دارة R-C التي مهمتها هي اختيار مجال التشغيل، تغير جهد التحكم المباشر VC يسمح بتفاوت تردد الـ VCO حول تردد الرنين المركزي FC ، التابع Fout=f(Vc) يمكن أن يمثل بشكل تخطيطي الشكل (28–4)

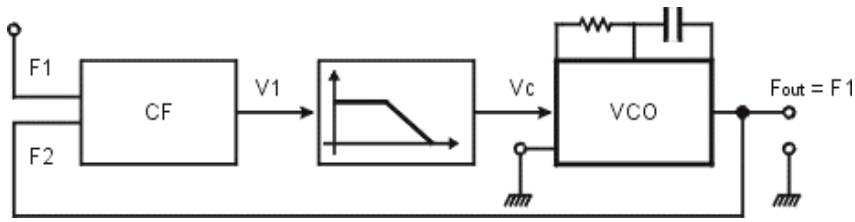


الشكل (28–4) مخطط التردد وVC

إن تردد الرنين FC هو تابع لـ R و C أي أن : C،Fc = f (R) والـ VCO يمكن أن يصنع تغير التردد خلال الاستقامة النازلة حول FC ضمن المجال [Fmin,Fmax]

4-8-7 القفل :

دعنا نعتبر الشكل (29–4) حيث لدينا التغذية العكسية للـ PLL بواسطة دارة مختصرة ونطبق متغير خارجي F1 :



PLL in closed loop

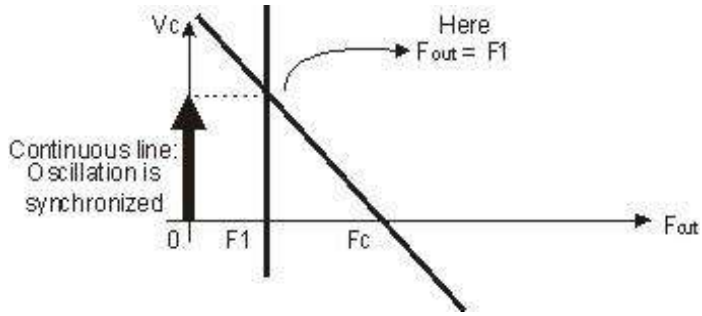
الشكل (29–4) PLL في حلقه القفل

يولد الهزاز المتحكم به بالجهد الـ VCO بشكل أولي تردد ذبذبات حر Fc ،يختلف عن F1 . التردد FC يقوم بتغذية عكسية للمقارن ويقارن بـ F1 ، عندما يختلف الترددان , يولد المقارن جهد

متغيرمع الزمن الذي يخرج من المرشح كجهد مباشر ويقود الـ VCO الذي يهتز حول FC ويستمر بتوليد جهد التغذية العكسي الذي يقترب أكثر فأكثر من الـ F1

إذا كان Fout يتزامن مع F1 (ليس بالضرورة أن تكون هذه هي الحالة) الـ VCO يتوقف والنظام يقفل .

Fc (تردد مركزي) هو التردد الذي تولده الهزازة عندما لا يكون هناك إدخالات.



الشكل (30-4) هزاز متحكم به بالجهد(VCO control voltage)

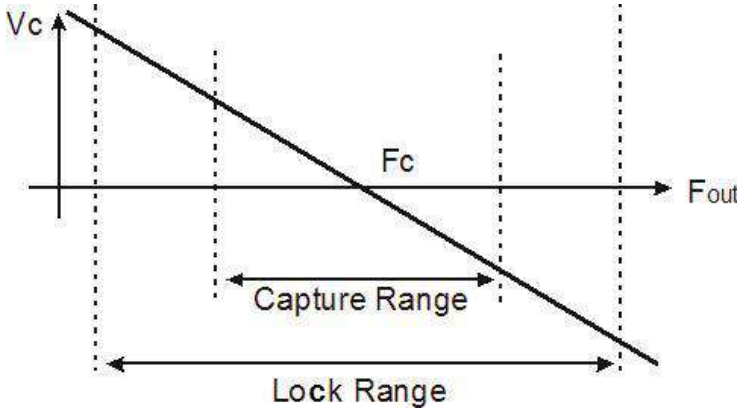
إذا كان F1 بعيد جداً عن FC أو إذا كانت سلسلة الـ PLL بطيئة جداً، قد لا يحدث القفل ، لذا لكي يقفل النظام ،من الضروري أن يكون F1 ضمن فواصل معينة للترددات.

الـ PLL يُميز بثلاث بارامترات نموذجية :

1- تردد الاهتزاز الحر FC .

2- مجال الكسب: في الحد الذي يقفل فيه الـ PLL ،من الضروري أن يكون تردد الإشارة قريباً لـ FC ، وإذا لم يحدث ذلك القفل لن يكون ممكناً.

3- مجال القفل: إذا كان الـ VCO مقفل، فإنه من الممكن تغيير التردد الخارجي ببطئ ضمن مجال فاصل ،أوسع من مجال الربح . إذا كان التغير غير حاد ، الـ VCO يتبع التردد الخارجي ويبقى مقفلاً،ماعدا ذلك يكون غير مقفل .



الشكل(30-4) مجال القفل ومجال الربح(Capture range and lock range)

4-8-8 PLL في مقياس النبض القلبي :

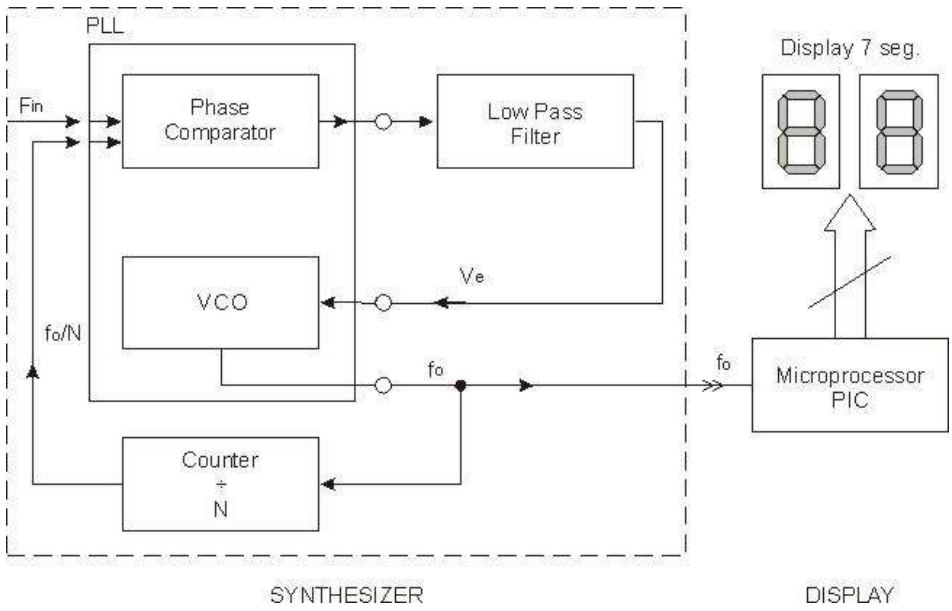
داخل مقياس النبض القلبي، حلقة القفل الطورية أَو PLL له وظيفة نقل تردد نبض القلب إلى الترددات الأعلى بـ600 مرة.

يكون تردد إشارة النبضة عند خرج المقارن بعروة لها تردد نموذجي يتفاوت من 0.2 إلى 2 هيرتز يدخل في المقارن الطوري داخل الـ PLL حيث يقارن بإشارة المقارنة. إن اختلاف التردد بين الإشارتين يرشح بـ R-C مرشح تمرير منخفض والإشارة المرشحة (جهد التحكم VC) تستخدم للتحكم بـ VCO. الـ VCO يتذبذب عند تردد مركزي fc، 600هرتز.هذا التردد يقسم 600 مرة ليولد إشارة المقارنة لتدخل في المقارن. إشارة الخرج من الـ VCO تتفاوت حتى تصل إشارة المقارنة نفس تردد نبضة القلب. يتم إدخال إشارة الخرج من الـ VCO إلى مقياس التردد الذي يسمح بقراءة التردد.

4-8-9 Frequency synthesizer :

يستعمل الـ PLL الموصوف أعلاه لمضاعفة التردد.تكون إشارة الخرج التي تأتي مباشرة من مركب التردد أعلى من الإشارة القلبية بـ 600 مرة ،بينما شاشة الإظهار ستعرض قيمة مقسمة بحوالي 10 ،وستترجم كعدد النبضات في الدقيقة (bpm).

يظهر الشكل (31-4) رسم تخطيطي لمركب التردد (synthesizer) ولشاشة الإظهار.



الشكل (32–4) المخطط الصندوقي لمقياس التردد (Block diagram of the frequency meter.)

يتضح لنا من الشكل (31–4) أن إشارة الخرج من الـ مركب التردد تدخل إلى معالج PIC الذي يقوم بحساب ترددها و تقسيمه على10، وإظهاره على شاشة إظهار. بلوك الإظهار مكون من معالج ال PIC وشاشة الإظهار، إن مركب التردد الـ PLL الذي يستعمل في التجربة هو الدارة التكاملية (IC 4046). التي تملك داخلها مقارنا طور و VCO.

4-8-10 مقسمات التردد :

يتم تقسيم التردد بواسطة ثلاثة مقسمات متكاملة، المقسم الأول هو (N3) ذو الرقم SN7492 الذي يمكن أن يزود بالقسمة على 12 أو 6. أما كل من المقسمين N4 ,N5 فرقمهما هو MC140178 واللذين يقسمان إما على 10 أو 5. تدخل إشارة خرج الـ VCO من الرجل رقم 13 من الـPLL إلى المقسم الأول الخرج من المقسم الأول والذي تردد خرجه(1/6) من تردد إشارة الدخل، بعد ذلك، تدخل الإشارة إلى كل من N4,N5 وكل مقسم يقسم تردد الإشارة على 10 وبالتالي يصبح التقسيم الكلي 600 مرة، إن الخرج من المقسم، المقارن بالإشارة القلبية، يُدخل في المقارن الداخلي لـ PLL (pin 3) وتُغلق حلقة القفل الطورية.

إن المقسمات المستعملة هي دارات تكاملية تُشكل بأربعة FLIP-FLOP. مثل هذه الدارات التكاملية تستخدم في كلا المقسمات والعدادات. لتقسيم الإشارة تدخل الـ IC SN7492 عند 1 pin. إن الخرج يُؤخذ عند 8 pin. الـ 8 pin يُظهر خرج عالي (قيمة منطقية 1) كل ست نبضات دخل. لذا، يمثل عدّاد من 6 ويمكن أن يستعمل في هذه الحالة كمقسم على 6.

4-8-11 الإظهار :

إن الإشارة التي تأتي من مركب التردد، التي لها تردد 600 مرة أعلى من إشارة الدخل، تُدخل في مقياس تردد وبعد ذلك تظهر على شاشات الإظهار ذات السبع مقاطع (7SEG).

و يمكن أن نلاحظ أن الإشارة التنفسية مظهرة خلال (LED "RESP. CHECK.")الليد الذي يضيئ عندما يكون هناك نبضة زفير.

.....

4-9 مراحل اجراء تجربة مقياس التردد التنفسي المخبرية :

لإجراء تجربة التردد التنفسي والحصول على النتائج المطلوبة نتبع المراحل التالية

4-9-1 اختبار عمل المضخم الأولي

الأدوات اللازمة لإجراء التجربة

- راسم الإشارة،مولد الإشارة .

للحصول على النتائج المطلوبة يجب إجراء الخطوات التالية

1- زود الدارة بالطاقة

2- وصل مولد الإشارة وراسم الاهتزاز كما هو موضح في الشكل (4-34)

3- عدل راسم الاهتزاز كالتالي:

- CH1 on 20 mV/div
- CH2 on 0.4 V/div
- time/div = 0.5 S/div
- DC = coupling

4- بدون تشغيل مولد الإشارة ركّب خطي القناتين CH1 CH2 في مركز الشاشة لراسم الإشارة.

5- شغل مولد الإشارة واختار الشكل الجيبي للخرج عند التوتر0.5HZ.

6- عدل خرج الانحناء الجيبي لمولد الإشارة على جهد 100 mV peak-peak.

7- لاحظ على شاشة راسم الإشارة إشارة الخرج Uout من المضخم الأولي CH2وقارنها مع إشارة الدخل Uin(CH1).

8-اكتب في الجدول2.2 سعة إشارة القياس Uout من الذروة إلى الذروة.

9- احسب قيمة الكسب للمضخم واكتبها في الجدول (1-4)

تحسب الربح من العلاقة G=Uout/Uin

غيّر التوتر في إشارة الدخل وفقاً للقيم التي تظهر في الجدول 1.2,ومن ثم أعد القياسات الموجودة في المرحلة 8) وأكمل الجدول 2.2. من أجل كل قيمة توتر من الضروري ضبط القناة CH2 من راسم الإشارة و time/div للقناة CH2 and CH1 كالتالي

0.75Hz →0.5s/div	CH2=0.4v/div
1 Hz →0.2s/div	CH2= 0.4v/div
1.5Hz →0.2s/div	CH2=0.4v/div
2Hz →0.2s/div	CH2=0.4v/div
5Hz →0.2s/div	CH2=0.4v/div

11- علِّم قيم ال الربح في الشكل 2.3والتي قستها كوظيفة للتردد . بوصل تلك النقاط بخط متواصل ستحصل على الاستجابة الترددية للمضخم الأولي.

12- اكتب في الجدول 2.3 القيمة العظمى للربح Gmax .

13- أرسم في الشكل 2.3 خط أفقي يمر خلال القيمة .

G= Gmax / 1.414

14- أوجد على الرسم البياني قيمتي التردد Fmin و Fmax حيث يتقاطع الخط الأفقي خلال الرسم البياني .

15- أحسب المدى الترددي β▲وأكمل الجدول 2.3 .

2-9-4 حساب الربح المتغير للمضخم

16- دور المفتاح R8 بشكل كامل بعكس عقارب الساعة .

17- صل راسم الإشارة كما هو مبين بالشكل 2.2b .

18- عدل راسم الإشارة كالتالي :

- CH1 على 50mv/div
- CH2 على 2v/div
- Time/div= 0.5s/div
- C = coupling .

19- شغل مولد الإشارة و أختر الشكل الجيبي للخرج على التوتر 1HZ.

20- اضبط الخرج الجيبي من مولد الإشارة على الجهد peak-peak 200mv .

21- تأكد من أن ذلك الخرج معدوم (انعدام الحساسية في المضخم).

22- أزل إشارة الدخل الناتجة عن مولد الإشارة .

23- اقطع التغذية عن اللوحة .

24- انتظر حوالي 30 ثانية (لتسمح للمكثفات بالتفريغ).

25-ضع الآفو على نمط القياس المقاومة (الأوم) .

26- ضع توصيلات الآفو بين الطرف 10 والطرف 11 .

27- قيمة القياس Rmin هي R7 (الحساسية صفر) أكتب القيمة مثل الجدول2.4:

28- أدر المفتاح R6 باتجاه عقارب الساعة بشكل كامل وأكتب قيمة القياس R max في الجدول 1.4. هذه القيمة متمثلة بمجموع R11 and R9.

29- أدر أداة المفتاح R6 حتى تحصل على مقاومة بين الطرف 10 والطرف 11 مساوية

R 1/4= R9+ R 8 (1/4 من الحساسية الكلية)

أكتب في الجدول 2.4 قيمة المقاومة .

30- زود الدارة بالتغذية .

31- شغل مولد إشارة الدخل .

32- عدل راسم الإشارة كالتالي : CH1 to 50 mV/div ، على CH2 to 2V/div

33- اكتب في الجدول2.5 قيم Uout peak-peak (CH2) وقيمة الربحG في التطابق إلى واحد من ربع الحساسية

34- اقطع التغذية عن اللوحة وأزل إشارة الدخل.

35- دور R8 حتى تحصل على مقاومة بين الطرفية 10 و الطرفية 11 مساوية إلى :

R1/2= R9+ (R8/4)

(1/2 من كامل الحساسية)

اكتب في الجدول 2.4قيمة هذه المقاومة.

36- أعد الإجراءات المتبعة في المراحل من 30) إلى 34) بعد تعديل CH2 إلى 2V /div

37- دور المفتاحR11 حتى تحصل على مقاومة بين الطرفية 10 والطرفية 11 مساوية إلى:

R3/4=R8+(R8/5)

(3/4 من كامل الحساسية)

اكتب في الجدول 2.4 قيمة هذه المقاومة.

38- أعد الإجراءات المتبعة في المراحل من 30) إلى 34) بعد تعديل CH2 إلى 2V /div

39- أدر المفتاحR11 حتى تحصل على مقاومة بين الطرفية 10 والطرفية11 مساوية إلى Rmax (الحساسية العظمى) اكتب في الجدول 2.4 قيمة هذه المقاومة.

40- أعد الإجراءات المتبعة في المراحل من 30) إلى 33) بعد تعديل CH2 إلى 2V /div.

4-9-3 المقارن مع حلقة تأخير (نقطة عمل ونقطة توقف(Hysteresis))

41- دور المفتاحR11 بعكس عقارب الساعة بشكل كامل

42- صل مولد الإشارة وراسم الإشارة كما في الشكل (2.2)

43- ضع راسم الإشارة كما يلي: CH1 على 20mV/div ، cH2على 1v/div ، coupling=DC ، time/div=0.5s/div

44- شغل مولد الإشارة واختر الشكل الجيبي للخرج على التوتر 1 Hz.

45- ضع الخرج الجيبي في مولد الإشارة على الجهد 200mV peak-peak.

46- أدر المفتاح R11 على نصف الحساسية العظمى .

47-لاحظ إشارة الخرج على الطرف 20 (CH2) .

48-ارسم الإشارة على ورق ميلي متري كما في في الشكل (38-4) 2.4 .

49- قارن شكل الإشارة المرسومة في الشكل 2.4 مع تلك الإشارة المبينة في الشكل 2.5 .و قس القيم T و Ton والسعة الأعظمية لإشارة الخرج النبضية من المقارن, حيث Ton تمثل وقت النبضة العالية في حين T هي فترة الإشارة النبضية .

50-أكتب مثل هذه القيم في الجدول (6-4)

51-أدر المفتاحR11 باتجاه عقارب الساعة بشكل كامل (الحساسية الأعظمية).

52–تأكد من أن TonوT و السعة الأعظمية لم تتغير .

53–أدر المفتاح R11 للنصف من الحساسية العظمى .

54–ضع التوتر لإشارة الخرج من مولد الإشارة على O.80HZ.

55–قس توتر الخرج من المقارن و السعة الأعظمية .

56–ضع التوتر لإشارة الخرج من مولد الإشارة على Hz1.2.

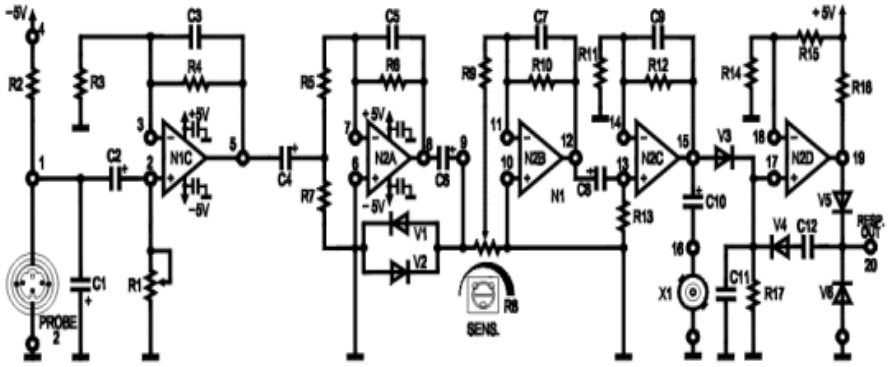
57–قس توتر الخرج من المقارن والسعة الأعظمية .

58–أكتب القيم التي حصلت عليها في المراحل 55)– 57) في الجدول 2.6 .

59–علّق على النتائج التي قمنا بكتابتها في الجدول.

60–أطفئ الدارة.

و يوضح الشكل (33–4) المخطط الالكتروني للمضخم الأولي والمضخم و المقارن لمقياس التوتر التنفسي



الشكل (33–4) المخطط الالكتروني للمضخم الأولي والمضخم و المقارن لمقياس التوتر التنفسي

قائمة المكونات للمضخم الأولي والمضخم والربح المتغير والمقارن مع حلقة تأخر(نقطة عمل ونقطة تأخر)

R1=100Ω 1/2w مقياس جهد الطرفية

R2,R6,R15=1M Ω 1% 1/4w

R3=15K Ω 1%

R4=470K Ω 5% 1/4w

R7=150K Ω 5% 1/4w

R8=10K Ω 5% طرفية(مقاومة متغيرة)

R9=2.2K Ω 5% 1/4w

R10,R13=100K Ω 1% 1/4w

R11,R16,R5=10K Ω 5% 1/4w

R12=22K Ω 5% 1/4w

R14=47K Ω 5% 1/4w

R17=56K Ω 5% 1/4w

C1=2.2 µ F 35v مكثف اليكتروليتي راتينج

C2=47 µ F 35v مكثف اليكتروليتي

C3= 33 nF 100vسيراميك

C4=1 µF 25v مكثف اليكتروليتي راتينج

C5=47nF50vسيراميك

C6,C8=220 µ F 35v مكثف اليكتروليتي

C7,C9=100nF مكثف سيراميك متعدد الطبقات

C10=47 µ F 35v مكثف اليكتروليتي

C11=1 µ F 63V مكثف بوليستر

C12=470nF مكثف سيراميك متعدد الطبقات

V1,V2,V3,V4,V5,V6=1N4148 ديود

N1=OP-AMP Quad 14pin MC3403P

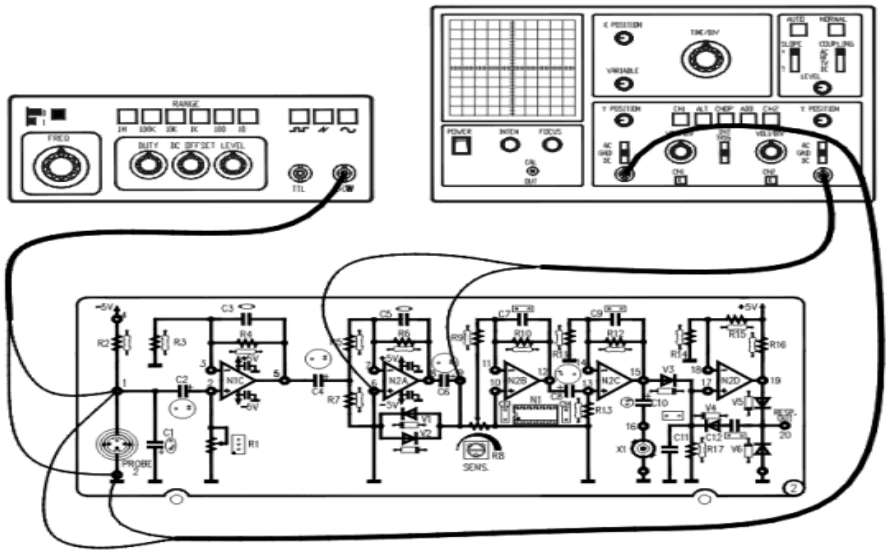
N2= OP-AMP LF347N

يتم حساب البيانات في التجربة ياستخدام المعادلات:

1- المدى الترددي ▲β=Fmax-Fmin

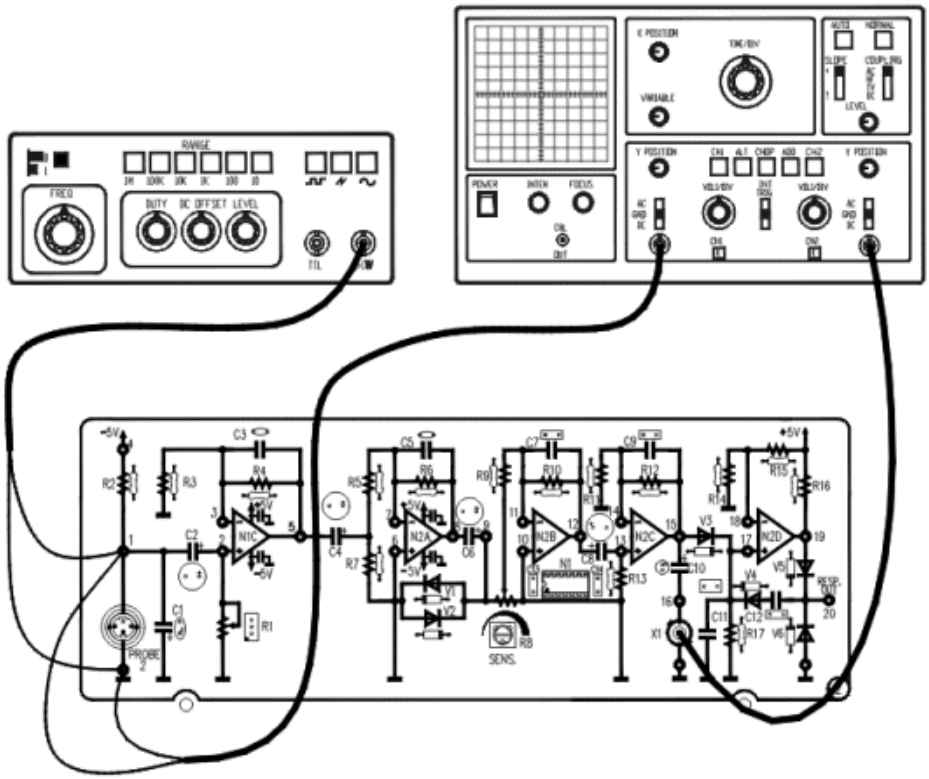
2- الربح G=Uout/Uin

ويبين الشكل (34-4) المخطط التوضيحي لراسم الإشارة ومولد الإشارة مع البورد التعليمي وملاحظة خرج المضخم N1A على الراسم



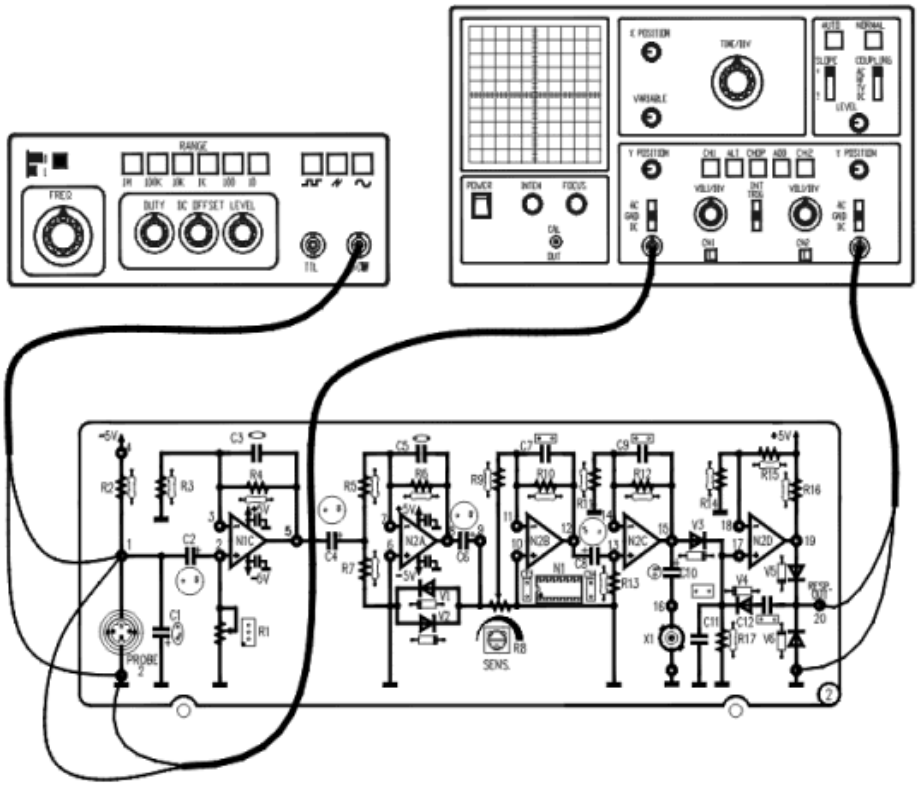
الشكل (34-4) المخطط التوضيحي لراسم الإشارة ومولد الإشارة مع البورد التعليمي

ويوضح الشكل (35-4) مخطط توضيحي لوصل الراسم والمولد وظهور الإشارة عند النقطة 15 من البورد



الشكل (35-4) مخطط توضيحي لوصل الراسم والمولد وظهور الإشارة عند النقطة 15 من البورد

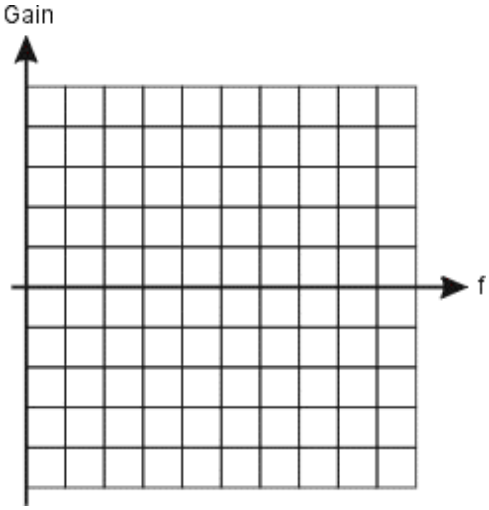
بينما يوضح الشكل (36-4) ظهور الإشارة عند النقطة 20، علما أن الخرج عند النقطة 19 للمقارن هو إشارة رقمية



الشكل (4–36) ظهور الإشارة عند النقطة 20

الجدول (4–2) لتسجيل نتائج ربح المضخم

التردد [Hz]	Uin [mV]	Uout [V]	Gain
0.5	100		
1	100		
1.5	100		
2	100		
5	100		



الشكل (37–4) ورق ميلمتري لرسم مخطط يوضح تغير الربح مع تغيرالتردد

الجدول (3–4) لتدوين عرض المجال الترددي للمضخم

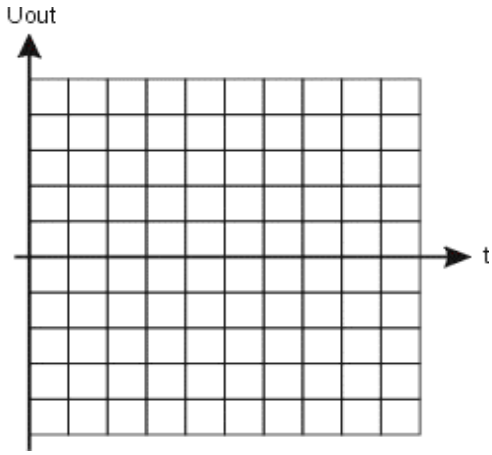
الربح	F_{MIN} [Hz]	F_{MAX} [Hz]	□□ [Hz]

الجدول(4–4) لتوين نتائج حساب قيمة المقاومة

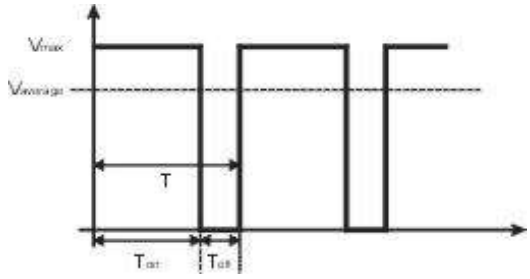
R_{MIN} [Ohm]	R_{MAX} [Ohm]	$R_{1/4}$ [Ohm]	$R_{1/2}$ [Ohm]	$R_{3/4}$ [Ohm]

الجدول (5-4) تدوين قيم مطال إشاره الخرج وحساب الربح عند قيم متعددة لـ R

	U_{OUT} [V]	الربح [V/V]
$R_{1/4}$		
$R_{1/2}$		
$R_{3/4}$		



الشكل (38-4) ورق ميلمتري لرسم مخطط يوضح تغير إشارة الخرج مع الزمن



الشكل (39-4) الزمن الفعّال T_{ON} والزمن غير الفعّال T_{OFF} لخرج المقارن الرقمي مع الزمن

الجدول (6-4) تغير زمن الإشارة T والزمن الفعّال T_{ON} وقيمة الجهد العظمى لخرج المقارن الرقمي مع تغير التردد

التردد [Hz]	T [s]	T_{ON} [s]	V_{MAX} [V]
0.8			
1			
1.2			

4-9-4 التردد المتعدد و كتلة الإظهار:

الأدوات: راسم الإشارة،مولد الإشارة، مقياس التردد الرقمي، آفو رقمي .

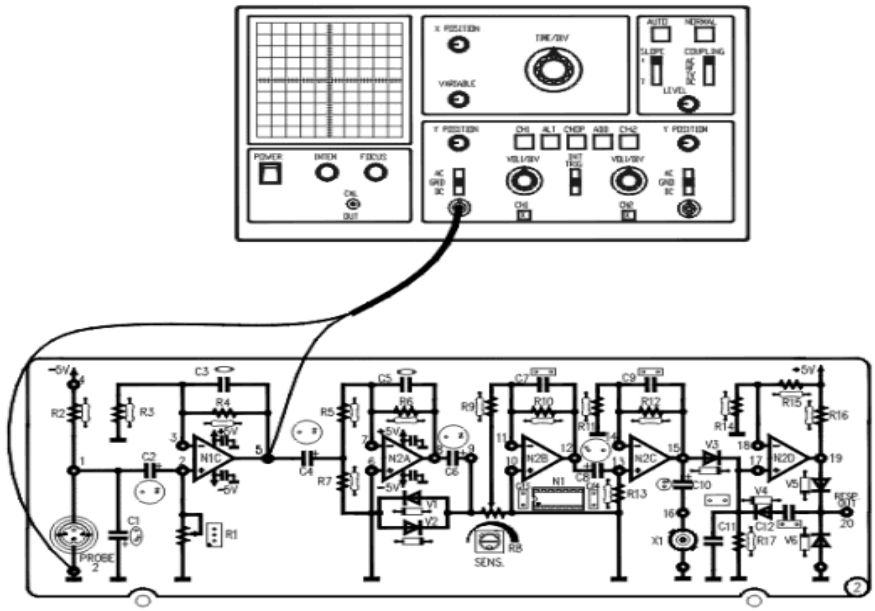
لقياس تردد التنفس باستخدام حساس الحرارة نتبع الخطوات التالية:

1- تزويد الدارة بالطاقة

2- تأكد من أن المفتاحR8 قد تم تدويره بشكل كامل باتجاه عكس عقارب الساعة

3- أدخل الحساس في البروب 2

4- صل راسم الإشارة كما هو مبين في الشكل (4-40)



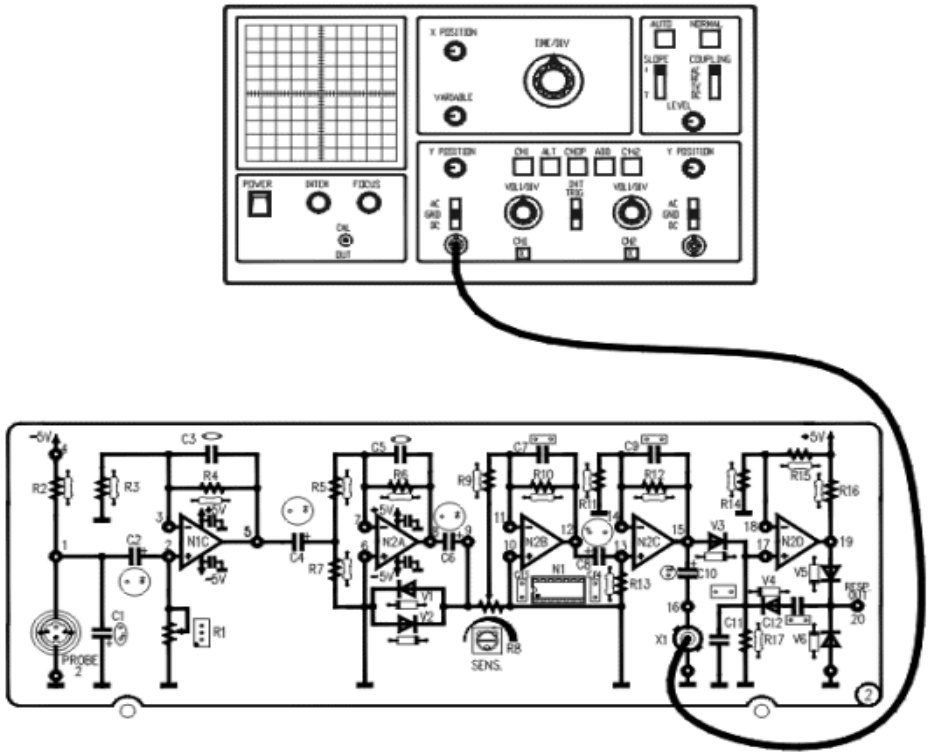
الشكل (4–40)وصل راسم الإشارة مع البورد

5- عدل راسم الإشارة كالتالي:

- CH1 on 1V/div
- Coupling = DC

6- عدل المفتاح R1 لتأخذ الطرفية 5 قيمة جهد تساوي3V-

7- صل راسم الإشارة كما هو مبين في الشكل (4–41)



الشكل (41-4) إظهار شكل الإشارة عند النقطة 16 على راسم الإشارة

8- عدل راسم الإشارة كالتالي:

- CH1 on 0.2V/div
- Time/div = 0.5s/div
- Coupling = AC

9- دور المفتاح R8 باتجاه الجبهة الصاعدة إلى نصف مداه

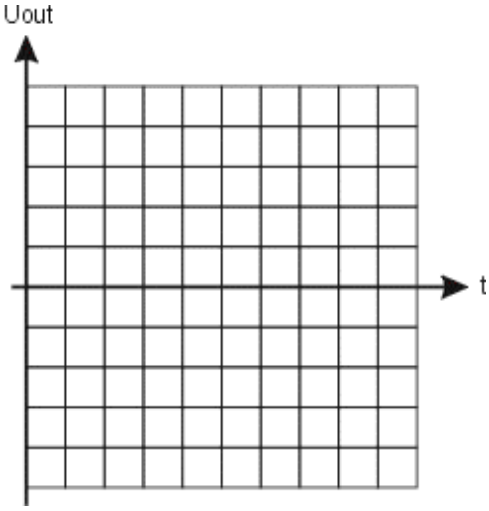
10- ضع الحساس قرب شفتيك بينما تمسكه بين يديك وانقر عليه

ملاحظة: يجب أن تكون الأيدي بعيدة عن الحساس, هذا يمنع الحرارة الصادرة أثناء التنفس من أن تتبدد وعلاوة على ذلك يجب التنفس بكثافة.

11- لاحظ أن الديود الضوئي V1(RESP CHECK) يضيء بشكل متناغم مع التنفس

ملاحظة: في حال أن الديود الضوئي لم يشير إلى وجود التنفس يجب تعديل الحساسية بواسطة المفتاح R8

12- لاحظ شكل إشارة الخرج على راسم الإشارة وارسمها في الشكل (42-4)



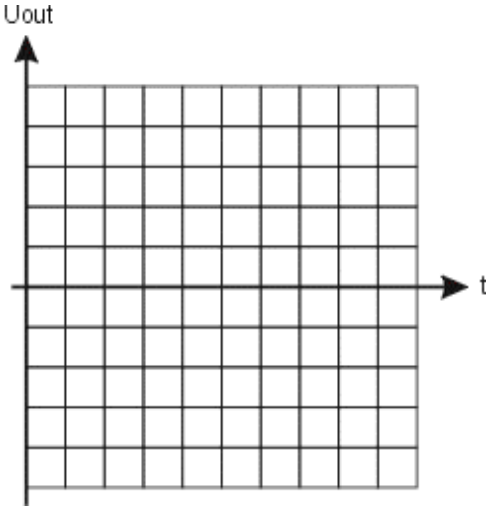
الشكل (42-4) ورق ميلمتري لرسم مخطط يوضح تغير إشارة الخرج مع الزمن

13- صل راسم الإشارة بين الطرفية 20 والأرض

14- عدل راسم الإشارة كالتالي:

- CH1 on 2V/div
- Time/div = 0.5s/div
- Coupling = DC

15- لاحظ شكل إشارة الخرج على راسم الإشارة خلال التنفس وارسمها في الشكل (34-4)



الشكل (34-4) ورق ميلمتري لرسم مخطط يوضح تغير إشارة الخرج عند النقطة 20 مع الزمن

16- صل الطرفية 20 إلى الطرفية (FREQ SYNTH IN)

17- ضع مقياس التردد الرقمي على المعدل 2KHz بين الطرفية FREQ SYNTH OUT والأرض

18- لاحظ تردد الخرج خلال التنفس

19- تأكد من أن كتلة التردد المصطنع تضاعف تردد التنفس الداخل حوالي 600 ضعف

20- صل الطرفية FREQ SYNTH OUT إلى الطرفية FREQ IN واضغط الزر Reset لعرض النتائج على الشاشة

21- تأكد من أن التردد المعروض على الشاشة يوافق تردد التنفس اللحظي المقاس بـ pulses/min

ملاحظة: باعتبار أن قيم تردد التنفس منخفضة و متغيرة, يمكننا أن نلاحظ أن القياس اللحظي (الآني) يحوي أخطاء قياسية صغيرة.

لأن الحساسية العالية للدارة ومستوى إشارات الدخل, مضبوطة على الحد الأدنى للحساسية عندما يكون تردد التنفس غير مقاس

22- كرر قياس تردد التنفس 5 مرات وسجل القيم في الجدول (7-4)

الجدول (7-4) نتائج اجراء عدة تجارب لقياس التردد الوسطي للتنفس

القياس	التردد (bpm)
I	
II	
III	
IV	

23- ادر المفتاح 8R بعكس عقارب الساعة بشكل كامل وأزل كل الوصلات

5-9-4 مقارنة بين القياس الرقمي والقياس التشابهي لتردد التنفس

للقيام بهذه التجربة يجب أن نستخدم اللوحة DL 3155BIO4 ، ويوضح الشكل (44-4) كتلة التحويل التماثلي – النبضي على اللوحة DL 3155BIO4

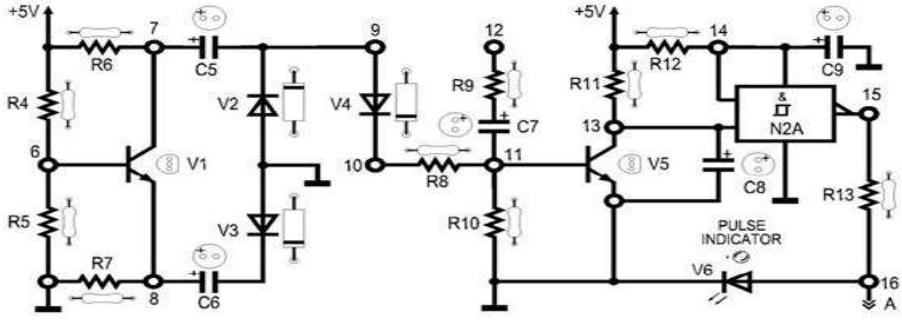


Figure BIO4.1.8 - Analogue-pulsed signal conversion stage

الشكل (44-4)كتلة التحويل التماثلي – النبضي على اللوحة DL 3155BIO4

24- صل الخرج التشابهي X1 للوحة DL 3155BIO7 إلى دخل اللوحةDL 3155BIO4

25- صل الطرفية 1إلى الطرفية 2 للوحة DL 3155BIO4

26- أدخل الحساس في البروب 2 للوحة DL 3155BIO7

27- صل الطرفيات: FREQ OUT و FREQ SYNTH IN

28- أدخل الحساس في البروب 2 للوحة DL 3155BIO7

29- صل الطرفيات: FREQ OUT و FREQ SYNTH IN

30- دور الفتاح R8 باتجاه الجبهة الصاعدة إلى نصف مداه

31- ضع الحساس قرب شفتيك بينما تمسكه بين يديك وانقر عليه

32- عدل مقياس الجهد R8 (بإدارته باتجاه عقارب الساعة) حتى يبدأ مؤشر الضوء V1 (RESP CHECK)يشير إلى وجود التنفس

33- لاحظ أنه يشار إلى وجود التنفس أيضاً بواسطة LED V6 من اللوحة DL 3155BIO4

34- أغلق المفتاح S1 وتأكد من وجود صوت يشير إلى نبضة التنفس

في حال سماع صوت نبضة مزدوجة يجب أن تخفض الحساسية بواسطة المفتاح R8

35- أغلق المفتاح S2 ولاحظ قياس تردد التنفس باستخدام المقياس التشابهي

36- لاحظ التشابه بين القياسات

37- أي المقياسين يبدو انه يعمل بشكل أفضل؟

38- سجل الإجابة على ورقة التجربة

39- أزل وصلات كل من الدارتين

6-9-4 محاكي الخطأ (FAULT SIMULATOR)

اللوحة DL 3155BIO7 من نظام التدريب مزودة بمجموعة مفاتيح الخطأ تدعى مفاتيح f التي تقع تحت الغطاء الذي تجده على اللوحة

هذه المفاتيح يجب أن تكون على الوضعية off لضمان تصحيح عمل الدارة

إذا وضعنا المفاتيح على الوضعية onيحتل حدوث عيوب في هذه الدارة

في الواقع عمل مفاتيح f هو تغيير قيم مكونات المعتمد عليها في الدارة أو تغيير مكونات القصر الإجباري أو تغيير مكونات انقطاع الدارة في بعض نقاط الدارة خلال الفحص

ملاحظة: حتى لا يحدث أخطاء شاذة في العملية الصحيحة للدارة يجب أن ندخل العيوب (الأخطاء) عندما نجري التجربة التي هدفها إيجاد العيوب

حل المشاكل:

بعد دراسة العملية الصحيحة للدارة أصبح الطلاب قادرين على اكتشاف أي شذوذ يمكن أن يظهر خلال استخدام دارة مماثلة

غالبا الأهمية الأساسية أن تكون قادرا على تشخيص المشاكل وأسباب العمليات الشاذة بالدقة والسرعة المعقولة

من وجهة النظر هذه فإن قسم حل المشاكل يزود النظرة العامة بعدد من الأخطاء التي يمكن أن تظهر في الدارة الإلكترونية التي درسناها الآن .

وتزود أيضا بمحاولة جيدة لتحليل الدارة والتي تسمح للطلاب اكتساب الحكم الذاتي الهام الأساسي لنموه المهني.

في الجدول (8-4) سنجد مناقشة الأخطاء المرتبطة بإشارة المفاتيح f

الدارة	مفاتيح الخطأ	الوصف
مقياس الحرارة	F1	قصر المقاومة R3

	F2	(الربح للمضخم الأولي هو(1) لجميع حالات S1) تأريض النهاية 7 (الطرفية9 تصبح5V- أو5V+ومحول الفولط– تردد لا يعمل بشكل صحيح)
المضخم الأولي لمقياس التردد التنفسي	F3	تأريض النهاية3 (يتصرف المضخم الأولي و كأنه مقارن, فإن إشارة التنفس لن تكون مضخمة)
المقارن	F4	تأريض النهاية 8 (ال LED PULSED CHECK يكون فعال دائما)

وهكذا من خلال هذا الفصل يكون الطالب قد تعرف على أجهزة تحليل وظائف الرئة وقام بتجربة مخبرية على قياس التردد التنفسي.

.....

المراجع (References)

1- Delorenzo. Biomedical Laboratory

Temperature and Breathing . DL3155BIO7 Theoretical manual

2- Delorenzo. Biomedical Laboratory

Temperature and Breathing . DL3155BIO7 Practical Guide

3– التيناوي.أ.س، طليمات.م.س ، منيف.م. (2010)،المرجع في التجهيزات الطبيه الحيويه

(الجزء الثاني) قسم العلوم الطبيه التطبيقيه بكليه المجتمع بالرياض

4..https://galileo.seas.harvard.edu/images/material/3794/1321/Instrumentation for Mechanics of Breathing.pdf, Access date: 2/11/2016.

.....

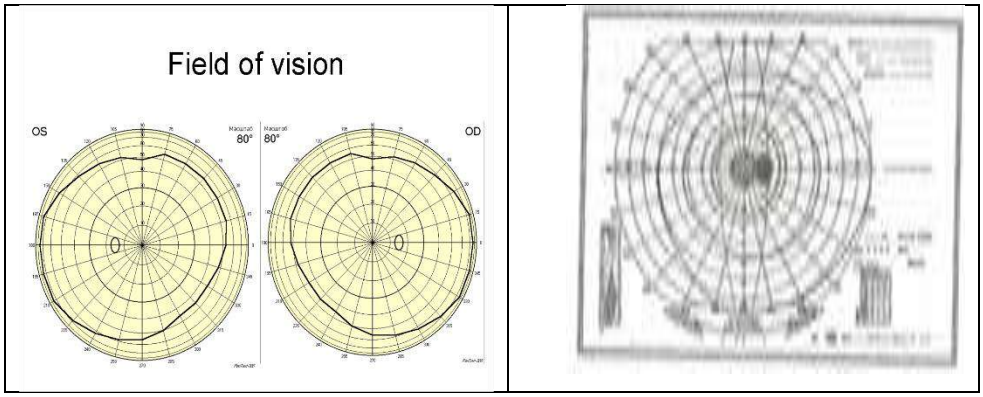
الفصل الخامس:جهاز قياس الساحة البصرية (Perimeter)

5-1 الحقل البصري ومفهومه:

يمكن التعرف على الحقل البصري بتمييز المفاهيم التالية:

- الحقل البصري(visual field):هو منطقة رؤية محاطة ببحر من الظلام وهي ليست لوح مسطح بل مجسم ثلاثي البعد ,أبعاد هذا الحقل تمتد بشكل أعظمي حتى °60 أنسي ,°90 وحشي ,°50 للأعلى , °70 للأسفل ,وتكون حدة البصر شديدة في مركز المنطقة(الموافقة للقرص البصري على الشبكية)ثم تتناقص بإتجاه الأطراف وتكون النقطة العمياء موجودة في الجهة الوحشية بين الزاوية °10 و °20.

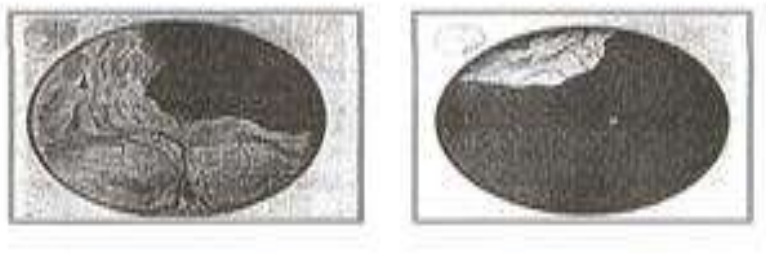
– الإيزوبتير :هو خط وهمي يحيط بمنطقة يكون فيها هدف ذو حجم معين مرئي وكلما تناقص حجم الهدف كلما صغرت المنطقة التي يمكن كشفه من خلالها ولذلك يمكن تكوين عدد لانهائي من الإيزوبتر كما بالشكل (1-5)



الشكل (1–5) الحقل البصري وخطوط الإيزوبتير

– العتمة :إما أن تكون العتمة فشل نسبي أو كلي في الحقل البصري وإن العتمة المطلقة تشكل فقدان القدرة على البصر والعتمة النسبية تشكل فقدان جزئي للقدرة على البصر والتي فيها يمكن كشف بعض الأهداف ولايتم كشف أهداف أخرى ويمكن أن يكون للعتمة حواف متدرجة وبذلك تكون العتمة المطلقة محاطة بعتمة نسبية ويجدر بنا أن نذكر هنا أن وجود العتمة على مكان

ما في الحقل البصري تدل على أن الإصابة تكون على المنطقة المناظرة من الشبكية كما في الشكل (2-5)



الشكل (2–5) العتمه في الحقل البصري

- اللمعان:

هو مقدار شدة الإضاءة لإثارة ضوئية ما,إن واحدة(a s b)هي واحدة اللمعان أما ال (dB)هو واحدة مطلقة اللمعان ويرتكز على المقياس اللوغاريتمي العشري.

- الحساسية الضوئية التفاضلية:

هي قدرة العين على تمييز إثارة ضوئية على خلفية ذات لمعان محدد لذلك فالحقل البصري هو تمثيل ثلاثي البعد للحساسية الضوئية التفاضلية في عدة نقاط.

- عتبة الرؤية:

هي لمعان الإثارة الضوئية (مقدرة ب dBأوasb)والتي تمثل 50%من العتبة الإحصائية (عند إجراء عدد كبير من التجارب),تحدد العتبة بزيادة شدة الإثارة بمقدار عشر اللوغاريتم في كل خطوة وتحتاج العين البشرية إلى إختلاف في اللمعان بمقدار 10%لتمييز إختلافاً لشدة الضوء الساقط.

بعد سن العشرين تنخفض الحساسية بمقدار 1dBكل عشر سنوات ,كمثال:بعمر العشرين تكون 35dB وبعمر 30 ستصبح 34dB وبعمر 70ستصبح 30 Bb

- **فحص مجال الرؤية (فحص الحقل البصري)** هو فحص يهدف الى التحقق من سلامة مدى الرؤية لكل عين على حدة، بما في ذلك الرؤية المركزية والمحيطية (الجوانب). يعتبر هذا الفحص جزءا مكملا هاما من كل فحص بصري شامل، وخاصة فحص مرض الزرق (Glaucoma) وامراض شبكية العين.

يجرى فحص النظر عن طريق تمييز النقاط الضوئية في الفضاء، بواسطة جهاز يدعى "مقياس مجال الرؤية (Perimeter) "الذي يقوم بتلخيص النتائج داخل حاسوب. هذا الحاسوب يعطي صورة عامة عن حقل / مجال الرؤية لدى المريض. اذا كانت هنالك مناطق لم يستطع المريض تمييز النقاط الضوئية فيها بسبب مشكلة في الرؤية، يشير الحاسوب الى ان هنالك بقعة عمياء blind) (spot، اي ان هنالك منطقة متضررة في حقل الرؤية (وهذا بالاضافة الى البقعة العمياء الطبيعية / الفيزيولوجية الصغيرة الموجودة في كل عين سليمة).

5-2 مبادئ قياس حقل الرؤية:

إن قياس الساحة البصرية طريقة ممتازة لتقدير عمل وتطور حقل الرؤية ,وهناك عدة طرق متبعة في القياس :

1-القياس النوعي:هو طريقة لفحص خلل الحقل البصري وهو المتبع عند الشك بمرض الزرق العيني .

2-القياس الكمي :ويحدد بدقة شدة الفقد في الحقل البصري الحاصلة بسبب مرض ما وذلك بالحجم و الشكل والعمق وهناك منحنيات خاصة للحقل البصري تستخدم لفحص تطور أو استقراره أو انحساره .

3-القياس التتبعي :وفيه يتم تحريك بقعة ضوئية ذات شدة معروفة من منطقة غير مرئية بالنسبة للمريض إلى منطقة مرئية حتى يخبر المريض أنه تلقى وميز هذه البقعة ويمكن إجراء

هذا القياس بوسائل بسيطة أو أجهزة ذات درجة من التعقيد,كمثال:مقياس ليستر , لوحة الظل , جهاز فحص الساحة البصرية .

4-القياس الثابت :وفيه يتم تغير شدة لمعان بقعة ما في مكان محدد لتعيين وكشف عتبة الحقل البصري ,وعلى الرغم من أنه أبطأمن طريقة القياس التتبعي فهو ملائم أكثر من أجل الفحوصات الكمية .

3-5 أجهزه قياس حقل الرؤيه:

تعتبر من الأجهزة المتطورة لتقييم مجال الرؤيا وقياس مساحة الإبصار عند المرضى وتحديد نسبة فقدان كفاءة العصب البصري للحفاظ على مستوى أفضل للبصر لتحديد طبيعة ونوعية العلاج .

1- **مقياس ليستر** :يستطيع تحديد وتقدير كامل الحقل البصري وهو عبارة إطار نصف دائري يملك حامل للذقن وهدف تركيز , يتم إحضار هدف من أماكن متعددة من الأطراف ويقوم المريض بتحديد متى يرى الهدف أول مرة وذلك بقرع جرس .

2- **شاشة الظل** :يحدد الحقل البصري المركزي(ضمن 30ْ) , حيث يجلس المريض على بعد متر أو مترين من شاشة سوداء موضوعة على الحائط ويُعلم أن يخبر عندما يرى الهدف وعندما يختفي هذا الهدف , وفي مرض الزرق يمكن أن تكون شاشة الظل مفيدة عندما يكون النقص في الحقل البصري عدة درجات بدءاً من نقطة التركيز .

3- **جهاز goldman لفحص الحقل البصري** : يتألف من نصف كرة مجوفة ذات نصف قطر حوالي 33cmوحامل ذقن حيث يقوم مشغل

الجهاز بعرض مجموعة معدة سلفاً من النقاط المضيئة من الطرف إلى المركز ويراقب تركيز المريض عبر عدسة معينة ,وعلى الرغم من إمكانية هذا الجهاز إجراء القياس التتابعي والقياس الثابت إلى أنه غالباًما يستعمل بطريقة القياس التتابعي وهناك خمسة أحجام للنقاط وشدتها .

4- القياس الأوتوماتيكي :إن مزايا أتمتة جهاز قياس الحقل البصري الرئيسية هي :

1-يفحص الحقل البصري بطريقة حسابية (وربما إحصائية)وعادة ما تكون هذه الطريقة أكثر دقة من طريقة القياس التتبعية المستخدمة بالقياس العادي .

2-يكون تأثير الشخص الفاحص محدود .

3-هناك مراقبة مستمرة على تركيز العين .

4-إمكانية إعادة فحص النقاط غير الطبيعية بشكل آلي .

5-هو الطريقة الأكثر ليونة ويمكن بتعديل برمجي بسيط أن يقوم بأنماط مختلفة من الفحص .
القياس الأوتوماتيكي المحسوب :إن هذا الجهاز المستخدم في هذه الطريقة يتألف من كرة مجوفة كما في الشكل (3-5) وفيها يمكن للهدف أن يتوضع في أي مكان من الحقل البصري وهي طريقة متطورة وتوفر فحصاً لعتبة الرؤية أيضاً .

إن زمن إضاءة النقطة تمكن المريض من رؤيتها دون أن يتمكن من النظر المباشر إليها ,ويتم في هذا الجهاز معاينة شدة الحساسية للحقل البصري للمريض ب dB ,عدد النقط الممكن فحصها يتراوح من 25و 94 نقطة لكل عين ,يحدد إمتداد الحقل البصري المراد فحصه ببرنامج معين ثم يقوم الحاسب بإضاءة النقاط المطلوبة عشوائياً .

إن هذه الطريقة تتيح إمكانية التعدد للبرامج بحيث تغطي كامل الحقل البصري أو جزء منه , كمثال :حقل كامل , 30ْحول المركز ,الحقل المحيطي , تركيز معين على منطقة صغيرة من الحقل البصري .

طريقة اجراء الفحص
يجلس المريض أمام جهاز يشبه الحاسوب، ويركز نظره في نقطة مركزية. لاحقا، خلال الفحص يضيء الحاسوب نقاطا مختلفة على الشاشة التي أمام المريض، لكي يتم فحص مدى الحساسية للضوء في مناطق مختلفة في مجال الرؤية.

يطلب من المريض الضغط على زر، يوضع بين يديه، كلما رأى تلك النقاط على الشاشة. خلال الفحص، تصبح هذه النقاط أضعف شيئا فشيئا حتى يصل المريض الى مرحلة لا يستطيع فيها رؤية هذه النقاط على الاطلاق. بهذه الطريقة يستطيع الجهاز تحديد الحد الأدنى من شدة الضوء الذي يستطيع المريض تحديده في كل منطقة في مجال الرؤية.

يتم اجراء فحص حقل الرؤية لكل عين على حدة. قد يستغرق الفحص وقتا طويلا وقد يشعر المريض بالتعب خلاله، لكنه لا يسبب الالم. يستغرق الفحص حوالي نصف ساعة.

تحضير المريض للفحص

لا حاجة الى اجراء تحضيرات خاصة قبل اجراء فحص مدى حقل الرؤية. على المريض الذي يضع نظارات أن يحضرها معه الى الفحص. بعد استشارة الطبيب، يجب التوقف عن استعمال قطرات العيون التي تؤدي الى تضييق حدقة العين، قبل الفحص.

بعد الفحص

لا ينطوي هذا الفحص على اية مخاطر، كما انه لا يسبب اثارا جانبية خاصة.

الشكل (3-5)المنظر العام لجهاز قياس الساحه البصريه.

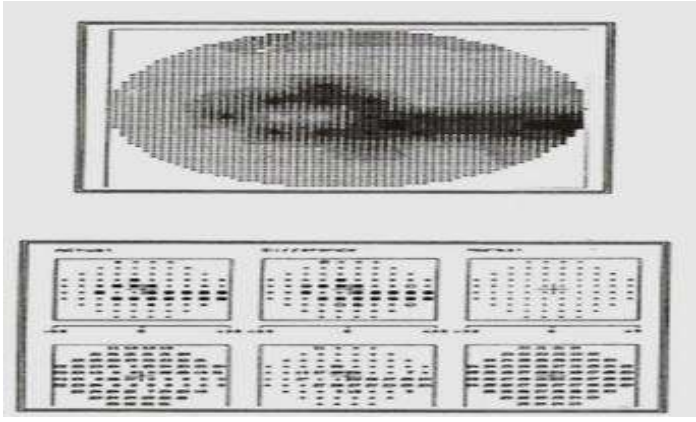
5-4 طرق إظهار نتائج فحص الساحه البصريه:

تظهر فحوصات الساحة البصرية على شكل رسومات وبيانات رقمية تحدد حالة تأثر العصب البصري والشبكية من ارتفاع ضغط العين أو في حالة وجود أورام خلف العين، وذلك لمتابعة تطور المرض وبالتالي تحديد نوعية العلاج.

1-طريقة العرض الرقمي: وتحوي العتبات الحقيقية للمريض ب dBمقارنة بالعتبة الموافقة لعمره والفرق بين الإثنتين .

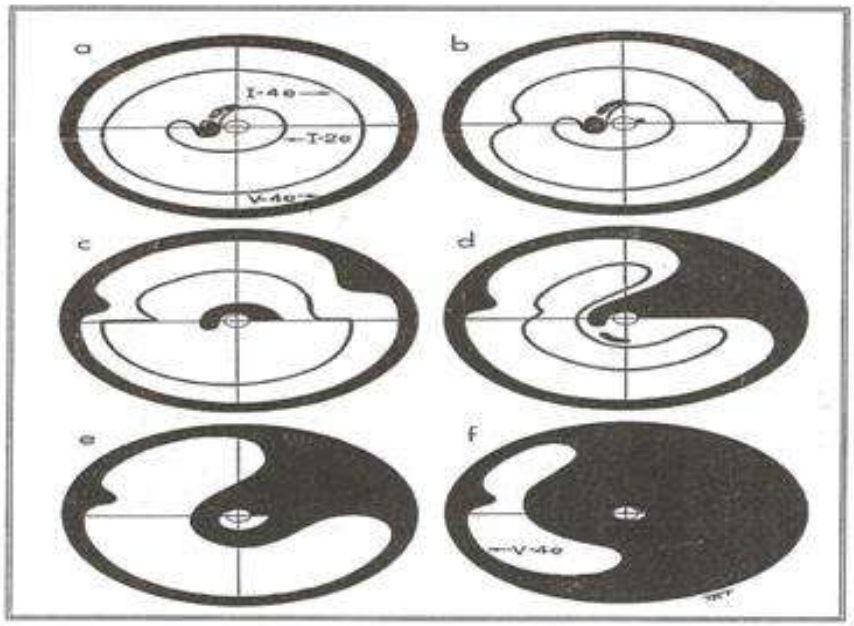
2-طريقة العرض المحرفي :ويشبه الطريقة السابقة إلا أنه وعوضاًعن الأرقام والفروقات يعبر عنه بخمس محارف (رموز) مختلفة ويتم إستنتاج فيما إذا كانت النتيجة طبيعية أوهناك عتمة نسبية أو عتمة مطلقة .

3-طريقة العرض المساحي :حيث تظهر النتائج بشكل تدرجات للون الرمادي (9تدرجات)وتكون المناطق السوداء معبرة عن خلل كامل وكلما إنخفضت الدرجة الرمادية في المنطقة كلما كانت الحساسية أفضل ,ولطباعة النتيجة يقوم الحاسب بملء (مكاملة)الأماكن الفرغة لنقاط الفحص المستخدمة وبذلك يصبح عدد النقاط المفحوصة ويمكن توضيح طرق إظهار النتائج كما في الشكل (4-5).



الشكل (4-5) طرق إظهار نتائج فحص الساحه البصريه

ولتسهيل عمل الطبيب يكون هناك عدة مخططات مطبوعة تدل على تطور الأمراض والنقص في الحقول البصرية الناتجة عنها ويعبر الشكل (5-5)عن تطور مرض الزرق العيني والنقص المرافق في الحقل البصري الناتج عنه ...



الشكل (5-5) تطور مرض الزرق العيني

5-4-1 تحليل النتائج(Analysis of results)

تكون نتائج فحص حقل الرؤية سليمة – اذا كان مجال الرؤية للمفحوص يتطابق مع متوسط الاشخاص الاخرين في مستوى السن نفسه الذين خضعوا للفحص.

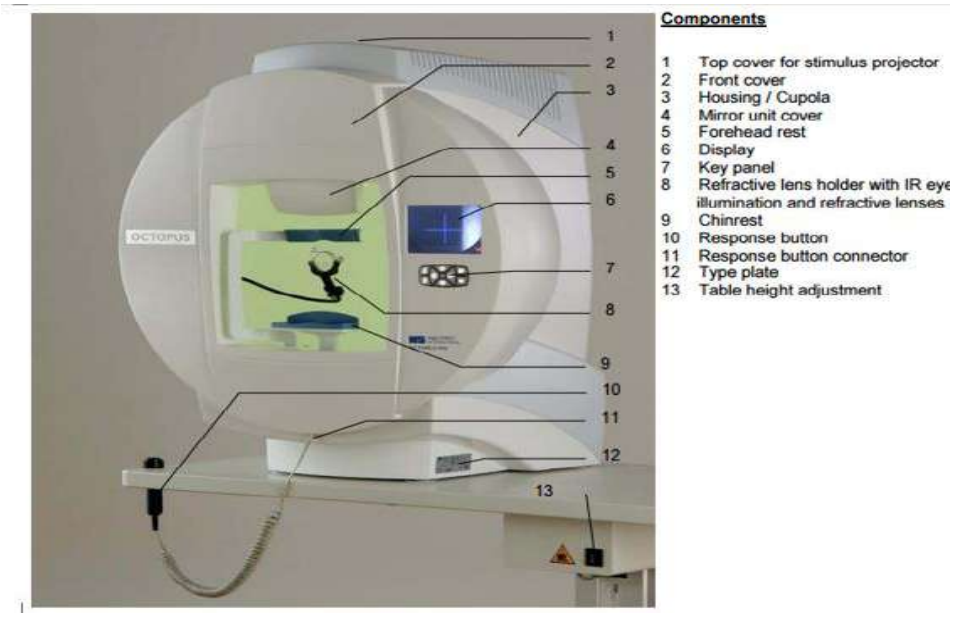
تكون نتائج فحص حقل الرؤية غير سليمة – اذا تم تحديد مناطق راها المفحوص بشكل اقل من متوسط الاشخاص الاخرين في مستوى السن نفسه الذين خضعوا للفحص.

من الشائع العثور على ضرر في الرؤية المحيطية, في مرض الزرق, اورام العيون او اورام الدماغ في المناطق التي تحيط بعصب الرؤية وعند اصابة العصب اثر حدوث ضرر في الاوعية الدموية في الدماغ) سكتة دماغية).(TIA)

يمكن وجود ضرر مركزي في مجال الرؤية لدى وجود أمراض العيون التي ترتبط بضرر لاحق بالبقعة والشبكية, باصابة العدسة اثر الساد ,(Cataract) اورام العين والدماغ التي تصيب الجزء المركزي من عصب الرؤية وامراض عصبية معينة مثل : تصلب لويحي في مرض التصلب المتعدد او سكتة دماغية في موقع محدد.

القسم العملي لجهاز قياس الساحة البصرية

5-5 -أقسام جهاز الساحة البصرية:



الشكل(6-5) مكونات جهاز الساحه البصرية

يوضح الشكل (6-5) المكونات الجهاز الخارجية لأحد نماذج أجهزة قياس الساحة البصرية 1- غطاء علوي ، 2 – الغطاء الأمامي ، 3 – التغليف ، 4 – وحدة حماية المرآة ، 5 – موضع الجبهة ،6 – الشاشة ،7 – لوحة المفاتيح، 8 – حامل عدسه الإنعكاس وحمايه العين من الإضاءه ، 9 – موضع الذقن ، 10 – زر الإستجابة ،11 – موصل زر الإستجابة ، 12 – لوحة المعلومات ،13 – معدل ارتفاع الطاولة.

يتألف الجهاز بشكل عام من ثلاثة أقسام رئيسية وهي:

1–القسم الميكانيكي, 2–القسم الفيزيائي ,3–القسم الكهربائي

–القسم الميكانيكي: وهو القسم المسؤول عن تأمين عملية اقتباس المعلومات من المريض بصورة مثالية وذلك بتأمين ارتكاز الجهاز وتأمين وضيعة الحركة في النقطة الموافقة لعملية القياس.

– القسم الفيزيائي: وهو القسم المسؤول عن المنبع الضوئي والمرايا والخلية الضوئية الحساسة.

–القسم الكهربائي: وهو القسم المسؤول عن التغذية الكهربائية للجهاز

الجهاز محوسب تماماً حيث يوجد مايكروكومبيوتر فيه معالج يقوم بالعمليات المطلوبة من رسم بياني مثلاً ,حيث يصدر الجهاز ضوءاً أخضر يركز المريض عليه بصره والضوء الأخضر يصدر من ديود ضوئي عادي وبجانب هذا الديود خلية ضوئية مهمتها أنه عندما ينظر المريض إلى الضوء الأخضر فإن الضوء ينعكس على عينه مباشرةً ثم يعود فينعكس على الخلية التي تتحسس للضوء فعندما يحرك المريض عينه مباشرةً يكشف الجهاز أن المريض قد حرك عينه فيعطي إنذاراً.

يحتوي الجهاز على ثقوب فيها ديوادات ضوئية أيضاً بحيث يصدر الحهاز من كل ثقب ضوء لمرة واحدة بشكل عشوائي والجهاز يسجل ماذا رأى المريض من هذه الأضواء المنبعثة من الثقوب.

في البداية يتم عمل فحص إختباري للمريض بحيث يركز بصره على الضوء الأخضر ويضغط زر معين كلما رأى ضوء دون أن يحرك عينه ويكرر هذه العملية عدة مرات لكي يحدد الطبيب مستوى الإضاءة التي يمكن أن يراها المريض حيث عندنا عدة مستويات لشدة الإضاءة ممكن أن يتحسس عندها المريض حسب حالته المرضية وبعد أن يتأقلم المريض مع الجهاز يتم إجراء الفحص الحقيقي له ,حيث يتم إصدار أضواء بشكل عشوائي من الثقوب بحيث أن المريض يكون في الأصل مركز بصره على الضوء المركزي الأخضر وكلما رأى ضوء منبعث من ثقب

ما يضغط على زر خاص فيتم تسجيل أن المريض رأى هذه النقطة دون أن يحرك عينه فإذا حرك عينه يعطي الجهاز إنذار بأن المريض أرتكب خطأ ويتم إعادة الفحص حتى يتم إنجاز مسح شامل لكافة الساحة البصرية لأن المريض إذا حرك عينه بإتجاه النقطة التي يصدر منها الضوء فإنه بالتأكيد سيرى الضوء بوضوح لأنه ركز عليها بواسطة اللطخة الصفراء وهكذا تنتهي عملية الفحص .

هذا الجهاز مزود بشاشة ويوجد له تسجيل ورقي وطابعة تطبع النتائج التي نحصل عليها,النتائج تكون بيانية بحيث يكون لدينا محورين متعامدين بحيث كل نقطة رآها المريض تكون في هذا المستوى ثم نرى عدد النقاط في الساحة ونرى العتبة الضوئية التي يتحسس لها المريض, وطاولة الجهاز قابلة للحركة.

6-5 الأعطال الممكن حدوثها لجهاز قياس الساحة البصرية

1) إن هذا الجهاز من الأجهزة البسيطة في قسم العينية وطالما أن الطبيب والفني الذي يشغل الجهاز تم تدريبهم بشكل جيد على استخدامه فالأعطال نادرة تقريبا .
2) تأكد أن جميع التجهيزات الموصوله بالجهاز تعمل
3) تحديد الأجزاء الخارجية لجهاز قياس الساحة البصرية

1- غطاء علوي ، 2 – الغطاء الأمامي ، 3 – التغليف ، 4 – وحدة حماية المرآة ، 5 – موضع الجبهة ،6 – الشاشة ،7 – لوحة المفاتيح، 8 – حامل عدسه الإنعكاس وحمايه العين من الإضاءه ، 9 – موضع الذقن ، 10 – زر الإستجابة ،11 – موصل زر الإستجابة ، 12 – لوحة المعلومات ،13 – معدل ارتفاع الطاولة.

4) اذا كان العطل برمجيا يمكن تصحيحه من خلال ضبط محددات جهازالساحة البصرية وضبط التاريخ والوقت مع اختيار الصيغة المناسبة للتاريخ Day/Month/Year أو month/day/year، ثم اختيار البرنامج المطلوب °90, °30يجب تحديد المجال الذي يطلب فيه تحديد المجال البصري لأن اختيار اكثر من برنامج قد يسبب عطل برمجي ،يمكن تصليحه بإعادة ضبط الجهاز او إعادة تشغيله مرة ثانية .

5) قد يكون العطل ميكانيكي ، من خلال التحريك الزائد لحامل الذقن وتثبيت لرأس المريض بشكل جيد بحيث يكون المركز البصري للعين في المنتصف الذي يحدده الطبيب قبل البدئ بأخذ القياسات .

6) اذا كان العطل الكتروني يتم تحديد الأجزاء الداخلية لجهاز الساحة البصرية بعد فك الغطاء الخارجي للجهاز، تحديد وحدة التغذية ، تحديد لوحة التحكم الرئيسية التي تحوي المعالج ،و يمكن أن يكون العطل في الديودات التي تعطي الإضاءة من خلال فحصها أو تبديلها في حال التلف ، أو العطل في الخلية الضوئية الحساسة.
قد يكون العطل في الطابعة فيتم تحديد مجموعة قيادة محرك الطابعة ، تحديد مجموعة رأس الطابعة الحراري .و هناك حساس لتوضع الورق بالشكل الصحيح ، التأكد من الحساس حسب تعليمات الشركة الصانعة .

7) لحماية الجهاز والحفاظ عليه يجب تنظيفه من قبل المستخدم، بعد التأكد من إطفاء الجهازوالتأكد من فصل التغذية الكهربائية عن الجهاز، استخدم قطعة قماشية مبللة بالكحول المدد لتنظيف الهيكل الخارجي للجهاز، تنظيف رأس الطباعة الحراري باستخدام قطعة قماشية مبللة بالكحول المدد، تنظيف وحدة بكرة الورق باستخدام قطعة قماشية مبللة بالكحول المدد.

5) ملاحظة: يجب الإنتباه أثناء التنظيف كي لا تدخل السوائل إلى داخل الجهاز.

المرا جع .....

1- كاتالوك جهاز قياس الساحه البصريه ,

OCTOPUS 900 EyeSuite Perimetry [Instructions for Use]

Version 5,December 2009.

الفصل السادس:أجهزه قياس السمع AUDIOMETER

6-1 مقدمـــة:

الهندسة الطبية الحيوية هي ذلك المجال الذي يتعامل مع حلول مشاكل كلٍ من علم الأحياء والطب من خلال طرق وتقنيات الهندسة. إن النتيجة والمنتج من الهندسة الطبية الحيوية والتي تتمثل بأجهزة التشخيص و العلاج وإعادة التأهيل التي تطورت وانتشرت بشكل كبير

في هذا الفصل سنوضح الوصف الوظيفي لتقنية قياس المستويات السمعية والدارة التي سنصفها لها وظيفة تحديد عتبة حساسية الأذن عند الانسان وبالتالي قياس قدرتها على استقبال الأصوات.

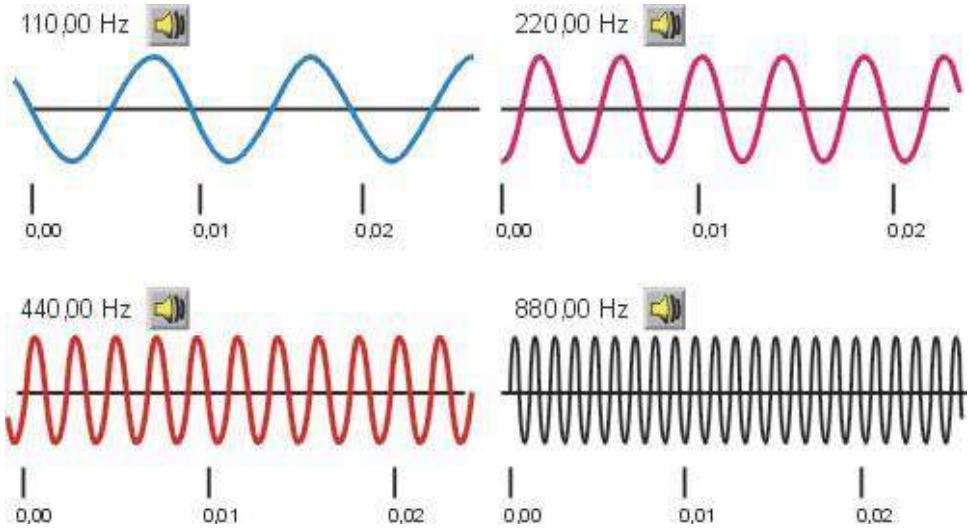
في هذا الفصل سنوضح أولاً الظواهر التي تكون في قاعدة إرسال الأصوات وكميات قياسهم ولاحقاً التأثيرات الباثولوجية التي تسبب الأصوات على الأذن.

6-2 ملاحظات حول الفيزياء السمعية Notes of acoustic physics

إن الصوت هو ظاهرة طبيعية من النوع الذي يشبه الموجة التي تنتشر في وسط طبيعي.

تنشأ الموجة الصوتية من موجة ضغط تسبب تعاقب التخلخلات وضغوط الأجزاء الصغيرة للوسط كل جزيئة وحيدة من الوسط تنقل طاقة إلى الجزيئات المجاورة، وبعد مرور الموجة، تعود الجزيئات بشكل تقريبي إلى موقعها الأولي.كما هو موضح بالشكل (1-6).

تتفاوت الفترات من التخلخل إلى الضغط في التردد و الشدة والمدة لذا كل صوت يمكن أن يوصف باعتبار هذه الخصائص الثلاث.



الشكل (1–6) اختلاف التردد للأصوات مع بقاء نفس الشدة

في الشكل (1–6) نلاحظ أن للأصوات نفس الشدة و لكن مع تردد مختلف ، حيث أن واحدات قياس التردد و الشدة والدور هي على التوالي: هيرتز، ديسيبل ، ثواني.

إن العلاقة بين الصوت المعتبر ككيان فيزيائي وبين الإحساس بالصوت ليست خطية و لكنها تتبع لقانون ويبر – فيشنر ، وبناءً على أي شدة لإحساس فيزيولوجي تكون متناسبة مع لوغاريتم المحفز الطبيعي.

وهذا هو السبب كون هذه العلاقة مفيدة لقياس شدة الصوت في العلاقة مع الشدة المرجعية باستخدام المقياس اللوغاريتمي :

$$Lj = 20\log_{10}\left[\frac{J}{J_0}\right]$$

حيث:

J : يمثل شدة الصوت، J0 : يمثل الشدة الصوت المرجعية.

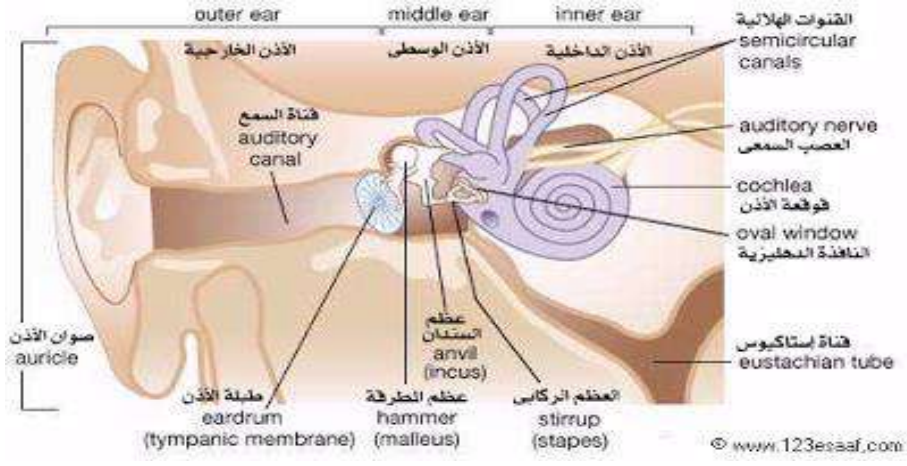
إن وصف شدة الصوت يمكن أن يتم باستعمال كلاً من الديسيبل dB SPL (مستوى ضغط صوت Sound Pressure Level) وذلك عندما نتكلم عن ضغط الصوت و الديسيبل dB HTL (مستوى عتبة السمع Hearing Threshold Level) وذلك عندما نتعامل مع الإحساس السمعي. لذلك ليس صحيحاً أن نستخدم قياس الديسيبل dB SPL لمقياس الصوت

(جهاز قياس الصوت) مشابه لمستويات العتبة السمعية المقيّمة في الديسيبل dB HTL بمقياس عتبة السمع إلا إذا استخدمنا جداول تحويل مناسبة.

إضافة إلى هذا من المفيد جداً أن نذّكر أن الأذن البشرية ليست حساسة إلى كل الترددات بالطريقة نفسها لذلك فإن مقاييس السمع تسمح بتحليل سمعي ليس فقط بشكل خطي ولكن أيضاً بمقاييس تقدر بناءً على الإحساس السمعي (المعيار الأكثر استخداماً ذلك المقدر بـ A وهذا هو السبب الذي يجعل الشدة يعبر عنها بواحدة dBA بترك المختصر SPL خارجاً).

تمثل واحدة القياس **dBA** واحدة مستوى ضغط الصوت التي مكوناتها الترددية تتضاعف باستخدام " منحني التحميل A ".

3-6 علم وظائف أعضاء النظام السمعي: فهم وإرسال وتوصيل الصوت



الشكل (2-6) أجزاء الأذن

إن الأذن البشرية حساسة لمجال الترددات من 20 إلى20000 درجة من ثانية (هيرتز. تتحول الموجات الصوتية إلى صوت مفهوم عند وصولها إلى الدماغ حيث تعبر ثلاثة أجزاء من الأذن: خارجي و منتصف و داخلي، كما هو موضح بالشكل (2-6).

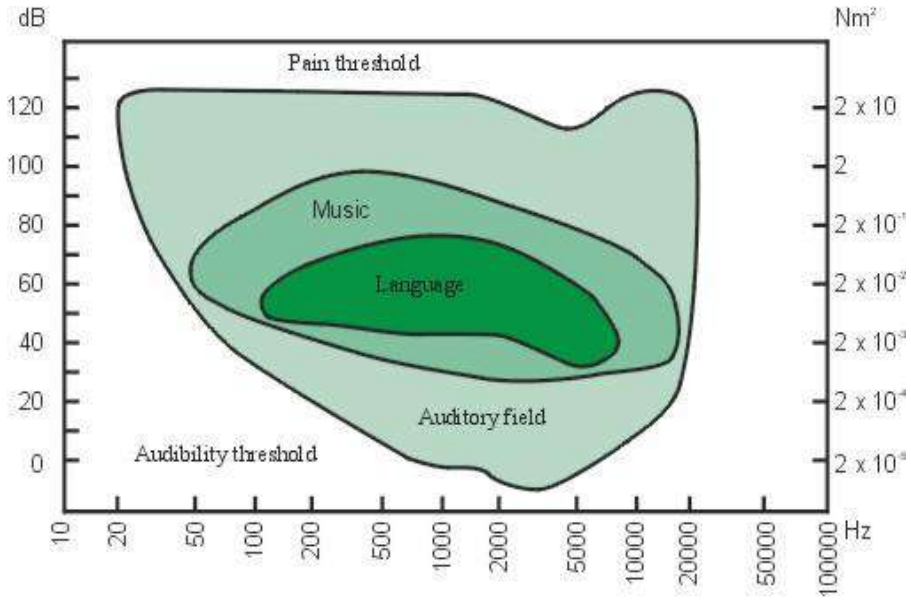
فالأذن هي محول طاقة الذي يجعل الموجات الصوتية تمر من وسط جوي إلى وسط سائل.

ووظيفة صيوان الأذن هي التقاط وتوجيه الموجات الصوتية نحو القناة السمعية التي لها مهمة توجيه الموجات نحو غشاء طبلة الأذن.

يضطرب الغشاء ويبدأ بالتذبذب وهكذا ينتج بدوره اهتزاز سلسلة عظيمات الأذن الوسطى. تنقل هذه الاهتزازات الميكانيكية إلى العظم الركابي الذي تحرك حركته سوائل الأذن الداخلية من خلال إثارة الخلايا الحسية لعضو كورتي الذي يحول الطاقة الميكانيكية إلى الطاقة العصبية.
لذلك يمر المحفز العصبي عبر عصب الحلزون وممرات الحلزون المركزية وتذهب لإثارة المراكز العصبية اليمينية واليسارية، في مستوى ا لقشرة يتحول المحفز العصبي إلى الإحساس الواعي للصوت.

6-4 مقياس عتبة السمع

يتوضع في الحلزون في الأذن الداخلية خلايا حسية قادرة على تحويل الاهتزازات الصوتية المرسلة من الأذن الخارجية (صيوانات الأذن، قناة السمع الخارجية وغشاء طبلة الأذن) ومن الأذن الوسطى (تجويف طبلة الأذن وسلسلة عظيميات السمع) إلى سيالة عصبية تصل إلى الدماغ وتحول خلايا قشرة الدماغ العصبية السيالة إلى إحساس سمعي.
إن الأذن الإنسانية قادرة على التقاط الأصوات بالترددات بين 20 و20000 هيرتز وهي حساسة جداً إلى الحقل بين 2000 و 5000 هيرتزفهي أقل حساسية في الترددات المنخفضة.



الشكل (3-6) منحني التحميل

منحنى التحميل يدعى dBA ينمذج قياسات الشدة الصوتية بالاعتماد على الحساسية المختلفة للأذن البشرية.

إن قياسات الضجيج التي تنفذ لتقييم تأثيراتهم على الإنسان تظهر في dBA.

6-4-1 تأثير الضجيج على الإنسان Effects of man

يؤثر التعرض للضجيج على سمع الإنسان تأثيراً سلبياً وتقسم هذه التأثيرات إلى ثانوية وأساسية:

- **التأثيرات السمعية الثانوية:**

وتحدث عند مستويات أعلى من 70dBA حيث ينشط الضجيج أو يعيق الأنظمة العصبية ويؤثر على وظائف أعضاء الجسم، حيث يتأثر النظام الوعائي القلبي والجهاز الهضمي والنظام العصبي المركزي (الإرهاق العصبي)، كما يمكن أن يؤدي الضجيج إلى حدوث حوادث بسبب خفض مستويات اليقظة والانتباه.

- **التأثيرات السمعية الأساسية:**

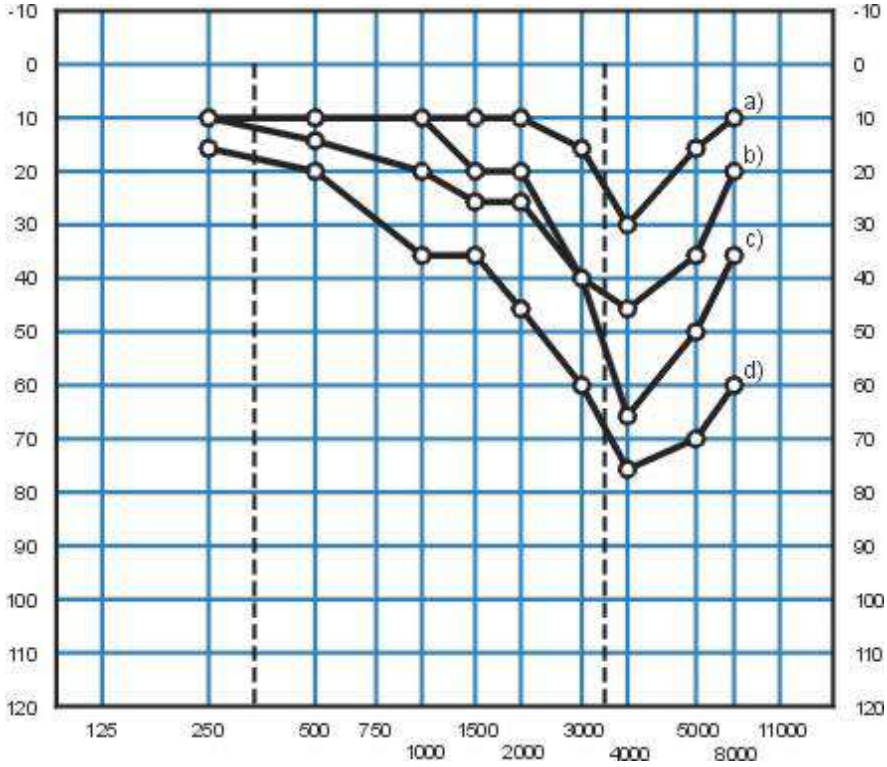
إن التعرض للضجيج ذو شدة عالية يؤدي إلى التحفيز الزائد للخلايا الحساسة في الأذن الداخلية والتي تحول الموجة الصوتية إلى سيالة عصبية مما يؤدي ألى تعب هذه الخلايا وحدوث إنزياح مؤقت في عتبة السمع أما إذا استمر التعرض للضجيج المرتفع لفترة أطول فإن الخلايا الحساسة تتخرب وبالتالي يحدث انزياح دائم في عتبة السمع،وتكون الخسارة في السمع عندما تكون شدة الضجيج أعلى من 85dBA ولفترة طويلة.

هناك عدة إختبارات سريرية فعّالة في اختبار الوظيفة السمعية لكن الاختبار الأكثر استخداماً هو قياس عتبة السمع عند النغمة الصافية .حيث يحدد هذا الاختبار عتبة السمع الدنيا عن طريق إصدار بعض النغمات الصافية من خلال سماعات خاصة عبر الهواء إلى الأذن ويتراوح تردد هذه النغمات بين 125 – 8000 هيرتز، ويتم إصدار هذه النغمات بواسطة مهتز (Vibrator) يوضع على عظم الخشاء(mastoid) حيث تنتقل هذه النغمات عبر الطريق العظمي إلى العظيمات داخل الأذن.

بعد ذلك يتم الحصول على مخطط عتبة السمع بإعطاء هذه النغمات الصافية من خلال الهواء أولا ومن ثم العظام ، وهذا المخطط يسمح بتحديد إذا كان هناك عجز سمعي سلوكي كالذي ينتج عن الضجيج مثلا.

وبشكل عام يبدأ فقد السمع عند التردد 4000 هرتز ويتعاقب الضرر بعد ذلك إلى أن يصل إلى ترددات الصوت المنخفضةوتكون بدايات نقص السمع في صعوبة التقاط الكلام عند وجود الضجيج (back ground noise)

يبين الشكل(6– 7) مخطط عتبة السمع عند التعرض المزمن للضجيج .



الشكل(6– 7) مخطط عتبة السمع عند التعرض المزمن للضجيج

حيث يبين مراحل تضرر السمع نتيجة الصدمة السمعية المزمنة الناتجة عن التعرض للضجيج::

a) مرحلة الضرر التشريحي الأولي

b) مرحلة الضرر التشريحي الواضح جداً

c) مرحلة الضرر الوظيفي الأولي أو hypoacusia الأولية

d) مرحلة الضرر الوظيفي الواضح جداً أو hypoacusia الواضحة جداً.

عند الوصول إلى مرحلة الضرر الوظيفي يصبح نقص السمع غير رجعي أي لايمكن أن يتحسن السمع بزوال الضجيج ، كما يحدث تشوه في فهم الصوت ويتحول نقص السمع إلى نقص سمع عصبي وهذا يؤدي إلى عزل المريض عن المحيط الاجتماعي وحدوث صعوبات في الاتصال مع الأخرين.

6-4-2 نقصان السمع (Hypoacusia):

لنقصان السمع ثلاثة أنواع ،إما نقص سمع توصيلي ويحدث بسبب وجود خلل في نقل الطاقة الميكانيكية الاهتزازية ، أو نقص سمع عصبي ويسمى في بعض الأحيان نقص سمع حلزوني (cochlear hypoacusia) وهذا يحدث بسبب تضرر الحلزون الذي يقوم بتحويل الطاقة الميكانيكية إلى عصبية ، أما النوع الثالث فهو نقص سمع ما بعد الحلزون يحدث بسبب تضرر العصب السمعي وانتهاءًببحة السمع في قشرة المخ ويسمى (retrocochlear hypoacusia).

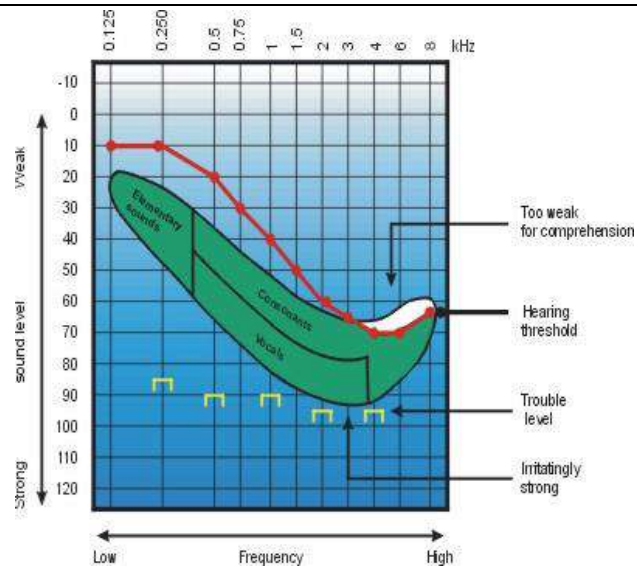
إن نقص السمع قديكون وراثياً (نتيجة أمراض وراثية) أو قد يكون مكتسباً نتيجة المرض مثل الحصبة والتهاب السحايا أو العوامل السامة كبعض الأدوية ، وقد ينتج بسبب هزات أو صدمات سمعية.

6-4-3 التشخيص وتقييم العجز السمعي :

هناك ثلاثة أنواع أساسية لنقص السمع وهي :

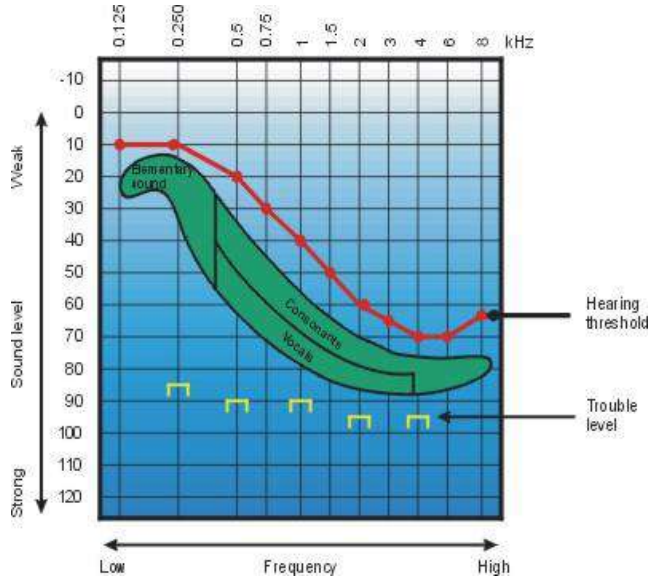
نقص سمع توصيلي : وهو بشكل أساسي يعود إلى المقاومة في مرور الاهتزازات السمعية، بسبب أمراض الأذن الخارجية والوسطى مثل تصلب الأذن (eardrumsclerosis و otosclerosis).

نقص سمع عصبي : يعود سببها إلى حدوث ضرر في الحلزون، وعادة في هذا النوع من نقص السمع تكون عتبة السمع مرتفعة عند الترددات العالية، حيث تتأثر الترددات العالية بنقص السمع العصبي أكثر من الترددات المنخفضةكما هو موضح في الشكل (5-6)



الشكل (5-6) مخطط سمع يظهر نقص السمع.

نقص سمع مختلط : وهناك يكون الضرر في كل من الطريق التوصيلي (الأذن الوسطى والخارجية)والحلزون.فينشأ نقص سمع مختلط، ويبين الشكل (6-6)مخطط نقص سمع مختلط.



الشكل (6-6) مخطط لنقص سمع نختلط

6-4-4 اختبار قياس عتبة السمع Audiometric test :

يدرس بشكل محدد وظيفة السمع و يسمح بالتفريق بين نقص السمع التوصيلي العائد إلى أمراض الأذن الخارجية و الأذن الوسطى وغشاء طبلة الأذن والعظيمات وبين نقص السمع الحسي العصبي العائد إلى تضرر الأذن الداخلية (الحلزون) أو العصب السمعي.

إن الاختبار يؤدى في غرفة قياس عتبة السمع أو بغرفة ذات عزل صوتي وهذا الاختبار يتطلب تعاون المريض مع التقني الذي يجب أن ينفذ الاختبار.

لتنفيذ اختبار قياس عتبة السمع من الضروري أن يضع المريض سماعات ذات مواصفات خاصة ويقيس التقني كيف تتفاوت الحساسية السمعية بتفاوت التردد.

تتفاوت عتبة السمع من مريض إلى مريض وقياس عتبة السمع ضروري لتحديد الحد الأدنى من الصوت الذي تلتقطه الأذن.

إن اختبار قياس عتبة السمع بالنغمة الصافية هو اختبار بسيط جداً. حيث تُقدم الترددات الصافية الواقعة بين 100 هيرتز و25 كيلو هيرتز من خلال سماعات خاصة.

يتم تقديم تردد منخفض جداً في البداية وبشدة صوتية منخفضة ثم تتم زيادة الشدة الصوتية بشكل متدرج حتى يلتقط المريض تحت الاختبار الصوت بنفسه. لهذا التردد، يشير مقياس عتبة السمع إلى مستوى الصوت بالديسيبل الذي يسمعه المريض. هذا المقياس يكرر لكل الترددات في المدى المستخدم بالاختبار.

يسجل هذا الاختبار على مخطط السمع وهو ورق نصف لوغاريتمي. ويستخدم هذا الاختبار لكل من الآذانين بشكل منفصل.

بتنفيذ بضعة إختبارات لقياس عتبة سمع نغمية على مرضى مختلفين من المحتمل أن نلاحظ أن كل واحد تقريباً حساس إلى مجال معين من الترددات السمعية.

6-5 جهاز قياس عتبة السمع Audiometer :

يوضح لشكل (7-6) نموذج لمقياس عتبة السمع

الشكل (7-6) نموذج لمقياس عتبة السمع

يتكون مقياس عتبة السمع من الأجزاء التالية:

1- مولد اشارة تردد منخفض:

يجب أن يزود بشكل مثالي بإشارات جيبية في المدى السمعي الكامل.

2- مضخم خرج ذو ربح متغير:

يسمح بتغيير مطال الإشارة الجيبية الخارجة.

3- السماعات الستريو مع منتخب للسماعة:

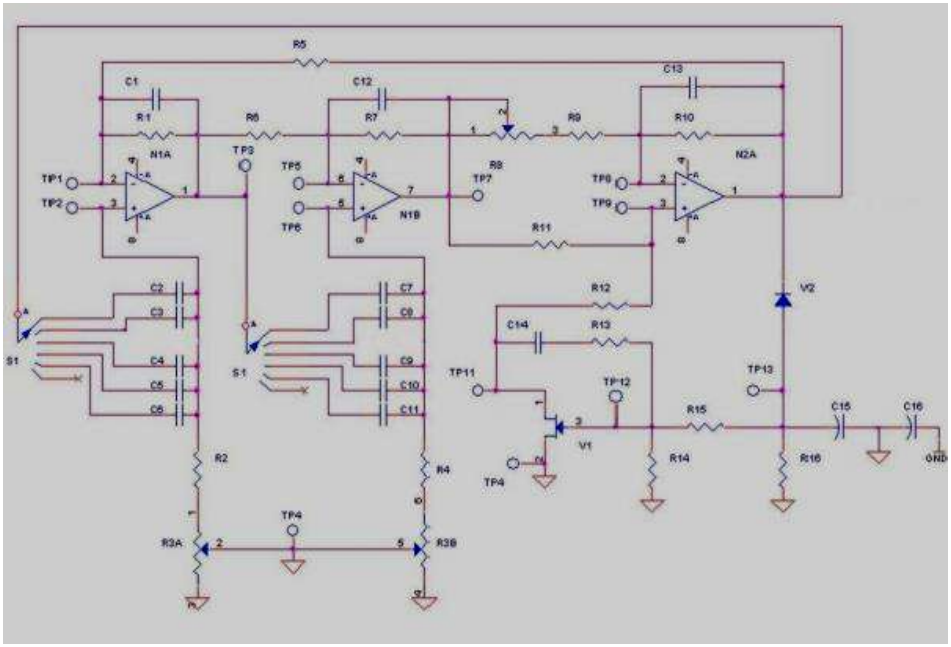
يحول الإشارة الكهربائية إلى إشارة صوتية ويسمح باختيار الأذن تحت الاختبار.

4- بلوك القياس وشاشة عرض لوغاريتمية للمستوى الصوتي المرسل إلى الأذن يسمح بمعرفة حساسية الأذن عند عدة ترددات.

6-5-1 مولد الموجة الجيبية Sinusoidal wave generator :

لتنفيذ قياس عتبة سمع نحتاج مولد قادر على إعطاء موجة جيبية ذات تشويه منخفض جداً وتضخيم ثابت على كل المجال السمعي حوالي من 20 إلى 25000 هرتز.

المولد يجب أن يسمح بتغيير تردد الخرج بضبط ترددات الإشارة، على سبيل المثال 100 – 200 – 400 – 800 – 1,000 – 2,000 – 4,000 – 6,000 – 8,000 هيرتز.



الشكل(6-8) مولد الموجة الجيبية.

هذا الخيار يتم من خلال مقبض الأختيارر S1 وتعليمة أدق منفذة خلال المقاومة المتغيرة R3.

يتكون مولد الاهتزاز من ثلاثة مراحل من مكبرات العمليات ذات الضجيج المنخفض (N1A-N1B-N2A).

المكثفات الموجودة في المواقع الخمسة للمفتاح S1 من البلوك 1 هي نفسها تماماً مثل الموجودة على المفتاح S1 من البلوك 2 بالإضافة إلى أن المقاومة المضاعفة R3 وهي بحدود (22000 أوم).

يتحدد تردد موجة الخرج الجيبية بقيمة المكثفة والمقاومة المختارة على التوالي خلال المفتاح S1 والمقاومة المتغيرة R3.

إن التردد محسوب باستعمال الصيغة التالية:

$$F_R = 175000 / (C \cdot R) \quad [Hz]$$

حيث C سعة المكثف مقدرة بواحدة nf ، R: المقاومة المتغيرة مقدرة بـ.

المقاومات من R2حتىR4هي مقاومات ثابتة قيمتها 5,6 كيلو أوم أما المقاومة R3 فهي مقاومة متغيرة تصل إلى 22 KΩ.

عندما تدخل المقاومة R3 بالكامل، نحصل على التردد الأدنى لكل موقع للمفتاح، بينما عندما تفصلR3 بالكامل نحصل على التردد الأعلى.

على سبيل المثال، في الموقع الأول S1:

C = 330nF;
R_{max} = 27,6 KΩ;
F_{min} = 19,2 Hz (20Hz)

C=330nF;
R_{min} = 5,6 KΩ;
F_{max} = 94,7 Hz (100Hz)

2-5-6 مرحلة الخرج Output stage :

إن مولد الموجة الجيبية يوصل إلى مرحلة خرج التي لها غرض قيادة السماعات، تكون هذه المرحلة مكونة من مولد إشارة جيبية يدوي ومكبر عمليات ومفتاح.

المقاومة المتغيرة R17 توصل بين خرج المولد (محطة طرفية 10) والدخل غير العاكس لمكبر العمليات N3.

تسمح المقاومة المتغيرة بتنظيم مطال الإشارة الجيبية .

مكبر العمليات N3 يستعمل كمضخم تيار.

المفتاح S2 يسمح للسماعات باختيار القناة اليمين أو اليسار بشكل يدوي

6-5-3 بلوك القياس وشاشة العرض اللوغاريتمية

: Measurement block and logarithmic display

لقياس وعرض شدة الإشارة الصوتية ، من الضروري استعمال مقياس لوغاريتمي. هذا المقياس يتصرف كمقارن الذي يقارن مستوى فولطية مثبت في مع مقياس مستويات لوغاريتمية.

لقياس مولد الإشارة الجيبية شدتها إنه من الضروري تصحيح الإشارة بنفسه.

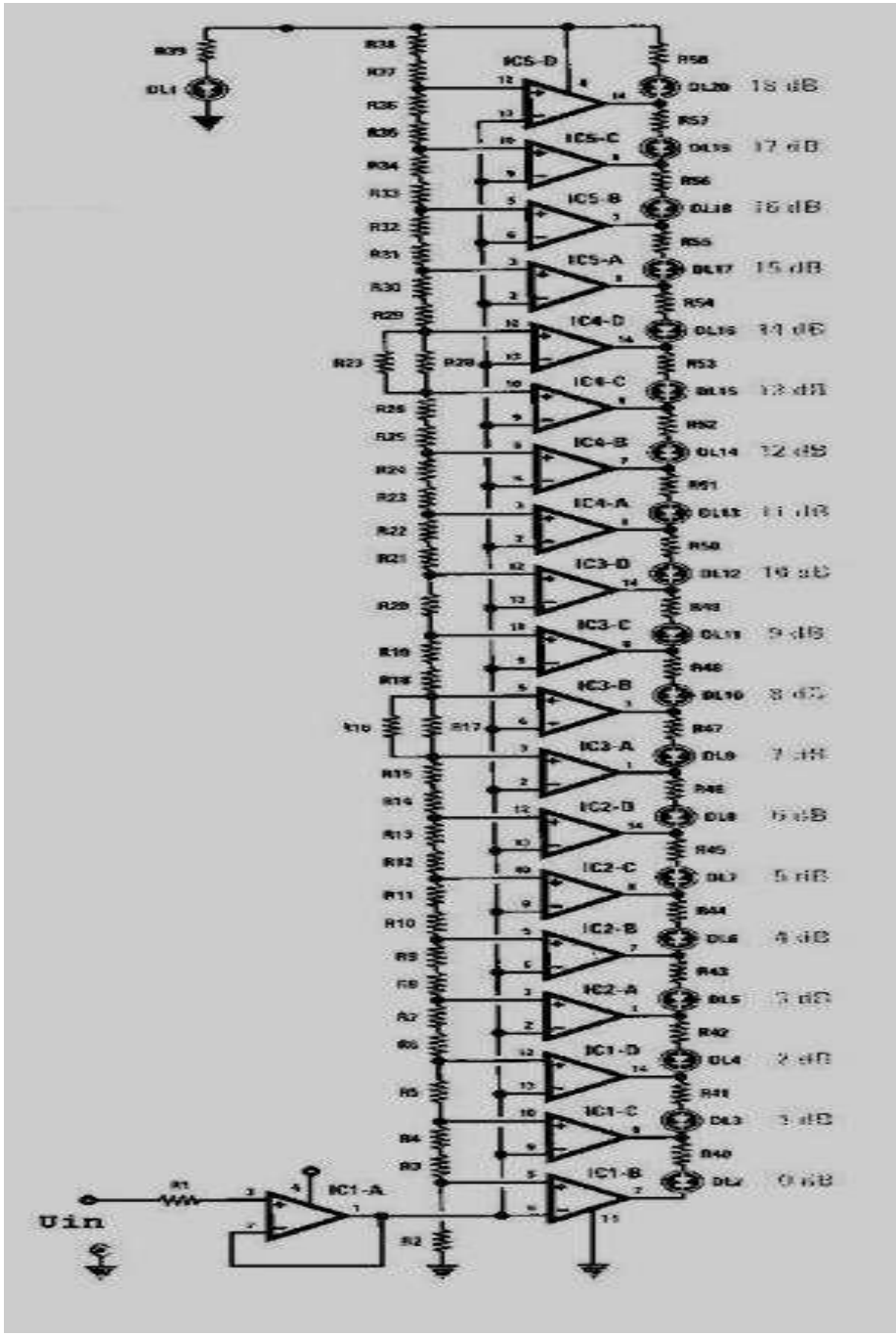
البلوك الذي يتعامل مع تعديل قيمة الإشارة، يكون مكون من مكبري عمليات هما المضخمين N4 و N5.

إن الجهد المباشر الموجود على النقطة 26 من المكبر N5A يطبق على الطرف غير العاكس من مكبر العمليات N5B ويرفع عند النقطة 30 ليطبق على المستوى السمعي في ثنائيات Led.

إن تحديد المستوى السمعي هو الجزء الأكثر تعقيداً من الدارة المتكاملة، و يكون مكون من خمس دارات تكاملية LM324 كل واحد ة تحوي أربعة مضخمات عمليات.

بوصل كل المداخل غير العكسية إلى مقاوم مقسم لـ 36 مقاومة،وبذلك نحصل على مقارن من 19 مستوى في المكونات المنفصلة.

خرج المقارن يقود 19 ثنائي ضوئي، يضيء كل واحد عند اختلاف فولطية الدخل 1 ديسيبل. ويوضح الشكل (9–6) المقارن الذي يقود الثنائيات.



الشكل (9-6) المقارن لإضاءة ليدات تناسب الشدة الصوتية

6-6 القسم العملي لتجربة مقياس السمع

لإجراء التجربة المخبرية والحصول على النتائج المطلوبة نتبع المراحل التالية

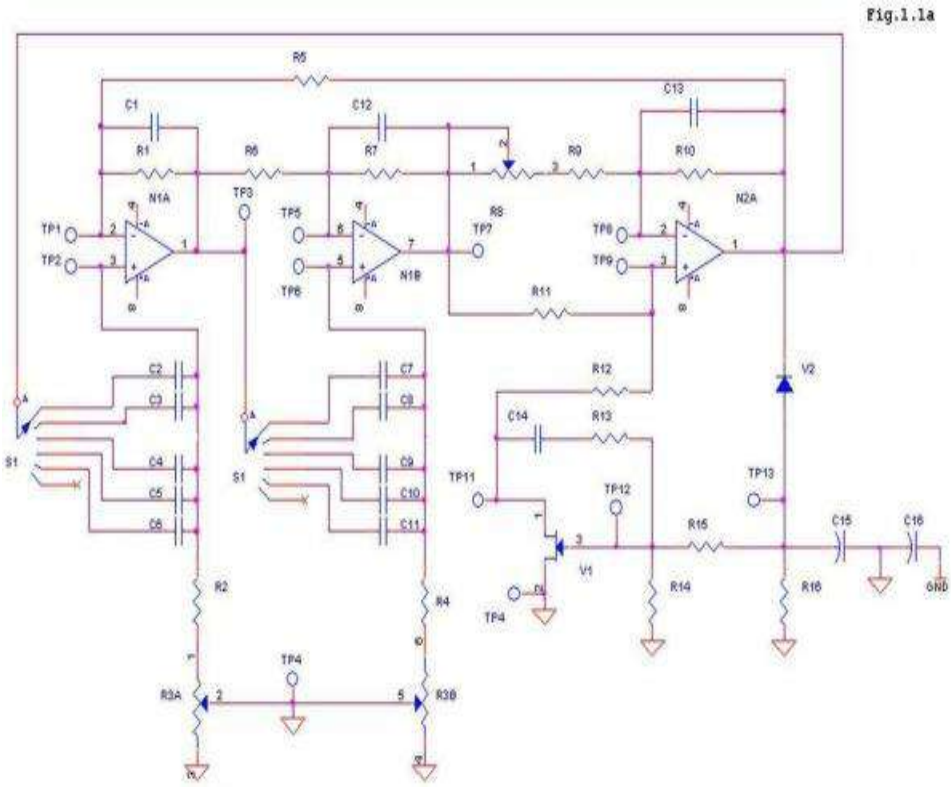
6-6-1 مذبذب التردد المنخفض العرض و اللوغاريتمي

الاهداف: – التأكد من عمل مولد التردد المنخفض الجيبي

- التأكد من عمل كتلة العرض

الأدوات: راسم الإشارة , الآفو ,مقياس التردد

ويوضح الشكل (6-10) المخطط الكهربائي لمذبذب التردد المنخفض



الشكل (6-10) المخطط الكهربائي لمذبذب التردد المنخفض

ويوضح الجدول (6-1) قيمة العناصرالالكترونية المكونة للدارة:

الجدول (1-6) قيمة العناصر المكونة للدارة

- R1,R5,R6,R7,R10,R23,R24 = 10 KΩ 5% 1/4W
- R2,R4,R7 = 5,6 KΩ 5% 1/4W
- R9,R20 = 1 KΩ 5% 1/4W
- R11 = 180 Ω 5% 1/4W
- R12 = 150 Ω 5% 1/4W
- R13,R14,R25,R27,R28 = 100 KΩ 5% 1/4W
- R15 = 470 KΩ 5% 1/4W
- R16 = 1 MΩ 5% 1/4W
- R18 = 33 Ω 5% 1/4W
- R19,R22 = 100 Ω 5% 1/4W
- R26,R30 = 47 KΩ 5% 1/4W
- R29,R31 = 200 KΩ 5% 1/4W
- R32 = 22 KΩ 5% 1/4W
- R21 = 10 Ω 5% 1/4W
- R33 = 470 Ω 5% 1/4W
- R35 = 1.5 KΩ 5% 1/4W
- R36 = 82 KΩ 5% 1/4W
- R37 = 270 KΩ 5% 1/4W
- R3-A,B = 22 KΩمقياس الجهد اللوغاريتمي
- R8,R34 = 1 KΩ (مقاومة متغيرة)طرفية
- R17 = 10 مقياس الجهد الخطي
- C1,C12,C13 = مكثفة سيراميك متعددة الطبقات 22pF 10%
- C2,C7 = مكثفة بوليستر 330nF 10%
- C3,C8 = مكثفة بوليستر 68nF 10%
- C4,C9 = مكثفة بوليستر 22nF 10%

- C5,C10 = مكثفة بوليستر 4,7nF 10%
- C6,C11 = مكثفة بوليستر 1nF 10%
- C14,C17,C23 = مكثفة بوليستر 470nF 10%
- C15,C21 = مكثفة ألمنيوم اليكتروليتي 1uF 50V 20%
- C16,C19,C22 = مكثفة ألمنيوم اليكتروليتي 47uF 35V 20%
- C18 = مكثفة ألمنيوم اليكتروليتي 470uF 35V 20%
- C20 = مكثفة بوليستر 100nF 10%
- N1,N2,N5 = TL082 مضخم عملياتي مزدوج
- N3 = NE5532 مضخم عملياتي متوسط
- N4 = LM358M مضخم عملياتي مزدوج
- V1 =BF244B Jfet
- V2,V3,V4 = ديود 1N4148

ويلزمنا في هذه التجربة العلاقات التالية للحصول على النتائج المطلوبة:

1) حساب تردد الذبذبة, $F_{osc} = 1 / (6.28 \cdot R \cdot C)$ [Hz]

2) التحويل اللوغاريتمي الخطي , $A_{dB} = 20 \cdot \log_{10} U$

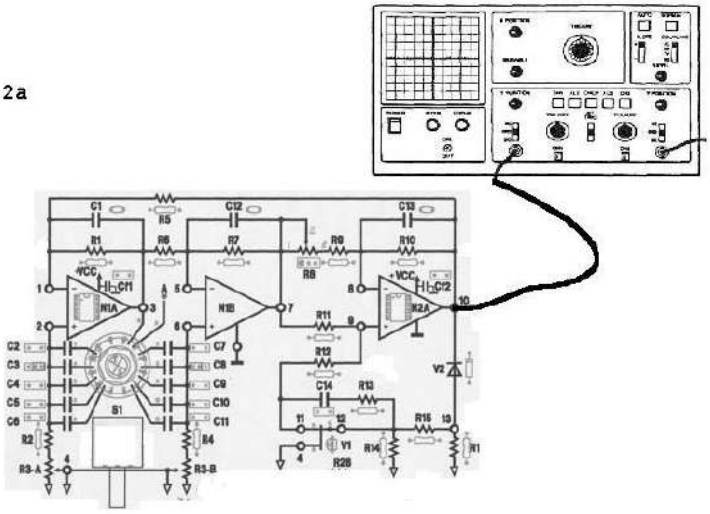
حيث U هي قيمة الجهد المقاس عند الطرف 30

تطبيق خطوات التجربة التالية:

1) تأكد من أن مفتاح التغذية في اللوحة مضبوط على OFF
2) زود ال Main unit بالتغذية
3) اضبط جهد التغذيةV + على القيمة12 فولت بواسطة الآفو
4) اضبط قاطع اللوحة على ON

5) دور المفتاح R17 باتجاه عقارب الساعة كاملا (الحجم)
6) وصل الآفو , والمضبوط على قيمة 20فولت22 ما بين النهاية 26 والأرضي.
7) عدل المفتاح R8حتى يظهر حوالي 8.5 فولت على الآفو
8) تأكد من أن المفتاح R3 مدور كاملا باتجاه عقارب الساعة (المقاومة القصوى)
9) تأكد من أن القاطع المزدوج S1 مضبوط على 1 (مقياس خرج التردد الاصغري)
10) دور المفتاح R17 بعكس اتجاه عقارب الساعة كاملا
11) ضع القاطع S3 على الوضعية ON
12) صِل راسم الإشارة كما هو مبين في الشكل (6-11)

Fig1.2a



الشكل (11-6) وصل راسم الإشارة مع مولد التردد المنخفض ، الإشارة عند النقطة 10

13) عدل راسم الإشارة كالتالي :
- CH1 on 1V/dic
- Time/div=20ms/div
- Coupling=AC

14) دور المفتاح R17 باتجاه عقارب الساعة كاملا (الحجم الأعظمي)
15) قس قيمة جهد الخرج من القمة للقمة
16) قس تردد خرج المذبذب بواسطة راسم الإشارة و أو بواسطة مقياس التردد الرقمي

ملاحظة: في حال استخدام مقياس التردد الرقمي, فإنه من الضروري وصل المقياس ما بين الطرف 10 و الأرضي

17) سجل التردد الذي تم قياسه في الجدول 1.2وقارنه مع القيمة المحسوبة بالقانون المناسب
18) أدر المفتاح R3 كاملا بعكس عقارب الساعة (R3=0)
19) اضبط مقياس الزمن لراسم الإشارة على 5ms\div
20) قِس تردد خرج راسم الإشارة
21) سجل القيمة المقاسة في الجدول (2-6) وقارنها مع القيمة المحسوبة
22) أدر الزر R3 كاملا باتجاه عقارب الساعة(R=22KΩ)
23) اضبط القاطع المزدوج S1على 2
24) كرر الخطوات من 15الى 22 لكافة أوضاع القاطع S1

ملاحظة: في حال ملاحظة عدم وجود خرج ترددي بعد تغير وضع الزر S1 الى2 عليك أن تخفف وبشكل بسيط من الحجم (وذلك بتدوير الزر R17 قليلا) ولذلك سوف تلاحظ على راسم الإشارة إطلاق ذبذبة

و الآن اضبط الحجم على أقصى قيمة مرة أخرى(تدوير المفتاح R17 باتجاه عقارب الساعة بشكل كاملاً)

25) بالنسبة لكل وضع لكل منS1 و R3 اضبط time div لراسم الإشارة كما هو مبين في الجدول (2-6)التالي:

الجدول (2-6) ضبط الراسم حسب تغير وضعية القاطع S1

Position S1	Trimmer R3	Time div
1	R_{min} (maximum frequency) R_{max} (minimum frequency)	5 ms 20 ms
2	R_{min} (maximum frequency)	2 ms

	R_{max} (minimum frequency)	5 ms
3	R_{min} (maximum frequency) R_{max} (minimum frequency)	0.2 ms 2 ms
4	R_{min} (maximum frequency) R_{max} (minimum frequency)	50 us 0.2 ms
5	R_{min} (maximum frequency) R_{max} (minimum frequency)	10 us 50 us

26) سجل في الجدول (3–6) المعلومات التي تم الحصول عليها من القياسات المنجزة

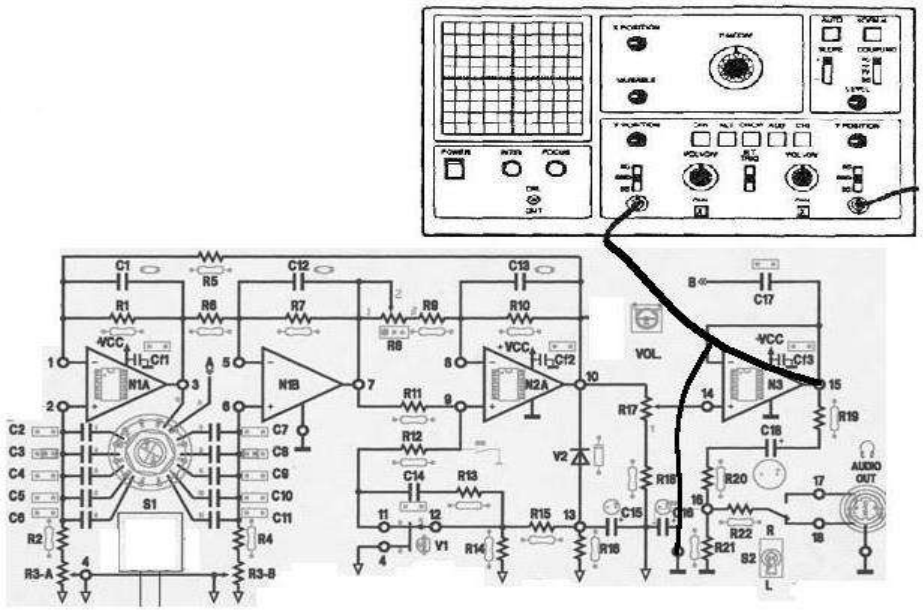
27) اقطع التغذية عن اللوحة وذلك بوضع القاطع على OFF

6–6–2 االإظهار اللوغاريتمي

28) زود الدارة بالطاقة وذلك بوضع القاطع على ON

29) ضع القاطع S3على الوضعية ON

30) صل راسم الإشارة كما هو موضح في الشكل (12–6)



الشكل (12–6) وصل راسم الإشارة مع النقطة 15 من البورد

31) دور المفتاح R17 كاملا عكس عقارب الساعة(الحجم الأدنى)

32) ضع القاطع S1 على 3

33) صل مقياس التردد الرقمي ما بين الشريط 10 و الأرضي

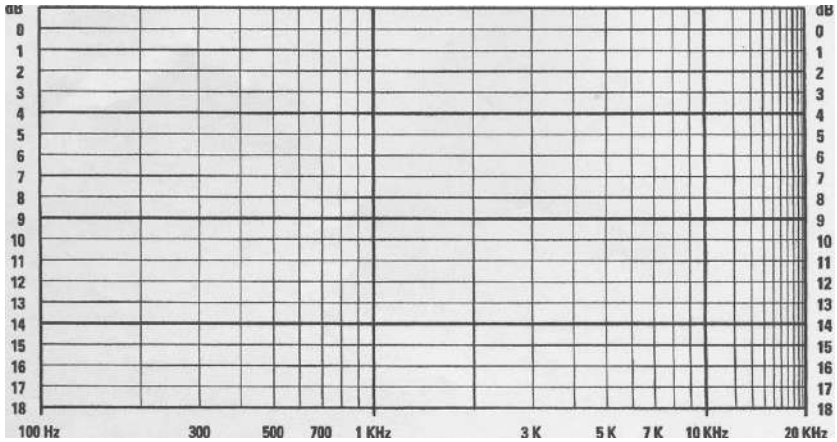
34) عدل المفتاحR3 حتى الحصول على تردد خرج 1KHz

35) دور المفتاح R17 كاملا باتجاه عقارب الساعة (الحجم الأعظمي)

36) عدل راسم الإشارة على القيم التالية :

- CH1on 2V/div
- time/div=0.5ms/div
- coupling= AC

37) راقب شكل موجة إشارة الخرج وانقلها إلى الشكل (13-6)



الشكل (13-6) لوحة لوغاريتمية للرسم البيانيا المتعلق بإذن الطالب اليسرى

38) صل المقياس الآفو والمضبوط على القيمة 20 فولت والموصول مابين الطرف 30 و الأرضي

39) اضبط المفتاح R34حتى الحصول على القيمة حوالي 10.5V

ملاحظة: تأكد بأن عند تدوير الزر R17 من قيمته الدنيا إلى قيمته القصوى يضيء كامل المقياس السمعي. إن لم يكن كذلك عدل R8 للحصول على فولط مناسب وهو (نموذجيا8.5V) عند الطرف 26. بعد ذلك تأكد من أن الجهد عند الطرف 30 مازال حوالي10.5V, و إلا عدل المفتاح R34

40) دور الزر R17 كاملا عكس عقارب الساعة

41) قم بقياس سعة الإشارة عند الطرف 15 (CH1) وسجل ذلك في الجدول (6–1)

42) صل الآفو إلى النهاية 30

43) قم بقياس الجهد عند النهاية 30

44) سجل في الجدول 1.3القيمة التي تم قياسها سابقا والمستوى في الديسبل(DB) المتوافق مع ديود LED المضاء

45) دور المفتاح R17 باتجاه عقارب الساعة حتى يضيء ديود المجاور

46) عدل مؤشر اتساع راسم الإشارة V/div حتى تظهر موجة الخرج

47) سجل القيم التي تم قياسها في الخطوات السابقة في الجدول(3–6)

48) كرر العمليات من الخطوة 44 – 46 حتى يضيء الديود رقم 18

49) كرر إذا كان ذلك ضروريا التمرين وذلك بتغيير تردد إشارة الخرج

50) اقطع التغذية عن الدارة

الجدول (3–6)النتائج المطلوب الحصول عليها من التجربة وموازنة التردد المقاس والتردد المحسوب

S1 القاطع	R3 [kΩ]	C [nF]	التردد المحسوب [Hz]	التردد المقاس [Hz]
1	Rmin = 5.6 Rmax = 27.6	330 330		
2	Rmin = 5.6 Rmax = 27.6	68 68		
3	Rmin = 5.6 Rmax = 27.6	22 22		
4	Rmin = 5.6 Rmax = 27.6	4.7 4.7		
5	Rmin = 5.6 Rmax = 27.6	1 1		

3–6–6 اختبار مقياس الصوت : يهدف هذا التمرين

- معايرة مقياس الصوت الإلكتروني , تقييم عتبة السمع باستخدام مقياس صوت الإلكتروني , تأليف مخطط بياني سمعي

والأدوات الازمه للتجربة راسم الإشارة , الآفو ,مقياس التردد , سماعات ستريو

في هذا التمرين فإننا نحاكي اختبار قياس سمع حقيقي , و لذلك فإننا نفضل أن تقوموا بهذا الاختبار كمجموعات و كل مجموعة من طالبين على الأقل وأن يكون هذا التمرين في أماكن هادئة .

معايرة اختبار قياس السمع

1) زود التجربة بالدارة
2) ضع القاطع على الوضعية ON
3) ضع المفتاح S3 على الوضعية ON
4) دور المفتاح17 R كاملا باتجاه عقارب الساعة (الحجم الأقصى)
5) صل الآفو و المضبوط على مدى 20V بين النهاية 27 و الأرضي
6) اضبط المفتاح R8 حتى تحصل على حوالي 8.5Vعند الطرف 26
7) صل الآفو ما بين النهاية 30 و الأرضي
8) اضبط المفتاح R34 حتى تحصل على 10.5V
9) تحقق من أن 18th LED في مستوى السمع تضيء

ملاحظة: تأكد بأنه وعند تدوير الزرR17 من قيمته الدنيا إلى قيمته القصوى فيكون كل مستوى مقياس السمع (audio level) مضاء . إن لم يكن كذلك اضبط R8 للحصول على الجهد المناسب (مثاليا8.5V) و ذلك عند الطرف 26 .بعد ذلك تأكد (بضبط R36) بأن الجهد عند الطرف 30 ما يزال حوالي10.5V.

إن كان ما يزال هناك مشاكل اضبط R8و ذلك بتغيير الجهد عند الطرف 26 (و الذي لا يجب أن يكون اقل من 8.2V) و بالإبقاء على الجهد ليس اقل من 10.5V عند الطرف 30, احصل على قيمتي الجهد (لتلك المقاومات) و التي تسمح بمسح كامل لكل قياسات مستويات الصوت .

4-6-6 المخطط البياني لقياس السمع

10) دور المفتاح R17 كاملا بعكس عقارب الساعة
11) اضبط المفتاح S1 على 1
12) دور المفتاح R3 كاملا باتجاه عقارب الساعة (التردد الأقصى)

13) ادخل جاك سماعة الستريو في وصلة AUDIO OUT
14) اضبط زر الاختيار S2إلى اليسار (L)
15) صل الآفو ما بين الطرف 10 و الأرض
16) اضبط الزر R3حتى الحصول على تردد حوالي 100Hz
17) اضبط الحجم (المقصود هنا ارتفاع و انخفاض الصوت)حتى يستطيع الطالب (المريض تحت الاختبار) أن يسمع الصوت في السماعات.
18) دون في الجدول 2.2 مستوى الصوت المطابق بالديسبل
19) دور الزر R17 كاملا بعكس اتجاه عقارب الساعة
20) اضبط المفتاح S1على2
21) دور المفتاح R3 حتى الحصول على تردد خرج حوالي HZ 200
22) اضبط حجم (الصوت) حتى يستطيع الطالب أن يسمع الصوت في السماعات
23) دون مستوى الصوت المطابق في الجدول 2.2 بالديسبل
24) كرر الخطوات من 15–22 بكافة الترددات الموضحة في الجدول 2.2
25) باستخدامك للقيم الموضحة في الجدول .ارسم على لوحة لوغاريتمية (الشكل 2.1a) رسما بيانيا متعلقا بإذن الطالب اليسرى (أذن الطالب الذي يؤدي دور المعين)
26) حرك المفتاح S2 إلى RIGHT (R)
27) كرر الإجراءات التي نفذتها بالنسبة للأذن اليسرى و دون الرسم البياني للأذن اليمنى و بلون مختلف .
28) قم بمقارنة الرسم البياني الذي تم الحصول عليه
29) علق على مثل هذه النتائج فيما يتعلق بالنظرية التي تتم دراستها
30) أغلق الدارة

5–6–6 محاكي الخطأ (FAULT SIMULATOR)

اللوحة DL 3155BIO9 من نظام التدريب مزودة بمجموعة مفاتيح الخطأ تدعى مفاتيح f التي تقع تحت الغطاء الذي تجده على اللوحة

هذه المفاتيح يجب أن تكون على الوضعية off لضمان عمل الدارة بالشكل الصحيح

إذا وضعنا المفاتيح على الوضعية on نكون قد أدينا إلى حدوث عيوب في هذه الدارة

في الواقع عمل مفاتيح f هو تغيير قيم مكونات المعتمد عليها في الدارة أو تغيير مكونات القصر الإجباري أو تغيير مكونات انقطاع الدارة في بعض نقاط الدارة خلال الفحص

ملاحظة: حتى لا يحدث أخطاء في شاذة العملية الصحيحة للدارة يجب أن ندخل العيوب (الأخطاء) عندما نجري التجربة التي هدفها إيجاد العيوب

حل المشاكل:

بعد دراسة العملية الصحيحة للدارة أصبح الطلاب قادرين على اكتشاف أي خطأ يمكن أن يظهر خلال استخدام دارة مماثلة .

غالبا الأهمية الأساسية أن تكون قادرا على تشخيص المشاكل وأسباب العمليات الشاذة بالدقة والسرعة المعقولة

من وجهة النظر هذه فإن قسم حل المشاكل يزود النظرة العامة بعدد من الأخطاء التي يمكن أن تظهر في الدارة الإلكترونية التي درسناها الآن ,وتزود أيضا بمحاولة جيدة لتحليل الدارة والتي تسمح للطلاب اكتساب الحكم الذاتي الهام الأساسي لنموه المهني.

ويوضح الجدول(4–6) مناقشة الأخطاء المرتبطة بإشارة المفاتيحf

الجدول(4–6) مناقشة الأخطاء المرتبطة بإشارة المفاتيحf

الدارة	مفاتيح الخطأ	الوصف
مولد التردد المنخفض	F1 F2	النهاية2 إلى الأرض (دخل مكبر العمليات 1إلى الأرض,المولد لا يتذبذب)) النهاية 9 إلى الأرض (يعترض سلسلة التضخيم, المولد لا يتذبذب)
خرج الصوت	F3	النهاية9 إلى الأرض (لا دليل للإشارة في السماعات)
العرض اللوغاريتمي	F4	النهاية 29 إلى الأرض (العرض لا يعمل)

وهكذا يكون الطالب قد تعرف على البورد التعليمي لقياس الشدة الصوتية ، ونفذ تمرين عملي من خلال السماعات وقام بفحص الشدة الصوتية لنفسه أو لأحد زملائه .

المراجع.....

1-Delorenzo. Biomedical Laboratory ,Audiometer.DL 3155BIO9 ..... Theoretical Manual

2-Delorenzo. Biomedical Laboratory ,Audiometer.DL 3155BIO9 Practical Guide

3-Wikipedia, الأذن,

https://ar.wikipedia.org/wiki/%D8%A3%D8%B0%D9%86, Access date:17/11/2016.

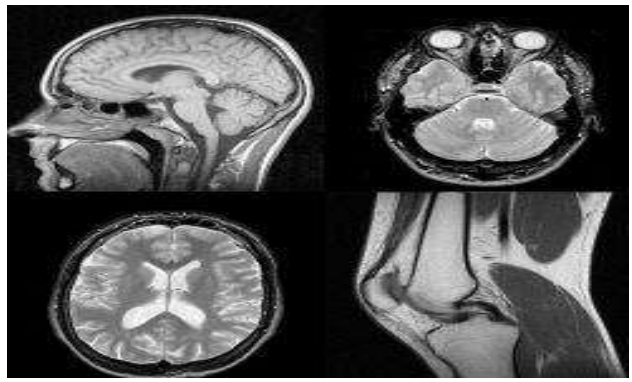
.....

الفصل السابع:جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI
Magnetic Resonance Imaging

7-1 مقدمة:

جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي و يرمز لها بالرمز MRI هي اختصار ل Magnetic Resonance Imaging وهي تقنيه تصوير طبيه تشخيصيه تعتمد على مبادئ الرنين المغناطيسي النووي NMRاختصار لNuclear Magnetic Resonance كلمة نووي هنا عائدة لنواة الذره وليس للاشعاعات النوويه والرنين المغناطيسي النووي هو الظاهرة التي تنشأ بواسطة نواة العديد من الذرات ،عندما توضع هذه الذرات في مجال مغناطيسي وتحفز بموجات راديويه RF ،فان النواة تمتص الطاقه من الموجات الراديويه وفقط عند ترددات مميزه لكل ذرة، والتردد الذي عنده امتصت النواة طاقة الموجات الراديويه يسمى (تردد الرنين) –(resonant frequency) وهذا التردد وحيد او مميز لكل نوع من الذرات ويعتمد عل قوة المجال المغناطيسي.

بعد تحفيز النواة بالموجات الراديويه ، تختزل كطاقه للترددات الراديويه . بعدها تبعث النواة اشارة عند ترددات الرنين لكل ذره وهذه العمليه تسمى (الاسترخاء)—(relaxation) وهذه الاشاره المنبعثه تُستقبل وتُعالج. وبما أن كل نوع من النواة يبعث نوع معين من ترددات الرنين عند مجال مغناطيسي معين، فان حزمه التردد او طيف التردد الراديوي للاشارة المستقبله received signal يمكن تقديره لحساب المكون الكيميائي للعينه المراد تشخيصها.



الشكل (1–7) أشكال صور الرنين المغناطيسي

يشكل الماء 85% من جسم الإنسان. ويسمح ذلك بتصوير الجسم بالاعتماد على ظاهرة الرنين النووي المغناطيسي التي تعتمد على اهتزاز بروتون ذرة الهيدروجين المتواجد في الماء و الجزئيات الحيوية الأخرى مثل البروتينات. ويمكن اعتبار البروتون شحنة موجبة تدور حول محورها. يوضح الشكل (1–7) أشكال صور الرنين المغناطيس.

سنتناول في هذا الفصل المبدأ الفيزيائي لظاهرة الرنين النووي المغناطيسي من وجهة النظر الكمومية (ميكانيك الكم Quantum Mechanics)

ثم نلقي الضوء على توزع بولتزمان للذرات ، ونتحدث عن العزم المغناطيسي الجهريM ثم نعرج على بعض المفاهيم الأساسية لأزمنة الإسترخاء وتأثير الحقل المغناطيسي الساكن B_0 و الحقل الدوار ذو التردد الراديوي B_1 على البروتونات.

7-1-1 نبذة عن تاريخ جهاز الرنين المغناطيسي

لقد بدأت بحوث الرنين المغناطيسي في أوائل السبعينات. وبدأ تطبيقها على المرضى في سنة 1980 وكذلك تمت إجازتها من قبل منظمة الغذاء والدواء الأمريكية في عام 1984، ومنذ ذلك الحين بدأ يتسع استخدامها حتى وصلت أجهزة التصو ير بالرنين المغناطيسي إلى أكثر من عشرة آلاف جهاز في العالم والذي يعتبر أفضل طرق التصوير الطبي في الفحوص التالية:

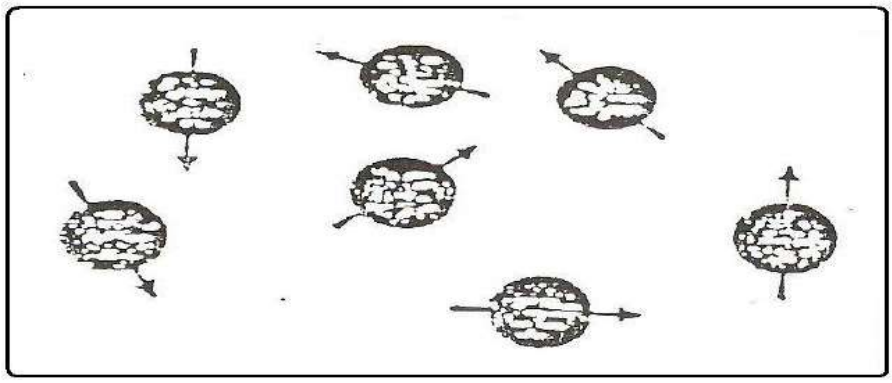
1. المخ، الأوعية الدموية للمخ، الأذن الداخلية.
2. الرقبة، الكتف، الفقرات العنقية، الأوعية الدموية للرقبة.
3. القلب، الشريان الأبهر والشرايين التاجية.
4. الفقرات الصدرية أو القطنية.
5. أعلى البطن، الكبد، الكلى، الطحال، البنكرياس والأوعية الدموية للبطن.
6. الحوض، مفصل الفخذ، الأعضاء التناسلية للذكر والأنثى، المثانة.

الجهاز العضلي المركزي (الكتف– الركبة– مفصل الساعد– مفصل الكاحل والقدم) وذلك بفضل إظهار التباين بين الأنسجة المتقاربة في الكثافة .

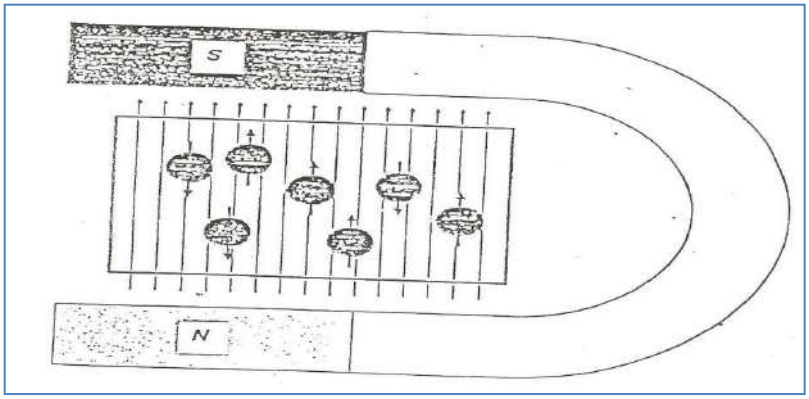
7-2 المبدأ الفيزيائي لظاهرة الرنين النووي المغناطيسي:

Nuclear Magnetic Resonance (NMR)

اعتمادا على نظرية ميكانيك الكم(Quantum Mechanics) وجد أنه إذا وضع البروتون ذو السبين (SPIN I) و العزم المغناطيسي μ تحت تأثير الحقل المغناطيسي الساكنB_0 يأخذ اتجاهات منفصلة ضمن ذلك الحقل (إما مع اتجاه الحقل أو بعكس اتجاهه) كما يوضح الشكل(2-7-a &b) توضع البروتونات بوجود ودون وجود الحقل المغناطيسي B0 (1T=10000G)



الشكل (7-2-a) توضع البروتونات بدون وجود الحقل المغناطيسي B_0



الشكل (7-2-b) توضع البروتونات بوجود الحقل المغناطيسي B_0

ويكون مطال شعاع العزم الدوراني (الزاوي)(Angular Momentum vector J)

للبروتون $[I(I+1)]^{1/2}$ غير أنه لا يمكن قياس كل المركبات التي لها القيم m_1h حيث:

h: ثابت بلانك مقسوما على 2π

m_1: العدد المغناطيسي الكمومي magnetic quantum number ويأخذ القيم التالية:

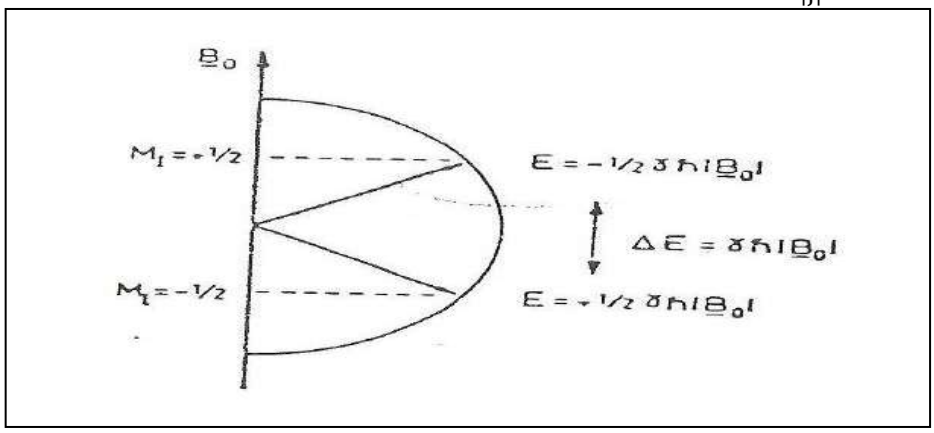
$$m_i = I, (I-1), \ldots\ldots, -(I-1), -I.$$

إذا كان I=1/2 يأخذ البروتون اتجاهين فقط أي سويتين موافقتين لهما:أحدهما باتجاه الحقلB_0(حالة الطاقة المنخفضة) والأخر بعكس اتجاه الحقل B_0(حالة الطاقة العالية) كما هم مبين بالشكل (2−7)

و تعطى الطاقة E لهاتين الحالتين بالعلاقة التالية:

$$E = -\mu B_0 = -\gamma h m_i |B_0| \quad \ldots\ldots\ldots(7\text{-}1)$$

حيث γ : النسبة الجيرومغناطيسية للبروتون و تمثل النسبة بين العزمين المغناطيسي μ و الدوراني J للبروتون $\gamma = \frac{|\mu|}{|J|}$



الشكل (3-7) اتجاه البروتون ضمن الحقل B_0 وفق سويتين من الطاقة

أي أن $mI = \pm\frac{1}{2}$ ، وبالتالي تحدث الإنتقالات من حالة لأخرى فقط عندما تتغير m_1 بأحد القيمتين $\pm\frac{1}{2}$ ويكون التغير في الطاقة بين الحالتين :

$$\Delta E = \gamma h|B_0| \ldots\ldots\ldots \quad (7\text{-}2)$$

أي أنه لانتقال البروتون المثار من سوية طاقة منخفضة (برم باتجاه الحقل)إلى سوية طاقة أعلى (برم بعكس اتجاه الحقل) يحتاج لكمة محددة من الطاقة وحسب نظرية الكم تكون هذه الطاقة:

$$\Delta E = h|\omega_0| \quad \ldots\ldots\ldots(7\text{-}3)$$

حيث :

ω_0 :تردد الرنين ويسمى بتردد لامور و يعبر عن تردد اهتزاز البروتونات(ω_0 هو التردد الزاوي $(\omega_0 = 2\pi F_0$.

و بالمقارنة بيت العلاقتين (2−7)و (3−7) نجد أن :

$$|\omega_0| = \gamma|B_0| \qquad (7\text{-}4)$$

وتسمى العلاقة(4−7) بعلاقة لامور.

1−2−7 توزع بولتزمان للذرات :

عند تطبيق الحقلB_0 يحدث امتصاص للطاقة فترتفع درجة حرارة الذرات مما يغير توزعها فتصبح حسب علاقة بولتزمان التالية :

$$N_i = N_0 e^{-E_i/KT} \ldots\ldots\ldots\ldots (7\text{-}5)$$

N_i:عدد الذرات في سوية الطاقة i

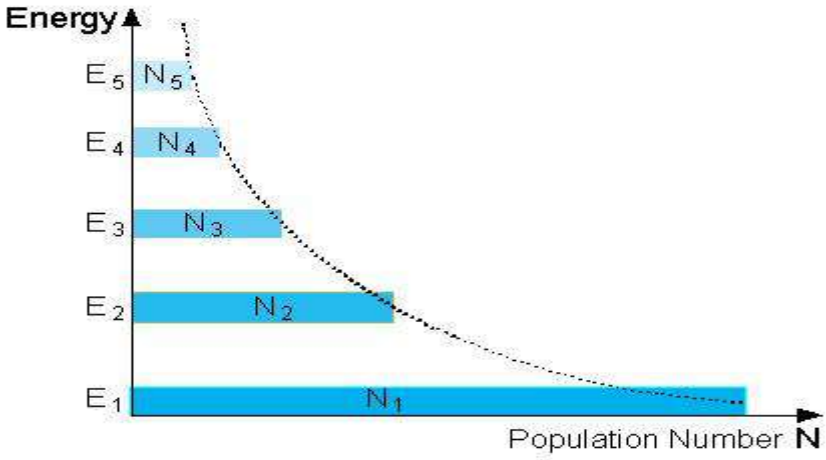
N_0: عدد الذرات في سوية الطاقة الدنيا(المستقرة)

E_i: طاقة السوية i

K: ثابت بولتزمان

T: درجة الحرارة المطلقة بالكيلفن.

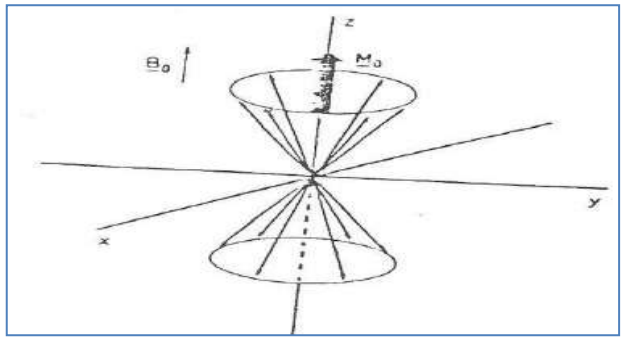
و يمثل الشكل (4−7) العلاقة (5−7) بيانيا.



الشكل (4-7) توزع بولتزمان للذرات

7-3العزم المغناطيسي المجهري (الماكروسكوبي)(المغنطة Magnetization (M

يعبر العزم المغناطيسي المجهري M عن المجموع الكلي للعزوم المغناطيسية العنصرية μi للبروتونات أي $M = \sum_i \mu_i$ وتكون هذه المحصلة معدومة في حالة غياب الحقل المغناطيسي الخارجيB_0 و بوجود حقل مغناطيسي خارجيB_0 يتجه كل عزم مغناطيسي $\boldsymbol{\mu}$ ليأخذ أحد الوضعين ل B_0 اللذين يسمح بهما المكانيك الكمومي وتقع المحصلة لهذه العزوم$\boldsymbol{\mu}$ في غياب أي تأثير خارجي سوى B_0 على خط B_0 وبنفس الإتجاه كما هو موضح في الشكل (5−7) وبسبب التناظر يكون دوران هذه العزوم المغناطيسية العنصرية $\boldsymbol{\mu}$ حولB_0 شبيها بحركة الخذروف (البلبل) ويطلق على هذه الحركة بالمبادرة Precession.



الشكل(5-7) مبادرة مجموعة من البروتونات ضمن حقل مغناطيسي B_0 حيث برزM_0 في الإتجاهZ

ملاحظة: الذرات إذا وضعت ضمن حقل مغناطيسي فإن نواها تهتز بتردد معين فإذا طبقنا موجة كهرطيسية بتردد راديوي (RF) مماثل لتردد اهتزاز هذه النوى فإن هذه النوى سوف تعيد إصدار الطاقة التي امتصتها وهذا مايشكل إشارة NMR

7-4 تأثير موجة التردد الراديوي RF على البروتونات:

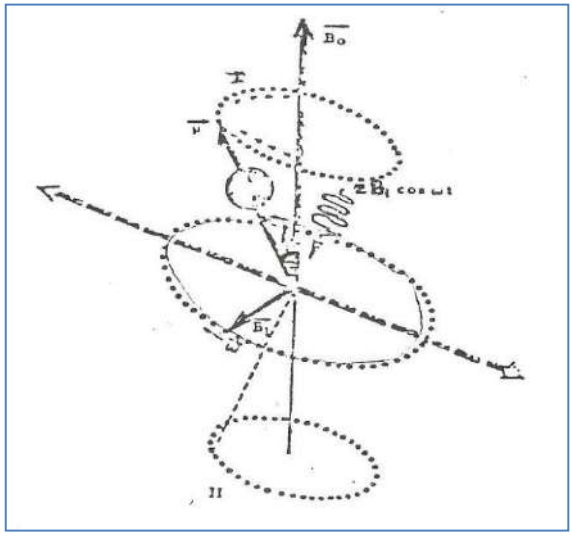
عندما يضاف إلى تأثير الحقل B_0 حقلا دوارا B_1 عموديا على B_0 بتردد ω_1 فإذا كانت ω_1 تختلف كثيرا عن ω_0 يكون تأثيره الوسطي معدوما خلال دورة واحدة أما إذا كانت $\omega_1 = \omega_0$ أو قريبة جدا منها يمكن أن يحدث تفاعل يغير طاقة التفاعل بين$\boldsymbol{\mu}$ و B_0 وبالتالي توضع$\boldsymbol{\mu}$ بالنسبة لB_0 . ويكافئ الحقل المغناطيسي B_1 حقلين يدوران باتجاهين متعاكسين بتردد له القيمة

المطلقة نفسها،ويكون الحقل الفعال الذي يدور باتجاهμ حيث يحدد دقة التأثير على البرم(spin)إذ عندما تكون$\omega_1 = \omega_0$ يمكن أن يرى كأنه ثابت. وليتم إمتصاص طاقة B_1 بشكل أعظمي من قبل العنصر المدروس يجب أن يكون تردده مساويا إلى تردد لامور للعنصر المدروس، فيظهر تأثيره وفق ثلاث حالات كما هو موضح في الشكل (6-7):

1- يمكن أن ينقلب العزم مع إزدياد الزاوية بينμو B_0 من حالته في المستوى الأساسي I إلى الحالة في مستوى الإثارة II.

2- في حال تأثير الموجةRF على بروتون في حالته المثارة تعيده إلى حالته الأساسية مما يؤدي إلى تبدد طاقة في الوسط المحيط.

3- إذا أثرت الموجةRF على مجموعة من البروتونات تتبادر بالسرعة نفسها تجعل كافة عزومها μ الدائره حولB0 متفقة الطور دون أن تغير الزاوية بين μو B_0 أي دون حدوث تبادل في الطاقة.

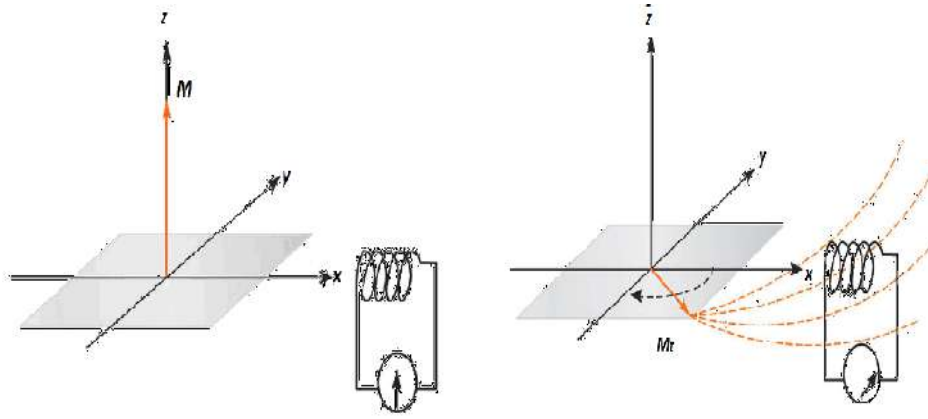


الشكل (6-7) تأثير الموجة RF على البروتونات

وتؤدي الموجة RF إلى تدوير العزم المغناطيسي الجهري M بزاوية معينة فيطلق على الموجة التي تؤثر لفترة كافية لتدوير M بزاوية90 أي إلى المحور OY بالنبضة 90 RF أما الموجة التي تؤثر لفترة كافية لتدوير M بزاوية180 أي تعكس موقعه تماما فنطلق عليها اسم النبضة 180 RF

7-5 تلاشي التحريض الحر(Free Induction Decay (FID:

إذا تم تطبيق النبضة RF90 (الشكل 1−7) تدور المغنطة فتصبح كلها واقعة في المستوى العرضي(Transverse plan) ، وتبدأ بالمبادرة حول المحور B_0 . وبما أن المغنطة الجهرية هذه(Macroscopic Magnetization) يتغير إتجاهها مع الزمن (بسبب دورانها) سيتحرض تيار متناوب AC في سلك الملف ويستخدم هذا التيار لتسجيل فعل المغنطة في المستوى العرضي الشكل(7-7).



الشكل (7-8) دوران المغنطة في المستوي العرضي

7-5-1إشارة تلاشي التحريض الحر(FID) إلى المستوى العرضي :

تتذبذب الإشارة الناتجة جيبيا بتردد لامور ثم تتخامد نع الزمن بغياب الحقل B_1 فتسمى إشارة تلاشي التحريض الحر (FID) وتعرف هذه العملية بالاسترخاء.

نبضة RF 90: هي موجة راديوية باستطاعة معينة وبزمن معين بتردد لامور وذلك لإزاحة شعاع المغنطة من مكانه إلى المستوى$(X-Y)$ أو الزاوية *90*.

نبضة *RF 180*:هي موجة راديوية باستطاعة معينة وبزمن معين بتردد لامور و ذلك لإزاحة شعاع المغنطة من مكانه إلى الاتجاه المعاكس أو الزاوية *180* . وزاوية ميل هذه النبضات تعطى بالعلاقة(6−7):

$$Q = (\gamma/2\pi) * B1 * t \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (7\text{-}6)$$

حيث : Q هي الزاوية التي يراد الوصول إليها.

γ ثابت الجير ومغناطيسية.

B1 *تتناسب مع استطاعة ال* RF

t *الزمن المطبق ال*RF

7-6 محددات NMR : NMR PARAMETERS:

تعطي إشارة FiD المستخلصة من نوى العينة معلومات كثيرة حول العينة التي نفحصها و هنالك أربع محددات مختلفة وأساسية يمكن استخلاصها من تلك الإشارة(إشارة ال Fid) و يمكن تلخيص تلك المحددات الأربعة ب :

1- كثافة البروتون PROTON DENSITY (اختصارا ل Pd).

2- استرخاء سبين الشبكة SPIN LATTICE (T1).

3- استرخاء سبين –سبين SPIN – SPIN (T2).

4- الإنزياح الكيميائي CHEMICAL SHIFT.

7-6-1 *كثافة البروتون* PROTON DENSITY:

يعتمد هذا العامل على تركيز الهيدروجين في العينة(النسيج الحي) التي نصورها ، فإذا مانتجت إشارة *NMR* قوية فهذا يعكس تركيز عالي للهيدروجين في العينة، أما التركيز المنخفض فيتسبب بإشارة ضعيفة نسبيا.

إن إشارة الFid الناتجة عن نبضة *90* تستخدم لقياس ال *pd* وذلك بحساب القيمة العظمى لإشارة الFiD .

يمكن الخلوص أخيرا إلى النتيجة التالية: إن شدة الإشارة هي قياس لكمية الهيدروجين في العينة .

7-6-2 *استرخاء* spin lattice *(زمن الاسترخاء الطولي* T1*):

(T1Longitudinal Relaxation Time)

أثناء موجة راديوية بنبضة *90 RF* فإن شعاع المغنطة يتجه إلى المستوي (XY) أو الزاوية *90* وعند إزالة موجة *RF* فإن شعاع المغنطة يعود إلى وضعه الأساسي

$$Mz = M0[1- EXP(-t/T1)]\ldots\ldots\ldots..(7\text{-}7)$$

إن زمن استعادة المركبة الطولية من الصفر إلى القيمة العظمى هو زمن الاسترخاء الطولي .

T1 هو الزمن اللازم حتى يصل قيمة شعاع المغنطة الطولية إلى 63% من قيمتها الأساسية ويميز T1 نوع النسيج الذي يتم تصويره.

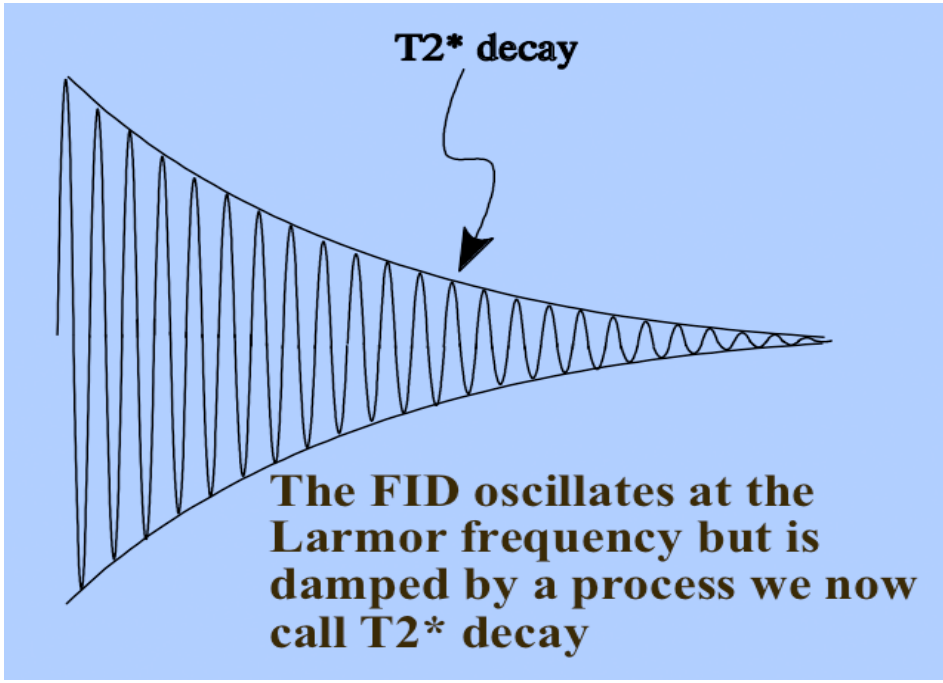
7-6-3 *الاسترخاء برم–برم* Relaxtion (SPIN SPIN):

(أو الاسترخاء العرضي T2 transverse relaxtion).

عند تحريض شعاع بموجة RF 90 فإن شعاع المغنطة يتجه إلى المستوي (X-Y) أو الزاوية 90 وبعد إزالة موجة RF 90 فإن التزامن في الطور لأشعة المغنطة يختلف ويبقى الإختلاف حتى تصبح المحصلة العرضية لكل هذه الأشعة (العرضية) صفرا.إن هذا التخامد للحركات العرضية يدعى زمن الاسترخاء العرضي أو (SPIN SPIN)

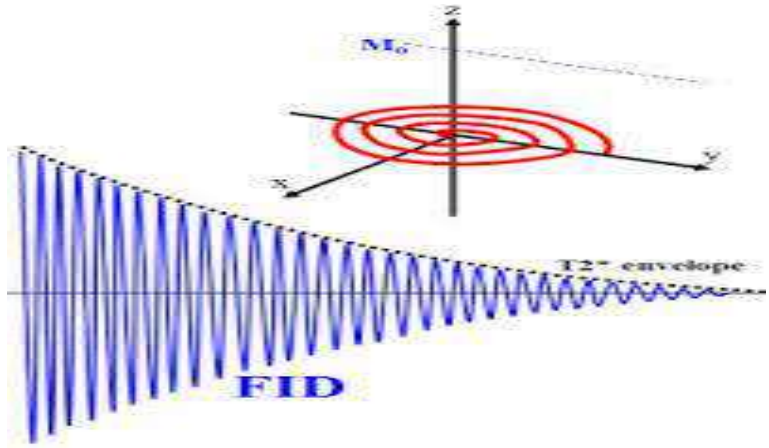
$$Mxy1 = Mxy \exp(-t/T2) \quad \text{.....(7-8)}$$

إن T2 هو زمن الاسترخاء العرضي و الذي يصل إلى 37% من القيمة الأساسية لشعاع المغنطة العرضية .



الشكل (7-9) إشاره تلاشي التحريض الحر

ويعبر ال T2 عن نوع النسيج المدروس حيث أن لكل نسيج زمن استرخاء وذلك بسبب اختلاف كثافة البروتونات داخل النسيج.



الشكل (10-7) شعاع المغنطه في المستوي العرضي

7-6-3-1 مقارنة بين T2و T1 : أهم الفروق بين T1و T2 وهي :

1- إن T1 تتطلب لحسابها نواة واحدة فقط وذلك لأنها سوف تعود بشكل طبيعي إلى حالتها الأولية أما T2 تتطلب لحسابها نواتان على الأقل لكي يحصل بينهما اختلاف بالطور .

2- T2 أصغر دوما من T1 وعادة تكون T1 في جسم الإنسان أكبر بعشرة مرات من T2.

3- إن T1 و T2 تتأثران بعوامل مختلفة تؤدي لتغيرها ضمن الجسم .

4- إن للقيام بقياس تأثيرات T1 وT2 يتطلب منا تطبيق قطار من نبضاتRF لقياس اختلاف الزمن بينهم

5- T2 في السائل أكبر من T1.

6- إن T1 وT2 يميزان نوع النسيج المدروس .

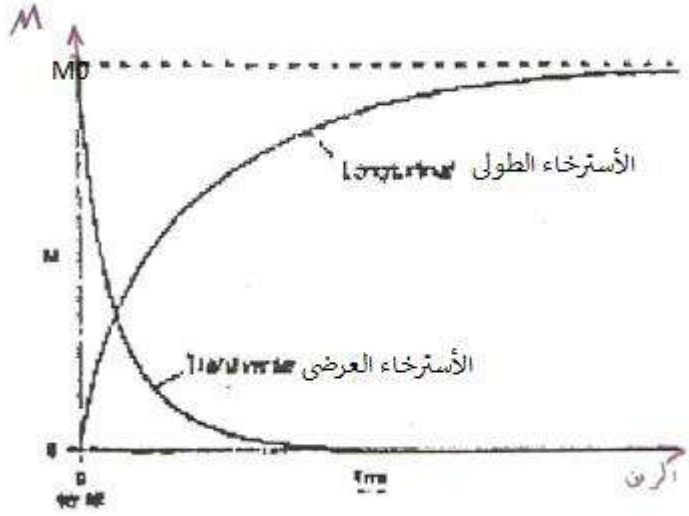
ويبين الجدول (1-7) القيم المختلفة لـ T1 وT2 من أجل أنسجة مختلفة

الجدول ا(1-7) قيم كل من T1 وT2 من أجل أنسجة مختلفة

النسيج	T1	T2
المادة البيضاء	360	90
المادة الرمادية	520	100
السائل الدماغي الشوكي	2000	300

العضلات الهيكلية	600	40
الشحم	180	90
الكبد	270	50
الدم	800	180

كما أنه في الماء T1=T2 ويمكن أن يختلف T2 كثيرا في الحالات المرضية ، ففي حالة الاستسقاء يصبح T2 أطول بعدة مئات فتكون التغيرات في شدة إضاءة الصورة أكثر حساسية بالنسبة ل T2 ، وفي الأنسجة يكون T1 أكبر بكثير من T2 أي يرتبط الزمنان T1 و T2 بالخواص الحيوية للنسج أو الخواص الفيزيائية لبنية المادة لذلك نستخدمها كمعاملات للتعرف على هذه الأنسجة والتمييز بينها ويمكن ملاحظة القيم المختلفة ل T1 و T2 من أجل أنسجة مختلفة كما في الجدول (1-7)



الشكل (11-7).شكل منحني الاسترخاء العرضي والاسترحاء الطولي

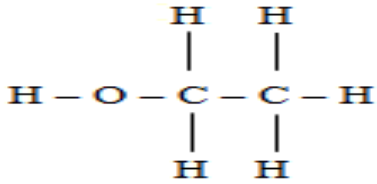
7-6-4الإنزياح الكيميائي Chemical Shift:

إن المعلومة التي نحصل عليها بقياس الإنزياح الكيميائي للعينة هي المعلومة الأكثر دقة فمن المعروف أنه عند إتحاد عنصرين كيميائيا يتشكل لدينا مركب كيميائي جديد تكون فيه المسافات بين الذرات ثابتة ، هذه المسافات الثابتة تجعل من تأثر العنصر بالحقول المغناطيسية للعناصر

الأخرى المجاورة تأثيرا ثابتا ، ويرافق هذا التأثر اختلاف بسيط جدا بالتردد ، فإذا أمكن قياس هذه الترددات (الإنزياحات) الكيميائية فإنه يمكن بدقة تحديد ماهية المركب الكيميائية.

–تقاس الإنزياحات الكيميائية بواحدة ppM و هي أجزاء المليون .

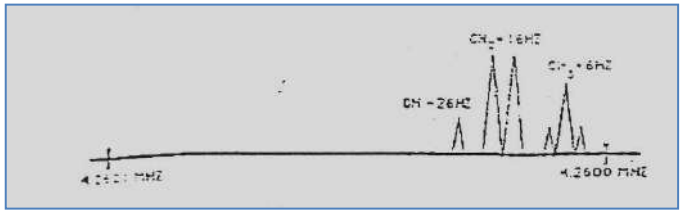
نأخذ مثال الإيتانول C2H6O ويوضح الشكل (11–7) الروابط بين ذراته.



الشكل (11–7) الروابط بين ذرات الإيتانول

ويتكون من 1 O,2 C,6 H. فإذا أخضع هذا المركب إلى حقل شدته 1500G فإنه مع العلم أنH يرن عند 6.39MHZ) :

الهيدروجين إلى اليسار (المرتبط مع الo) سوف يرن عن تردد 6.39HZ،26MHz ، أما ذرات الهيدروجين الثلاث إلى اليمين (المرتبطة بالكربون) سوف ترن عند 6HZ،6.39MHZ إن الإنزياح الكيميائي كان يستخدم في الخمسينيات في قياس الطيف الذي تصدره العناصر ، ويتم إظهاره على راسمة ورقية تظهر طيف الترددات المستقلة كما هو موضح بالشكل (13–7) طيف الترددات الناتجة عن الإيتانول.



الشكل (13-7) طيف الترددات المستقبله عن الإيتانول

من خلال قياس الترددات المستقبلة (باستخدام الانزياح الكيميائي) نستطيع التعرف على التركيب الكيميائي الدقيق للعينة .

– فالمحددات الأربعة ل NMR هي:

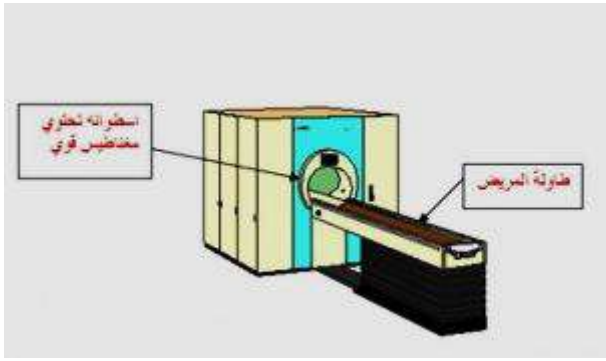
1– كثافة البروتونات :هو قياس معدل الهيدروجين في العينة .

2– T1 : قياس لمعرفة سرعة إصدار النوى للطاقة التي امتصتها .

3- T 2: قياس لمعرفة سرعة اختلاف نواتان بالطور عن بعضهما البعض .

4- الانزياح الكيميائي : هو قياس التغير الطفيف في التردد الناتج عن التفاعلات الكيميائية.

7-7 جهاز التصوير بالرنين المغناطسي:



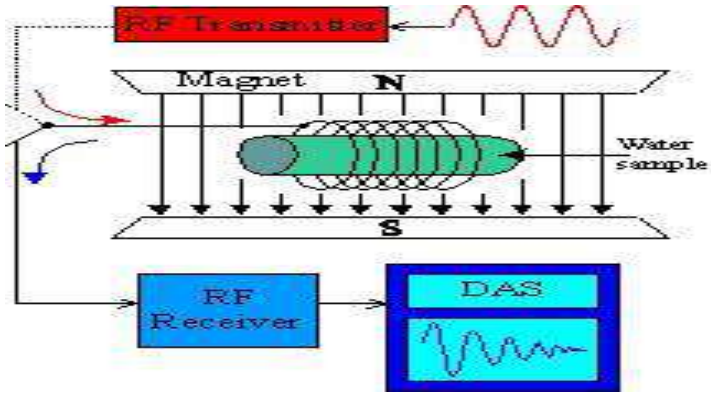
الشكل (14-7) رسم توضيحي يوضح جهاز الرنين المغناطيسي

في الصورة المبسطه في الشكل (14-7) لجهاز الرنين المغناطيسي يوضع طاولة المريض التي يمكن أن تدخل الاسطوانه التي تحتوي على المغناطيس القوي وتجري داخله عملية التصوير تدخل الموجات الراديويه الى الاسطوانه والتي تجعل ذرات الجسم في حالة رنين وكما فهمنا سابقا وكل نوع من انسجة الجسم يبعث اشارات مميزة من النواة لكل ذره بعدها يقوم الكمبيوتر بتحويل هذه الاشارات الى صورة ثنائية الابعاد.

بالعكس من أجهزة الاشعه التقليديه مثل الX-RAY او الCT فجهاز الرنين المغناطيسي لا يحتاج الى اشعاعات مؤينه وبالتالي فلا نحتاج الى معرفه كمية الجرعات التي اخذها المريض حتى نتجنب ضرره لان الأشعه السينيه خطرة وتعرض المريض لجرعات زائدة تؤدى الى العقم والاورام السرطانية والتغييرات الجينية. جهاز الرنين المغناطيسيس ينتج صور للاوعية الدموية وسائل الحبل الشوكي ،ونخاع العظم وكذا الانسجة الاخرى للجسم كما ان الجهاز مستخدم في تتبع اورام الدماغ،والافات المصاحبة لتصلب الانسجة ، واصابات المفاصل، واقراص العمود الفقري. جهاز الرنين المغناطيسي غير مؤذي كجهاز الاشعة ماعدا الاشخاص الذين لديهم تركيبات

معدنية مزروعة في اجسامهم مثل مسامير العظام والصمامات الصناعية للقلب.لان القطع المعدنية يمكن ان تتحرك بفعل المجال المغناطيسي القوي جدا.

7-7-1أهم الأجهزة الصلبة الموجودة في جهاز الرنين المغناطسي



الشكل (14-7) أهم الأجزاء الصلبة الموجودة في المرنان

كما هو موضح بالشكل (14−7) يتكون جهاز الرنين المغناطسي من:

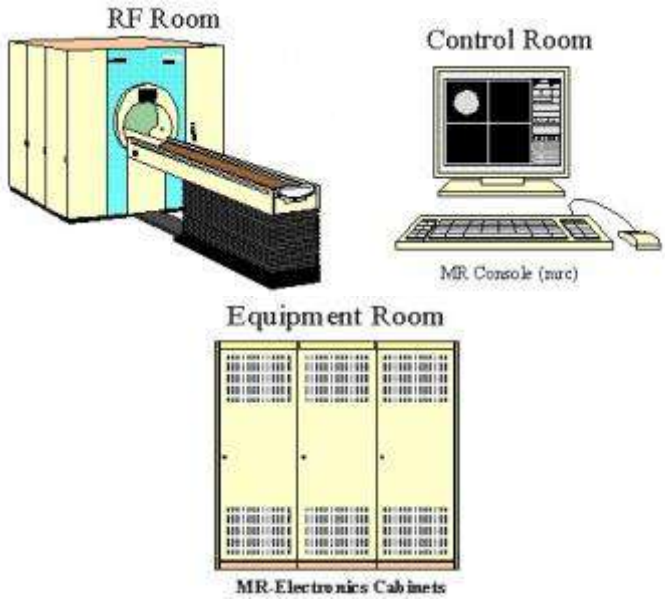
1. مغناطيس قوي magnet.
2. باعث الموجات الراديوية− RF Transmitter
3. مستقبل الموجات الراديوية RF Receiver.
4. نظام اكتساب البيانات (Data Acquisition System (DAS

7-7-2 كيف تتولد الاشارات من الجسم:

توضع العينه في مركز المغناطيس القوي وهي التي سنقوم بتصويرها scan، يُشَغّل باعث الموجات الراديوية لفترة قصيرة من الزمن ، طاقة الموجات الراديوية المنبعثة من الباعث RF Transmitter سوف تمتص بواسطة نواة الهيدروجين (البروتونات) في العينة. وهذا الى ان ينطفئ ال RF Transmitter بعدها سوف تبعث برتونات الهيدروجين في العينة الطاقة التي اختزنتها من الـ RF Transmitter وهذا في عملية تسمى الاسترخاءRelaxation (وخلال عملية الاسترخاء

تبعث بروتونات الهيدروجين اشارة يتم كشفها او يتتبعها هوائي النظام Antenna ومستقبل الموجات الراديوية RF Receiver . نظام تحصيل البيانات DAS يحول هذه الاشارة الى اشارة رقمية لكي يتمكن الكمبيوتر من معالجتها وتحويلها الى صورة.

7-7-3 مكونات جهاز الرنين المغناطيسي:



الشكل (15-7) مكونات جهاز الرنين المغناطيسي

أ-غرفة التحكم ب- غرفة الموجات الراديوية]ج- غرفة الجهاز

مكونات جهاز الرنين المغناطيسي كما هو موضح في الشكل (15-7) تتوزع في ثلاث غرف مستقلة وهذه الغرف هي: 1-غرفة التحكم ، (Control Room) ، 2- غرفة الموجات الراديوية (RF Room)،3- غرفة الجهاز (Equipment Room)

أولا : غرفة التحكم: غرفة التحكم هو المكان الذي يوجد به الكمبيوتر ولوحة التحكم والذي من خلاله يتحكم التقني بمتغيرات التصويرويوجد امامه نافذة لمشاهدة المريض . في هذه الغرفه يتم إنتاج صور جسم المريض ومعالجتها.

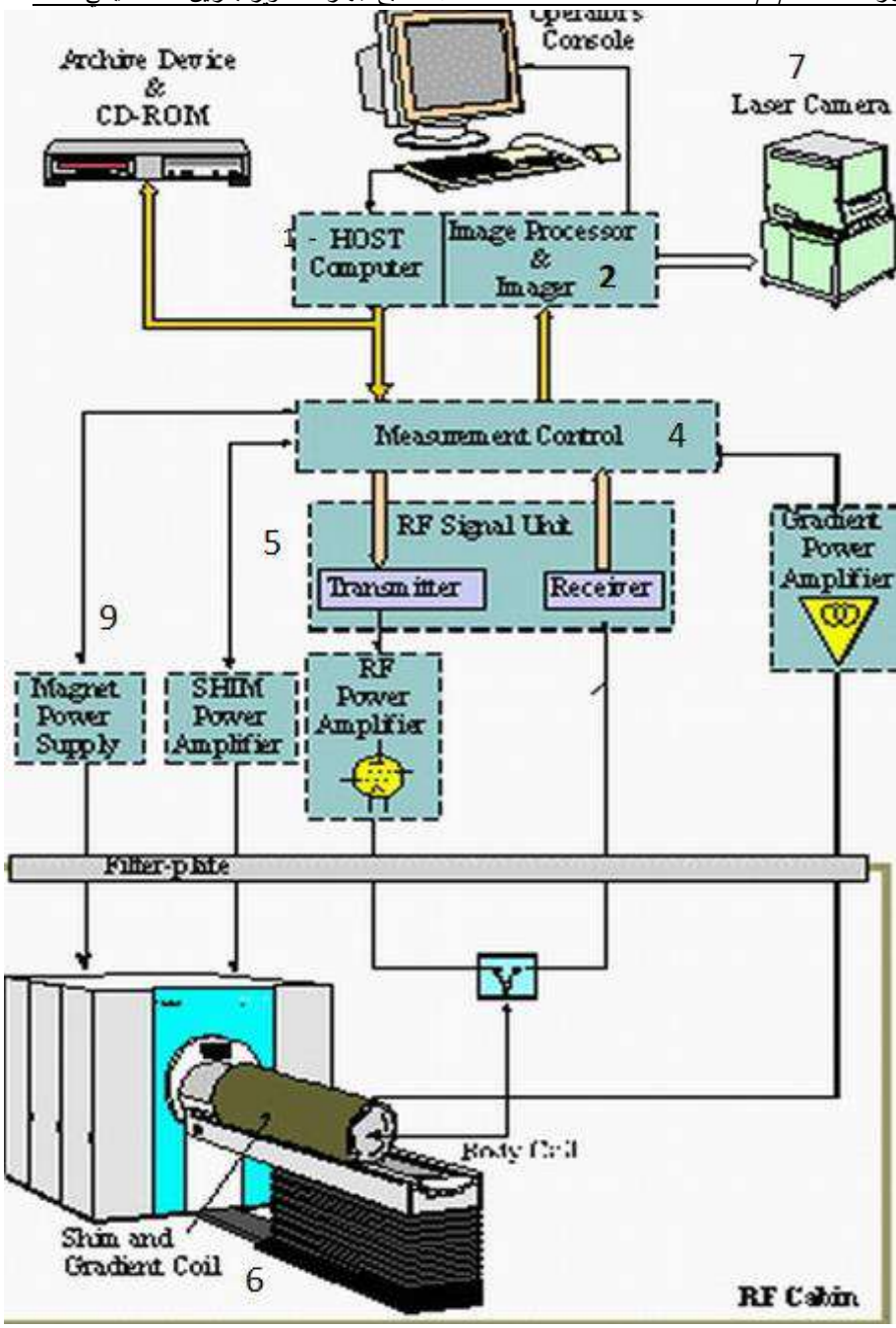
ثانيا : غرفة الموجات الراديويه : غرفة الموجات الراديويه تحتوي على المغناطيس القوي مع طاولة المريض وبعض الالكترونيا ت المصاحبه. ولأن جهاز الرنين يستقبل من المريض اشارة موجه راديويه صغيره لإنتاج الصوره وكما بينا سابقا ، فانه لابد من عزل هذه الغرفه من اي موجات خارجيه والتي يمكنها ان تتداخل معها وتشوش التصوير. ويتم هذا العزل بواسطة عازل نحاسي يغطي الجدران الداخليه لهذه الغرفه.

ثالثا : غرفة الجهاز : غرفة الجهاز تحتوي على الهاردوير الذي يتكون من كميه كبيره من الالكترونيات .

هذه الالكترونيات تتمثل في :

1. الكمبيوتر المستقبل (host computer) .
2. معالج الصور(Image Processor) .
3. وحدة التحكم لمزامنة التحكم بالهاردوير(Control Unit).
4. نظام ودوائر الموجات الراديويه(RF system) .
5. دوائر الانحدار الخاصه بالمغناطيس(Gradient System) والتي تتحكم في قوه وتوزيع المجال المغناطيسي.
6. دارات المغناطيس الالكترونية (Electronic magnet circuits .)
7. مصدر الطاقه الكهربائيه وتوزيعها على كافه النظام (Power distribution System)

4-7-7 المخطط الصندوقي لجهاز الرنين المغناطيسي:



الشكل (16-7) المخطط الصندوقي الأساسي لجهاز.MRI (MRI Basic Block Diagram)

1-الكمبيوتر المستقبل (Host Computer)

يشتغل هذا الكمبيوتر على برنامج معين يدعى NUMARIS وهو اختصار لـ Magnetic Resonance Imaging Software Nuclear

- من بعض مهام هذا البرنامج:
- تشغيل عملية ال scan.
- يمكن الفني من التحكم بمتغيرات التصوير وتخزين الصور.

2- معالج الصور(Image Processor) :

ينجز مهام انشاء وتجميع اجزاء الصورة ويؤدي وظائف المعالجه.

3- المصور(Imager) : يعرض الصورة.

4- التحكم بالقياسات(Measurement Control) :

- يتحكم بالموجات الراديويه RF والانحرافات Gradients ونظام اكتساب البيانات DAS وكل هذا خلال فترات متتاليه.

5- وحدة اشارة الموجات الراديويه RF Signal Unit :

- تتضمن باعث الموجات الراديويه ومستقبل الموجات الراديويه.
- مكبر الطاقه للموجات الراديويه RF Power Amplifier :
- يكبر اشارة الموجات الراديويه القادمه من باعث الموجات الراديويه.

6- نظام التدرج(الانحدار) (Gradient System):

- يتظمن مكبرات الانحراف للمحاور X , Y , Z وكذلك ملفات الانحدار.

7- الكاميرا الليزريه (Laser Camera): تنتج افلام الصور.

8- نظام المغناطيس(Magnet System) :

يتضمن المغناطيس ، ومصدر الطاقه للمغناطيس والذي يستخدم لتهييج المجال المغناطيسي بزيادة او نقصان.

9- ملفات الموجات الراديويه RF Coils :

- ان التصوير بالرنين المغناطيسي ينجز مع استخدام ملفات تصوير خاصه وتدعى الملفات الموضعيه او الملفات السطحيه لانها تكون قريبه من سطح الجسم المراد تصويره.
- وبصورة عامه فان قرب الملفات من المنطقه المراد تصويرها يزيد من الحساسيه sensitivity . بمعنى اخر فان بعد الملفات عن الجسم يعطينا مجال اوسع للتصوير ولكن بحساسيه سيئه.

7-8 ملفات الانحدار(التدرج) Gradient Coils:

يوضع النموذج تحت تأثير مجال مغناطيسي يمكن تغيير مقداره خطياً في الأبعاد الثلاثة للنموذج، ويدعى التغيير المكافئ لشدة المجال المغناطيسي بانحدار المجال المغناطيسي.

ويمكن الحصول على انحدار المجال المغناطيسي بواسطة ملفات كهربائية تسمى بملفات الانحدار حيث توجد ثلاث أزواج من هذه الأزواج تتطابق مع المحور وتدعى بملفات الانحدار (X, Y, Z).

وتستعمل ملفات الانحدار (Z) عادةً للحصول على شرائح مستعرضة (Transverse Slice) وملفات الانحدار (X) تستعمل للحصول على شرائح في المستوى الجبهي (Coronal Slice) أما ملفات الانحدار (Y) للحصول على شرائح في المستوى السهمي (Sagittal Slice) وعندما تعمل ملفات الانحدار سوية نحصل على شرائح مائلة (Oblique Slice).

7-9 المغناطيس:

يعتبر أكثر أجزاء الجهاز أهمية وتكلفة، ويوجد عادة بأحجام مختلفة تبعاً لشـــدة المجال المغناطيســي الذي يقاس بوحدة تسـلا (Tesla) (T) نسـبة للعالم تسـلا، وقد تكون أيضـاً لوحدة الغاوس، (G) (Gauss) علماً بأن 1 تسلا = 10000 غاوس، وغاوس هو عالم في الرياضيات ألماني الجنســية كان أول من قاس شــدة المجال المغناطيســي للأرض، الذي تتراوح قيمته بين نصف (0.5) غاوس إلى 1 غاوس حسب الموقع.

بشكل عام، ليس هناك شدة مجال مغناطيسي خاصة للاستخدامات التشخيصية، فقد يكون جهاز الرنين المغناطيسي مجهزاً بمغناطيس بقوة 0.06 تسلا أو قد يكون بقوة 2 تسلا، ولكن لكل من أنواع المغانط حسناتها وسيئاتها.

تقسم المغانط إلى الأنواع التالية:

- المغانط الدائمة.
- المغناطيس المقاوم.
- المغناطيس خارق (فوقي) التوصيل.

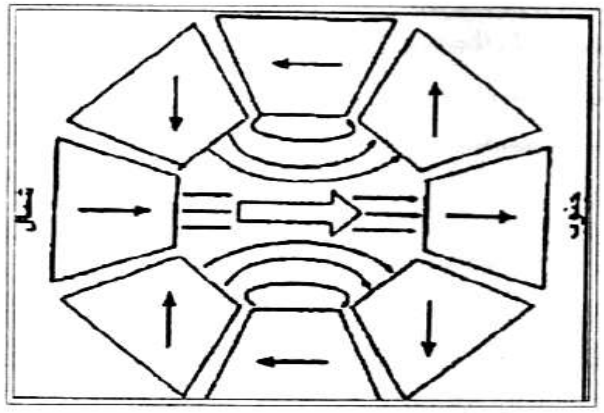
7-9-1 المغانط الدائمة:

وتســتخدم جميعها للأغراض التشــخيصــية وكذلك للتحاليل الطيفية، هذا وتســتخدم المغانط المقاومة والدائمة غالباً للحصــول على مجال مغناطيســي بقوة حتى 0.3 تســلا، بينما يســتخدم المغناطيس خارق التوصيل للحصول على مجال بقوة 0.5 وحتى 4 تسلا، علماً بأن الأخير لا يستخدم إلا لأغراض البحث والتطوير فقط.

وفي مجال التحليل الطيفي تســتخدم مغناطيســات ذات فتحات عمودية بقوة تتراوح بين 9.4 . 14.1 تســلا أي بمدى تردد يعادل 600، 400 ميغا هيرتز. ويلاحظ أن تصــميم وبناء وتركيب ومتابعة عمل مغناطيس بقوة 14.1 تســلا لأغراض التحليل الطيفي لفتحة ذات قطر يســاوي 5 ملم أكثر سهولة من مغناطيس بقوة 4 تسلا لأغراض التصوير الكامل لجسم الإنسان.

ويتركب عادة من مغانط فريت Ferrite magnets وهي أصلاً ممغنطة وتستمر بتكوين فيض مغناطيسي Magnetic flux دون الحاجة إلى طاقة لإعادة مغنطتها، ولكنها في الوقت نفسه شديدة الحساسية للحرارة، حيث يؤثر انخفاضها على تجانس مجالها المغناطيسي، ولهذا يحتاج هذا النوع من المغانط إلى نظام تدفئة للتحكم بحرارته، وهي تكون عادة في حدود الـ 32 درجة مئوية.

ويلاحظ في الشكل أن أقطاب قطع المغانط تتشكل بحيث يكون المجال المغناطيسي الرئيسي عمودياً على طول المحور، حيث يتواجد المريض أثناء الفحص وبهذه الطريقة يمكن الحصول على مسافة قصيرة بين الأقطاب ومجال مغناطيسي عالي التجانس.



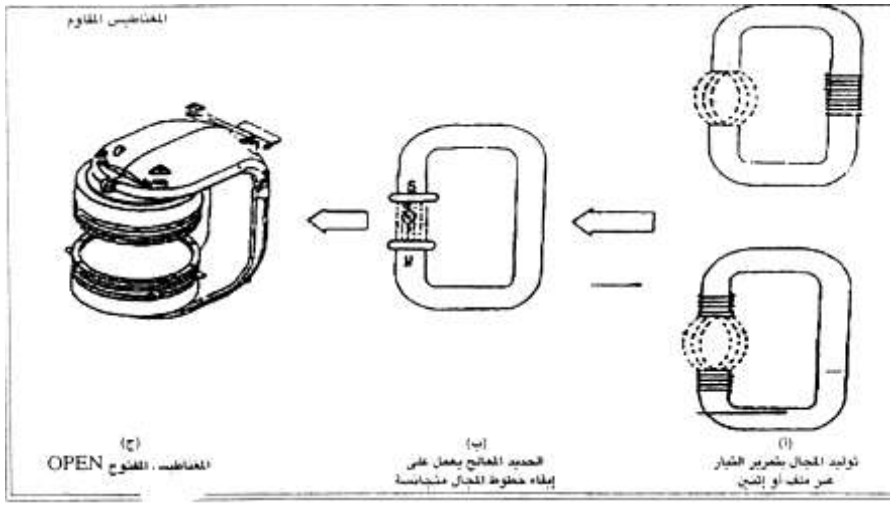
الشكل (17-7) شكل توضع أقطاب قطع المغانط

7-9-2 المغناطيس المقاوم:

يتولد المجال المغناطيسي في هذا المغناطيس بتمرير تيار كهربائي، وقد يصل إلى 175 أمبير لتوليد 0.2 تسلا عبر ملف منخفض المقاومة مبني على وسط (قلب) هوائي أو حامل حديدي، بحيث تكون لفات السلك منتظمة وثابتة التركيب، ويلاحظ أنه عند بناء الملف على الحامل الحديدي فإن كتلة الحديد ذات الإنفاذية المغناطيسية العالية تعمل على نشر خطوط المجال خلالها لتشكيل الشكل النهائي للمجال، كما يوضح في الشكل (18-7)، وتعتمد كمية الطاقة الحرارية المتولدة على وجود ملف أو اثنين وبالتالي يجب الإسراع في تبريد السلك الموصل،

وحيث أن المجال المغناطيســـي خلال منطقة الفحص هو الأكثر أهمية ليكون متجانســـاً، فإن كتلتين من الحـديـد المعـالج بتركيـب بلوري داخلي مميز يعملان على إبقـاء خطوط المجـال متجانسة.

ويستهلك هذا النوع طاقة عالية قد تصل إلى عشرات الكيلوواط للحصول على المجال المرغوب، علماً بأن مقاومة السلك منخفضة نسبياً، ولهذا فإن المغناطيس يسخن أثناء التشغيل، مما يتطلب تبريد مائي خاص لهذا الغرض، ولهذا لا يعد هذا النوع عملياً للاســتخدام في توليد مغناطيســية مرتفعة القيمة نتيجة للطاقة الحرارية المرتفعة جداً.



الشكل (18-7) المغناطيس المقاوم في جهاز المرنان المفتوح

عند فصل التيار عن الملف يفقد مجاله المغناطيسي، وبالتالي يحتاج لفترة من الزمن قد تتجاوز نصف الساعة حتى يستقر التيار المولد للمجال المغناطيسي عند التشغيل وقبل التصوير. بالإضافة إلى أن حساسية مجال هذا المغناطيس لما حوله من معادن تعتبر شديدة جداً، إذ يتأثر المغناطيس بالبيئة المحيطة ضمن منطقة قد يزيد نصف قطرها على عدة أمتار.

7-9-3 المغناطيس فائق الناقلية (خارق التوصيل): Superconducting magnet

وهو أكثر المغانط اسـتخداماً في أجهزة رنين المغناطيســي، ويبنى على أســاس اسـتخدام ملف طويل يتكون من شــعيرات قد يصــل عددها إلى حوالي 30، لكل منها قطر يســاوي 0.1 ملم،

تصنع من سبيكة النيوبيوم والتيتانيوم Titanium/ Niobium التي توضع سوياً داخل الغلاف النحاسي الذي يعمل على استقرار حرارة الشعيرات وتوصيلها، كما يوضح الشكل (19-7)، ويساعد الغلاف كذلك في منع حدوث إخماد للمجال المغناطيسي Quench في حالة مرور تيار أكبر في واحدة أو أكثر من الشعيرات نتيجة فقدان خصائص التوصيل لأسباب تصنيعية.

يصنع هذا الملف الطويل من عدد كبير من الأسلاك التي توصل مع بعضها بعضاً لتشكل الملف النهائي المستخدم في صناعة المغناطيس. ويكون عدد الشعيرات الداخلية المستخدمة معتمداً على شدة التيار المرغوب لتوليد المجال المغناطيسي النهائي.

ويمتاز هذا الملف بمقاومة كهربائية تساوي صفراً عندما يبرد على درجة حرارة الصفر المطلق (273- درجة مئوية أو صفر كلفن) وهذا ما يسمى بخاصية التوصيل الخارق التي تسمح لتيار كهربائي عالي جداً أن يمر خلال لفات لها قطع عرضي صغير جداً دون أن تولد حرارة بسبب المقاومة، وهذا بالتأكيد مما يسمح بتصميم مغناطيسات عالية الاستقرار. وبناء على المجال المغناطيسي المرغوب به يحدد عدد الملفات على القلب الذي يكون طوله معروفاً مسبقاً فمثلاً، مغناطيس بقوة 2 تسلا يحتوي على ملف بطوله يعادل 60 كيلومتراً بمعدل قطر يقارب 650 ملم.

يستخدم الهيليوم السائل لحفظ المغناطيس على حرارة 269 - درجة مئوية (4 درجات كلفن) أي تحت درجة الحرارة المطلوبة للملف خارق التوصيل، وليس بالضرورة أن يكون الملف مغطى كلياً بالهيليوم السائل للحفاظ على خصائصه أو للمباشرة في عملية التصوير، لكنه من الضروري أن لا تقل كمية الهيليوم داخل المغناطيس عن الحد الأدنى المسموح به لتجنب حدوث مضار قد تؤدي إلى فقدان الخصائص المغناطيسية نتيجة زيادة نسبة التبخر والطاقة المحصورة به.

ولأن سائل الهيليوم مرتفع الثمن كان لا بد من تصميم كل من الوعاء البارد المفرغ Cryostat المحتوي عليه ولفات السلك المغطس به بطريقة تقلل من توصيل الحرارة عن أي طريق، سواء بالتوصيل أم بالنقل أم بالإشعاع الحراري، وسواء من البيئة المحيطة أم من داخل حجرة الفراغ الخارجية المكونة لقشرة المغناطيس.

وتقاس قيمة العزل الحراري المطلوبة للسلك خارق التوصيل حسب المعادلة:

$$RT = (\Delta T \cdot F) / [(V/t) \cdot E_m \cdot \zeta He] \ldots\ldots (7\text{-}9)$$

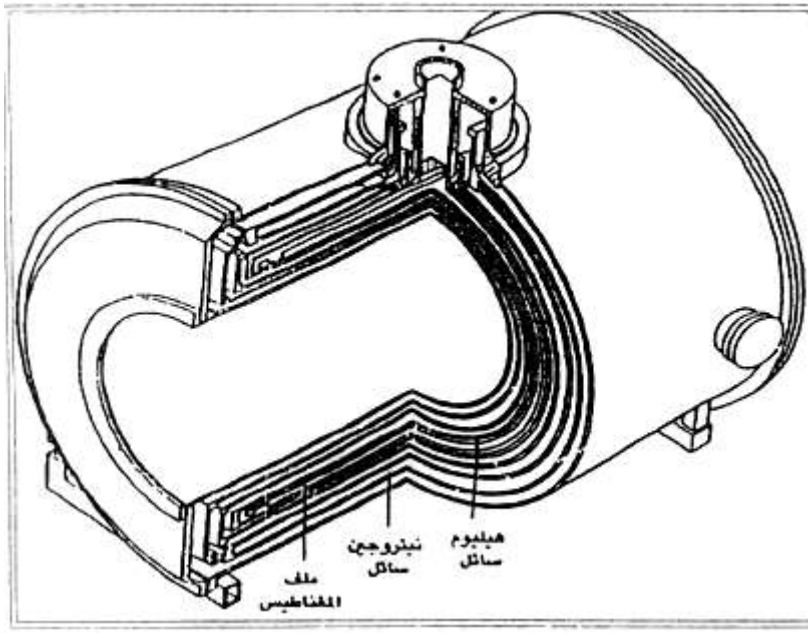
بحيث يكون V/t نسبة التبخر المسموح بها،ΔT :تغير درجة الحرارة.

F المساحة السطحية لخزان الهيليوم (حوالي 26 متراً مربعاً).

E_m طاقة التبخير النسبية (12 كيلوواط/ كيلوغرام).

He ζ كثافة الهيليوم (0.1 كيلوغرام/ لتر).

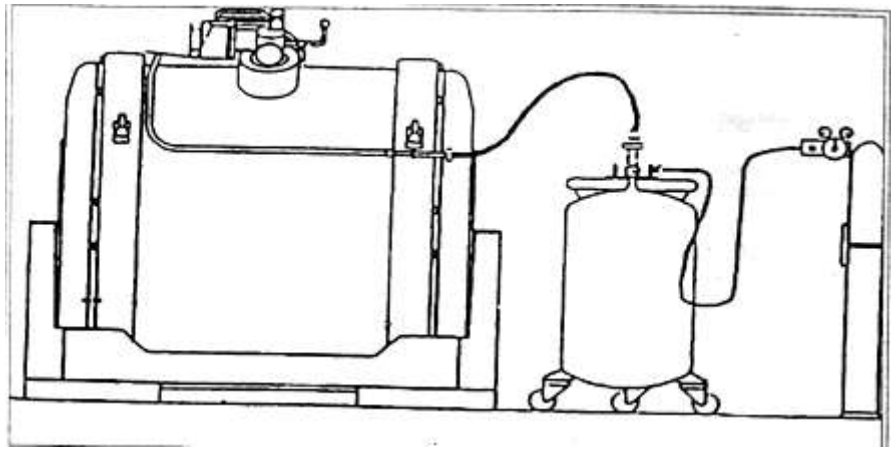
ولأن الوعاء المفرغ يتكون من عدد من «الأسطوانات» فإن هذه المكونات تعلق ضمن بعضها البعض على قضبان رقيقة مصنوعة من مادة بلاستيكية مقواة بالفيبرجلاس (زجاج ليفي)، ذات متانة عالية وتوصيل حراري منخفض، وبأعلى الوعاء توجد فتحة خاصة لإعادة تعبئة الهيليوم، وهناك فتحة أخرى إذا كان للمغناطيس وعاء داخلي للنيتروجين المستعمل كعازل بين حرارة غلافي الفراغ الداخلي والخارجي، وجميعها تحيط وعاء الهيليوم، كما يوضح الشكل (19–7)، ثم هناك مرابط لأسلاك التيار الكهربائي متصلة بأطراف الملف بالإضافة إلى خطوط التحكم عامة.



الشكل(19-7) مخطط للمغناطيس فائق الناقليه يوضح طبقات النتروجين والهيليوم

لإجراء عملية إعادة التعبئة نبدأ بالتخلص من الضغط الزائد الذي يتكون غالباً في وعاء الهيليوم أو النيتروجين الداخلي للمغناطيس وجعله مساوياً ومن ثم أقل من الضغط الجوي، مما يسهل عملية النقل ويجعلها أكثر سلامة، رغم أن بعض المغانط المتطورة حديثاً يمكن إعادة تعبئتها دون الحاجة للتخلص من الضغط الزائد، ثم يوصل أنبوب خاص له غلاف مفرغ بين فتحة التعبئة وأسطوانة السائل المراد نقله، وأخيراً بتأثير ضغط منخفض بواسطة غاز الهيليوم على الهيليوم السائل داخل الأسطوانة، ينتقل الأخير عبر الأنبوب إلى الوعاء الداخلي كما يوضح الشكل (20-7).

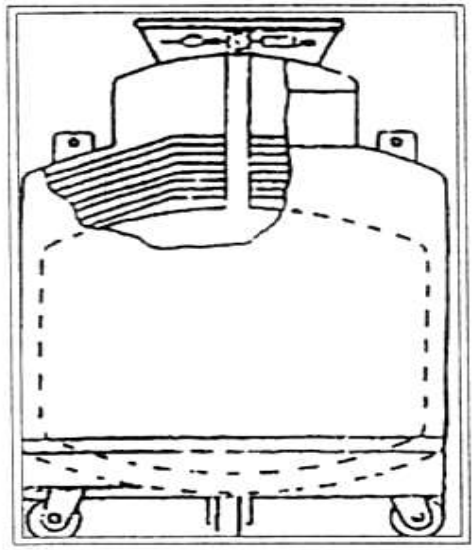
وقد تتغطى بعض أجزاء المغناطيس أو أنبوب النقل بطبقة بيضاء كالثلج، هي ليست سوى الهواء المتجمد من شدة برودة السائل المار خلالها.



الشكل (20-7) عمليه إعاده التعبئه بالهيليوم السائل

تنتهي عملية التعبئة بسماع صوت صفير من الأسطوانة التي تبدأ بنقل الغاز المتبقي والناتج عن تبخر السائل، فتغلق المحابس ويفصل الأنبوب الموصل، وتجدر الإشارة إلى أن أسطوانة السائل(Dewar) والتي سميت على اسم مصممها عام 1898 لها خصائص وعاء السائل داخل المغناطيس كما يوضح الشكل (21–7)، وتعتمد نسبة تبخر الهيليوم على كفاءة العزل الحراري للوعاء المفرغ تبعاً للتقنية المطبقة سواء استخدم النيتروجين السائل كعامل عازل أو

استخدم نظام تبريد الغلاف كما في المغانط الحديثة، وترتفع هذه النسبة أثناء عمليتي شحن ملف المغناطيس أو تفريغه من التيار المولد للمجال المغناطيسي، سواء لأغراض التشغيل الأولي أو تسوية المجال (Shimming).

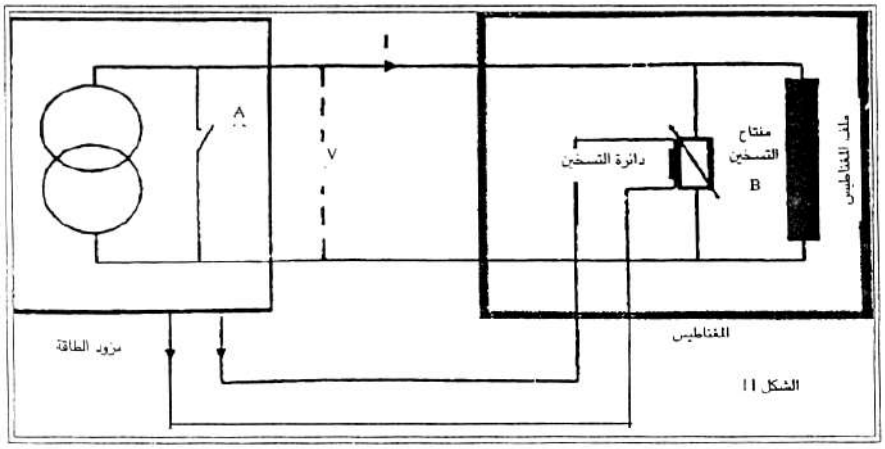


الشكل (21-7) اسطوانه الهيليوم السائل

4-9-7 شحن/ تفريغ المغناطيس Ramping Up/ Down:

بعد تبريد الملف إلى درجة حرارة غليان الهيليوم ليصبح خارق (فوقي) التوصيل، وتبدأ عملية شحن المغناطيس Ramp Up بتوصيل الملف إلى أطراف مزود الطاقة الخارجي، ويوضح الشكل(22-7) المكونات الأساسية الضرورية لإتمام عملية الشحن. وعند تشغيل مزود الطاقة مع إبقاء المفتاح A مفتوحاً تعمل دائرة التسخين على تدفئة المفتاح B، وهو موصل خارق أيضاً إلى درجة حرارة أعلى بقليل من حرارة الهيليوم، وبالتالي يفقد بعضا من خصائص التوصيل، ويصبح مفتوحاً بسبب المقاومة «المرتفعة» التي قد تصل إلى حوالي بضعة عشرات أوم، فيمر تيار متزايد القيمة عبر ملف المغناطيس مع الإبقاء على قيمة فولتية الشحن ثابتة V، ويستمر هذا إلى وصول التيار المستوى المطلوب والذي يكون معرفاً قبل التشغيل لتكوين قيمة المجال المغناطيسي المطلوب.

نفصل دائرة التسخين عن المفتاح B فيعود إلى وضعه الأصلي، أي خارق التوصيل وبالتالي يعمل على إبقاء التيار الشـــاحن موجوداً خلاله وعبر ملفات المغناطيس بحيث يمكن بعد تفريغ أسلاك الشحن الخارجية من التيار فصل مزود الطاقة ويبقى المغناطيس مستقلاً.



الشكل (22-7) عملية شحن وتفريغ المغناطيس

ومما يجدر ذكره، أن قطب المغناطيس الشمالي (ش) يكون باتجاه الطرف الخلفي للمغناطيس، بينما يكون القطب الجنوبي (ج) باتجاه طرف طاولة المريض، ويكون ذلك عند توصيل أسلاك الشحن حسب القطبية الصحيحة مع مزود الطاقة ومراعاة قانون اليد اليمنى. لكن إذا تم عكس هذه الأسلاك فإن قطبي المغناطيس كذلك سيكونان معكوسين، ويكون هذا ضرورياً إذا وجد أكثر من جهاز رنين في موقع واحد ضمن مسافة محددة بحيث تواجه الأقطاب المختلفة للمغناطيسات بعضها بعضاً مما يساعد أيضاً في تقليل مساحة خطوط المجال المغناطيسي.

أما في حالة التفريغ Ramping Down، فإن المفتاح A في مزود الطاقة يبقى مغلقاً، وتعمل دائرة التســخين على رفع مقاومة المفتاح B وبالتالي وضــعه في حالة الدائرة المفتوحة مما يدفع التيار الموجود في لفات المغناطيس ليمر عبر أســـلاك الشـــحن إلى مزود الطاقة ومن ثم الاضمحلال تدريجياً. بمعنى أنه للتخلص من المجال المغناطيسي، تصبح الطاقة المحفوظة في المغناطيس مصدراً للتيار المراد تقليله، بحيث تسترجع قيمة التيار I بالطريقة السابقة نفسها في حالة الشحن ولكن بطريقة معكوسة، إذ في نهاية العملية يصبح كل من التيار وفرق الجهد بقيمة

تساوي صفراً. وبفصل دائرة التسخين عن المفتاح B يعود إلى وضعه الأصلي وتنتهي عملية التفريغ.

5-9-7 إخماد المجال المغناطيسي (QUENCII):

إن ما نسميه كبت أو إخماد المغناطيسي هو الفقدان المفاجئ لخصائص التوصيل الخارق للمغناطيس، عندما ترتفع درجة حرارته، ففي حالة التوصيل الخارق تكون مقاومة الملف تساوي صفراً وبالتالي لا تكون هناك حاجة لوجود طاقة للإبقاء على مرور التيار. لكن إذا ارتفعت حرارة الملف أعلى من قيمة العتبة لخصائص التوصيل الخارق، فإن الملف يولد مقاومة معينة ومفاجئة مما يحدو بالتيار المار في السلك ذي المقاومة المرتفعة قليلاً أن يولد حرارة تؤدي إلى تبخر سريع للهيليوم السائل، وتحوله إلى غاز يخرج عبر أنبوب خاص متصل بأعلى المغناطيس إلى خارج الغرفة في الهواء الطلق رغم أن بعضاً من هذا الغاز قد يتسرب إلى الداخل.

يجهز هذا الأنبوب في بداية اتصاله بالمغناطيس بقرص رقيق يتحمل ضغطاً معيناً يكون فاصلاً بين المغناطيس والخارج، لكن الضغط المرتفع المتولد داخل المغناطيس يعمل على تمزيق هذا القرص بهدف السماح للغاز المتصاعد أن يخرج ويخفف الضغط، وفي كثير من الأحيان يضاف إلى المغناطيس صمام أمان بحيث يفتح عندما يكون الضغط داخل المغناطيس أعلى من قيمة معينة، مما يقلل الضغط ويمنع تمزق القرص.

وقد يكون سبب الإخماد تلقائياً، أو نتيجة لتأثيرات خارجية ذلك أنه في حالة حدوث طارئ وتطلب الأمر إخماد المغناطيس تعمل عندئذ دوائر تسخين خاصة لهذا الغرض، متصلة باللفات الخارجية لملف المغناطيس عبر مصدر تيار خارجي كمفتاح الطوارئ مثلاً.

ومن المؤكد أنه في حالة إخماد المجال المغناطيسي، فإن الضغط داخل المغناطيس سوف يتخلخل، فإذا ما تسرب الهواء الخارجي إلى أعلى المغناطيس عبر القرص الممزق فإن الرطوبة الموجودة في الهواء تتكاثف لتشكيل الثلج في تلك المنطقة من المغناطيس، لذلك وجب العمل السريع على استبدال هذا القرص بالسرعة الممكنة لمنع تسرب المزيد من الهواء إلى الداخل، ثم البدء بالتخلص من الثلج بواسطة نفخ غاز الهيليوم في المنطقة المراد معالجتها من أجل تسخين الجدار وبالتالي تبخير كتل الثلج المتشكلة. ويلخص الجدول (2–7) مواصفات الأنواع المختلفة للمغانط.

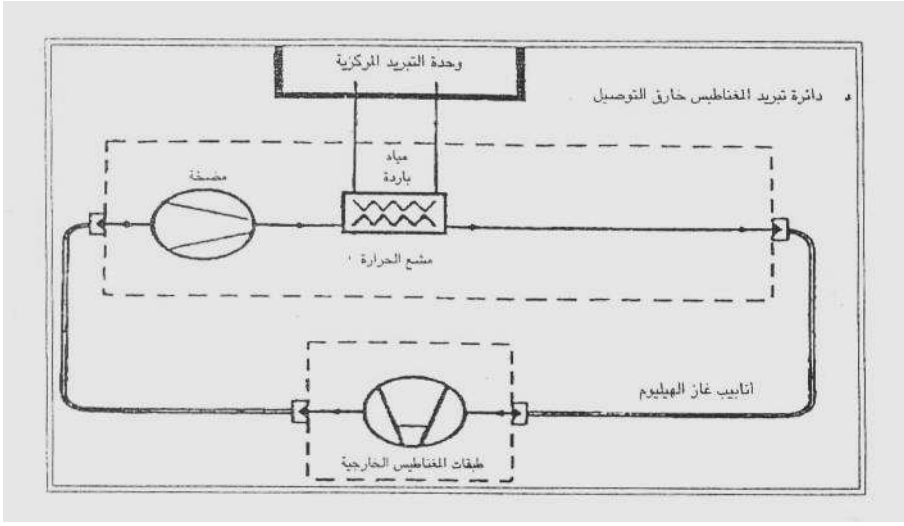
الجدول (2-7) مواصفات الأنواع المختلفة للمغانط

	خارق التوصيل	مقاوم	دائم
شدة المجال	مجال قوي قد يصل إلى 4 تسلا	حتى 0.3 تسلا	حتى 0.3 تسلا
ثبات المجال	جيد جداً	معتدل، يعتمد على مزود الطاقة	جيد جداً
التيارات الدوامية	إجراءات تعويض مكثفة ضرورية	محددة	محددة
اتجاه المجال	على محور Y	على محور Y أو Z	على محور Z
إيقاف الطوارئ	بطيء نسبياً بسبب إخماد المجال المغناطيسي	يمكن إيقاف المجال لحظياً بسبب القيمة المنخفضة لـ I/R	لا يمكن إيقافه
استهلاك الطاقة	معدوم	مرتفع جداً قد يصل إلى 100 كيلوواط	معدوم
التبريد	تستخدم السوائل المبردة	تستخدم كميات كبيرة من المياه	معدوم

7-9-6 نظام التبريد:

استخدمت المغانط خارقة التوصيل سابقاً ولفترة طويلة النيتروجين السائل للحفاظ على أقل معدل لتبخر الهيليوم السائل، وقد كان ثمن النيتروجين المنخفض وسهولة الحصول عليه من الجو الطبيعي الأثر الأكبر في الإبقاء على هذه التقنية مستمرة لفترة طويلة. ومنذ بضعة أعوام بدأت مصانع هذا النوع من المغانط بالتوجيه إلى تقنية جديدة للحصول على النتيجة نفسها لكن بتوفير الجهد والمال بما يتعلق بالنيتروجين وتصميم المغناطيس، وقد اعتمد في ذلك استبدال النيتروجين السائل بغاز الهيليوم النقي جداً، ليتواجد بين الطبقات الخارجية للمغناطيس والمحيطة بجميع

مكوناته بما في ذلك الهيليوم السائل، ليشكل منفذاً من الغاز يعمل على امتصاص حرارة أغلفة المغناطيس الداخلية، ومن ثم استبدالها بالبرودة التي يكتسبها أثناء مروره عبر دائرة إشعاع خاصة radiator تبرد بواسطة مياه باردة جداً قادمة من وحدة التبريد الرئيسية كما هو موضح بالشكل (23–7). وبتكرار هذا التسلسل بين حرارة المغناطيس وبرودة الماء يمكن الحفاظ على حرارة أغلفة المغناطيس عند حرارة معينة، مما يقلل من كمية الهيليوم السائل المتبخر، وبالتالي تباعد فترات التعبئة.



الشكل (22–7) داره تبريد المغناطيس فائق الناقليه

ترتبط بعض المغانط أيضاً بجهاز تسييل خاص (Liquifier) يعمل على تمرير الهيليوم السائل من المغناطيس عبره، لتبريده أو امتصاص حرارته، ومن ثم إعادة ضخه إلى المغناطيس من جديد، مما يعمل على الحفاظ على أقل نسبة تبخر.

أما المغانط الكهربائية المقاومة فإنها تقتصر على وحدة تبريد الماء، تعمل على خفض حرارة الملف المولد للمجال.

و ترتبط بالمغناطيس من أحد أطرافه طاولة الفحص التي تجهز بحيث يمكن تحريك سطحها العلوي وإرساله مع المريض إلى داخل المغناطيس، بحيث يكون الجزء المرغوب تصويره في مركز المغناطيس. وللتمكن من ذلك يوضع المريض على طاولة الفحص، ويكون الجزء المراد

تصـويره محاطاً بالهوائي الخاص بذلك الجزء، وباسـتخدام ضـوء تحديد مُنار على وسـط الهواء تقوم وحدة التحكم الخاصة بالطاولة بحساب المسافة المطلوبة للوصول إلى مركز المغناطيس.

7-10 مولد الإشارة الراديوية Radio Transmitter:

تســـتخدم ملفات لتوليد الموجات الراديوية أو النبضـــات الراديوية ذات الصـــفات القادرة على التذبذب بترددات لارمور حيث توضع العينة داخلها سواء كان حجمها كبيراً أو صغيراً.

إن مقاومة الملفات تكون صـغيرة ويصـنع الملف من سلك مقاومته صـغيرة أيضـاً كالنحاس مثلاً ويتألف من عدد من اللفات يكون شـكلها مناسـب لشـكل وحجم العينة وكذلك مناسـباً لعمليتي التحريض والكشـف ويكون شـكل الملف إما سـرجي (saddle) أو لولبي (solenoid). ويوضـع هذا الملف بحيث يكون اتجاه المجال المغناطيســـي المتولد عنه عمودياً على اتجاه المجال المغناطيسي الثابت.

ولما كانت حركة البرم لنويات عينة في غياب المجالات المغناطيسية الخارجية عشوائية الاتجاه فإن محصـلة التمغنط لهذه العينة بأي اتجاه كان يسـاوي صـفراً، وعند وجود عدد كبير من هذه النويات (ولنفرض نويات ذرة الهيدروجين أو البروتونات) في مجال مغناطيسـي خارجي ثابت فإن العزم المغناطيســي الكلي يمثل بمتجه واحد اتجاهه باتجاه المجال الخارجي وهو حصـيلة الجمع الاتجاهي للمركبة الشـاقولية للعزم المغناطيســي الموازية للمجال لكافة النويات ولا تتغير قيمة أو اتجاه التمغنط مع الزمن ما دام المجال المغناطيسي الخارجي ثابت في الاتجاه والمقدار.

ويمكن التحكم في تغيير المقدار والاتجاه لتمغنط هذه العينة بتعريضـها لإشعاع كهرومغناطيسـي راديوي بشـكل مناسـب يكون نبضـي وبتردد هو تردد لارمور للنواة. إن تأشـير هذه النبضـة من الناحية الفيزيائية هو استحداث عزم يؤثر على محصلة التمغنط يضطره إلى إمالة اتجاهه بزاوية عن اتجاه المجال المغناطيسـي الخارجي، وإذا كانت النبضـة الراديوية قادرة على اسـتحداث زاوية ميل 90 درجة فإن هذه النبضـة تدعى بنبضـة الـــ 90 درجة، أما إذا كانت زاوية الميل التي تسـتحدثها نبضـة راديوية 180 درجة أي أن هذه النبضـة قادرة على عكس اتجاه التمغنط للنظام فإن هذه النبضة الراديوية تدعى بنبضة الـ 180 درجة ويكون أمد هذه النبضة ضعف أمد نبضة الـ 90 درجة، ولما كانت الحركة الدائرية هي حركة اهتزازية فمن الممكن استخدام جزء من الطاقة المتذبذبة للمجال باستخدام ملف مناسب لتردد الموجة الراديوية.

إن الموجة المستلمة من نظام متجانس تحت تأثير مجال مغناطيسي متجانس ثابت الشدة تدعى بإشارة تلاشي التحريض الحر (Free Induction Decay)، وإن الإشارة المستلمة يمكن تحويلها إلى مركباتها من الترددات باستخدام تقنية تحليل فورير.

إن الكاشف أو المستلم للإشارة الراديوية يصاحب عملية تسليط أشعة راديوية ذات تردد مناسب لعينة من النويات تحت تأثير مجال مغناطيسي ثابت ظاهرة الامتصاص فضلاً عن ظاهرة الانبعاث عن النواة المحرضة (إشارة تلاشي التحريض الحر F.I.D) وتسبب ظاهرة الامتصاص تحريض النويات إلى مستويات طاقة أعلى كما يمكن أن ترافق عملية الامتصاص ظاهرة التشتت.

ويمكن استخدام طيف الامتصاص أو طيف التشتت لتعيين التردد الرنيني للنوية، كما ويمكن فصل بين الإشارتين عن بعضهما البعض وكشف إحداهما فقط وكذلك تستوجب عملية الكشف فصل إشارة المولد عن إشارة الامتصاص المستلمة وهنالك تقنيتان لهذا الغرض هما باستخدام قنطرة التردد الراديوي أما الطريقة الثانية فنستخدم فيها ملفين متقاطعين وتسمى بتقنية الحث النووي، إن إشارة الامتصاص ضعيفة جداً لذلك تكبر هذه الإشارة بحدود (500 ـــ 1000) مرة كما أنها تقاس نسبة إلى إشارة المولد التي تعمل كإشارة مرجعية يمكن تحويل هذه الإشارة إلى شكل رقمي باستعمال محول تناظري . رقمي (A/D Converter).

7-11 وحدة التحكم الحاسوب:

بالإضافة إلى وجود نظام الحاسوب المركزي فإن أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي تحتوي أيضاً على عدد من وحدات المعالجة الإضافية التي تتحكم بدوائر ذبذبات الفحوصات المتسلسلة، وإعادة تركيب الصور من المعلومات الأولية المرتدة عن الجسم، بالإضافة إلى البدء بتشغيل ومن ثم مراقبة جميع أجزاء الجهاز والتأكد من عملها بشكل سليم، خاصة أن الأعمال المنوطة بهذه الوحدات تعتمد بشكل دقيق على الزمن، بمعنى أن كل وحدة تعتبر مسؤولة عن نظام معين في الجهاز، وفي حال حدوث أي خلل لا بد أن ترسل إشارة عاجلة إلى الحاسوب الذي يعمل بدوره على إيقاف الجزء للحفاظ على السلامة، وكذلك يرسل رسالة إلى الشاشة الرئيسية ليتمكن فني التصوير من معرفة ما يجري في الجهاز.

ويوضح الجدول (3-7) بعض الأعمال المنوطة بوحدات التحكم لعدد من أجزاء جهاز الرنين:

الجدول (3-7) بعض الأعمال المنوطة بوحدات التحكم لعدد من أجزاء جهاز الرنين

الوحدة	العمل
طاولة الفحص	مراقبة الحركة العامودية، ضـــوء تحديد مركز المغناطيس موقع الطاولة الأفقي
الهوائيات	التوليف الآلي، قبول الهوائي ضـــمن دوائر الجهاز عند وصـــله للتصوير.
مكبر القدرة للأمواج الراديوية	مراقبة مدى التردد والقدرة المسموحة.
دوائر الأمواج الراديوية.	مراقبـة مقـدار التكبير والتخفيف (ضـــعف)، تردد دائرة المهتز البلوري.
المغناطيس	مراقبة مســـتوى الهيليوم الســـائل، والنتروجين إن وجد وحرارة الغلاف العازل

هذا ويعمل نظام الحاسـوب على التحكم بجميع وحدات التحكم الموجودة في الجهاز ومراقبتها بما في ذلك إدخال المعلومات، تشـغيل برامج الفحوصـات، عرض الصـور وتخزينها. وليصـبح بالإمكان عمل كل ذلك فإن الحاسـوب يكون في العادة متعدد الأغراض، عالي الكفاءة، ومجهزاً بنظام تشـغيل يسـمح باسـتقبال ومتابعة أكثر من عمل واحد في وقت واحد، كأن يعمل على معالجة المعلومات المخزونة في وحدة التخزين بمسـاعدة وحدة معالجة الصـور، ويتابع فحصـاً متسلسلاً يجري على مريض آخر على طاولة الفحص وكذلك يرسل الأمر إلى الكاميرا المرتبطة بالجهاز لتعمل على طبع صور مريض ثالث على فلم التشخيص، أو ربما عرض الصور على شاشة عرض منفصلة حيث يوجد الطبيب المعالج ليراها.

وبالمقاربة على أجهزة التصـــوير الأخرى كالتصـــوير الطبقي مثلاً، يلاحظ أن عملية إنهاء الفحص والحصول على الصور المعالجة معروضة على الشاشة يستغرق وقتاً أطول، وهذا عائد لطبيعية الفحوصات المتسلسلة الخاصة بالرنين، والتي تختلف عن غيرها من فحوصات الأشعة وتجدر الإشـــارة هنا إلى أنه خلال الســـنوات القليلة الماضـــية كانت عملية معالجة المعلومات

للحصـول على صـورة رنين واحدة تسـتغرق بضـعة ثوان، أما الآن فأصـبحت لا تتعدى الثانية الواحدة، وهذا يرجع إلى التطور السريع والمذهل في صناعة تكنولوجيا الحاسبات، سواء كان ذلك إلكترونياً أو برمجياً، رغم أن نقاء ودقة الصـــور ذاتها تزداد بزيادة عدد الخلايا المســـتخدمة لتكوينها، فالصـورة المتشـكلة من مصـفوفة 256 × 256 تحتاج إلى 65536 خلية لتعالج وهذا العدد أصـبح عادياً لحاسـبات هذه الأيام العاملة بسـرعة مذهلة والقادرة على معالجة صـور ذات أحجام مصفوفات أكبر من ذلك.

7-12 مزايا جهاز MRI :

يعتبر جهازMRI من الأجهزة القيمة والمفيدة جدا للطبيب حيث تمكنه من رؤية داخل جسم النسان بوضوح أكثر من تلك التى نحصل عليها من أجهزة التشخيص الأخرى ويستخدم هذا الجهاز فى تشخيص الإصابة بالسرطان وكذلك الإصابة فى المفاصل وفى الدماغ وفى العمود الفقرى كما يستخدم لاكتشاف الإصابة فى الكتفين وفى الرسغ وفى الركبة وفى الكوع ويمكن أن يتم حساب وتقدير كتلة الأنسجة فى الجسم هذا بالاضافة إلى المزايا الأخرى التى تجبر الطبيب على استخدام هذا الجهاز كما أن هذا الجهاز لا يعتمد على أشعة مؤينة مما يعطى المريض الشعور بالاطمئنان ومادة التباين المستخدمة ليس لها آثار جانبية تذكر كما فى حالة جهازCT كما تجدر الإشارة أنه من مزايا جهاز MRIهو امكانية تصوير أى مستوى أو مقطع من جسم الانسان وبأى اتجاه وهذا يميز جهاز MRIعن جهازCTالذى يقوم بتصوير مقاطع من الجسم فى اتجاه واحد حسب موضع الجسم بالنسبة للجهاز أما فى جهاز MRIفإن كل المقاطع تصور فى كل الاتجاهات بدون حركة الجسم و بدون حركة الجهاز أيضا .

7-13 عيوب جهازMRI:

بالرغم من الفوائد الجمة التى نحصل عليها من جهازMRI إلا أنه يصاحبه بعض العيوب البسيطة والتى تتلخص فى عدم امكانية تصوير الأشخاص ذوى الحجم الضخم وكذلك إذا وجد فى الجسم مرابط معدنية كما أنه إذا وجد عن طريق الخطأ أى قطعة معدنية مثل مقص أو مفك فإن الصور تشوه جدا هذا بالإضافة إلى ان الجهاز يصدر صوتا مزعجا أثناء عمله بسبب التيار المستخدم

لتوليد المجال المغناطيسى المتغير وكلما ازداد المجال المغناطيسى كلما ازداد الصوت الصادر وغالبا ما ينصح المريض بوضع مادة شمعية فى أذنيه لتجنب سماع هذا الصوت أو الاستماع إلى الموسيقى كما أن المريض يجب أن يبقى ساكنا طوال مدة التصوير والتى تستغرق 20 دقيقة وقد تصل إلى 90 دقيقة وأى حركة قد تسبب تشويه للصورة الناتجة كما أن أجهزةMRI باهظة الثمن والفحص مكلف جدا

14-7 تطورات مستقبلية متوقع لجهاز MRI

تعد أجهزة MRI في اوجها فهي عمرها لا يتعد 20 عاما مقارنة باجهزة اشعة اكس التي مر عليها اكثر من 100 عام ولذلك التطوير على اجهزة MRI يعد محدودا لانها في افضل صورة ممكنة وتعطى نتائج ممتازة وصور دقيقة وواضحة. ولكن من الممكن ان يتم تطوير أجزة MRI اصغر حجماً ومخصصة لوظيفة محددة مثل ان نجد اجهزة رنين مغناطيسي مخصصة لتصوير بعض اعضاء الجسم مثل تصوير الذراع أو العمود الفقري او الركبة أو الرقبة أو التجويف البطني أو القفص الصدري او الدماغ. كذلك يعمل العلماء على استخدام اجهزة الرنين المغناطيسي على تصوير دماغ الانسان اثناء قيامه باداء بعض المهام مثل الضغط على كرة او النظر إلى صورة لمعرفة كيف يعمل الدماغ. وبالتالي فإن مستقبل اجهزة الرنين المغناطيسي موجهة إلى الابحاث العلمية التي يمكن ان تتم باستخدامه لفهم العديد من اسرار جسم الانسان.

القسم العملي لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي

15-7 اختيار المريض للفحص:

مما لا شك فيه أن أي مريض، بغض النظر عن عمره وجنسه، يستطيع أن يحصل على صورة بواسطة جهاز الرنين المغناطيسي، ولكن هناك بعض الحالات التي تمنع أو تحول دون حدوث ذلك. فقبل إجراء الفحص يسأل المريض أسئلة تتعلق فيما إذا كان أجرى عمليات سابقة، وإذا ما كانت هناك أية أجسام غريبة بداخل جسمه، مهنته كأن يكون عسكرياً واحتمالية وجود رصاصة أو شظية في جسمه أو ربما وجود أجهزة كناظم الخطى القلبي، أو مضخات التشريب (Infusion pumps).. إلخ.

وقبل الدخول إلى غرفة الفحص يتم التأكد من خلو جسم المريض من القطع المعدنية الصغيرة، كالقطع النقدية أو دبابيس الشعر والأقراط التي يمكن أن يجذبها المغناطيس فتؤذي المريض أو تسبب صوراً ذات جودة متناقصة.

إن الغرض من هذه الإجراءات هو حماية المريض من التواجد في أوضاع خطيرة على صحته، مما يؤدي إلى ما لا يحمد عقباه. فوجود قطعة معدنية ممكن مغنطتها داخل جسم المريض، يمكن أن تتأثر بالمجال المغناطيسي، وبالتالي قد تتحرك أو يتغير موضعه داخل الجسم مما يؤدي إلى حدوث جروح وبالتالي نزيف داخلي.

من هنا نرى ضرورة معرفة نوع المادة المزروعة داخل جسم المريض، طبعاً إن وجد علماً بأن أغلب الأجسام الطبية عدا الإلكترونية المستخدمة حديثاً لتزرع داخل أجسام المرضى تصنع من معادن لا تتمغنط مما يسمح لهؤلاء بالحصول على صورة الرنين، دون أي خطر على صحتهم. ومن أمثلة هذه الأجسام القضبان والمسامير المستخدمة في عمليات العظام أو تلك المستخدمة في عمليات الأعصاب للأسنان والعيون والآذان.

بشكل عام، قد يبدو أكثر سهولة تذكر الأجسام التي يمنع حاملوها من دخول غرفة التصوير وهي الأجهزة الإلكترونية كمنظم نبضات القلب، أو تلك المزروعة في الأذن الداخلية أو مضخات التشريب التي تستخدم لضخ مادة الأنسولين إلى أوردة مرض السكري، وذلك لأنها تحتوي على أجزاء عديدة تتمغنط وتتأثر بالتيارات الكهربائية التي يمكن بسهولة أن تبطل عملها أو تخلخله،

ثم هناك الرصاص وشظايا القذائف الموجودة في أو بالقرب من مواقع حساسة كالعين مثلاً. ورغم أنه يصعب حصر جميع هذه الأجهزة إلا أن أهمها قد ذكر، بالإضافة أما في حالة عدم التأكد من وضع المريض فإنه يفضل استشارة الطبيب الذي أجرى عملية زراعة هذا الجسم حول نوعه ومادته، ما أمكن، ذلك لأن الوقاية تكون أفضل من العلاج.

رغم كل ما سبق عن الاحتياطات الواجب الحذر منها لسلامة المريض، إلا أن المريض نفسه، ونقصد هنا المريض الذي يسمح به لإجراء الفحص، قد يمتنع من الاضطجاع على طاولة الفحص، والدخول عبر فتحة المغناطيسي، ذلك أن العديد من الناس يصابون بحالة خوف من الأماكن المغلقة، ووجود أحدهم داخل فوهة المغناطيس قد يسبب له الحالة، وما يصحبها من تعرق واضطراب وبالتالي الامتناع عن الفحص.

من أجل هؤلاء وغيرهم، قدمت معظم الشركات الصانعة لأجهزة الرنين، أجهزة تمتاز بمغناطيس ذي فتحة عريضة قدر الإمكان بما يسمح به التصميم، وعمق للنفق أقل أو ربما على شكل حدوة فرس، مما لا يشعر المريض وكأنه محشور داخل مكان مغلق، فهذه التصاميم تساعد المريض على رؤية الجزء الأكبر من غرفة الفحص وتبعده عن شعور الخوف.

أما المرضى الذين لا بد له من الدخول إلى فتحة المغناطيس فيمكنهم أثناء إجراء الفحص استخدام جهاز مرئي خاص يشبه النظارات، بالإضافة إلى سماعات للأذان توصل بمصدر للموسيقى، رغم أن هذه التجهيزات تعد إضافات قد لا تتوفر دائماً. وإن لم يكن فإن الحل الأخير لإجراء الفحص هو بتخدير المريض ومراقبته عن كثب طوال فترة الفحص. ومما يجدر ذكره هنا، أن بعض المرضى قد يمنعوا أيضاً من إجراء فحوصات الرنين المغناطيسي إذا كانت أوزانهم أو أحجامهم تتعدى الحد الأقصى للمواصفات المسموح بها، فطاولة الفحص مثلاً تكون مصممة لتحمل وزن محدد لا يجب تجاوزه حرصاً على عدم حصول ضرر بها. أما المريض كبير الحجم فبالإضافة إلى وزنه فإنه قد يكون صعباً وربما خطراً إدخاله إلى فتحة المغناطيس دائري مثلاً لضيق المكان وما قد يرافق ذلك من عدم ارتياح لديه.

16-7 شوائب صور الرنين:

رغم التطور السريع شهدته الفحوصات المتسلسلة خلال السنوات القليلة الماضية للتقليل والحد من وجود شوائب تؤثر على جودة الصور المكتسبة من جهاز الرنين، خاصة فيما يتعلق

بالأسباب المرتبطة بالمريض، إلا أن هذه الشوائب على اختلاف أنواعها وأسبابها تختلف عن تلك التي كانت ترتبط بأجهزة التصوير الأخرى، كالتصوير الطبقي مثلاً.

وتؤثر جميع المعادن المتواجدة ضمن منطقة الفحص بشكل عام على الصورة الناتجة، بسبب تأثيراتها المختلفة على المجال المغناطيسي في تلك المنطقة، تبعاً لنوع وكمية المكونات الممغنطة ضمنها. فقد كانت الشوائب في الصور غير ملحوظة في حالة وجود معدن الحديد. فالمواد الممغنطة تسبب في ضياع الإشارة في منطقة وجودها، وكذلك في المناطق المجاورة لها، ويظهر ذلك جلياً في صور الفحوصات المتأثرة بقطع معدنية صغيرة كالأزرار أو السحاب أو دبابيس الشعر.. إلخ.

ويلاحظ أن التشويش على الأنسجة المجاورة لوجود المعدن سببه أن قطعة المعدن تحدث تأثيراً على المجال المغناطيسي في مكان وجودها، فتختل خطوط المجال، وبالنتيجة تحدث تأثيراً في تردد لارمور المحلية بالقياس مع الذبذبة المتناسبة مع المجال الأصلي ولا ننسى أن القطع المعدنية المزروعة داخل جسم المريض تؤدي أيضاً إلى مثل هذه التشوشات كالمسامير والقضبان المستخدمة في عمليات العظام.

ومن الطريف هنا أن نعرض صورة مشوشة في الشكل حيث يبدو فيها الغباش واضحاً في منطقة البطن، وهو ناتج عن تناول المريض كمية وافرة من نبات السبانغ الفني بأيونات معدن الحديد، قبل فترة قصيرة من إجرائه لفحص الرنين. ويبدو جلياً هنا مدى تأثير أيونات الحديد على المجال المغناطيسي وبالتالي على جودة الصورة الناتجة.

وترك باب غرفة التصوير مفتوحاً أثناء عملية التصوير قد يسبب في وصول إشارات راديوية، سببها جهاز مذياع أو أي جهاز إلكتروني آخر قريب، مما يؤدي إلى أشكال مختلفة من الشوائب تكون على هيئة خطوط مركبة على تفاصيل الصورة الأصلية.

مجموعة أخرى من الشوائب تظهر بسبب الحركات الإرادية، اللاإرادية والحركات الفسيولوجية للمريض، فكما بالتصوير الفوتوغرافي فإنه يصعب على الكاميرا أن تلتقط صورة الرنين المغناطيسي، خاصة إذا كانت الحركة أثناء فترة الفحص ولعلاج تشوشات الحركات الفسيولوجية، مثل نبضات القلب، الحجاب الحاجز، تدفق الدم، البلع في الحنجرة وغيرها، أدخلت العديد من الطرق المتعلقة مباشرة بالفحوصات المتسلسلة، للحصول على صورة تخلو من كل شائب،

كالتقليل من وقت التكرار، ووقت الصدى، مع زيادة عدد المرات التي تلتقط فيها إشارات الرنين، مما يساهم في الحصول على صور ذات جودة جيدة جداً.

17-7 خدمة جهاز

من المؤكد أنه إذا تمت عملية تركيب غرفة الأمواج الراديوية والجهاز بتسلسل ودقة، مع الأخذ بنظر الاعتبار جميع الأمور قيد الحسبان، فإن جهاز الرنين سيعمل بصورة ممتازة، وتواجد مهندس الجهاز في المواقع واطلاعه المستمر على عمل الجهاز وجودة الصورة، بالإضافة إلى التنبيه لكل ما يعلق عليه الطبيب المتخصص، له أثر كبير في الحفاظ على استمرارية الأداء الممتاز للجهاز، مما يعكس صورة حسنة عن الجهاز والشركة الصانعة والمهندس في آن واحد.

لذا فإنه من الضرورة بمكان أن يتم تفقد الأجزاء المهمة في الجهاز، والتأكد من كمال عملها بشكل دوري، تبعاً لبرنامج وقائي تحدده الشركة يتضمن ما يلي:

1 ـــ جودة الصور المكتسبة من جميع الهوائيات، مما يضمن عمل معظم أجزاء الجهاز بشكل سليم.

2 ـــ مراقبة نسبة التبخر اليومي لسائل الهيليوم من المغناطيس (وكذلك النتروجين إن وجد) وما يرتبط بذلك من دوائر وأجهزة مسؤولة عن المحافظة على هذا التبخر، والعمل على إضافة السوائل المبردة كلما دعت الحاجة، علماً بأن بعض أنواع المغانط خارقة التوصل تسمح بإجراء الفحوصات عليها حتى ولو تدنى مستوى سائل الهيليوم إلى 40%، رغم أن ذلك غير محذبة لزيادة فرص حدوث إخماد للمجال أما المغناطيس الدائم فمن الضروري أن تراقب حرارتها للإبقاء على تجانس مجاله.

3 ـــ إجراء الفحوصات الدورية لأنظمة الأمواج الراديوية، التدريج والتحكم بما يضمن عدم تواجد أي عطل أو تخلخل في معايراتها.

4 ـ المحافظة على إبقاء حرارة غرفة الفحص ورطوبتها عند قيم ثابتة نسبياً ضمن الحد المسموح به، مما يسمح للجهاز بالعمل دون أية معوقات، علماً بأن هاتين الخاصتين تؤثران بصورة واضحة على جودة الصور بشكل رئيسي، وعلى عمل أنظمة الحاسوب والتحكم.

18-7 إجراءات السلامة :

نظراً لتعدد العوامل التي تجعل من جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي جهازاً شديد الحساسية أو ربما الخطورة (رغم أن استخدام هذا التعبير غير دقيق تماماً) فقد وجب إيجاد وسائل سلامة لكل من هذه العوامل سواء كانت للحفاظ على سلامة المريض، والأشخاص العاملين على الجهاز، أم على سلامة الجهاز نفسه.

فنحن هنا نتحدث عن مجال مغناطيسي قوي نسبياً. وعن أمواج كهرومغناطيسية ذات ترددات مرتفعة. بالإضافة إلى السوائل المبردة كالهيليوم والنيتروجين، وأخيراً عن طارئ يتعلق بالتيار الكهربائي، فإنه يمكن الضغط على أحد مفاتيح الطوارئ التي تعمل على إطفاء الجهاز ولكن ليس المغناطيس الذي يبقى مشحوناً ومن الأمثلة على ذلك حدوث خلل في طاولة الفحص أو جزء من أجزاء الجهاز الأخرى، أو ربما في حالة الحريق..

أما حالات الطوارئ المتعلقة بالمجال المغناطيسي فقد تكون نتيجة لإدخال جسم معدني كبير نسبياً إلى غرفة الفحص أو قريباً منها مما يؤدي إلى جذبه نحو المغناطيس، وعدم المقدرة على إخراجه، وهنا يتعين على الشخص الموجود أن يحكم على مدى خطورة الوضع، فقد يمكن إزالة هذا الجسم بتفريغ المجال المغناطيسي إذا لم يؤدي ذلك إلى خطورة على حياة مريض أو شخص في الغرفة، وهذا يتطلب وجود مهندس الجهاز لعمل ذلك. أما إذا اضطر الأمر لتفريغ المغناطيس من مجاله بسرعة في حالة عكس ما ذكر، فإن مفتاحاً خاصاً لحالات الطوارئ كهذه يعمل على تفريغ المجال لحظياً من خلال عملية إخماده، ولكن هذه العملية ترتبط بتوليد تيار عال داخل المغناطيس وبالتالي تبخر سريع للسائل المبرد مما يؤدي إلى اندفاع الغاز البارد إلى غرفة الفحص وخارجها جاعلاً كمية الأكسجين في الغرفة قليل نسبياً، وقد يسبب في اختناق لمن قد يكون على مقربة من المغناطيس كون السوائل المبردة (الهيليوم) تعمل على إحلال الأوكسجين متى تحولت إلى غاز ويتضاعف حجمها بشكل كبير بين حالتي السيولة والغازية.

ومن الجدير بالذكر أنه حتى هذه الأيام لم يثبت فعلاً ما يؤكد أو ينفي أي أضرار يلحقها المجال المغناطيسي (كالمستخدم في التصوير المغناطيسي) بالإنسان وهذه بالتأكيد إحدى حسنات التصوير بهذه الطريقة، وعلى العكس تماماً من الأشعة السينية التي تؤثر على جسم الإنسان سواء على الأمد القصير أو الطويل، ولا ننسى هنا أن ما أثبت بخصوص الأضرار

المتعلقة بالأشعة السينية كان مدى سنين طويلة من البحوث والدراسات، أما استخدامات المجال المغناطيسي الطبية فلا تزال حديثة نسبياً، ولأن السوائل المبردة تشكل خطورة إذا لم يتم التعامل معها بصورة صحيحة فإن من الضرورة معرفة خواص السوائل لتصبح عملية الوقاية والعلاج في حالة الطوارئ أمراً يسيراً.

تسبب هذه السوائل التجمد للبشرة في حالة ملامستها لها وهي تشبه الحروق من شدة البرودة، وقد تسبب الاختناق إذا تسربت إلى الغرفة بكمية كبيرة. لذا وجب على مهندس الجهاز أن يرتدي لباساً واقياً للوجه واليدين والأقدام خلال عملية تعبئة السوائل المبردة في المغناطيس والتقيد بإجراءات السلامة ودقة مراحل العمل لتفادي أي طارئ وإن حصل أي طارئ فإنه من الضروري ضبط النفس، وعدم التسرع في مراحل العلاج، والتأكد من سلامة الأفراد ومن ثم الجهاز.

ولعلاج حروق الجلد بالسوائل المبردة وجب وضع الجزء المصاب تحت الماء البارد وليس الدافئ وعدم مسح الجلد المصاب لئلا يقشط من مكانه، ومن ثم الإسراع إلى الطبيب لمتابعة العلاج. أما الغرفة التي تملؤها سحب الغاز فإنه لا بد من الخروج منها، وعدم دخولها إلا بعد التأكد من عمل جهاز التكييف وارتفاع نسبة الأوكسجين فيها.

نخلص الآن إلى أهم عوامل السلامه الواجب توفرها في جهاز المرنان، ألا وهي ما يتعلق بحماية المريض من التأثيرات الحرارية لطاقة الأمواج الراديوية، حيث تعمل دوائر خاصة في نظام الأمواج الراديوية على مراقبة كمية الطاقة الممتصة من قبل المريض وعلاقتها بارتفاع درجة حرارة الجسم تبعاً لحجم هذا المريض طوال فترة الفحص.

ويوضح الشكل(24–7) لوحات التحذير الضروريه عند استخدام المرنان لحمايه المرضى و الفنيين والأطباء.

الشكل(24-7) لوحات التحذير الضروريه عند استخدام المرنان

7-19 الصيانة الدورية : سيتم التطرق لخطط الصيانة لنظام MRI الطبي

7-19-1 الصيانة الدورية لمستوى النظام (System level):

1. فحص وهمي للمريض (Phantom check): وهو عباره عن جهاز أو قطعه يوضع مثل المريض و يتم فحص و تصويره (فانتوم) واخذ الصوره من أجل اكتشاف جوده العمل والخلل الممكن حدوثه في عمليه التصوير.

2. فحص جودة الصورة (Periodically Image Quality Test - PIQT): ويعني ذلك فحص جودة الصورة بشكل دوري ويتم ذلك عن طريق فحص الفانتوم حيث تم استخدامه لتحقيق هذا الموضوع.
3. فحص وظيفه التوقف (Check Stop Function): وهي قواطع فصل توضع على باب الجهاز لاكتشاف اشعاعات الامواج الراديويه الداخله إذ يفصل عند بلوغ هذه الاشعاعات النسبه المحظورة.
4. فحص قواطع الباب (check door switch): فحص القواطع التي تقوم بوظيفة التوقف.
5. فحص مفتاح الضغط الزائد للهليوم (Check the overpressure switch of the Helium): وهو يقوم بقياس الضغط الخاص بالهيليوم وهو يفصل عند زياده الضغط عن قيمه المحظوره.
6. فحص دارة التبريد(Check its cooling circuit): و هي الدارة التي تقوم بتبريد الهيليوم بواسطه الماء ويتم تبريد الماء عن طريق تبريده بالهواء كالبراد العادي.

7. داره الكشف الحراري لملف التدرج (Gradient temperature detection circuit): وهي الدار التي تقوم بقياس درجة الحراره الى ملف التدرج و معرفه فيما اذا كانت متوافقه مع الحرارة المقررة.

8. الفحص والتفتيش المرئي (Visual Inspection): تقوم بإلقاء نظرةعامة على مكونات الجهاز بمراقبه وضعيتها وذلك عن طريق الشاشات والمؤشرات الموجوده على هذه المكونات من ساعات ضغط وحساسات حراريه ومقاييس الزيت وضغوطها والشاشات المبرمجة والرسائل المعروضة عليها كوحده UPS على سبيل المثال.

9. مرشحات الغبار والمراوح (Dust filters and fans): حيث يحتاج الجهاز بمكوناته المختلفه على العديد منها ويجب تفحصها على التوالي جميعها

10. مروحه تبريد محطه اكتساب المعلومات ومعالجتها (Fan Cooler Station for information acquisition and processing)

11. مرشح غبار و مروحه تبريد النظام الخاص بالمعالجه المثلى للمعلومات التي تم تحصيلها (Dust filters and fans)

12. مرشح غبار و مروحه التبريد خزانه النظام (Dust Filter and Cooling Fan System) البرمجي للمرنان

13. مرشح غبار و مروحه تبريد مضخم استطاعه الترددات الراديويه (Dust filter and fan cooling power amplifier of radio frequencies)

14. المروحه الخاصه لوحده نظام التدرج في المرنان (Fan unit gradient)

15. فحص مجموعة التكييف او حاله التكييف العام من حراره ورطوبه وغبار (check site condition)

2-19-7 الصيانة الدورية لمستوى نظام التبريد والتجميد (Cryo – cooler system):

يقوم هذا النظام بتبريد الهليوم والهليوم نوعين غاز وسائل ودرجه حراره السائل منخفضه جداً -269°C أي 4°K والغاز 9°K.

1- فحص ضغط الضاغط في نظام التبريد(chek pressure of theCompressor): هناك العديد من الإجرائيات البرمجيه الواجب تنفيذها للحصول على هذا الاختبار

2- فحص قيمه عداد الساعه(Check value of the hour counter) :وهو عباره عن شاشه رقميه تعطي قيمه معينه لتشير الى العمل بالشكل المطلوب

3- فحص دارة الزيت(Check oil circuit) للتأكد من عملها بالشكل المطلوب

4- فحص تدفق المياه(Check water flow) للتاكد من انسياب المياه في الداره دون اي خلل

5- تبديل الشفاط الخاص بالماء او الزيت(Adsorber replacement) عند اللزوم وفحصه وتوقيته من أجل القيام بعمله بالشكل المطلوب.

7-19-3 الصيانة الدورية لمستوى نظام المغنطة (Magnet system)

1- تبديل البطاريه(Change the battery) يتم بشكل دوري كل أربع سنوات اذا كان عدد المجاري المغناطيسيه 24 ويتم بشكل دوري كل سنتين اذا كان عدد المجاري المغناطيسيه 36

2- مفاتيح الشد(Sleeping Quench switches):هي مفاتيح موصولة بمقياس استشعار لتسريب الهليون

3- اختبار التسريب (leak test):التأكد من وجود تسريب في التيار الموجود ضمن الحقل المغناطيسي

4- فحص الكبلات المغناطيسيه(Check the cables at the magnet) وهو عباره عن فحص دوري يتم على الكابلات المغناطيسيه للتاكد من جاهزيتها

5- فحص حساس الضغط الخاص بالمغناطيس Check of the magnet pressure) (sensor: وهو عباره عن عمليه فحص ومعايره للحساس بحيث اذا كان هناك خطا في القيمه المعطاه زياده او نقصان بالنسبه للقيم القياسيه يعطي رساله الخطا للشاشه

6- إعاده تعبئه الهيليوم عند نفاذه(Helium Re-fill)

4-19- 7الصيانة الدورية لركيزة المريض(حمالة المريض)(patient support)

1- تغيير مصفاه الزيت(ExChanging the oil filter) :وهي مصفاة موجوده على مخرج موزع الزيت الهيدروليكي وتغييره دوريا كل أربع سنوات.

2- فحوصات ركائز المريض (patient support checks)

3- فحص لوحه مفاتيح الحمايه إنذار المريض Check theFinger protection) switch-plate and patient alarm)

4- فحص مستوى الزيت (Check the oil level)

5- التحقق من جهاز الفصل اليدوي(Check the manual decoupling devicce)

6- فحص المفتاح اليدوي((Check the manual switch(MAN)

7- فحص تسرب الزيت فحص (Check on Oil Leakage)

8- وظيفة قفل الساعة متضمن بفحص عابر (Check the watch-dog function included By-pass test)

9- فحص عمل مفتاح عكس التدرج(Check the graceful degration swich)

10- فحص كافه الكابلات المتحركه من أجل عكس التدرج (Check all moving cables for degration)

11- تشحيم الدواليب ذات المسننات(Greas the gear-wheels)

12- تبديل الزيت (Oil Exchange)

19-5- 7 الصيانة الدورية لـ سلسله إرسال واستقبال الترددات الراديوية (the RF Transmit& receive chain)

1- برنامج NTDAC (the automatic NTDAC tests) الذي يقوم بفحص كامل عمليه الارسال والاستقبال لـ RF

2- برنامج SKY لفحص المعلومات المكتسبة المثلى ونظام معالجة الصورة. (The Automatic SKY Tests)

3- إجرائية BADS لفحص المعلومات المكتسبة المثلى ونظام معالجة الصورة. (Automatic BDAS procedures)

4- ضبط مضخم استطاعة الترددات الراديوية: (RF Power amplifier adjustments)بحيث يتم زيادة أو نقصان التردد للحصول على التردد المناسب.

5- تحديد الرنين المناسب.(Resonance Frequency Determination)

6- المقياس المرجعي للطاقة.(Power Reference Measurement)

19-6 -7 الإظهار وخزانة التشغيل. (Operators Console + Viewing)

تعيير الشاشة من أجل العمل بدون انحراف (Monitor Adjustment)

وتشمل الصيانة الدورية أيضاً

1- نظام الحاسوب.((Computer System)
2- البرمجيات (Software)
3- تجهيز المحددات.(Cleanup Directories)
- نظام UPS (Unit Power Supply)

ويتم أخذ طاقة الجهاز ككل من هذا النظام حيث يعطي طاقة وجهد ثابت بشكل دائم وتردد المدينة 60HZ أو 50HZ وحتى في حال تذبذب تيار المدينة أو إنقطاعه ويحوي هذا الجهاز على شاشة وأزار لتعبيره على القيمة المطلوبة.

20-7 أهم الأعطال الميكانيكية والكهربائية لجهاز المرنان :

-تقسم الأعطال التي تطرأ على الجهاز إلى قسمين:

1 – أعطال ميكانيكية

2 – أعطال كهربائية

أولاً:الأعطال الميكانيكية: إن أهم الأعطال الميكانيكية التي يمكن حدوثها هي:

1 – **عطل في حركة الطاولة الهيدرولكية:** ممكن أن لا تتحرك بالإتجاهات المطلوبة وذلك بسبب عطل مضخة الزيت الهيدروليكي التي تقوم برفع وخفض الطاولة.

2- **عطل في الميكروسويتش:** الموجودة في الطاولة

3 – **عطل في وحدات تبريد الهيليوم:**حيث يوجد مصافي لوحدة الهيليوم يجب تغييرها وإيقاف الجهاز عن العمل.

4 – **عطل في وحدة تبريد الماء:** يجب إجراء صيانة دورية لها.

5 – **تنظيف الفلاتر:** حيث يظهر إرتفاع بدرجة الحرارة إذا كان هناك عطل في الفلاتر.

6 – **عطل في جهاز التحميض:** يجب إجراء صيانة دورية له وذلك بسبب الأوساخ والتراكمات من مواد التحميض التي يمكن أن تسبب سوء في الصورة.

7 – **عطل في جهاز التحميض:** يجب إجراء صيانة دورية له وذلك بسبب الأوساخ والتراكمات من مواد التحميض التي ممكن أن تسبب سوء في الصورة.

ثانيا:الأعطال الكهربائية:

1 – عطل في وحدة توليد الأمواج الراديوية: يحدث فيها عدة أعطال كهربائية منها عطل في التيوب المخلى من الهواء والمولد للأمواج الراديوية (ممكن أن تضرب الفتائل)

2 – عطل في وحدة التدرج: من أهم مظاهرها عدم ظهور الصورة نهائياً وإيقاف الجهاز بشكل أتوماتيكي.وهناك عطل أخر يطرأ على التدرج وهو ظهور الصورة باتجاه معين وعدم ظهورها بالإتجاه الأخر.

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

.....

المراجع

1–Philips MRI Service Manuls (planned Maintenance medical System MRI)

2– الحناوي. م. ف ،. الصابوني. أ، 2011–م، التجهيزات الطبيه 2 ، جامعه دمشق.

3– البوريني أ ،2002، تكنولوجيا الأجهزه الطبيه ، دار الفكر للطباعه والنشر والتوزيع.

4– صلاح .ع ،جهاز الرنين المغناطيسي ملتقى المهندسن العرب ، قسم الهندسة الطبية ، موسوعه ويكيبيديا ، http://www.arab-eng.org/vb/eng25902

5-Wikipedia, (2017), تصوير بالرنين المغناطيسي, https://ar.eikipedia.org/wiki/تصوير_بالرنين_المغناطيسي Access date: 18/10/2017.

……

الفصل الثامن: تقنيه الألياف البصريه وجهاز التنظير

8-1 لمحة تاريخية عن تطور علم التنظير :

إن تاريخ التشخيص التنظيري و المعالجة التنظيرية يعكس تجارب و خبرة أطباء و مهندسي القرن العشرين لإيجاد الطريقة المثلى للدخول إلى جوف الإنسان لإجراء عمليات تشخيصية و علاجية .

إن أول من استخدم المنظار لرؤية جوف البطن هو GEORG Kelling عام 1901 وذلك على كلب حي باستعمال منظار مثانة Nitze وقد سمى الباحث السابق هذه العملية Koelioskopie لقد كانت الأدوات التي استخدمها بدائية ، و كان الباحث Kelling أول من دخل إلى جوف البطن بالمنظار، إلا أن أول طبيب أجرى تنظير البطن على مجموعة كبيرة من المرضى كان JACOBAEUS عام 1911. ولم تنحصر جهوده في تنظير البطن و حسب بل في تنظير جوف الصدر أيضاً ،حيث أجرى 110 عملية على 72 مريض وسمى هذا الباحث العملية (Laparothorakoskopia) .

8-1-1 التقدم التقني في مجال أجهزة التنظير :

حتى عام 1929 كان التقدم التقني في مجال أجهزه التنظير ضعيفاً حتى قام جراح الكبد kalk من ألمانيا بتقديم تطويرات مهمة فوضع نظام عدسات °135 و التروكار الثنائي إلى أن سُجّلت 2000 حالة تنظير بطني دون أي حالة وفاة .

وفي عام 1960 ابتكر kurt semm جهاز النفخ الميكانيكي والذي طور بالإضافة إليه أيضاً مجموعة من الأدوات الجراحية لإجراء الجراحة التنظيرية .

عام 1966 طور Hopkins نظام العدسة الأنبوبية التي زادت من وضوح الرؤية داخل البطن .

أما حديثاً فإن علم التنظير لم يدخل إلى الجراحة بشكل واسع حتى ابتكار نظام التصوير الفيديوي و الرؤية على الشاشة (VEDIO LAPAROSCOPY) عام 1986.

وتم إجراء أول عملية استئصال مرارة بالتنظير على الإنسان عام 1987 في فرنسا من قبل Moyret ومن بعده العالم Dobois وذلك في عام 1982 ، وانتشرت بعدها الجراحة التنظيرية في استئصال المرارة عالمياً وامتدت إلى عمليات الجراحة البطنية شيئاً فشيئاً .

2-8 مجال استخدام الألياف البصرية في التنظير والمجالات الطبية :

لقد أضحت تقنية التنظير الباطني باستعمال الألياف البصرية من أهم الوسائل التشخصة و المعالجة و التي وضعها علم الهندسة الطبية بين أيدي الأطباء ، شقت هذه التقنية طريقها في حقول الطب جمعاء وعلى الأخص تنظير الأجواف الهضمية و التنفسية و تنظير الأجواف المغلقة كالجوف البطني والجوف المفصلي و تستخدم في تنظير الأنف و البلعوم و الحنجرة .

إن التقنية التنظيرية وسيلة هامة يعتمد عليها طبياً لكنها تحتاج لمهارة كبيرة من قبل الطبيب المستخدم لها وذلك للتحكم بمسار المنظار الليفي و حركته و تجنب أذية المريض ما أمكن . وهي من الوسائل الطبية الراجعة و التي من الممكن أن تساعد المريض بشكل كبير كما يمكن أن تضره و تؤذيه إذا وقعت في يد طبيب غير متمرس .

إن الليف البصري التنظيري هو أداة متعددة الأقنية و ا تسمح بمرور الهواء و الماء ، كما تحوي قناة أو أكثر من أجل ارتشاف السوائل، كما يمكننا عبر قناة خاصة أن نمرر أدوات مختلفة كإدخال فرشاة عقيمة نأخذ من خلالها مسحة خلوية من أجل الفحص الخلوي و تحري الخلايا السرطانية كما يمكن أن ندخل عبر القناة السابقة الملقط الخازع الذي يأخذ الخزعة النسيجية بطريقة الكماشة ، أو أن ندخل عبرها إبر للحقن نحقن عبرها مواد استطبابية معينة ، أو ندخل عبرها المخثر الكهربائي أو الشبكة السلكية التي يمكن أن يتم التداخل بها على القناة الجامعة

في الطرق الصفراوية و استخراج المواد الممرضة كالحصيات أو الديدان ، ويمكن إدخال المجسات الحرارية التي نسيطر بها على النزف .

يمتلك التنظير ميزات هامة على غيره من الوسائل التشخيصية مثل التصوير الشعاعي الظليل بالباريوم و الخاص بالسبيل الهضمي و يمتاز التنظير بما يلي :

له حساسية أكبر في كشف آفات الأغشية المخاطية المبطنة للأجواف فهو يكشف القرحة الهضمية الصغيرة ، الآفات السحجية و التهاب المريء .

يمتاز التنظير بنوعية عالية فالتصوير الشعاعي الظليل بالباريوم لا يميز مثلاً بين قطعة فضلات محتجزة في الأمعاء وبين تنشؤ و رمي على مخاطية الأمعاء بينما التنظير يميز بينهما بنوعية عالية .

يمكّن التنظير من إجراء خزعات من الطبقة المخاطية أو اللطاخة الخلوية الهامتين في نفي الآفات الخبيثة و قد ساعدت هذه الميزة كثيراً في تخفيض نسبة الوفيات الناتجة عن السرطان بفضل التشخيص المبكر للحالات ذات الخطورة العالية .

بالإضافه لكونه وسيله تشخيصيه تُمكن من علاج الآفة بوقت التشخيص مباشرةً .

إن السيئات للتنظير هي :

- وسيلة غازية (invasive)يمكن أن تسبب مضاعفات أو تتسبب بالوفاة بحالات نادرة 0.01% بالتنظير الهضمي العلوي .
- وسيلة مكلفة مادياً .
- وسيلة غير قادرة على تشخيص الاضطرابات الحركية للمريء كالتشنج المرافق لعسرة البلع أو شلل المريء الجزئي .

8-3 الألياف الضوئية *Optical fiber*

تُعرف الألياف البصرية بأنها: خيوط رقيقة وشفافة مصنوعة من الزجاج او البلاستيك على شكل شعيرات متينة، تقوم بنقل المعلومات (بعد تحويلها إلى ضوء) من المرسل إلى المستقبل كما في الشكل (1−8)

الشكل (1-8) الألياف بصرية .

8-3-1 مزايا وعيوب الألياف البصرية:

تمتاز الألياف البصرية بالعديد من المزايا المهمة خصوصاً إذا ما قورنت بخطوط النقل التقليدية (السلكية الثنائية والمحورية)،ومن أهم هذه المزايا ما يأتي:

- سعتها العالية جداً، بسبب اتساع النطاق عند الترددات الضوئية، مما يعني أن كماً هائلاً من المعلومات يمكن إرساله عبر هذه الألياف وبسرعة عالية جداً
- فقد الطاقة خلال عملية التوصيل قليل جداً، وبالتالي فلا حاجة للمحطات المعيدة إلا على مسافة تزيد عن (50 km) مقابل (5km) للأسلاك النحاسية.
- مناعة تامة من التداخلات الكهرومغناطيسية، وسبب هذه المناعة أن الليف البصري غير ناقل للكهرباء كما أنه لا يشع الطاقة، وبالتالي فهو لا يسبب تداخلاً مع انظمة الاتصال الأخرى.
- خفيفة الوزن وغير سميكة، مما يسهل عمليات التخزين والنقل والتمديد والتركيب، أنظر الشكل (2-8)

- لا يمكن التنصت عليها كمثيلاتها المعدنية، مما يجعلها مرغوبة لاستخدامات معينة (الإتصالات العسكرية مثلاً).

الشكل (2–8) شبكه الياف بصريه قيد الإنشاء

8-3-2 أما العيوب فأهمها:

- الكلفة الإبتدائية العالية عند تركيب النظام البصري
- الحاجة إلى كوادر فنية عالية التدريب خلال عمليات تمديد الكابلات وصيانة الشبكة والمعدات

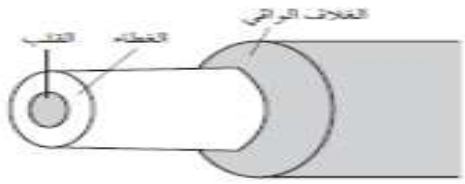
8-3-3 تركيب الألياف البصرية:

يتكون الليف البصري بشكل أساسي، وكما يتضح من الشكل (3-8) من:

1- القلب Core: يمثل المسار الداخلي الذي ينتقل من خلاله الضوء

2- الغطاء Cladding: هو المادة الخارجية التي تحيط بالقلب، ويكون أقل كثافة من مادة القلب، حيث يعمل على عكس الضوء باستمرار ليظل داخل القلب.

3- الغلاف Buffer Coating: هو عادةً من مادة بلاستيكية لحماية الليف من المؤثرات الخارجية.



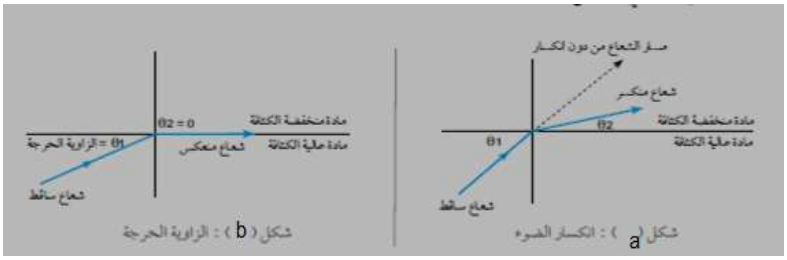
الشكل (3-8) مكونات الليف البصري

8-3-4 انتشار الضوء عبر الليف البصري:

تعد الألياف البصرية المكون الأساسي لكوابل الألياف البصرية المستخدمة في أنظمة الاتصال، حيث يستخدم الضوء كحامل للمعلومات Carrier.

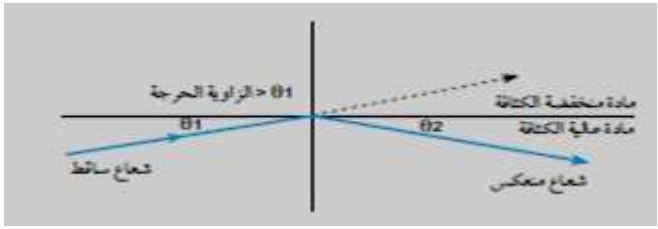
لشرح مبدأ عمل الليف البصري لا بد من التطرق إلى بعض الحقائق الخاصة بانتشار الضوء:

- ينتشر الضوء في الفضاء الحر بسرعته البالغة (3×10^8) m/s، وتنخفض سرعته عند انتقاله في المواد الأكثر كثافة من الفضاء.
- عند انتقال الضوء من مادة عالية الكثافة إلى مادة منخفضة الكثافة يحدث له انكسار Refraction بحيث يتجه إلى المادة عالية الكثافة،كما هو مبين في الشكل (8-4-a)



الشكل (4-8) a انكسار الضوء ، b : الزاويه الحرجه

- تعرّف الزاوية الحرجة بأنها: زاوية السقوط Ø1) التي تصبح عندها زاوية الإنكسار Ø2 مساوية للصفر، كما هو مبين في الشكل (8-4-b).
- إذا قلت زاوية السقوط Ø1 عن قيمة الزاوية الحرجة يحدث إنعكاس Reflection للشعاع الضوئي ولا يخترق المادة ذات الكثافة المنخفضة، كما هو مبين في الشكل (8-5).



الشكل (5-8) انعكاس الضوء

نستنتج مما سبق أن انتشار الضوء عبر الألياف البصرية يعتمد على مبدأ الانعكاس الكلي الداخلي للشعاع الضوئي والذي نحصل عليه بإرسال الضوء بزاوية أصغر من الزاوية الحرجة.

وذلك حسب قانون سنل: $n_2 \text{Cos } Ø2 = n_1 \text{Cos } Ø1$

وبتناقص زاوية الورود تتناقص زاوية الانكسار، وعند قيمة معينة ل Ø1 تصبح Ø2=0 تدعى هذا الزاوية بزاوية الورود الحرجة $Ø_c$ فلا يكون هناك انكسار للضوء خارج الليف بل انعكاس كامل وهو المطلوب.

ويصبح قانون سنل :

$\text{Cos}Ø_c = n_2/n_1$, $\text{Cos } Ø_2 = 1, \text{Cos } Ø_2 = 0$

إذا شروط انتشار الضوء ضمن الليف هي:

$n_2 < n_1$ −1

2− زاوية الورود أصغر من الزاوية الحرجة $\text{Cos } Ø_C = n_2/n_1$ حيث:

$Ø < Ø_c$

حيث n1 قرينة انكسار الوسط الأول ، n2 قرينة انكسار الوسط الثاني

8-3-5 التوهين في الألياف البصريةAttenuation in optical fibers :

بشكل عام فإن التوهين ينتج عن الفقد (Loss)، وهو في الألياف البصرية أقل بكثير منه في الأنواع الأخرى من خطوط النقل، ومع ذلك فلا بد من دراسة الأسباب التي تؤدي إلى الفقد، وبالتالي توهين الإشارة الضوئية المنقولة نظراً للتأثير السلبي على سعة النطاق الترددي، وبالتالي تحديد سرعة ومسافة الإرسال.

أما أهم أنواع الفقد في الليف فهي:

1− **فقد الإمتصاص (Absorption Loss):** يحدث بسبب بعض الشوائب القليلة التي تمتص الضوء وتحوله إلى حرارة. بشكل مشابه للفقد الناتج عن مرور تيار كهربائي في سلك نحاسي.

2- **فقد التناثر(Scattering Loss):** يحدث بسبب طبيعة تصنيع الألياف البصرية لتصبح أليافاً طويلة، حيث تسبب عملية الشد لهذه الألياف ظهور أجزاء غير منتظمة لا يمكن ملاحظتها (ميكروسكوبية) تبقى في الليف البصري وتسبب تناثر الضوء باتجاهات مختلفة وإلى خارج الغطاء أيضاً.

3- **فقد انتشار النبضة(Pulse Spreading Loss):** يحدث هذا الفقد بسبب الفارق الزمني في انتشار اشعة الضوء التي تسير في مسارات مختلفة.

4- **فقد تناثر اللون أو تناثر طول الموجة:** يحدث بسبب اختلاف أطول موجات الضوء التي يشعها الثنائي الضوئي LED عند مدخل الليف، مما يؤثر على سرعة هذه الموجات وزمن وصولها، وبالتالي إلى تشوهها.

5- **فقد الإشعاع (Radiation Loss):** يحدث هذا الفقد بسبب الإنحناءات الصغيرة والالتواءات في الليف

6- **فقد المزاوجة (Coupling Loss):** يمكن لهذا الفقد أن يحدث عند الوصلات الأتية:

- وصلة مصدر الضوء بالليف البصري في جهة الإرسال.
- وصلة الليف البصري بالأخر.
- وصلة الليف البصري بكاشف الضوء في جهة الإستقبال.

مثال عن الفقد:

لديك خط اتصال بصري بطول 0.8 km إذا علمت أن قيمة القدرة على مدخل الخط 120 µW والقدرة على المخرج تساوي 3 µW.

أوجد:

a- التوهين الكلي للخط

b- التوهين للكيلومتر الواحد

c- التوهين لخط طوله 10 km علماً بأنه من نفس نوع الليف السابق ويتم استخدام اللحام للتوصيل كل 1 km والفقد في كل نقطة لحام يساوي 1 dB

d- أوجد القيمة العددية للعلاقة بين قيمة القدرة على المدخل وقيمتها على المخرج.

الحل:

a- لحساب التوهين الكلي نستخدم العلاقة:

$Loss = 10 \log P_{in}/P_{out}$

$= 10 \log 120\ \mu w / 3\mu w$

$= 10 \log 40 = 16\ dB$

b- التوهين للكيلومتر الواحد =

$16\ dB / 8\ km = 2\ dB / Km$

c- التوهين الكامل للخط بطول 10 km وبمعامل توهين 2 dB / km يساوي: $2 . 10 = 20\ dB$

يضاف إلى هذا الرقم الفقد الناتج عن مجموع نشاط اللحام.

عدد نقاط اللحام يساوي الطول الكلي للخط مقسوماً على المسافة بين نقاط اللحام ناقص واحد من الجواب، وبعد التعويض ينتج أن العدد يساوي عدد النقاط ضرب الفقد للنقطة الواحدة = 9 dB

الكلي يساوي:

$20\ dB + 9\ dB = 29\ dB$

d- $P_{in}/P_{out} = 10^{0.1*29} = 10^{2.9} = 794.3$

يتضح لنا مما سبق بأن قيمة الضوء الفاقد تعتمد على:

1. نوع الليف (أحادي أو متعدد النمط)
2. ظروف التشغيل
3. طريقة تصنيع الليف
4. نوع المادة المصنوع منها الليف (الزجاج أو البلاستيك)
5. الطول الموجي، حيث وجد أن أقل فقد على الأطوال الموجية الأتية:

μ=850 nm والتي تسمى النافذة الأولى (First Window)

μ =1300 nm والتي تسمى النافذة الثانية (Second Window)

μ = 1550 nm والتي تسمى النافذة الثالثة (Third Window)

تستخدم النافذة الأولى في المسافات القصيرة وعلى سرعات بث قليلة، بينما تستخدم النافذة الثانية والثالثة في المسافات البعيدة وعلى سرعات البث العالية.

إن أفضل طول موجي من ناجية أقل توهين ممكن هو μ=1550 nm (اقل م 0.2 dB /km)

كما ويتم اعتماد طول الموجه 650nm في الألياف البصريه البلاستيكيه.

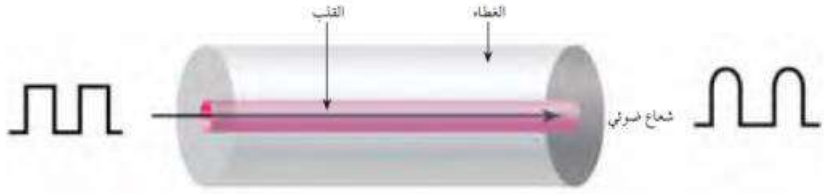
8-3-6 انتشار الشعاع الضوئي ضمن الليف البصري:

يعتمد انتشار الشعاع الضوئي ضمن الليف البصري على المواد التي يصنع منها الليف والمواد التي تصنع منها الطبقه المحيطه وعلى قطر الليف، ويوجد ثلاثه أنواع رئيسيه من الألياف البصريه.

1. الليف ذو النمط المفرد ومعامل الانكسار الخطوي Single Mode Step – index Fiber
2. الليف ذو النمط المتعدد ومعامل الانكسار الخطوي Multimode Step – Index Fiber
3. الليف ذو النمط المتعدد ومعامل الانكسار المتدرج Multimode Graded Index Fiber

8-3-6-1–الليف ذو النمط المفرد ومعامل الانكسار الخطوي:

سمي بهذا الاسم، لأن هناك مساراً واحداً للضوء على طول الكابل كما هو مبين في الشكل (8–6) وتكون الأشعة الضوئية متوازية أثناء انتقالها من بداية الليف البصري إلى نهايته.



الشكل (6–8) مسار الضوء في الليف البصري ذو النمط المفرد ومعامل الانكسار الخطوي

كما يتضح من الشكل (7–8) يوجد لهذا الليف قلب Core ذو قطر صغير جداً (0.05 إلى 0.1 من قطر الغطاء) ويكون معامل انكسار مادة القلب أكبر من معامل انكسار مادة الغطاء، وتكون كل منهما ثابتة.

أهم مزايا هذا النوع:

- لا يحدث تشوهات للإشارة الضوئية المنقولة، لأن كل الأشعة المنتشرة على طول الليف تمر في المسار نفسه وتستغرق نفس الزمن للوصول.
- اتساع المجال الترددي وبالتالي ازدياد السرعة في ارسال المعلومات.

أما أهم العيوب فهي:

- تكلفة إنتاج هذا النوع عالية لصعوبة الإنتاج
- صعوبة ربط مصدر الضوء إلى هذا الليف بسبب القطر الصغير جداً للقلب.
- يجب استخدام مصدر ضوئي عالي التوجيه كالليزر (Laser) لإدخال الضوء في الليف

8-3-6-2 الليف ذو النمط المتعدد ومعامل الانكسار الخطوي:

الشكل (7–8) مسار الشعاع في الليف البصري ذو النمط المتعدد ومعامل الانكسار الخطوي

وقد سمي بهذا الاسم، لأن هناك اكثر من مسار للضوء على طول الليف البصري، كما في الشكل (7–8) فإن قطر القلب يبلغ (0.4 تقريباً) من قطر الغطاء، ويكون معامل انكسار مادة القلب أكبر من معامل انكسار مادة الغطاء مع ثبات قيمة كل منهما.

أهم مزايا هذا النوع:

سهولة الإنتاج، وبالتالي فإن تكلفته غير مرتفعة.

سهولة إدخال وإخراج الضوء من هذا الليف، لأن فتحته إلى مصدر الضوء كبيرة.

ومن المفيد معرفة أن هذا النوع مفضلُ للاستخدام في شبكات الحاسوب والشبكات الداخلية.

أما أهم العيوب فهي:

- يحدث تشويه للإشارات الضوئية المنقولة، إذ يؤدي تعدد المسارات إلى حدوث فوارق كبيرة في أزمنة انتشارها ووصولها.
- عرض النطاق الترددي وبالتالي سرعة إرسال المعلومات أقل مما هو متوفر في الأنواع الأخرى من الألياف.

8-3-6-3 الليف ذو النمط المتعدد ومعامل الانكسار المتدرج

في هذا النوع يوجد أكثر من مسار للضوء، ولكن مادة الليف تصنع بكثافة متغيرة، وبالتالي معامل انكسار غير ثابت يتدرج من قيمة كبيرة إلى قيمة أصغر عند حافة الغطاء، ويؤدي ذلك إلى انحناء مسار الضوء باستمرار، كما هو مبين في الشكل (8–8)

الشكل (8–8) مسار الشعاع الضوئي في الليف ذي النمط المتعدد ومعامل الانكسار المتدرج

كما يتضح من الشكل (8–8) فإن قطر القلب يبغ (0.4 تقريباً) من قطر الغطاء، ولا يوجد لهذا النوع مزايا أو عيوب خاصة به حيث يعد هذا الليف وسطاً بين النوعين السابقين.

8-3-7 أنواع الليف البصري:Optical fiber types

1–الليف البلاستيكي :قلب الليف و الطبقة المحيطة مصنعة من البلاستيك،يعمل على طول موجة 650nm

المزايا:سعر منخفض –حجم كبير نسبيا" مما يجعله سهل الاستخدام – أكثر متانة و تحمل لشروط العمل الصعبة .لذلك يستخدم في الورشات و المخابر.

المساوئ:التخميد كبير 200dB/km لذلك يقتصر استخدامه على المسافات القصيرة جدا" ويستخدم كبديل عن الكابلات الكهربائية للسيارات .

2–الليف المختلط PCS:قلب الليف مصنع من الزجاج المرن و الطبقة المحيطة من البلاستيك.

المزايا:عامل التخميد أجود بكثير من الصنف الأول كون القلب مصنوع من الزجاج .لأن عامل الشفافية في الزجاج أجود منه في البلاستيك الشفاف.

قليل التأثر بالإشعاعات مقارنة مع باقي الأنواع.

3–الليف الزجاجي :قلب الليف و الطبقة المحيطة مصنعة من الزجاج

يتمتع هذا الصنف بأجود عامل تخميد مقارنة مع بقية الأصناف .كذلك يتمتع بخاصية تركيز الشعاع الضوئي.

8-3-8 المواد التي تصنع منها الألياف البصرية:

اختيار المواد التي تصنع منها الألياف يتطلب تحقيق عدة شروط:

1–تؤمن هذه المواد تصنيع ليف طويل بنصف قطر صغير (بالميكرو متر).

2– تؤمن هذه المواد شفافية عالية أمام الموجة الضوئية .

3–تؤمن هذه المواد عامل انعكاس مختلف بين القلب و الطبقة المحيطة ،بحيث عامل انعكاس القلب أكبر من عامل انعكاس الطبقة المحيطة لتحقيق الانعكاس الكلي للضوء ضمن القلب.

أهم مصدرين لهذه المواد هما الزجاج و البلاستيك الشفاف النقي (بوليستر)،

يحدد نوع الليف البصري و صنفه حسب عامل التخميد و الضياع للشعاع الضوئي .

فالليف ذو عامل التخميد المرتفع يكون عادة مصنع من البلاستيك ويكون ذو قطر كبير نسبيا"مقارنة مع الأنواع الأخرى ويستخدم للتطبيقات ذات المسافة القصيرة ذات الشروط الميكانيكية الصعبة

يعمل الليف البلاستيكي على طول موجة650nm

والليف ذو عامل التخميد المنخفض يصنع من الزجاج.

8-3-8-1 الليف البصري الزجاجي:

هو مزيج من أكاسيد المعادن مثل أوكسيد السيليكون وأوكسيد الجرمانيوم ،هذا المزيج ذو التركيبة العشوائية للذرات يعطي الليف البصري بعض المرونة ،إضافة لبقاء هذا الليف محافظا"على متانته و شفافيته حتى عند بعض مئات من درجات الحرارة .

المادة الأساسية لليف البصري الزجاجي هي اوكسيد السيليكون حيث قرينة الانكسار n=1.45 عند طول موجة 850nm.

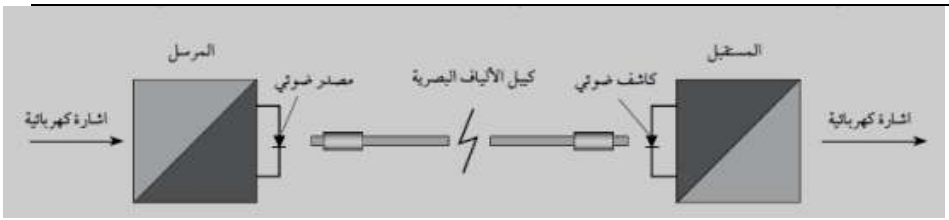
الشرط الأساسي والضروري للانعكاس لليف أن يكون عامل انعكاس القلب أكبر من قرينة الانكسار الطبقة المحيطة.لذلك تضاف مواد إلى أوكسيد السيليكون لترفع من قرينة الانكسار ،وهناك مواد تضاف إلى أوكسيد السيليكون تخفض من عامل الانكسار .

المواد التي ترفع قرينة الانكسار لدى السيليكون :أوكسيد الجرمانيوم Ge O2 وأوكسيد الفوسفور P2O2.

المواد التي تخفض عامل الانكسار لدى السيليكون:أوكسيد البور BrO3 أو الفلورينF .

8-3-9 نظام الاتصال البصري Optical Communication System

يتكون نظام الاتصال البصري كما هو مبين في الشكل (9–8) من ثلاثة أجزاء رئيسية، هي:



شكل (9-8): نظام الاتصال البصري.

1- المرسل البصري (الضوئي) Optical Transmitter

يكون الجزء الأساسي به هو المصدر الضوئي الذي يحول الإشارة الكهربائية المدخلة (إشارة المعلومات) إلى إشارة ضوئية. وتعد الثنائيات والترانزستورات المشعة للضوء بالإضافة إلى الليزر من أهم هذه المصادر.

2- **الليف البصري: The Fiber – Optic** هو الذي يقوم بتوصيل الإشارة الضوئية من المرسل إلى المستقبل. ويشمل الأنواع التي درستها سابقاً

3- المستقبل البصري Optical Receiver

هو الجزء الذي يستقبل الإشارة الضوئية، ويقوم بكشفها وتحويلها إلى إشارة كهربائية ترسل إلى المستخدم لتظهر على شاشة التلفاز أو جهاز الهاتف (مثلاً)

ولدراسة نظام الاتصال البصري بمزيد من التفصيل انظر الشكل (10-8) الذي يبين مكونات كل من المرسل والمستقبل البصريين.

شكل (10-8) مكونات المرسل والمستقبل البصريين

لإرسال إشارات تلفازية أو هاتفية (مثلاً) لا بد من تضمين هذه الإشارات قبل نقلها. حيث يتم تضمين الإشاراة الضوئية بوساطة إشارة المعلومات التماثلية أو الرقمية.

المرسل البصري ويتكون من:

- ملائم (تماثلي – رقمي): يستخدم لضبط النظام لاستقبال نوعية محددة من الإشارات (تماثلية ورقمية) وليس الإثنتان معاً
- مبدل جهد تيار: يقوم بتحويل جهد الإشارات الداخلة إلى تيار مكافئ ومناسب لتشغيل مصدر الضوء.
- مصدر ضوئي: وهو عادة أحد النوعين الآتيين:

1- ثنائي مشع للضوء LED . **2**- ثنائي ليزر حقني ILD.

- قارن ضوئي: وهو اداة ميكانيكية لربط المصدر الضوئي بالليف البصري وإيصال الضوء.

المستقبل البصري ويتكون من:

- قارن ضوئي.
- كاشف ضوئي: وهو عادةً أحد الأنواع الآتية:
- ثنائي ضوئي Photo Diode
- ثنائي (P –I - N) الضوئي
- ثنائي APD الضوئي.

إن جميع الثنائيات أعلاه تحول الضوء إلى تيار، لذا لا بد من وجود مبدل تيار إلى جهد.

– مبدل التيار إلى جهد: يحول تغيرات تيار الكاشف إلى تغيرات في جهد إشارة المخرج

– ملائم (تماثلي – رقمي): يستخدم لضبط الإشارات الخارجة من النظام البصري (تماثلية أو رقمي)، ويجب أن يكون متوافقاً في الضبط الملائم ال (تماثلي – رقمي) في وحدة الإرسال.

8-4 المناظير الجراحية (Laparascopes):

المناظير الجراحية هي عبارة عن أدوات جراحية قاسية تلسكوبية لتنظير الأعضاء والأنسجة داخل التجويف الجسمي. تستخدم مع أدوات جراحية أخرى لتشخيص ومعالجة حالات مختلفة.

والتصميم الأكثر شيوعاً هو نظام العمود ذو العدسة بحيث أن نظام العدسة محتوى داخل محور المنظار ومحاط بمجموعة من الألياف الضوئية والتي هي موازية لعمود المنظار والموصول مع منبع ضوئي من خلال كابل مرن، من المفترض أن يكون الضوء المنقول عبر الألياف ذو كمية قليلة من الإشعاعات تحت الحمراء هذا يمكن تأمينه بعدد من المصابيح بما فيها من الزينون (Xenon) والهالوجين الكوارتزي (Quartz-Halogen) وبخار الزئبق (Mercury-Vapor).

8-4-1 المنظار القاسي:

سمّي كذلك لأن جسم جهاز التنظير الحاوي على عناصر نقل الضوء وكذلك نقل الصورة هو أنبوب قاسي وغير قابل للإنحناء.

- ❖ الفرق بين المنظار المرن والقاسي:

1. المنظار المرن يمكن تحريك نهايته أما المنظار القاسي لا يمكن تحريك نهايته.
2. تنقل الصورة في المنظار المرن بواسطة الألياف الزجاجية، أما في المنظار القاسي فنقل الصورة يكون بواسطة العدسات والمواشير.
3. يدخل المنظار المرن إلى الجسم خلال فتحة طبيعية Natural Opening أما المنظار القاسي فيدخل الجسم خلال فتحة اصطناعية (Artificial Opening).

هناك نوعين من المناظير القاسية:

1- **الجراحية:** قطرها 8-12 مم وداخلها موشور أو مرايا يمكن أن تعكس الضوء من الأنسجة إلى العينية. وبالتالي فإن العينية تكون ليست من نفس العمود وإنما تميل بزاوية (Offset) حتى يمكن إدخال الأدوات الجراحية من خلال قناة منفصلة مركزية.

2- **التنظيرية:** عادة من 5-10 مم بقطرها وهي ليست مجهزة بقناة للأدوات. وتكون العدسة الجسمية إما مستقيمة أو بزاوية سامحة للمستخدم أن يرى الأنسجة دون عناء.

غالبا يستخدم التخدير العام لمثل هذه العمليات وذلك للحصول على الاسترخاء العام للعضلات البطنية.

تبدأ العملية بإدخال إبرة في التجويف البطني ويتم السماح لتدفق غاز ثاني أكسيد الكربون من المضخة ، هذه الآلية تسمح بتزويد حجم أكبر للسماح لدخول الأدوات للتجويف بشكل مريح وذلك من خلال تكبير المسافة بين الأحشاء مؤدياً ذلك إلى تخفيف خطر اختراق الأدوات الحادة لأي عضو داخلي.

بعد إزالة الإبرة يقوم الجراح بتكبير الفتحة قليلاً ومن ثم يُدخل الموسع (Trocar) إلى الجسم عبر الفتحة ومن خلال الموسع يحشر الكم (Sleeve) والذي يكون قطره عادة أكبر من الموسع ، ومن ثم إغلاق صمام الغاز في الكم حتى لا يتسرب الغاز خارج جوف البطن. عادة مهمة القميص الحد من النزف وعمق الجرح نتيجة دخول وخروج الأدوات الجراحية.

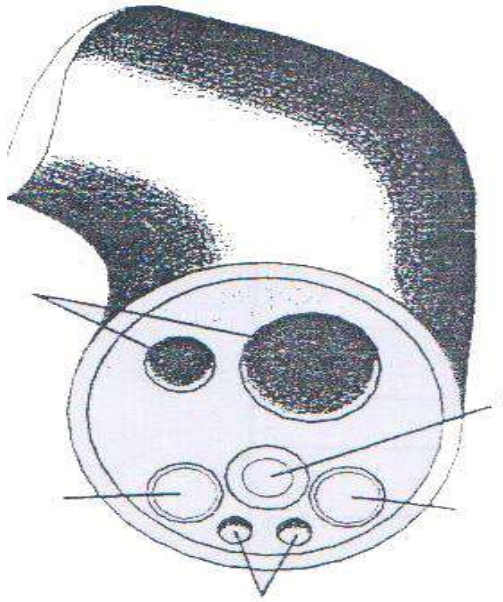
إضافة إلى ذلك فإن الكم يحوي على صمام بفتحه يسمح بدخول الأدوات إلى داخل البطن.

8-5 مناظير النهايات (Endoscopy):

إن الوصول إلى الجوف الداخلي للإنسان بغية التشخيص والمعالجة ليس بالأمرالسهل لذلك لابد من وجود تجهيزات وأدوات تمكن الطبيب من استكشاف هذه المناطق ومن هنا كانت الحاجة ماسة لأجهزة التنظير الطبية التي أحدثت ثورة كبيرة فى مجال تشخيص الأمراض، وكذلك أخذ العينات واتخاذ الإجراءات العلاجية دون الحاجة لإجراء جراحة أو استخدام مخدر عام تطورت المناظير من أنبوب قاسي مع مجموعة من الألياف البصرية بمجال محدود من الرؤية، إلى الرؤية بالألياف البصرية بمناظير مرنة يمكن قيادتها ضمن أعضاء متعرجة لرؤية الأعماق في تلك الأعضاء.

تتم عملية التنظير بطريقتين:

1. إدخال المنظار من خلال الفتحات الطبيعية لجسم الإنسان مثل تنظير المعدة حيث يتم إدخال أداة التنظير في المري حتى المعدة
2. إدخال المنظار من خلال شق جراحي إلى داخل الجسم مثل التنظير الصدري.



الشكل (11–8) الفتحات الرئيسيه في نهايه أنبوب التنظير

ويعرف منظار النهاية (Endoscope): بأنه تلك الأداة التي تسمح بالنظر إلى مناطق لا يمكن وصول المراقب فيزيائيا إليها. وذلك للتشخيص وا لمعالجة وتسجيل الأعراض المرضية .

وللمناظير أنواع تختلف بحسب المناطق المراد تنظيرها وهي:

1- منظار الأثنا عشرة (Duodenscope).

2- منظار المعدة (Gastroscope).

3- منظار القناة الصفراوية (Choledochoscopes).

4- منظار القولون (Colonscope).

5- منظار نهاية المعدة (Sigmoidescope).

6- منظار القصبات (Bronchscope).

8-5-1 أجزاء المنظار :

يتألف المنظار من الأجزاء التالية : 1- الأنبوب . 2- التجهيزات المساعدة .

1-الأنبوب والذي يحوي :

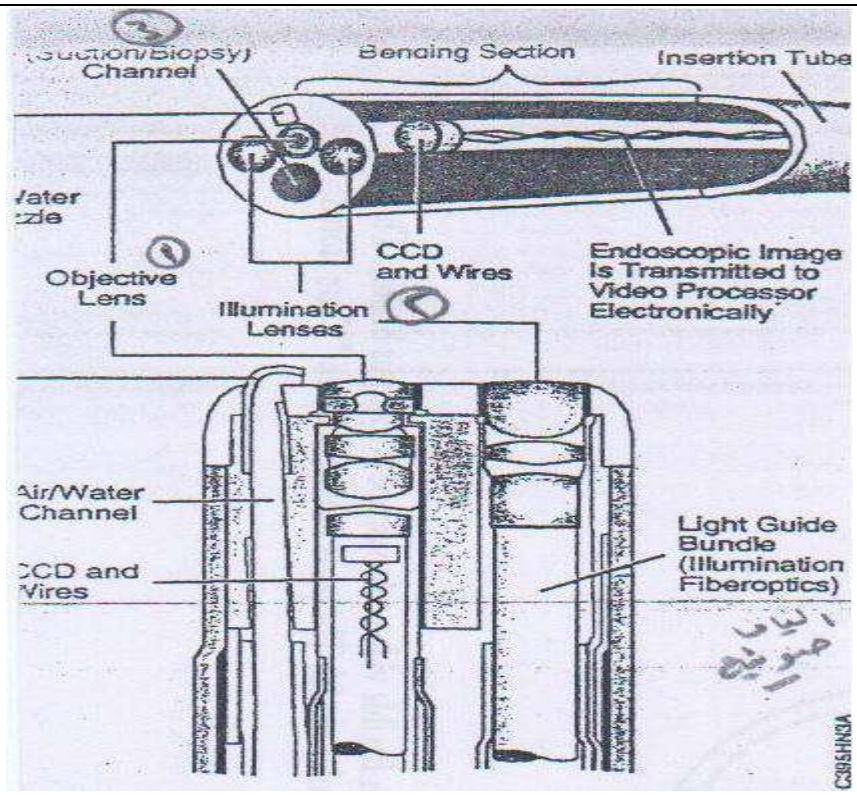
الجزء السفلي : والذي يحوي على أجزاء ممتدة من القسم العلوي أو تستمد نشاطها من أجهزة خارجية مرتبطة بالقسم العلوي

إن عدم إدخال القطعة الفموية قبل إدخال المنظار من فم المريض يسبب في تضرر المنظار وإذا ضغط المريض بأسنانه كرد فعل لإدخال المنظار .

يوضح الجدول (1-8) بعض المواصفات الفنية لأجهزه التنظير حيث يبين طول أنبوب التنظير والقطر الخارجي وأقطار قنوات العمل وعددها وزاوية حقل الرؤية وزاوية إنحناء نهاية أنبوب التنظير.

الجدول (1-8) المواصفات الفنية لأجهزة التنظير

	Choledochoscope منظار القناة الصفراوية Duodenoscope منظار الإثنا عشرية	Gastroscope منظار المعدة	Colonoscope منظار القولون	Sigmoidescope منظار نهاية المعدة	Bronchoscope منظار القصبات
Type	Videoscope or fibreoptic				
Length	1100	1025	1300-1600	1025	550
Working length (mm)			1600-2000	730	
Outer Diameter(mm)	3.1-5.2	9	12.9	13.3	4.6
Length Marking	Every 5 cm	Every X- cm			
Working Channels	1 or more	1 or more	1	1	1
Diameter of working channel, mm	2.2	2.8	3.2	3.7	1.4-2.6
Optic					
Field Of View, degree	90	100	140	140	75-100
Ocular Focussing Diopter Range	+/- 4				
Depth Of field, mm	3-50	3-100	5-100	5-100	3-50
Compatible Cameras					
Tip Deflection U/D	120	120	180	180	180/130
Tip Deflection R/L	110	90	160	160	
Compatible Light source					
Sterilization					
Monitor size type.					
Supplied w/ trolley					
Video type/ supplied w/keyboard for documentation					



الشكل (13–8) مقطع لأنبوب تنظير مرن

ويوضح الشكل (13–8) الفتحات الموجودة في أنبوب التنظير المرن وهي:

1- فتحة نقل الصورة .

2- فتحة المنبع الضوئي .

3- فتحات أقنية العمل والشفط.

4- فتحات أقنية الماء والهواء.

5- آلية الإنحناء بكل الاتجاهات .

فتحة نقل الصورة: وهي تحوي على ألياف بصرية 30,000 – 50,000 ليف بصري . يتم ترتيبها بشكل متلاصق بحيث يتم ترتيبها حسب وضعها نفسه من كلا النهايتين سامحاً إعادة تشكيل الصورة الموزايكيية. وكلما صغر قطر الألياف البصرية كلما تحسنت الدقة ولكن لم يكن بالإمكان صناعة ألياف بقطر أصغر من 5 ميكرومتر نظراً لقابلية كسرها.

وبتطور التكنولوجيا تم التوصل إلى تقنية المنظار ذو كاميرا الفيديو (Videooscope) حيث تم تطوير كاميرا (CCD Camera – Coupled Chargerd Device) تتوضع مباشرة في نهاية المنظار حيث تنقل الصورة عبر اسلاك إلى معالج للفيديو ليتم إظهارها على شاشة ملونة . بينما تقنية الألياف البصرية تعتمد على ربط كاميرا على عينية المراقبة ومن ثم إلى شاشة يليها مسجل للفيديو إلخ.

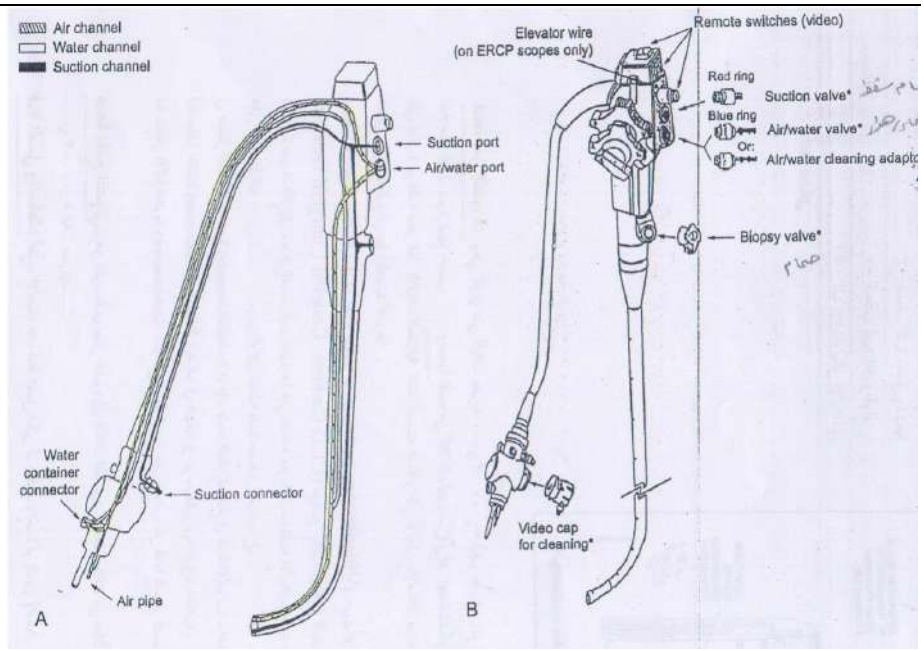
في منظار القناة الصفراوية (Choledochoscopes): فإن فتحة النظر تتوضع في نهاية الأنبوب سامحة رؤية مباشرة .

أما منظار المعدة (Gastroscope): ففتحة الرؤية إما في النهاية أو موجودة بزاوية للرؤية الجانبية.

أما منظار الأثنا عشرية (Duodenscope): فتتوضع فتحة الرؤية على الجانب من نهاية المنظار لتسهل عملية التنظير (ERCP) .

فتحة المنبع الضوئي : وهو الجزء الذي ينقل الضوء إلى المكان المقصود بالمعالجة وذلك من خلال ألياف بصرية 30,000 – 50,000 ليف بصري.

قناة العمل والشفط : أغلب الأحيان فإن قناة العمل يمكن أن تكون واحدة أو اثنتين لإدخال الأدوات الجراحية عبر المنظار.أما قناة الشفط فتستخدم لشفط محتويات المعدة والأثني عشرية وذلك لتحسين الرؤية وتخفف من إبتلاع المريض للسوائل خلال نزع المنظار.



الشكل (13–8) الأجزاء الأساسيه في أنبوب التنظير

أقنية الماء والهواء: تسمح هذه الأقنية بغسل العدسة والنفخ وغسل المكان المراد تنظيره . وعادة يتم نفخ المكان المراد تنظيره إما بالهواء أو غاز ثاني أكسيد الكربون (CO_2) ومن الجدير بالذكر أن هذه الفتحة تكون مصممة لتسمح بخروج الماء بزاوية 90 درجة وذلك لتقوم بغسيل العدسة الخاصة بكل من جزء نقل الصورة والإضاءة .

آلية الإنحناء بكل الاتجاهات: وهي عبارة عن أسلاك مثبتة في القسم الأخير من المنظار مرتبطة مع أسلاك تصل إلى قسم التحكم من الجزء العلوي.

الجزء العلوي: وفيه عادة أدوات التحكم والمراقبة ووصل التجهيزات الخارجية وهي:

- فتحة عدسة المراقبة .
- بداية قناة إدخال الأدوات والشفط .

- آلية التحكم بإنحناء رأس نهاية المنظار.
- امتداد أقنية الماء والهواء.
- منطقة ربط المنبع الضوئي الخارجي بالمنظار.
- مكان توضع كاميرا لنقل الصورة إلى شاشة تلفزيونية.

التجهيزات الخارجية المساعدة:

- المنبع الضوئي وعادة يستخدم من الزينون (Xenon) أو مصباح الهالوجين (Halogen).
- مضخة الماء.
- جهاز الشفط (ماص المفرزات).
- جهاز ضخ غاز ثاني أكسيد الكربون.
- الأدوات الجراحية .
- عربة حمل التجهيزات الخارجية.

غالبا ما ترافقت عمليا التنظير بحوادث للمريض أو للجهاز منها:

- ثقب في القناة المعدية نتيجة النفخ .
- عدم الانتظام القلبي (Cardiac Arrhythmia).
- كسر في الأسلاك بنهاية المنظار، بقاء المنظار على وضعية معقوفة (J).
- إذا أخترق الجدار الخارجي الحساس أو جدران الأقنية من الأدوات الجراحية ذلك يؤدي إلى دخول السوائل داخل المنظار وبتماس مباشر مع الألياف البصرية أو الكاميرا الرقمية .
- إن اصطدام المنظار بسطح قاسي يؤدي إلى تضرر المنظار

6-8 وحدة الإضاءة المرافقة لأنبوب التنظير:

تعد وحدة الإضاءة من الأقسام المهمة لإجراء عملية التنظيرولوحدة الإضاءة أشكال تختلف بإختلاف الشركات المصنعة لها وبحسب نوع الليف البصري المتصل بها .

و يمكن القول إن أغلب وحدات الإضاءة المستعملة تتصف بوجود العناصر المشتركة التالية :

أولاً: مأخذ الليف البصري :

يثبت على هذه المأخذ طرف الناقل للضوء من ليف التنظير ومهمة هذا المأخذ تثبيت الليف بشكل جيد ومحكم لمنعه من الأهتزاز ومنع تسرب الهواء من الطرف الناقل للهواء في الليف البصري.

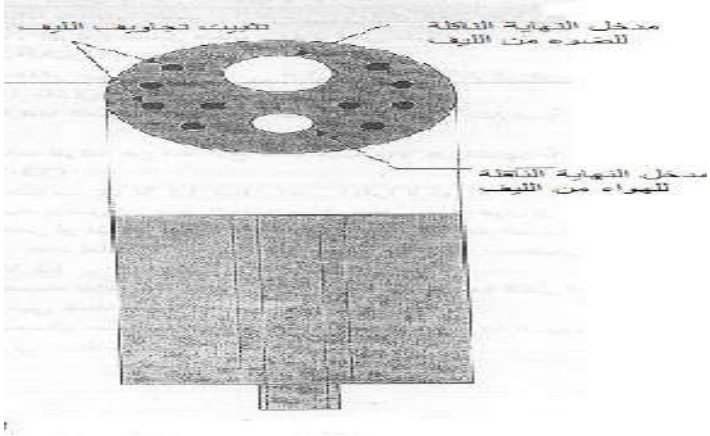
يصنع هذا المأخذ عموما من مواد سيراميكية لعدم تمدد السيراميك بالحرارة المتولدة عن الشدة الضوئية العالية داخل وحدة الإضاءة كما أن السيراميك يعتبر موصلاً سيئا للحرارة ولهذا المأخذ فتحتان رئيسيتان :

الفتحة الأولى : وهي عبارة عن أسطوانة مجوفة ومستوية أفقية مع سلك الضوء الهالوجيني وذلك للحصول على أكبر شدة ضوئية ممكنة تتوضع في هذا التجويف النهاية الناقلة للضوء من الليف البصري .

الفتحة الثانية : وهي تجويف أسطواني يحوي بداخله غشاء مرن يصنع عادة من المطاط وتتوضع على حواف هذا الغشاء النهاية الناقلة للهواء في الليف البصري ومهمة هذا الغشاء الرئيسية منع تسرب الهواء في مكان اتصال المأخذ مع طرف الليف الناقل للهواء وتبرز حواف هذا التجويف مع الطرف الخلفي للمأخذ قليلاً يتيح المجال لتثبيت الأنبوب الخارجي من مضخة الهواء عليه بإحكام .

كما تحوي مقدمة المأخذ على فتحات صغيرة موزعة قطريا مهمتها تثبيت الليف بشكل جيد لحماية الطرف الناقل للضوء من الأهتزاز والكسر .

وفيما يلي يوضح الشكل (14-8) المقطعين العرضي والأفقي في مأخذ وحدة الإضاءة.



الشكل (14-8) يوضح كل من المقطعين العرضي والأفقي في مأخذ وحدة الإضاءة

ثانياً: المصباح الهالوجيني ودارته الكهربائية :

تضم وحدة الإضاءة بداخلها المصباح الهالوجيني ودارته الكهربائية وهما الجزءان المسؤولان عن توليد الضوء حيث يستعمل المصابح الهالوجيني بشكل عام في وحدات الإضاءة للسببين الرئيسيين التاليين :

*- يكون الضوء الهالوجيني محصورا ضمن مجال محدد من الأطوال الموجية التي هي في المجال nm (350-1000) .

*- قلة الحرارة المرافقة للضوء المنبعث عن المصباح الهالوجينية مقارنةً بأنواع المصابيح الأخرى.

تتراوح الاستطاعات المولدة من المصابيح الهالوجينية والأكثر استخداما في المجال الطبي بين (75-250)mwatt

وتعمل على تيار متناوب 12 v AC لذلك تضم الدارة الكهربائية للمصباح الهالوجيني محولا خافض للجهد يوصل إلى خط التغذية حيث يعطى هذا المحول في ملفه الثانوي جهداً أقل من الجهد الداخل أو المطبق على الملف الأبتدائي أي أن عدد لفات الملف الثانوي في هذا المحول يقل عن عدد لفات الملف الأبتدائي ويقوم هذا المحول بتخفيض الجهد المطبق من 220v إلى 12v و يتميز هذا المحول بتحمله للاستطاعات العالية وذلك بسبب الشدة الكبيرة للتيار المستجد من قبل المصباح الهالوجيني المستخدم .

وقد بدأ حديثا باستعال مصباح xenon عالي الشدة الضوئية الذي يتفوق على المصباح

الهالوجيني في استطاعته .

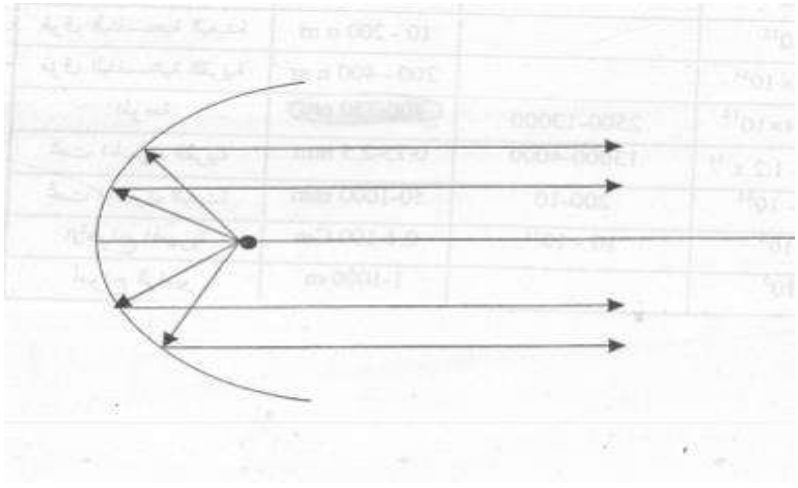
ثالثاً : العاكس الضوئي الكروي :

وهو الجزء من وحدة الإضاءة الذي يثبت عليه المصباح الهالوجيني و يكون سطحه الداخلي مطلياً بمادة عاكسة للضوء و يستخدم غالباً أكسيد الفضة .

مهمة هذا الجزء تسليط وعكس الضوء الصادر عن المصباح الهالوجيني و تناثر و ضياع الحزم الضوئية و ذلك لكي تتلقى النهاية الناقلة للضوء في الليف البصري أكبر شدة ضوئية ممكنة ، حيث يقوّم الأشعة الضوئية المتناثرة لتجميعها على سطح العدسة الناقلة للضوء في الليف البصري .

ويجب الانتباه إلى أن النهاية الناقلة للضوء في الليف البصري وسلك المصباح الهالوجيني يجب أن يكونا على استقامة واحدة مع المركز البصري للعاكس الكروي.

يوضح الشكل (15–8) آلية عكس الأشعة الصادرة عن سلك المصباح الهالوجيني.



الشكل (15–8) ألية الاستفادة من أكبر شدة ضوئية ممكنة عن طريق استعمال العاكس الكروي

رابعاً : المرشحات الضوئية :

- مناطق الطيف الكهرطيسي : يمكن تقسيم الطيف بشكل عام إلى سلسة مناطق توافق نوع الإصدار أو الامتصاص الحاصل فمثلاً نلاحظ في المنطقة فوق البنفسجية و المرئية انتقالات إلكترونية للذرة و الجزيئات في حين تُلاحظ اهتزازات جزئية في المنطقة تحت الحمراء، و يهمنا هنا منطقة الطيف المرئي أي أن طول الموجة يجب أن يكون واقعاً في المجال بين 400 nm إلى 750 nm .
- المرشحات الضوئية و أنواعها :

يستخدم المرشح الضوئي للحصول على حزمة ضوئية وحيدة طول الموجة، إن أغلب المرشحات المستعملة حالياً لها عمر محدود و تحتاج إلى عملية إعادة معايرة بعد فترة من استخدامها . فمثلاً من أجل مرشح مصنوع من زجاج ذي لون أحمر فسوف يعطي في خرجه فقط اللون الأحمر . لكننا نلاحظ أن الطول الموجي الأعلى و الأخفض قليلاً ينفذ أيضاً ومن هنا يجري حساب النطاق الترددي على أساس النفاذية الأعظمية .

و تتعدد أنواع المرشحات المستعملة حالياً و أكثرها انتشاراً المرشحات الجيلاتينية ثم المرشحات الزجاجية

عيوب استخدام المرشحات :

1. عند كل طول موجة مطلوب يجب اختيار وتخصيص مرشح مناسب .
2. حتى في حالة استخدام المرشحات الدقيقة ، فإن طول الموجة لا يحدد بدقة موجة أكثر من 2 n m وهذا يعطي انحرافا عن طول الموجة المطلوب .
3. يمكن أن يحرف المرشح أو يزيح في طول الموجة بسبب التغيرات في درجة الحرارة المتولدة عن الأشعاع الصادَر من المنبع الضوئي .

4. يمكن أ ن يكون المرشح حساسا للرطوبة والأكسدة وهذا يسبب انزياحاً في طول الموجة وكذلك التغيرات في عرض النطاق الترددي .

من أجل اختيار طول موجة نوعي للضوء يمكن أن نستخدم إحدى الطرق التالية:

1- المرشح أو مجموعة من المرشحات.
2- الموشور الزجاجي.
3- شبكة الانعراج.

خامساً – مروحة الهواء:

يتم تثبيت مروحة الهواء على قاعدة وحدة الإضاءة بحيث يتوجه الهواء الصادر عنها باتجاه المصباح الهالوجيني والأجزاء القريبة منه حيث وبسبب الاستطاعة الضوئية العالية للمصباح الهالوجيني فإن الحرارة الصادرة تكون مرتفعة وقد تسبب تلف المصباح نفسه أو بعض الأجزاء في وحدة الإضاءة القريبة منه ، لذا فإن عمل مروحة الهواء يجب أن يكون بشكل مستمر مع عمل المصباح الهالوجيني ويتم ذلك بوصل خط تغذية مروحة الهواء والمصباح الهالوجيني على قاطع رئيسي واحد.

سادساً– مضخة الهواء:

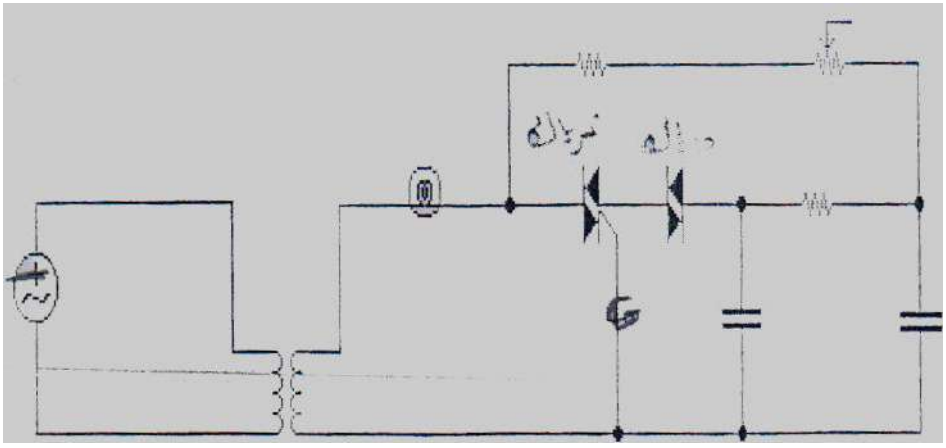
تتصل هذه المضخة مع طرف المأخذ الخاص بنقل الهواء من وإلى الليف البصري، وتكون مهمة هذه المضخة تأمين جريان الهواء باتجاهين وذلك إما لدفع الهواء وضغطه باتجاه الليف البصري (وتستعمل لإزالة الفقاعات أو لدفع سائل ما متوضع أمام عدسة الرؤية في الليف البصري) أو لسحب الهواء باتجاه الداخل (وتستعمل للحالات التي يراد فيها سحب سائل محدد أو شفط مفرزات معينة)، أما التحكم باتجاه جريان الهواء فيتم باستعمال صمام ثنائي الاتجاه.

سابعاً – التحكم بشدة الإضاءة:

يلزم التحكم بشدة الإضاءة وذلك لاختيار الشدة الضوئية الأنسب للعمل وللتخفيف من سطوع الضوء والذي يؤدي لاختفاء معالم من الصور ، ولضرورة تغير شدة الإضاءة حسب المرشح المستخدم.

ومن الممكن التحكم بشدة الإضاءة بإحدى الطريقتين التاليتين :

التحكم الإلكتروني بشدة الإضاءة: يمكن أن يتم عن طريق دارة إلكترونية مثال عنها الدارة الموضحة بالشكل (16-8)



الشكل (16-8) الدارة الإلكترونية التي تتحكم بشدة الإضاءة

تتألف هذه الدارة من مقاومات من رتبة عشرات ومئات الكيلو أوم ، ومن مكثفات ورقية ذات سعة 0.074 µF ومن ترياك وديـاك.

التـــريـــاك : يستخدم الترياك بشكل أساسي كمفتاح إلكتروني في الدارات التي تعمل بالتيار المتناوب كما يمكن استعماله أيضاً في دارات التيار المستمر لأنه غير مستقطب ويستطيع الترياك تمرير التيار الكهربائي في كلا الاتجاهين بعكس التايرستور الذي يمرر التيار باتجاه واحد كما أن الترياك يمكن قدحه بواسطة نبضة موجبة أو سالبة لأن البوابة تتصل مع منطقتين

نوع PN بنفس الوقت نلاحظ أن طبيعة التريـاك تعاكس عمل ثايروستورين موصولين على التفرع فعند تطبيق جهد على طرفي التريـاك مع عدم وجود أي نبضة جهد على البوابة G فيتصرف التريـاك حينئذ كمفتاح غير موصول.

يعمل التريـاك كحاكمة للتيار المتناوب ، عندما يظهر الجهد المنخفض على البوابة يوصل التريـاك وعندما يزول الجهد يقطع التريـاك مما يسبب إلغاء جهد التغذية عن الحمل كما أن التريـاك يستعمل للتحكم في الاستطاعة بالتيار المتناوب.

الـديـــاك: نحصل على على هذا العنصر بأخذ قطع من النوع PN – NP ووصلها على التوازي ، يعمل الدياك كمفتاح إلكتروني للتيار المتناوب حيث يقوم بتمرير الإشارة المتناوبة عند وصوله إلى جهدٍ معين .

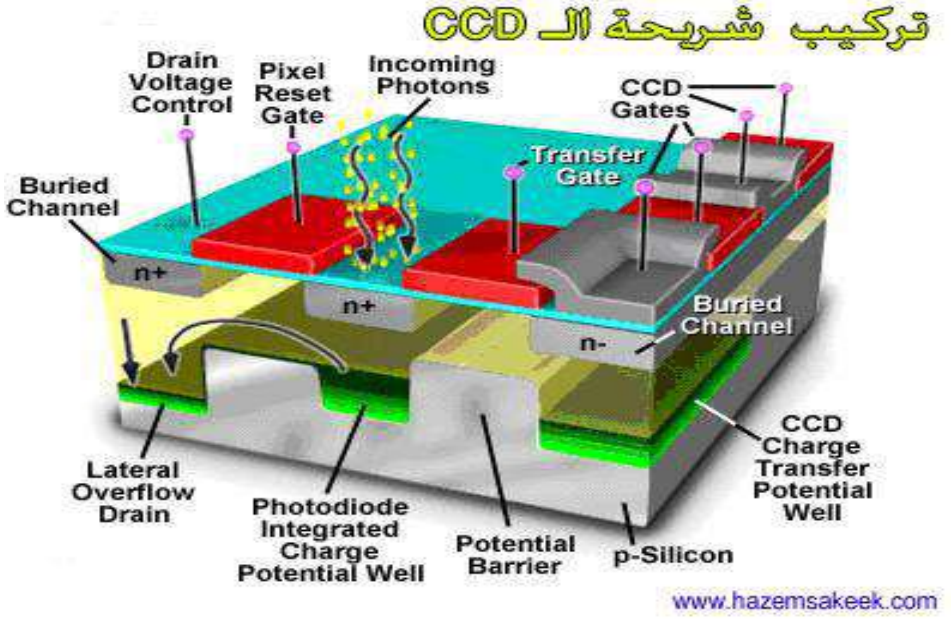
التحكم الميكانيكي بشدة الإضاءة: تعتمد هذه الطريقة عموماً على تصغير الفتحة التي يمر عبرها الضوء إلى نهاية الناقلة للضوء في الليف البصري. وتفضل هذه الطريقة على الطريقة الإلكترونية المشروحة سابقاً لبساطتها وكلفتها المنخفضة وتحملها للحرارة المرتفعة الصادرة عن المنبع الضوئي حيث يتم تفقد العناصر الإلكترونية استقرارها عند تعرضها للحرارة الزائدة .

مقياس الحرارة: يقيس هذا المقياس درجة حرارة الهواء المتواجد دخل وحدة الإضاءة وذلك للمراقبة المستمرة لدرجة الحرارة وملاحظة ارتفاعها عن الحد المسموح به والذي قد يؤدي لإتلاف بعض العناصر الموجودة داخل وحدة الإضاءة ، ويكون هذا الارتفاع في درجة الحرارة مترافق دائماً مع توقف مروحة الهواء عن الدوران .

الشكل (17-8) يوضح الشكل الخارجي لجهاز التنظير مع أنبوب التنظير

8-7 كاميرا CCD الجهاز مزدوج الشحنة (CCD):

هو شريحة إلكترونية مستخدمة من زمن يصل الى عشرون عاما وتسمى احيانا بالعين الالكترونية وكانت تستخدم في الانسان الألي وفي المراصد الفلكية وكذلك في كاميرات تصوير الفيديو وحديثا تم استخدامها في كاميرا التصوير الفتوغرافي لتصبح الكاميرا معروفة باسم الكاميرا الرقمية.



الشكل (15-8) تشريحية لـ CCD وكيف تقوم بتحويل الضوء إلى الكترونات

فكرة عمل شريحة ال CCD:

تتكون الـ CCD من شريحة مربعة طول ضلعها لايزيد عن 3سم هذه الشريحة تحتوي على مجسات ضوئية (الديود) من مواد اشباه موصلة (Semiconductors) مرتبة على شكل صفوف متوازية. عندما تتكون الصورة على هذه الدايودات يتم تحرير شحنة كهربية من الديود يتناسب مع كمية الضوء، فكلما كان الضوء الساقط على الديود كبيرا كانت الشحنة المتحررة كبيرة. تعمل الشحنة الكهربية المتحررة على تفريغ مكثف مشحون متصل مع كل ديود. يتم إعادة شحن هذه المكثفات من خلال تيار يعمل على مسح كل المكثفات ويقوم ميكروبروسسور باحتساب قيمة الشحنة التي اعيدت الى المكثف ليتم تخزين قيمة عددية لكل ديود في الذاكرة المثبتة بالكامير، تحتوي على معلومات عن موضع الديود وشدة الضوء الذي سقط عليه لتكوين في النهاية صورة رقمية للجسم الذي تم التقاط صورته.

الميزات المطلوب توفرها في الكاميرا المستعملة:

1- الوضوحية العالية : حيث تتصف هذه الكاميرا بالتمييز بين التفاصيل الدقيقة للصورة التنظيرية المنقولة بحيث تغطي التمايز الكبير الملحوظ في النسج الحيوية المصورة .

2- عتبة التحسس : وهي أقل شدة إضاءة يمكن للكاميرا أن تصور عندها بشكل مقبول وواضح ويجب أن تكون عتبة التحسس في الكاميرا المستعملة منخفضة وذلك بسبب انخفاض الشدة الضوئية المرسلة عند استخدام المرشحات اللونية ، حيث أن المرشحات اللونية تمتص جزءاً من الشدة الضوئية الواصلة لها ، ومن الجدير بالذكر هنا أن عتبة التحسس تقدر بواحدة متعمدة دوليا وهي LUX.

3- المجال اللوني : ويجب أن يغطي هذا المجال أوسع منطقة من الطيف المرئي ليساعد على التفريق بين النسج السليمة والنسج المصابة.

4- إمكانية التحكم بعرض حزمة التصوير : فكما نعلم إن الليف البصري يحوي بداخله في المنطقة التي ينظر إليها الطبيب على مساحة إظهار صغيرة للصورة المراد نقلها.

مـوفـق الـربـط : يقع هذا الجزء بين عدسة الكاميرا وعدسة الليف البصري والمهمة الأساسية لهذا الموفق هي الاستفادة من أكبر مجال تصوير للكاميرا المستعملة حيث يقوم هذا الموفق بتكبير الصورة الصادرة عن المنظار باستخدام عدسات ضوئية تملك قدرة على تغيير عرض الحزمة الضوئية العابرة من خلالها وذلك عند استخدام ألياف بصرية متعددة الأنواع .

8-8 الكبسولة التنظيرية: Capsule Endoscopy

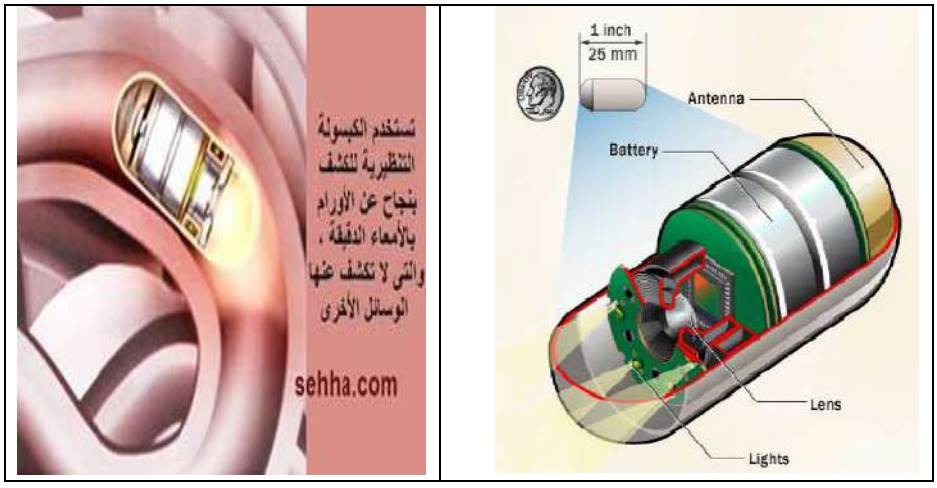
تتلخص الطريقة التقليدية لعملية التنظير في تمرير أنبوب مرن عن طريق فتحة الفم أو فتحة الشرج ويتكون من حزم من الألياف الضوئية Fiber Optics تختلف أطواله و أقطاره بالاعتماد على المنطقة المراد فحصها حيث يصل طوله 200 سم وقطره 3-12) ملم) ومزود بعدسات دقيقة ومصدر ضوئي. قد تكون هذه العملية مؤلمة و مزعجة في بعض الأحيان وقد

تستدعي بقاء المريض في المستشفى كما أن بعض المناطق والأجزاء قد تبقى بعيدة عن الكشف والفحص

صعوبة الوصول إليها داخل جوف المريض.

لذلك حصل تطور كبير في عملية التشخيص باستخدام المنظار من أجل عملية أقل إزعاجاً وإيلاماً للمريض وأكثر دقة في نفس الوقت، فلقد تم تصميم جهاز منظار لا سلكي خاص (Wireless Capsule Endoscope) لا يتجاوز حجمه حبة أو كبسولة الدواء (تبلغ قياساته 11 ملم * 30 ملم) يحتوي على آلة تصوير فيديو صغيرة Video Camera مع جهاز إرسال Receiver ومصدر للضوء Light Supply بالإضافة إلى بطارية Battery .

يوضح الشكل (19–8) أقسام الكبسوله التنظيريه وكيفية توضعها داخل لمعة الأمعاء الدقيقة.



الشكل (19–8) أقسام الكبسوله التنظيريه

الشكل (20–8) طريقه الفحص باستخدام الكبسوله التنظيرية

يقوم المريض بابتلاع (كبسولة) الناظور حيث تمر تباعاً عبر أجزاء الجهاز الهضمي بشكل طبيعي وتلتقط الصور من خلال آلة التصوير لتي تبثها مباشرة إلى جهاز تسجيل محمول يوجد حول خصر المريض (كجهاز الهاتف النقال) ومن ثم تلفظ الكبسولة خارج الجسم مع الإخراج حيث يمكن استخدامها بطبيعة الحال لمرة واحدة فقط Disposable خصوصاً مع كونها مصنعة من مواد غير قابلة للهضم. بإمكان كبسولة الناظور هذه التقاط صورتين في كل ثانية وعلى مدى ثمانية ساعات مستمرة ولمناطق لا يمكن الوصول إليها بالطرق التقليدية مع صغر حجمه ترسل بعدها هذه الصور إلى جهاز التسجيل المحمول ومن ثم يتم تفريغ الصور والبيانات المأخوذة على جهاز الكومبيوتر الموجود في المستشفى أو المختبر لتتم دراساتها وتحليلها. ويوضح الشكل (19–8) طريقة الفحص باستخدام الكبسولة التنظيريه.ولا يشعر

المريض بوجود هذه الكبسولة في جوفه بل يتمكن في أثناء وجودها من مزاولة نشاطاته الاعتيادية بينما يفحص الناظور ويقوم بعمله المطلوب على مدى أربعة وعشرين ساعة.

❖ **الأجزاء الرئيسية للكبسولة التنظيرية:**

يتألف النظام بشكل أساسي من :

I. كاميرا رقميه (حساس صورة ووحدة معالجة مركزية) .
II. ليدات وبواعث ضوئية . LEDs
III. بطارية أو وحدة تغذية .
IV. دارة مرسل راديوي (ويمكن إضافة دارة مستقبل في حال تطوير المهام التحكمية للنظام).
V. نظام قيادة ميكانيكي (محرك بجزأيه : مغناطيس دائم ، وملف متحرض)

8-9 منظار الأمواج الفوق صوتية:Ultrasonic Endoscopy

الشكل (21-8) منظار الأمواج الفوق صوتيه

لقد كان للتقدم الطبي والتقني خلال العقدين الماضيين اثر ملموس على مجالات طبية واسعة من بينها مناظير الجهاز الهضمي التي حظيت باهتمام العلماء والمختصين في هذا المجال .

وكان الطبيب "داي ماجنو" من "مايو كلينك" بولاية ميني سوتا الأمريكية قد احدث طفرة كبيرة ونقلة نوعية غير مسبوقة في تاريخ علم المناظير عندما نجح بدمج مجس الأمواج فوق الصوتية إلى منظار المعدة وإجراء أول تجربة عملية ناجحة لاقت رواجا عالميا واسعا ونشرت تلك التجربة في عام 1980م في مجلة "لانست" الطبية.

وفي العام نفسه بدأ العلماء وبالذات اليابانيون بتطوير تلك الأجهزة من حيث المرونة ودقة التصوير إلى أن وصل بهم المطاف إلى تصميم منظارالأمواج فوق الصوتية الخطي "Linear Echo endoscope"

والذي يتم من خلاله سحب العينات من الأنسجة والحقن بالإضافة إلى وضع دعامات بلاستيكية عند الحاجة إليها .

وها نحن وبعد مرور ما يقارب من الأربعة عقود على تصميم أول منظار للأمواج الفوق صوتية، ما زالت التكنولوجيا تتقدم ويحتد التنافس بين الشركات العالمية الكبرى في تطوير تلك الأجهزة التي قطعت شوطا واسعا من حيث الأداء والكفاءة

لكي يتمكن طبيب الجهاز الهضمي من استخدام منظار الأمواج فوق الصوتية يتطلب منه الإلمام بمبادئ الأمواج الفوق صوتيه وعمل فترة تدريبية على الجهاز تحت إشراف خبراء في هذا المجال . ويوضح الشكل (21–8) منظار الأمواج الفوق صوتيه

ومنظار الأمواج الفوق صوتيه هو كغيره من المناظير عبارة عن أنبوب مرن وطويل ومزود في نهايته بإضاءة وكاميرا صغيرة بالإضافة إلى مجس الأمواج الفوق صوتية

والتحضير لعمل المنظار مشابه تماما لمناظير المعدة والقولون ولكن مدة العملية نفسها قد تكون أطول بعدة دقائق نظرا لكون الطبيب يقوم بفحصين في وقت واحد.

8-9-1 استخدامات منظار الأمواج فوق الصوتية:

هناك استخدامات تشخيصية وأخرى علاجية .

أ – الاستخدامات التشخيصية :

نظرا لقدرة الجهاز على تصوير طبقات جدار المري والمعدة بالإضافة إلى الاثني عشر والمستقيم بدقة متناهية عن طريق الأمواج فوق الصوتية لملامسة المجس

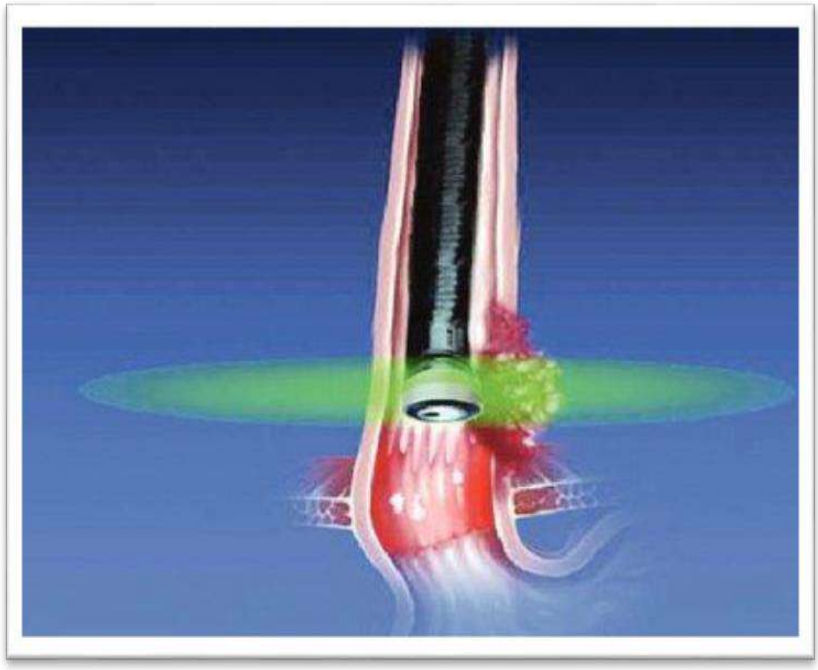
لهذه الأعضاء.

فتعتبر هذه الطريقة الأكثر دقة في الوقت الراهن لمعرفة مرحلة الورم (في حالة وجود ورم) عن طريق تحديد عمق الورم في الجدار وإذا ما كان هناك أي احتمالية لانتشار الورم للعقد اللمفاوية واخذ العينات إذا لزم الأمر لمعرفة مراحل تقدم الورم حيث أن تحديد هذه المراحل مهم جدا لتحديد العلاج المناسب.

إضافة إلى قدرة الجهاز على فحص أنسجة ما تحت الظهارة وأخذ العينات منها (Subepithelial Tumors)حيث ان البطانة الداخلية لهذه الكتل غالبا ما تكون طبيعية ولا يستطيع المنظار العادي اكتشاف مصدرها .

ومن فوائد هذا الجهاز قدرته على تصوير البنكرياس (العضو المنتج للأنسولين) والقنوات الصفراوية والأعضاء الأخرى القريبة من المريء والمعدة والاثني عشر وسحب عينات منها وبدون أي ألم،ويوضح الشكل(8-22-a) والشكل **(8-22-b)** منظار الأمواج فوق الصوتيه داخل الجهاز الهضمي في جسم الإنسان.

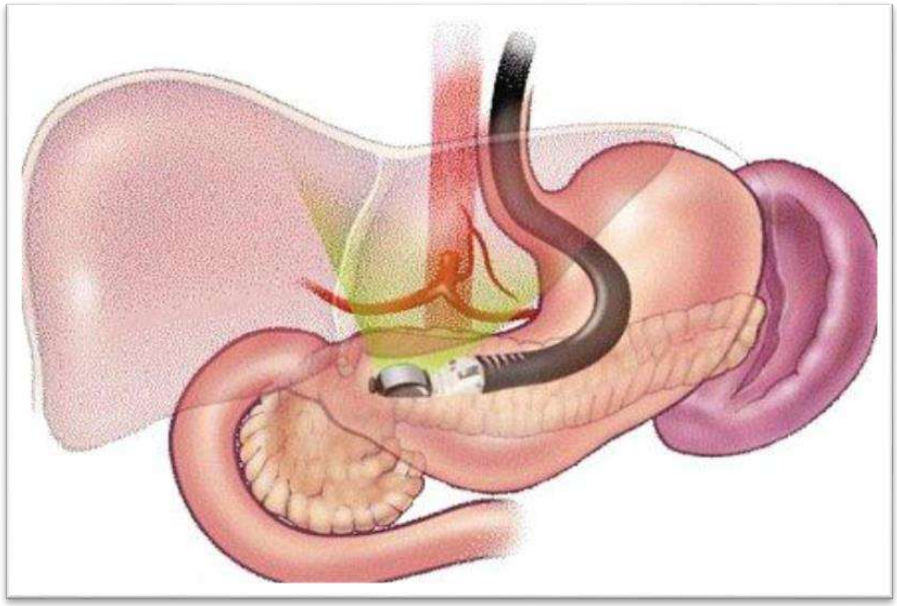
ويتميز الجهاز بوجود خاصية (الدوبلر) والتي من خلالها يستطيع الطبيب تجنب الأوعية الدموية عند اخذ العينات أو عمل أي إجراء علاجي آخر .



الشكل (a-22-8) منظار الإمواج الفوق صوتيه داخل الجسم.

ب – الاستخدامات العلاجية :

وهناك استخدامات علاجية متعددة من ضمنها وضع دعامات بلاستيكية في جدار المعدة لتفريغ محتويات أكياس البنكرياس وحقن مادة مخدرة مباشرة بمركز الأعصاب في البطن للمرضى الذين يعانون من آلام دائمة بسبب أورام أو التهابات البنكرياس المزمن في حالة عدم استجابتها للأدوية المسكنة، وهناك بعض الدراسات القائمة حاليا للاستفادة من هذه المناظير في استخدامات متعددة ولكن قد تحتاج إلى بعض الوقت لإثبات فائدتها علميا .



الشكل (8-22-b) منظار الأمواج فوق صوتيه داخل الجسم.

8-10 الصيانة الوقائية لجهاز التنظير وشروطها :

يمكن أن نستنتج مما ذكرناه سابقا عن مكونات المنظار الدقة اللامتناهية في تكوين أجزائه ولا سيما الألياف الضوئية.كل هذه الدقة اقتضت طريقة محددة للتعامل مع الجهاز بحيث لا تتأثر هذه الدقة وهذه المرونة وبالرغم من سعي الشركات الصانعة لإطالة عمر هذا الجهاز فإنه لا يزال بحاجه لعناية خاصة خصوصآ من ناحية المرونة،إذ أن جميع مكونات المنظار لها حد معين من المرونة لا يجب تجاوزها ، لذا يمكن أن يتعرض للأذى المباشر عن طريق :

1- كسر الألياف الزجاجية من قبل المستخدم نتيجة لتحريك المنظار حركات عديدة زائدة عن حد مرونته ،لذا يجب عدم القيام بحركات عشوائية للمنظار وإبعاده عن أيدي غير الاختصاصيين.

2- إن تعرض أطراف المنظار(رأس المنظار والقطعة المخصصة للوصل مع المنبع الضوئي) إلى الصدم يؤدي مباشرة إلى تلف المنظار لذا يجب التعامل مع أطراف المنظار بشكل دقيق

3- تعرض المنظار إلى الضغط (العض) من قبل المريض مما دفع بالشركات الصانعة إلى صنع قطعة فموية توضع في فم المريض لحماية المنظار من التماس المباشر مع الأسنان.

4- إن تعرض قناة الأجهزة الإضافية الخاصة لأي خدش أو جرح يسهل تسريب السوائل إلى جوف خرطوم المنظار وبالتالي إلى تلف المنظار مما يدعي إلى عدم استخدام أدوات غير مناسبة للمنظار (من ناحية الطول أو القطر أو النعومة)في هذه القناة.

5- تعرض الغلاف البلاستيكي للمنظار إلى مواد كيميائية غير مخصصة للمنظار بغاية التعقيم يؤدي إلى تلف هذه الطبقة أو إهترائها لذلك يجب استخدام مواد تعقيم مناسبة و مخصصة لهذا الجهاز .

6- إن التجفيف غير الكامل للمنظار بعد عمليتي التنظيف والتعقيم يؤدي في بعض الحالات إلى تسرب السوائل إلى الالياف الزجاجية وبالتالي إلى تلفها وتلف المنظار .

7- استخدام جهاز فحص التسرب الخاص بالمنظار في كل مرة يتم فيها التعقيم أو التنظيف للحيلولة دون حصول أي تسرب للسوائل إلى الألياف الزجاجية.

8- استخدام جهاز موجهات رأس المنظار بشكل لا يؤدي إلى انقطاع السلك الموجهة لا تجاه معين بسبب ضغط أو شد زائد .

9- حمل المنظار بشكل صحيح للحيلولة دون تعرضه للصدمات

10-استخدام ماء مقطر لنظيف العدسة كي لا تترك آثار على الجهاز أو العدسة أثناء التنظير.

11- إجراء خزعة كبيرة تؤدي إلى تضرر أنبوب العمل أو أخذ خزعة لها مساحة تساوي تقريبا إلى مساحة الأنبوب.

12- ادخال أو توجيه أنبوب الادخال بينما يكون القسم ا**لمنحني** مثبت في وضعية ثابتة.

13- ادخال أو توجيه أنبوب الادخال فجأة أو بقوة مفرطة وقد تسبب اصابة المريض بالنزف نتيجة ثقب المنظار للعضو.

13- لمس وصلة الضوء فورا بعد إزالتها من مصدر ضوء لأنها تكون حارة جدا.

8-11 الأعطال المحتملة وكيفية الإصلاح :

1- كسر الالياف الزجاجية : يجب عندها استبدال هذه الألياف .

2- ثقب قناة الاجهزة الاضافية الخاصة في هده الحالة يجب استبدال القناة لتجنب اي تسريب داخلي.

3- في حال حصول تسريب نتيجة ثقب أو عدم تجفيف جيد للمنظار يجب اجراء تجفيف للمنظار باجهزة خاصة لتفادي وصول المنظار إلى حالة سيئة تدعو إلى تغيير أجهزة رئيسية مثل حزمة الالياف عالية التكاليف.

4- تعرض الصمامات في القبضة الرئيسية إلى تلف وبالتالي يجب تغيير الصمامات للحصول على الضغط المطلوب.

5- جفاف الماء المقطر المستخدم في تنظيف العدسة على سطح العدسة الرئيسية في رأس المنظار يسبب رؤية غير واضحة ومشوشة لذا يجب استخدام مواد خاصة لإزالة هذه البقع الجافة عن العدسة.

6- انقطاع أحد اسلاك التوجيه لرأس المنظار يدعو لاستبدال أو إعادة وصلة عن طريق اللحام.

7- تعطل عمل قطعة تثبيت الاتجاه المرافقة للموهات وهنا أيضا يجب استبدالها.

12-8 كيفيه الحد من أنتقال العدوى و أهميه التعقيم: لقد أدى المنظار عملا مثاليا في تشخيص الامراض الداخلية للإنسان ومعالجتها في بعض الاحيان ،ولكن كما هو الحال في اغلب الاجهزة المتعاملة مع جسم المريض يجب استخدام الجهاز بالشكل الامثل وتجنب الاثار السلبية التي يمكن ان يتعرض لها المريض اثناء عملية التنظير .

1- من الممكن انتقال العدوى من المريض السابق لذلك يجب تحقيق عقامة المنظار على الوجه الاكمل والتاكد من استخدام أدوات تنظيف القنوات الداخلية التي يمكن ان تحمل في جنباتها أمراضا قد تنتقل من المريض لأخر سليم

كما يجب الالتزام الدقيق بطريقة تنظيف خاصة بالجهازواستعمال سائل التعقيم المناسب للجهاز بالمدة (20min بشكل عام) وحسب نوع المادة لتأكيد الوصول إلى درجة العقامه المطلوبة .

ويجب تنظيف رأس المنظار بشكل دقيق لأحتوائه على عدة انثناءات قد تحمل الجراثيم مع عدم التاثير على العدسات

2- يجب التاكد بشكل قاطع من ازالة أية أثار لمواد التعقيم من وعن الجهاز بواسطة الماء لأنه لا يجوز أن تلمس مواد التعقيم جسم الإنسان من الخارج أو الداخل نهائيا.

إن تعليق المنظار بشكل شاقولي تماما بحيث يكون اتجاه رأس (نهايتي) الخرطومين نحو الأرض هو الشكل الامثل لإتمام عملية التجفيف المثالي للمنظار بحيث نتفادى أغلب الإشكالات الناجمة عن عدم الجفاف .

13-8 التطهير و التعقيم للأدوات التشخيصية التنظيرية :

يعد تعقيم و تطهير الأدوات التشخيصية مشكلة و ذلك لتعدد الجراثيم و الفيروسات و اختلاف مقاومتها لدرجات الحرارة المختلفة و اختلاف المعدات المستخدمة في التشخيص والمعالجة إضافة إلى عدم تحمل بعض المعدات للحرارة العالية المرافقة لعملية التعقيم .

تبرز أهمية التعقيم و التطهير لأية أداة مستخدمة في المجال الطبي و ذلك من أجل ألا تتحول الفحوصات و العمليات العلاجية لعامل مسبب للعدوى و انتقال الأمراض المختلفة .

و كنتيجة لعدد كبير و واسع من الدراسات فإن الموصى به حالياً والمثبت بالمعلومات الإحصائية يمكن إجماله بما يلي :

- يجب إجراء التنظيف الميكانيكي الدقيق لكل الأدوات التنظيرية و ذلك هو الجزء الهام
- التعقيم بالصاد الموصد Autoclave أو التطهير العالي بالسوائل المطهرة العالية :

Glutaroldahide Peracetic Acid, 2% ، هما طريقان مقبولتان لكن ضمن شروط كل طريقة حرفياً .

- في المرضى ذوي الضعف المناعي أو المهيئين لحدوث إنتانات فإن طريقة التعقيم بالصاد الموصد هي المفضلة في هذه الحالة ، و بشكل عام فإن الأدوات التشخيصية التنظيرية التي يمكن إجراء عملية الصاد الموصد عليها فيجب إجراء هذه الطريقة في التعقيم عليها ، أما العدسات و الأدوات و التي تتخرب بالحرارة فيحب الاكتفاء هنا بطريقة التطهير العالي .

طريقة التعقيم:

إن من الضروري جدا التأكد من تعقيم المناظير وخلوها من أي مكروب قد يتسبب في نقل الأمراض عند استخدام المنظار في مريض آخر ، ويوضح الشكل (23-8) توضع المنظار في جهاز التعقيم،و تمر عملية التعقيم بمراحل ثلاث لضمان سلامتها واستعدادها للاستخدام ، حيث تستغرق هذه العملية ما يقارب الساعة والنصف وهذه المراحل هي:

1. **مرحلة غسل المنظار**: حيث يقوم المختص بغسل المنظار بمادة صابونية تعمل على إزالة كل السوائل والمواد المخاطية العالقة والملتصقة بالمنظار سواء من داخل القنوات أو من سطح المنظار، كما تعمل هذه المادة على منع التصاق المواد البروتينية في المنظار، وتستغرق هذه العملية من الزمن ربع ساعة تقريبا.
2. **مرحلة تعقيم المنظار**: وتتم هذه العملية بوضع المنظار في جهاز التعقيم ويقوم الجهاز على غسل المنظار بمواد صابونية ومن ثم تعقيمه بمواد حمضيه معقمه حيث أن نسبة التعقيم تصل إلى 100 % من حيث القضاء على الميكروبات وبعدها يقوم الفني بغسل الجهاز بالماء لتحضيره للمرحلة التالية.

3. **مرحلة تنشيف المنظار:** وفي هذه العملية يتم تعريض المنظار لهواء مضغوط من الخارج وأيضا من داخل القنوات عن طريق وصلة خاصة ولا ينقل المنظار إلى غرفة التخزين إلا بعد التأكد من تجفيف المنظار بصورة تامة ثم يتم وضعه بغرفة خاصة موجبة الضغط وتعليقه بشكل عامودي حتى تتم المحافظة على الألياف الضوئية للمنظار وللتأكد من فعالية هذه العملية وخلو المناظير من أي ميكروبات يتم أخذ عينات بشكل دوري من المناظير من الداخل ومن الخارج ومن ثم إرسالها إلى المخبر حيث تتم عملية زرع العينات ثم إبلاغ قسم المناظير بالنتائج.

الشكل (23-8) لمنظار في جهاز التعقيم

الأكسسوارات الإضافية المرافقة للمنظار :

يمكن في بعض المناظير وجود قناتين للأدوات الإضافية بدلا من قناة واحدة لإجراء بعض الأعمال المعقدة باستخدام أداتين مع الادوات المستخدمة:

- ملقط خزعات

- ملقط خاص ذو ثلاثة رؤوس لألتقاط الاجسام الغريبة .

- مشرط حلقي يرتبط مع المشرط الإلكتروني لإزالة الزوائد اللحمية في حال وجودها (بوليبات –

ثأليل)

سعت بعض الشركات للوصول إلى عملية التعقيم والتنظيف إلى أعلى حد ممكن ،فأدخلت تطويرات على الجهاز،منها :

1- وجود قطعة بلاستيكية في رأس منظار يمكن استبدالها بعد كل عملية تنظيف للحيلولة دون حمل رأس المنظار لأية جراثيم من جراء القيام بالتنظير لأحد المرضى

2- تطوير طريقة تنظيف القنوات الداخلة للمنظار (قناة الأجهزة الخاصة – قناة نفخ الهواء وتنظيف العدسة) بحيث يمكن التأكد من عقامة القسم الداخلي للمنظار .

8-14 جدول لأعطال المناظير:

الأعطال الاعتيادية	
السبب	**العطل**
تجهيز أو تخزين غير صحيح أو غير كامل للأدوات	انتقال التلوث أو العدوى للمريض
اقتراب العدسة الجسمية كثيرا من المريض	وجود حرق حول العدسة الجسمية
عدم الانحناء، ضرب العضو بقوة، سقوط نهاية المنظار والبعيدة، أو مشكلة في الحبل السري	يمكن ان يتسبب المنظار بالضررمما يؤدي الى إصابة المريض بالحرق أونزف أو انثقاب، وقد يسقط جزء من المنظار تسقط داخل المريض.

ادخال أو توجيه نبوب الادخال بينما يكون القسم المنحني مثبت في وضعية ثابتة. ادخال أو توجيه نبوب الادخال فجأة أو بقوة مفرطة لمس وصلة الضوء فورا بعد إزالتها من مصدر ضوء لأنها تكون حارة جدا.	اصابة المريض بالنزف نتيجة ثقب المنظار للعضو
سحب الوصلة الخارجية للمنظارمن مأخذ الضوء	الصورة غير مرئية
لف انبوب الادخال او الحبل السري بقطر اقل من 12 سم	تلف المعدات

جدول الأخطاء *Troubleshooting*		
الانحناء		
وصف المشكلة	الأسباب المحتملة	الحلول
مواجهة مقاومة عند تدوير مقبض التحكم بالانحناء	تفعيل قفل المقابض	تدوير قفل المقبض بالاتجاه المعاكس
التزويد بالماء والهواء		
وصف المشكلة	الأسباب المحتملة	الحلول

لا يمكن التزود بالماء	1- مضخة الماء لاتعمل 2- لاتوجد مياه عقيمة في حاوية المياه المعقمة	- اضغط على زر high or mid or low عند مصدر الضوء كما هو موصوف في كتيب التشغيل 2- اضافة المياه العقيمة الى حاوية المياه حتى الوصول الى الحد الاعلى المسموح به
صمام ماء /هواء ملتصق او لزج	1- صمام ماء/هواء متسخ 2- الصمام تالف	نزع الصمام من مكانه واعادة تجهيزه وتنظيفه ثم تركيبه من جديد واذا كان تالف يستبدل
صمام الهواء / الماء لا يمكن تركيبه	1-استخدام صمام غير مناسب وغير صحيح 2- الصمام تالف	1- استخدام الصمام الصحيح والمناسب 2- استبدال الصمام
الامتصاص والسحب		
وصف المشكلة	الاسباب المحتملة	الحلول
السحب غير كاف	1- صمام الخرع غير مركب بشكل صحيح 2- صمام الخزع تالف	1- تركيب الصمام بشكل صحيح 2- استبدال الصمام بآخر

	3- مضخة السحب غير موضوعة بشكل صحيح	جديد 3- تعديل وضعية مضخة السحب
سحب ثابت عند حد معين	صمام الخزع متسخ	نزع الصمام من مكانه واعادة تجهيزه وتنظيفه ثم تركيبه من جديد
من غيرالممكن تركيب صمام السحب	1- الصمام تالف 2- الصمام المستخدم غير صحيح وغير مناسب	1- تركيب صمام جديد 2- استخدام الصمام الصحيح
تسرب السوائل الى خارج صمام الخزعة	1- الصمام تالف 2- الصمام لم يركب بشكل مناسب	1- تركيب صمام جديد 2- تركيب الصمام بشكل صحيح
اكسسوارات الجهاز		
وصف المشكلة	الأسباب المحتملة	الحلول
اكسسوار العلاج لا تمر من خلال انبوب الادوات بسهولة	الاكسسوارات المستخدمة غير متوافقة مع الجهاز	راجع مخطط النظام في الملحق وحدد الاكسسوارات المتوافقة مع الجهاز وتأكد من أن رمز اللون على الاكسسوار

بسلاسة.		متوافق مع الرمز في ملحقات التشغيل
اشياء اخرى		
وصف المشكلة	الأسباب المحتملة	الحلول
مفتاح التحكم لايعمل	1- تشغيل مفتاح التحكم الخاطئ 2- مفتاح التحكم ضبط بشكل غير صحيح	**1**- تشغيل مفتاح التحكم الصحيح 2- اضبط مفتاح التحكم بشكل صحيح كماهو موصوف بالفيديو الموجود في تعليمات التشغيل

.....

المراجع (References)

1- الحناوي. م.ف ، 2012-2013 ،الأملية لمقرر أجهزة طبية ،السنة الرابعه .قسم الهندسة الطبيه، جامعة دمشق.

2- خطوط النقل والألياف البصرية،2006،المملكة العربية السعودية، المؤسسة العامة للتعليم الفني والتدريب المهني،الإدارة العامة للتعليم وتطوير المناهج.

3- Endoscopy - World of Teaching

www.worldofteaching.com/.../biology/Endoscopy.ppt
. (5/11/2014)

4- كاميرا CCD

http://www.hazemsakeek.com/QandA/DigitalCamera/DigitalCamera.htm
(24/2/2015)

4- الكبسولة التنظيرية،(2015/2/22)

http://www.sehha.com/surgery/BNSI05.jpg

5- كاتالوك جهاز التنظير , مشفى الأسد الجامعي. Pentax Epk-700- Service Manual
……
……

الفصل التاسع: المخطط الكهربائي للعضلات

Electromyogram

9-1 العضلات :Muscles

العضلات هي الوحدات القابلة للتقلص التي تغطي بشكل تقريبي كامل الهيكل العظمي وتمثل الأعضاء الفاعلة في الحركة . يمكن إثارة خلايا العضلات كيميائياً ، كهربائياً ، أو ميكانيكياً وتستجيب بكمون فعال ينتشر عبر جدار الخلايا .تكون العضلات متصلة بالأعصاب الخاضعة لنبضات عصبية إرادية أو غير إرادية والتي تحدد تقلص هذه العضلات . تتفرع المحاور العصبية للخلايا العصبية الحركية في النخاع الشوكي والمتجهة للعضلات الهيكلية إلى عدة فروع بحيث أن كل محور عصبي يعصب عدة ألياف عضلية .ترتبط الأعصاب بالعضلات بنقاط عصبية عضلية والتي تشكل مناطق خاصة حيث تنتهي فيها الألياف العصبية الحركية على الألياف العضلية مباشرة . يسمى الكمون الناتج عن إزالة الاستقطاب نتيجة الانتقال العصبي العضلي بكمون الصفيحة .

يسبب التيار الناتج عن هذا الكمون إزالة استقطاب الغشاء العضلي القريب جاعلاً إياه في سوية حرجة ، بحيث تتولد كمونات العمل وتنتشر في اتجاهات معاكسة من خلال الليف العضلي . تولد كمونات العمل العضلية التقلص العضلي .

9-2 النظام العصبي وحركة العضلات :

إن الهدف الرئيسي من هذا الدرس هو دراسة النشاط الكهربائي مع الحركة وتقلص العضلات. من المهم فهم الآلية التي يحدث فيها تقلص العضلات . تزود الأنظمة البيولوجية بنظام عصبي يهدف إلى توجيه حركة الجسم ، وكلما زاد تعقيد الأنظمة البيولوجية كلما تطور النظام العصبي ، من أجل تأمين تحكم أفضل بالنشاط الضروري للبقاء على قيد الحياة .

يمكن تجزئة النظام العصبي إلى :

1) النظام العصبي المركزي .

2) النظام العصبي اللاإرادي .

3) النظام العصبي الحسي .

4) النظام العصبي الحركي .

يمر النظام العصبي اللاإرادي من الحبل الشوكي ولكن خلافاً للنظام العصبي المركزي فإنه يعمل في اللاوعي . وكمثال على الأفعال المرتبطة بالنظام العصبي اللاإرادي التنفس و عمل القلب . تمكن عدة مستقبلات حسية الإنسان من معرفة طبيعة ما حوله وحالة صحة جسمه ووظائفه الداخلية . تسمح الأعصاب الحسية الخاصة بتمكين الجسم من التحكم ببعض البارمترات الحيوية المهمة مثل ضغط الدم ودرجة الحرارة . يتعامل النظام العصبي الحركي مع حركة الجسم . هذا النشاط يمكن أن يكون استجابة للتنبيه القادم من النظام العصبي المركزي أو من النظام العصبي اللاإرادي . يولد النظام الأول أفعالاً حركية مرئية ، بينما يولد النظام الثاني أفعالاً داخلية مثل خفقان القلب وإفراز هرمون من أجل الهضم .

9-2-1 تنظيم الخلية وكمون العمل :

يعود الفضل في عمل الأجزاء المختلفة للنظام العصبي بطريقة منظمة إلى تنظيم الخلية الذي يسمح بتوليد وانتقال كميات صغيرة من الكهرباء . إن سبب هذه الظاهرة هو انتشار كمون العمل . يتم توليد هذه الكمونات من خلال ذرات مشحونة أو أيونات موجودة على السطح الداخلي والخارجي لغشاء الخلية . يكون توزع الشحنات الموجبة والسالبة مسؤولاً عن وجود كمونات العمل . يحدث انتشار كمون العمل عندما تنهار العازلية بين الشحنات المتوضعة على سطحي غشاء الخلية . وبهذه الطريقة يتم توليد وانتقال كمون العمل . يحدث انهيار العازلية بفعل المنبه الكهربائي الذي تولده النهايات العصبية على سبيل المثال مستقبلات الحرارة الموجودة في الجلد والتي تتجاوب لدرجة سخونة أو برودة معينة . يحدث انتقال الشحنات الكهربائية عندما تدفع شاردة الصوديوم إلى مكان وجود شاردة البوتاسيوم ، بعد عبور شاردة البوتاسيوم الغشاء يصبح تركيز الشحنات الموجبة داخل الخلية أعلى من تركيز الشحنات السالبة . يؤدي إزاحة الشحنات الموجبة إلى توليد شحنة موجبة على طول السطح الداخلي لغشاء الخلية وشحنة سالبة على طول السطح الخارجي .

لكي تعود الخلية إلى حالة الراحة تقوم الخلية بدفع شوارد الصوديوم إلى الخارج لإعادة الشحنة الموجبة إلى السطح الخارجي للغشاء . يسمى المصطلح المستخدم لوصف عملية نقل الصوديوم و البوتاسيوم بـ " مضخة الصوديوم و البوتاسيوم " .

9-2-2 الألياف ذات النخاعين :

تحوي بعض الأعصاب في سطحها الخارجي غلافاً غير ناقل والمسمى نخاعين . يثبت هذا الغلاف من خلال ألياف الكولاجين التي تتوضع على مسافات منتظمة بالنسبة للغشاء . تحدد الألياف الداعمة المقاطع غير الناقلة والتي يوجد فيها النخاعين تماماً كالمقاطع الناقلة والمسماة " عقد رانفير " والتي لا يوجد فيها نخاعين . يتم انتقال الكمونات الكهربائية على طول الألياف التي تحوي النخاعين من خلال هذه العقد . يكون انتقال الكمون أسرع في المناطق التي يوجد فيها مثل هذه العقد . يوجد هذا النوع من الألياف في الذراعين والساقين .

9-2-3 العقد العصبونية :

لكي نفهم ظاهرة انتقال الإشارات العصبية فإنه من الضروري فهم بنية الخلايا العصبية . يمكن تقسيم الخلايا العصبية إلى ثلاثة مكونات :

1) جسم الخلية (والذي يحتوي على البنى الضرورية للحفاظ على حياة الخلية)

2) تفرعات الخلية العصبية (امتدادات تشبه الأصابع والتي تأتي عبرها كمونات الدخل) .

3) المحاور العصبية (المنطقة التي يتولد فيها كمون العمل) .

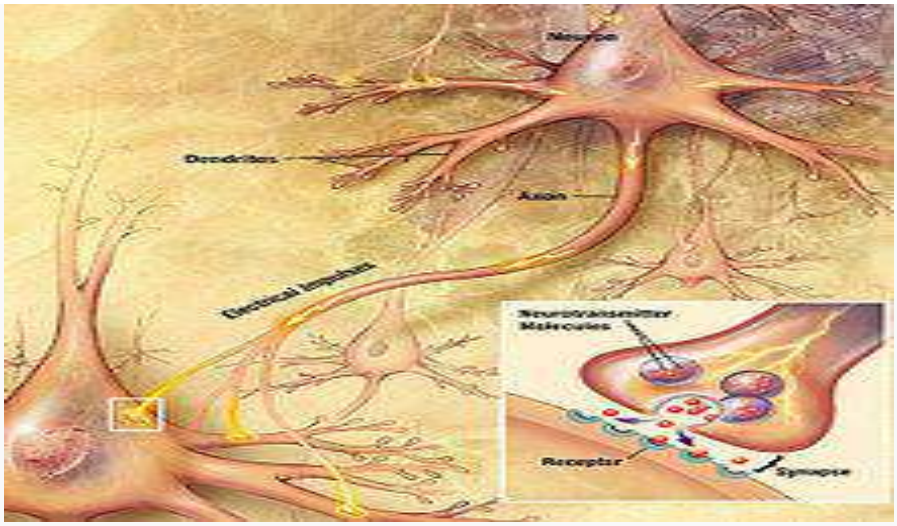
يتم انتقال الكمون الكهربائي على طول المحاور العصبية والتي بنيتها مقسمة إلى سلسة من الخيوط تنتهي بالعقدة . يبدأ كمون العمل عبر تحرير مادة كيميائية في العقدة تكون مخزنة في خزان خاص ضمن العقدة . عندما يصل كمون العمل القادم من محور آخر إلى العقدة فإنه يحرر المادة الكيميائية في الفراغ بين العقد .

تسمى النظرية التي يحدد وفقها العدد الأصغري من العقد اللازم عملها من أجل توليد كمون العمل بنظرية " الكل أو اللاشيء "

9-3 سرعه جهد الفعل Speed of action:

جهد الفعل هو مسمى آخر للسيال العصبي، والسيال العصبي هو شحنه كهربائية تنتقل على طول الخلية العصبية وينتج السيال عن مثير كاللمس أو عن صوت.

يقوم العصب ينقل المعلومة على شكل نبضات كهروكيميائية (سيال عصبي، جهد الفعل). هذه النبضات سريعة جدا تصل سرعتها إلى 120 م/ ثا. تنتقل النبضات من عصبون إلى آخر عن طريق المشابك العصبية.



الشكل (9–1) انتقال السياله العصبيه عن طريق المشابك الكهربائيه

تختلف سرعة جهد الفعل في انتقاله من عصبون إلى آخر ، فالعديد من محاور الخلايا العصبية مغلفة بمواد دهنية تسمى الميلين، وهي تشكل طبقة عازلة حول المحور تسمى الغمد الميليني (النخاعي). وهنالك العديد من الاختناقات على طول المحور تسمى العقد، لا تستطيع ايونات الصوديوم والبوتاسيوم (السيال العصبي) الانتشار عبر الغمد الميليني، ولكنها تستطيع ان تصل إلى الغشاء البلازمي عند هذه العقد. ويسمح هذا الأمر لجهد الفعل بالانتقال الوثبي من عقدة لأخرى، مما يساعد على زياده سرعة نقل السيال العصبي على طول المحور. يحوي جسم الإنسان على خلايا عصبيه ميلينه وأخرى غير ميلينه. فالخلايا العصبية الميلنيه تنقل السيال العصبي

المتعلق بالألم الحاد. أما الخلية العصبية غير الميلينه فتنقل السيال العبي المتعلق بالألم الخفيف النابض.

يمكن تقسيم الأعصاب حسب وظيفتها إلى مجموعتين هما:

- أعصاب حسية تقوم بنقل المعلومات الحسية من المستقبلات إلى الجهاز العصبي المركزي لكي يتم تحليلها ومعالجتها هناك وهي ذاتها الأعصاب الصاعدة.
- أعصاب حركية تقوم بنقل الإشارات والأوامر الصادرة من الجهاز العصبي المركزي إلى العضلات وهي ذاتها الأعصاب النازلة.

9-3-1 طريقه اجراء الفحص واختبار التوصيل الكهربائي العصبي

في هذا الاختبار يتم فحص الالياف العصبية الحركية والحسية، خصوصا في الاطراف القصوى من اليدين. يستقبل الجلد الموجود فوق العصب الخاضع للاختبار تحفيزا كهربائيا بواسطة زوج من الاقطاب الكهربائية. وبواسطة زوج اخر من الاقطاب يتم اجراء التخطيط للفحص الحركي اعلى العضلة التي تتلقى الاوامر من العصب المحفز.

تتم زيادة قوة المحفز بشكل تدريجي حتى نصل الى رد الفعل الاقصى الذي لا تغيير بعده. بهذا الشكل، نتأكد من تنشيط كل الالياف العصبية والتاكد من توصيلها للمحفز. يطلق على الفترة الزمنية الممتدة من لحظة التحفيز حتى ظهور رد الفعل على العضلة او العصب المقابل، اسم "الكمون الاقصى" (Distal latency). تسبب استثارة النقطة الاكثر قربا، ظهور رد فعل ذي "كمون" اطول، يدعى "الكمون الادنى". يشير الفرق بين الكمون الاقصى والكمون الادنى الى الزمن اللازم للعصب من اجل ايصال الاشارة بين نقطتي الاستثارة (التحفيز). يتم حساب المسافة بين النقطتين وسرعة الايصال الكهربائي للاعصاب الحركية بناء على المعادلة التالية: (سرعة الايصال = الفرق بين الكمونين / الزمن).

يتم من خلال هذه الطريقة، فحص الالياف العصبية المغطاة بالميالين فقط، والتي تكون سرعة الايصال فيها كبيرة.

تعتبر سرعة الالياف العصبية الدقيقة المغطاة بالميالين او غير المغطاة به، بطيئة جدا ولا يتم قياسها بهذه الطريقة.

اختبار(EMG): يتم اجراء هذا الاختبار عبر ادخال اقطاب كهربائية لداخل العضل من اجل تسجيل الامكانات الكهربائية الكامنة في الالياف العضلية. في معظم الحالات يتم ادخال ابرة متراكزة (احادية المركز) بحيث يكون مركزها معزولا عن محيطها، بينما تكون الكمونات التي يتم قياسها، بين المركز والمحيط.

يتم توثيق النشاط الكهربائي للعضلات على شاشة جهاز الـ (EMG)، كما بالامكان سماعها عبر مكبر الصوت. يعتبر الدمج بين ما تراه العين وما تسمعه الاذن أمرا هاما ومساعدا لمن يجري الاختبار من أجل تقييم جودة النشاط الكهربائي للعضلة. يسمى اضمحلال الخصائص الكهربائية للالياف العضلية، في اللغة المهنية، بالـ"طلقات" (الرجفات).

9-3-2 تحليل نتائج فحص التوصيل العصبي:

في الاطراف العلوية، تزيد سرعة التوصيل الطبيعية عن 50 مترا في الثانية. وفي الاطراف السفلية، نحو 45 مترا في كل ثانية. يتم تقييم الخلل باداء الاعصاب المحيطية من خلال سرعة التوصيل المتعلقة بنطاق (مدى) رد الفعل والكمون الاقصى. عندما تكون الالياف العصبية متضررة بذاتها (اعتلال عصبي محواري) ويكون عددها قليلا، فمن الممكن ان تنخفض سرعة التوصيل بشكل طفيف عن السرعة العادية، لكن "النطاق" يصغر بشكل ملحوظ. وذلك بخلاف مرض الاغشية الميلانية للالياف العصبية (الاعتلال العصبي معزول الميلين) حيث تكون سرعة التوصيل بطيئة (حتى 10–20 م/ث). ويكون النطاق طبيعيا او صغيرا بعض الشيء. عندما يكون نطاق رد الفعل للمحفز الداني اقل من 50% من التحفيز الاقصى، يطلق على هذا الوضع اسم "انحصار التوصيل" (Conduction block) وهو يدل على وجود اصابة سابقة في الميلين، تمنع نقل الاشارات العصبية عبر قسم من الالياف العصبية. من الممكن ان يكون هذا الخلل ناتجا عن الالتهاب، او عن الضغط الموضعي.

9-4 المخطط الكهربائي للعضلات Electromyogram :

المخطط الكهربائي للعضلات هو تسجيل النشاط الكهربائي المرتبط بنشاط العناصر الحركية. يمكن دراسته في كل من حيوانات التجارب و البشر من خلال مخطط العضلات الكهربائي. والذي هو عبارة عن تسجيل النشاط الكهربائي للعضلات باستخدام راسم الإشارة . يمكن القيام بهذه العملية على الإنسان دون الحاجة إلى مخدر ، وذلك باقتباس الكمونات باستخدام أقراص معدنية صغيرة ، تعمل كإلكترودات توضع على سطح الجلد الذي يغطي العضلة الخاضعة للإختبار ، أو عبر إدخال إلكترودات إبرية تحت سطح الجلد .

يمثل المنحني البياني والذي نحصل عليه من هذه الإلكترودات المخطط الكهربائي للعضلات (EMG).

يتكون جهاز التخطيط الكهربائي للعضلات بأبسط أشكاله من :

- إلكترود الكشف ، على شكل خيط رفيع ، محتوى ضمن إبرة والتي تعتبر جدرانها إلكترود مرجعي .
- مضخم الاشارة ، موصول إلى الإلكترودات .
- راسم إشارة ، موصول إلى المضخم .

تم الإثبات ومن خلال المخطط الكهربائي للعضلات أن العضلة التي تكون في حالة الراحة تكون غير خاضعة لأي نشاط كهروحيوي .

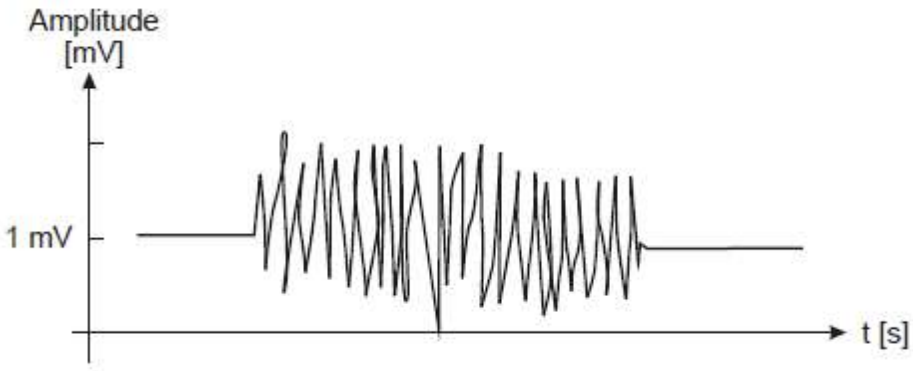
عندما يتم ادخال الإبرة في العضلة الخاضعة للإختبار ، من أجل تقييم نشاطها الكهربائي في حالات مختلفة ، فإننا نسجل تفريغ الكمونات ، ومن ثم في الحالة الطبيعية نكون قد حصلنا على حالة تساوي الكمون (غياب كمون العمل) .

في العضلة التي تكون في حالة الراحة وفي الحالة الطبيعية لا يمكن تسجيل أية كمونات ، إلا في حالة إدخال الإبرة في الصفيحة المحركة (لأن الوحدات الحركية لا تثار بنفس الوقت) ، في تلك الحالة سوف نسجل كمونات صغيرة من مرتبة الميكرو فولت .

أيضاً عندما تصبح الإبرة على تماس مع الليف ، فإننا نسجل كمونات صغيرة ولفترة قصيرة من الزمن وبمطال منخفض (كمون العصب) والذي ليس له أي معنى مرضي .

بالنسبة لتقلص العضلة الإرادي ذو الشدة الضعيفة أو المتوسطة ، والذي يتضمن بعض الوحدات الحركية ، فإنه يترافق في الحالة الطبيعية مع تسجيل كمون ذو مطال متوسط ، من رتبة الميلي فولت ولزمن قصير من رتبة الميلي ثانية ، والذي يسمى كمون الوحدة المحركة Motor Unit Potential))والذي يمكن أن يكون أحادي أو ثنائي أو ثلاثي الطور.

في تقلص العضلة الإرادي ذو الشدة العالية ، فإن جميع الوحدات المحركة تعمل بسرعة والواحدة تلو الأخرى . إن هذا التقلص مترافق في الحالة الطبيعية بنشاط كهربائي شديد التشويش والذي لا يمكن خلاله التعرف على كمونات الوحدة الحركية المفردة كما يبين الشكل (2-9) منحني بياني غني بالتموجات .



الشكل (2–9) منحني بياني غني بالتموجات أثناء تقلص العضله

لذلك يفيد المخطط الكهربائي للعضلات EMG في الدراسة التجريبية لأمراض العضلات المحيطية.

يستخدم المخطط الكهربائي للعضلات الذي يتم تسجيله من خلال استخدام جهاز تسجيل الـ EMG لتحديد الخصائص العصبية العضلية ، تخامد الانتقال في الأعصاب ، سوية الإجهاد . يمكن للعضلة في حالة الراحة توليد كمون قدره 10 إلى 100 ميكروفولت ، بينما يمكن للعضلة المشدودة

توليد كمون يراوح من 300 إلى 500 ميكروفولت . يشبه المضخم التفاضلي في دارة قياس الـ EMG المضخم الموجود في دارتي الـ ECG والـ EEG .

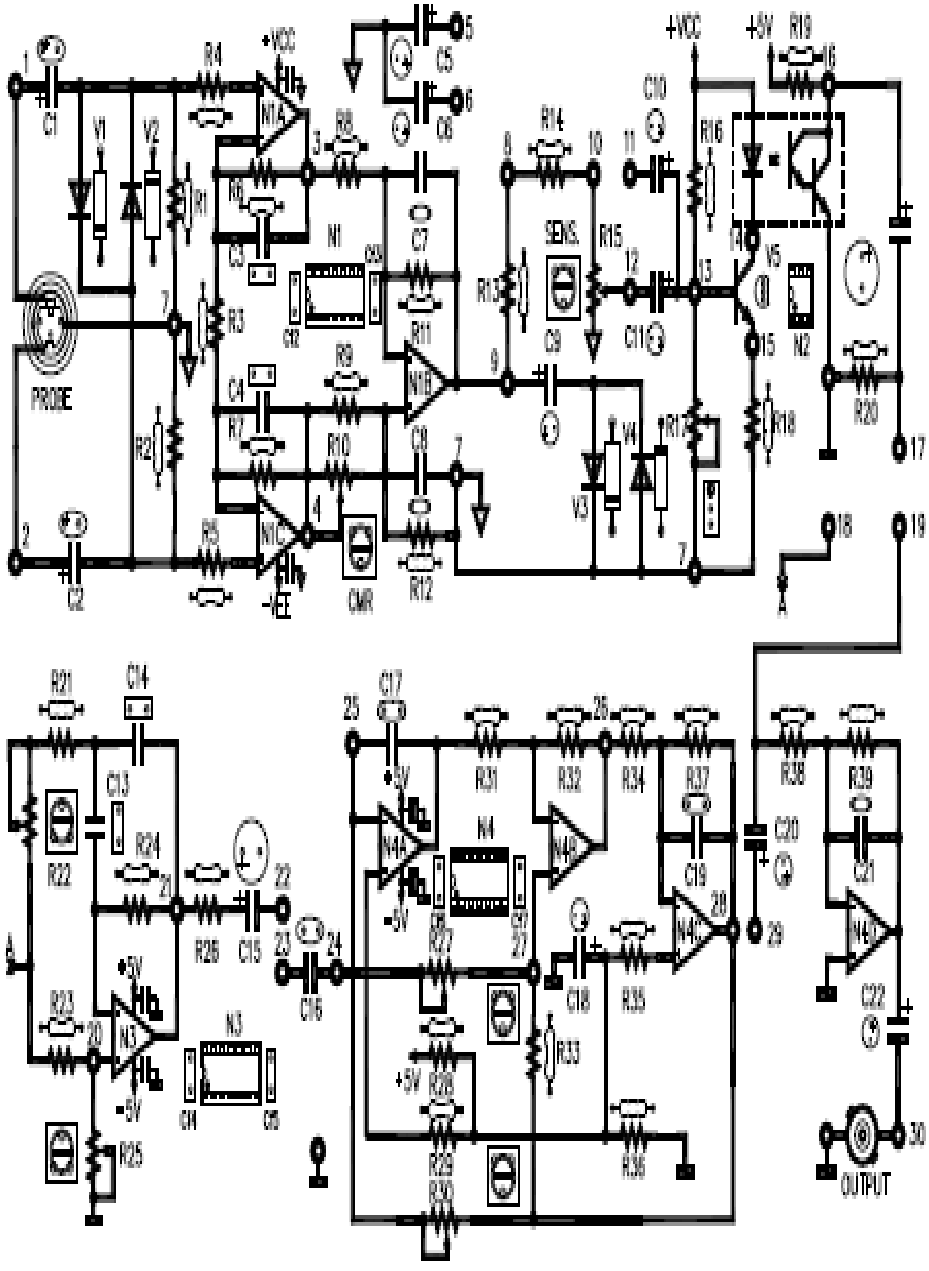
يكون للمضخم الموجود في دارة قياس الـ EMG ربح أعلى بكثير من المضخم الموجود في دارة الـ ECG . نقوم في التجربة المخبرية بقياس كمون العمل التابع للنشاط العضلي ، خلال فترتي العمل والراحة . يظهر كمون العمل المرتبط بحالة الشد العضلي مطالاً أكبر بكثير من المطال المرتبط بحالة الراحة . يتم إظهار موجات الشد من خلال راسم إشارة على شكل نبضات ضمن المجال الترددي من 0 إلى 2 كيلو هرتز . لمقياس الـ EMG مجال تمرير من 3 هرتز إلى 1 كيلو هرتز ويتألف من مضخم أولي ، عازل ، مضخم رئيسي . يظهر الشكل (3–9) دارة قياس الـ EMG المخبريه .

يمكن في هذه الدارة ضبط تردد القطع السفلي من خلال إدخال المكثف C10 . يتم تحديد تردد القطع العلوي من خلال المكثفين C5 و C6 . يمكن من خلال وصل المكثفات إلى النقطة 8 تخفيض قيمة تردد القطع العلوي .

من أجل زيادة ربح المضخم من الضروري قصر المقاومة R14 . بهذه الطريقة نكون قد زدنا التضخيم بحدود 10 .

تكون الإشارة الظاهرة على راسم الإشارة ، والتي هي إشارة EMG ، ذات سلوك مماثل للضجيج الأبيض .

يجب أن تتم فلترة الإشارة المحصلة وزيادة مناعتها للضجيج والتداخلات القادمة من مصادر أخرى . يوجد نوع صعب من الضجيج يجب ترشيحه من إشارة الـ EMG والمتمثل بالموجة الجيبية عند التردد 50 أو 60 هرتز (تردد تيار التغذية) نظراً لكون المركبات الترددية لهذا الضجيج تقع في مجال الإشارة المفيدة ، ومن أجل الحد من هذا الضجيج يجب استخدام مرشح تخميد حزمة ترددية



الشكل (3-9) دارة قياس الـ EMG المخبريه

القسم العملي للمخطط الكهربائي للعضلات

5-9 تسجيل المخطط البياني ElectroMyoGram (EMG) المتعلق بالساعد على البورد التعليمي المخبري

بما أن التمرين التالي يسمح بتسجيل مخطط الجهد الكهربائي للعضلة الخاصة بالمريض. ونظراً لأن التمرين يتضمن تطبيق الالكترودات المتصلة بالأجهزة الإلكترونية على ساعد المريض، من الضروري تأدية التمرين بحذر تام وإدراك بعض القواعد الأساسية التاليه للأمان :

آ - يجب أبعاد المريض عن التجهيزات لتجنب لمسه للدارة .

ب - يجب تجنب لمس المريض للأجزاء المعدنية الموجودة في المحيط المجاور.

ج - تزود الطاقة للمرحلة ما قبل التضخيم(الأطراف Vcc+، Vee- ومتساوي الجهد للبورد) يكون حصرياً من خلال مزود الطاقة والمزود بواسطة الوحدة الخارجية DL3155BIO-SIM . وإنه ممنوع قطعياً أن تستخدم لهذا الغرض أي مزود للطاقة يعطي الفولت نفسه

د - يجب أن يكون تزود الطاقة حصرياً عبر مجموعة بطاريات 1.5 فولت ،أنه **ممنوع قطعياً** أن تزود الكتلة بالطاقة عبر أي مصدر آخر

هـ - بما أن الدارات (لوحة DL 3155BIO5 وكتلة DL 3155BIO-SIM) غير مغلقة بأغطية وقائية بسبب حاجات التعليم الواضح،ممنوع بتاتاً لمس العناصر الأساسية لتجنب أخطار قصر الدارات .

الهدف من هذا التمرين اكتشاف النشاط الكهربائي المتعلق بنشاط العضلات.

ما هو ظاهر على جدول البياني ال EMG غير مرتبط بعمل عضلة واحدة، لكن التأثير الشامل هو لجميع العضلات التي تساهم بالحركة.

سوف تلاحظ بأن الإجهاد العالي للشدة يوازي التقلص العضلي العالي الذي يطور الجهد الكهربائي الفعال.

بهذا التمرين القياس سيؤدى بينما يتم تقييم فعل العضلات للساعد.

العملية الأولى ستؤدى بوضع الأقطاب الكهربائية على المريض.

1) أماكن توضع الأقطاب الكهربائية كما هو موضح في الشكل (4–9) مخطط وصل الأقطاب الكهربائية

a- ضع القطب RA قريبا من المعصم

b- ضع القطب LL تقريبا 20 سم فوق السابق بالقرب من الجانب الداخلي لمفصل الساعد على نفس الذراع

c- ضع القطب RLبين RAو LL تماما في الوسط

2) اجعل المريض يستلقي على أريكة والرأس مرفوع وانتظره ليرتاح.

3) بواسطة قطعة قطن مبللة بالكحول نظف بدقة المكان الذي ستضع الأقطاب الكهربائية عليه

4) قم بوضع المحلول الالكتروليتي على الموقع الذي ستضع عليه الإلكترود

ملاحظة: في هذا التدريب من الضرورة أن تقوم بوضع مادة وصل كهربائي بين الالكترودات وجلد المريض

5) ضع الالكترودات المواضع المشار عليها سابقاً وتأكد من وجود اتصال كهربائي جيد

6) يجب أن تكون الذراع التي توضع عليها الالكترودات ممدودة و مرخاة

7) أدخل نهاية موصل الالكترودات في مسبار الدخل "INPUT PRODE" في قابس مسبار الدخل للكتلة الخارجية DL3155EIOS-SIM

8) ضع زر اختيار الكتلة الخارجية على الوضعيةII

9) صل نهايات وحدة التغذية للكتلة الخارجية (+VCC, – VEE AND EQUI – POTENTIALITY) إلى النهايات المقابلة من اللوحة DL3155EIOS-SIM

10) صل بواسطة موصل مناسب مخرج الكتلة DL3155EIOS-SIM إلى مدخل دارة القياس ل EMG

11) صل النهاية 8 إلى النهاية 10

12) صل النهاية 7 إلى النهاية 19

ملاحظة: نظرا للفعل الكموني المنشأ بواسطة النشاط العضلي يميز بواسطة الحزمة التي تمتد من المستمر حتى 2KHZ، فمن الضروري توليف تواتر القطع للمضخم. يمكن توليف تواتر القطع السفلي بواسطة وصل المكثف C10 بالتوازي مع المكثف C11 (صل النهاية 11 إلى النهاية 12). يمكن أن يولف تواتر القطع الأعلى عن طريق وصل المكثفين C5و C6، وذلك عن طريق وصل النهاية 5و/أو6 إلى النهاية 8

13) صل راسم الإشارة إلى مخرج المقياس EMG كما هو موضح في الشكل (9-5) مخطط الوصل مع راسم الإشارة

14) اضبط راسم الإشارة كما يلي:

القناة الأولى على 0.5 V لكل تقسيمه

ضع مفتاح ضبط الجهد على القيمة 0.5 V لكل تقسيمه

ضع مفتاح ضبط الزمن على القيمة 50 MS/DIV لكل تقسيمه

ضع وضعية التيار المتناوب AC

15) تأكد من أن مقياس الجهد ذو الحساسية "SENS" مدور بشكل كامل بجهة عقارب الساعة "إبطال الحساسية"

16) ضع مفتاح التشغيل للكتلة الخارجية DL3155EIOS-SIM على الوضعية ON

17) زود اللوحة DL3155EIO5 بالطاقة

18) زد الحساسية ببطء حتى تلاحظ حتى يظهر على راسم الإشارة منحني شبيه بالضجيج الناتج عن النشاط العضلي البسيط

19) خذ جسم يمكن مسكه بسهولة (على سبيل المثال كرة مطاطية أو كرة تنس أو صابونه) و قم بعصره

20) أعد العصر و أطلق الجسم بحركات إيقاعية تقريبا

21) اضبط مستوى الحساسية حتى تظهر الفرو قات بشكل واضح على شاشة راسم الإشارة.

22) ماذا يمكن أن تلاحظ من مراقبة الرسم البياني الظاهر على شاشة الراسم ؟

23) اجعل العضلة تسترخي (حرر الجسم) سوف تلاحظ تناقص النشاط الكهربائي الظاهر على شاشة الراسم.

24) إذا لاحظت أي إشارة تداخليه عند تواتر يساوي تواتر التغذية الرئيسي Hz60/50 فإنه من الضروري استخدام الفلتر NOTCH FILTER

ملاحظة:

لاستعمال الفلتر السابق ينبغي فصل النهاية 17 عن النهاية 19 و وصل النهاية 17 إلى النهاية 18 و بعدها وصل النهاية 22 إلى النهاية 19

25) أزل الالكترودات من على السواعد

9-6 تسجيل (قياس) المخطط البياني لEMGالمتعلق بعضلتي ذات الرأسين والثلاثة الرؤوس

26) الأماكن التي يجب وضع الالكترودات عليها كما هو موضح بالشكل
(9-6)مخطط الوصل للإلكترودات (EMG للعضلة ذو الرأسين وذات الثلاث رؤوس)

a- ضع الإلكترود RA على العضلة ذات الرأسين فوق المرفق بقليل.

b- ضع الإلكترود LL علي نفس الذارع تقريباً 10cm للأعلى .

c- ضع الإلكترود RL (الإلكترود المشترك) تقريباً في منتصف الساعد لنفس الذراع .

27) بواسطة قطعة قطن مبللة بالكحول نظف بدقة المكان الذي ستضع الأقطاب الكهربائية عليه.

28) قم بوضع المحلول الالكتروليتي على الموقع الذي ستضع عليه الإلكترود.

29) للحصول على إجهاد للعضلة ذات الرأسين يجب على المريض أن يدفع رجله اليمنى نحو الأرض.

30) مع اليد اليمنى تحت الركبة،سيتوجب على المريض بذل قوة لرفع الرجل اليمنى .

31) ألمس بيدك اليسرى عضلتي ذات الرأسين والثلاثة الرؤوس ، أي من هما تقاوم التقلص العضلي ؟

32) عدل مستوى الحساسية حتى تظهر الفرو قات بشكل واضح على شاشة راسم الإشارة.

33) لاحظ الإشارات في راسم الإشارة خلال التمرين ودون بالأسفل أي علامة فرق أو اختلاف.

34) أزل الالكترودات من على العضلة ذات الرأسين وضعهم بنفس الطريقة(المواضع) على العضلة ذات الثلاثة رؤوس.

35) الآن ، على نقيض التمرين السابق ، قلص العضلات ذات الثلاثة رؤوس .

36) عدل مستوى الحساسية حتى تظهر الفرو قات بشكل واضح على شاشة راسم الإشارة.

37) لاحظ الإشارات في راسم الإشارة خلال التمرين ودون بالأسفل أي علامة فرق أو اختلاف.

38) أزل كل التوصيلات من الجسم .

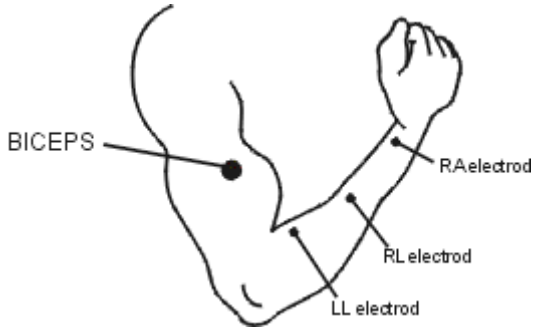
9-7 مقياس الجهد العضلي الكهربائي Electromiogram (EMG)

يوضح الجدول (1-9) قائمة العناصر الأساسية المستخدمة في البورد المخبري

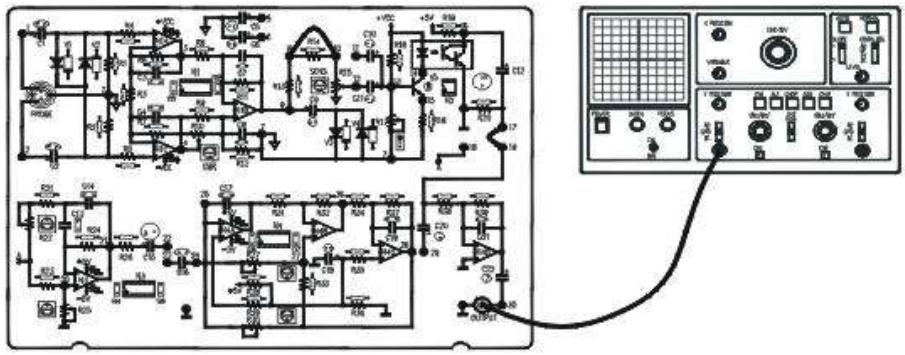
الجدول (1-9) قائمة العناصر الأساسية المستخدمة في البورد المخبري

R1,R2 10 MOhm 1% 1/4 W R3 6,8 KOhm 5% 1/4 W R4,R5,R6,R7 100 KOhm 1% 1/4 W R8 8.2 KOhm 5% 1/4 W R9 15 KOhm 5% 1/4 W R10,R25 100 KOhm 1/2 W R11,R12,R16 100 KOhm 5% 1/4 W R13,R19,R21 470 Ohm 5% 1/4 W R14 82 KOhm 1/4 W R15,R22 5 KOhm 1/2 W R17 50 KOhm 1/2 W R18 220 Ohm 5% 1/4 W R20 150 KOhm 5% 1/4 W R23,R26 1 KOhm 5% 1/4 W R24 330 KOhm 5% 1/4 W R38 2,2 KOhm 5% 1/4 W N1 MC3403P OP-AMP quad 14 pin MC3403P . N2عازل ضوئي 8 pin	V1,V2 1N4001 V3,V4 1N4148 C1,C2 10 µF 25 V مكثفة الكتروليتيك 20% C3,C4 100 pF 50V مكثفة سيراميك متعددة الطبقات 5% C5,C6 10 µF 50 V مكثفة الكتروليتيك 20% C7,C8,C21 2200 pF مكثفة سيراميك متعددة الطبقات C9,C20,C22 47µF 50V مكثفة 20% سيراميك متعددة الطبقات C10 100µF 50V 20% مكثفة الكتروليتيك C11 4,7µF 50V 20% مكثفة الكتروليتيك C12 470µF 35V 20% مكثفة الكتروليتيك

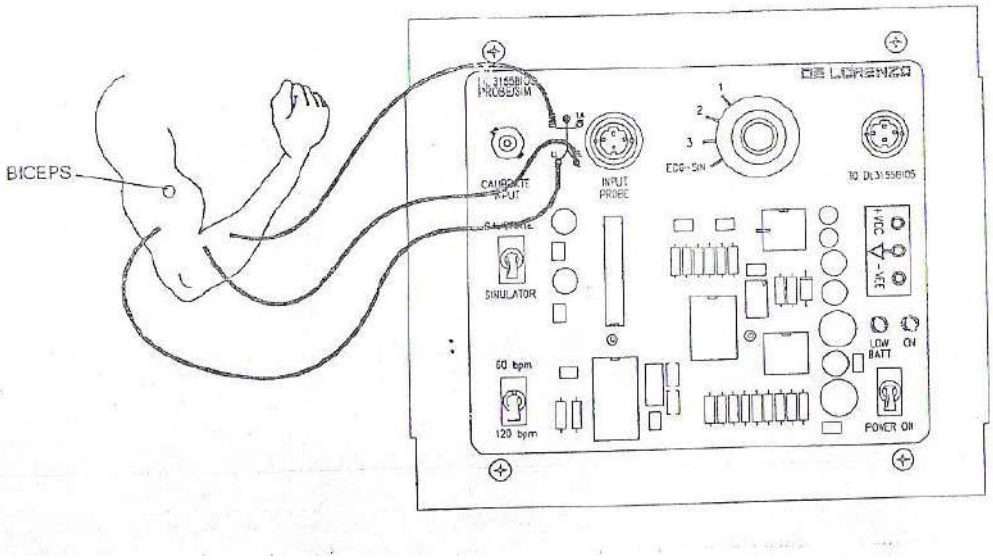
N3 LF347N OP-AMP quad 14 pin C15 220µF 35V مكثفة الكتروليتيك20%	C13,C14 0,1µF 10% مكثفة سيراميك متعددة الطبقات



الشكل (4–9) مخطط وصل الأقطاب الكهربائية



الشكل (5-9) مخطط الوصل مع راسم الإشارة



الشكل (6-9)مخطط الوصل للإلكترودات

(EMG للعضلة ذو الرأسين وذات الثلاث رؤوس)

9-8 محاكي الخطأ (FAULT SIMULATOR)

اللوحة DL 3155BIO5 من نظام التدريب مزودة بمجموعة مفاتيح الخطأ تدعى مفاتيح f التي تقع تحت الغطاء الذي تجده على اللوحة،هذه المفاتيح يجب أن تكون على الوضعية off لضمان عمل الدارة بالشكل الصحيح

إذا وضعنا المفاتيح على الوضعية onنكون قد أدينا إلى حدوث عيوب في هذه الدارة ، في الواقع عمل مفاتيح f هو تغيير قيم مكونات المعتمد عليها في الدارة أو تغيير مكونات القصر الإجباري أو تغيير مكونات انقطاع الدارة في بعض نقاط الدارة خلال الفحص

ملاحظة: حتى لا يحدث أخطاء شاذة في العملية الصحيحة للدارة يجب أن ندخل العيوب (الأخطاء) عندما نجري التجربة التي هدفها إيجاد العيوب

حل المشاكل:بعد دراسة العملية الصحيحة للدارة يصبح الطلاب قادرين على اكتشاف أي خطأ يمكن أن يظهر خلال استخدام دارة مماثلة .

غالبا الأهمية الأساسية أن تكون قادرا على تشخيص المشاكل وأسباب العمليات الشاذة بالدقة والسرعة المعقولة

من وجهة النظر هذه فإن قسم حل المشاكل يزود النظرة العامة بعدد من الأخطاء التي يمكن أن تظهر في الدارة الإلكترونية التي درسناها الآن ،وتزود أيضا بمحاولة جيدة لتحليل الدارة والتي تسمح للطلاب اكتساب الحكم الذاتي الهام الأساسي لنموه المهني. يوضح الجدول (2-9) مناقشة الأخطاء المرتبطة بإشارة المفاتيح f

الجدول (2-9) مناقشة الأخطاء المرتبطة بإشارة المفاتيحf

الدارة	مفاتيح الخطأ	الوصف

NOTCH FILTER	F1	عكس دخل N3 قصر الدارة إلى الأرض (لا يوجد إشارات بالخرج)
المضخم الأولي pre-amplifier	F2	عكس دخل N1B قصر الدارة إلى الأرض (لا يوجد إشارات بالخرج)
مرحلة العزل الضوئي	F3	قصر الطرف 17 إلى الأرض (لا يوجد إشارات بالخرج)
خرج المضخم	F4	تدخيل مقاومة في المثيل ل R39
مرشح تمرر حزمة BAND PASS	F5	قصر دخل الفلتر إلى الأرض (لا يوجد إشارات بالخرج)

.....

المراجع .....

1- DELORENZO. Biomedical Laboratory, ECG EEG EMG Theoretical Manual, DL 3155BIO5

2- DELORENZO. Biomedical Laboratory ECG EEG EMG

DL 3155BIO5 Practical Guide

3- تخطيط العضلات

https://www.webteb.com/neurology/tests (29/9/2015)

4- ويكيبيديا، الموسوعة الحرة ، قياس سرعة جهد الفعل (29/5/2015)
https://ar.wikipedia.org/wiki/

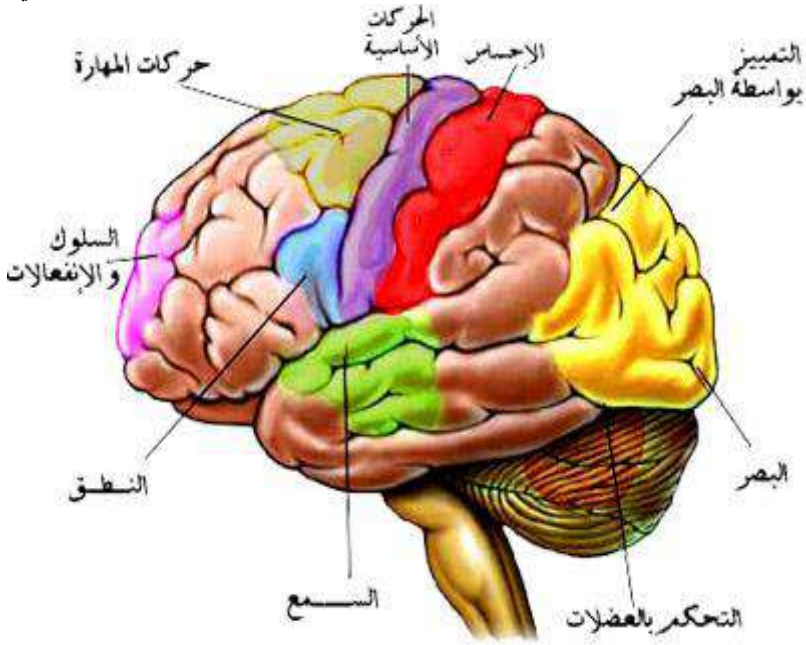
.....

الفصل العاشر : المخطط الكهربائي للدماغ Electro encephalo gram

10-1 الدماغ brain:

الدماغ هو العضو الرئيسي الذي يقوم بقياس المنبهات الفيزيائية – النفسية ، تسجيل الأمراض الجسدية ، ومراقبة مجال واسع من الأحداث الفيزيولوجية . إن العقل البشري هو واحد من أكثر الأعضاء غموضاً في الجسم البشري . وبالرغم من العديد من الأبحاث التي تم تنفيذها ، إلا أنه لا يزال العديد من المظاهر والوظائف الدماغية قيد الغموض . يقسم الدماغ البشري إلى ثلاثة مناطق رئيسية : المخ والمخيخ والبصلة السيسائية ، تكون البصلة السيسائية متصلة بالحبل الشوكي ، وتتحكم بالمنعكسات اللاإرادية ، مثل درجة حرارة الجسم ، التنفس وخفقان القلب . يتوضع المخيخ بين المخ والبصلة السيسائية ، ويتحكم بالنظام العضلي الإرادي المسؤول عن حركة الأصابع ، الذراعين ، الساقين،ويوضح الشكل (1-10) أجزاء الدماغ المسؤولة عن كل الأفعال الإرادية.

تعادل كتلة الدماغ 2 % من كتلة الجسم بينما يحتاج إلى 20 % من الأكسجين الموجود بالجسم. يصل الأكسجين إلى الدماغ من خلال كريات الدم الحمراء لذلك من المهم تزويد الجسم بالعناصر الغذائية الضرورية لإنتاج هذه الكريات .



الشكل (1-10) أجزاء الدماغ

10-2 الأمواج الدماغية Brain waves:

يمكن تصنيف النشاط الكهربائي للدماغ إلى أربعة أنواع من الموجات بالاعتماد على تردد الموجات وهي:

1 . موجات بيتا (Beta waves) وهذه الموجات ذات ارتفاع (Amplitude) قليل وتردد يزيد عن 13 هيرتز، ويمكن تسجيلها من المناطق الأمامية من الرأس.

2 . موجات ألفا (Alph waves) وهي ذات ارتفاع أكبر من موجات بيتا وتردد يتراوح بين 8 . 12 هيرتز، ويمكن تسجيلها من المناطق الخلفية من الرأس وتشكل موجات ألفا التردد القياسي للدماغ الطبيعي في حالة اليقظة ويشترط في تسجيلها أن يكون الشخص مغمض العينين وفكره سائح. (wandering mind) أي منبه حسي مرئي أو مسموع (فتح العينين أو سماع ضوضاء) يحول موجات ألفا إلى بيتا.

3 . موجات ثيتا (theta) وهي موجات ذات ارتفاع أكبر من ألفا وبتردد 4 . 7 هيرتز.

4 . موجات دلتا (Delta) وهي أيضاً بارتفاعات كبيرة وبتردد أقل من 4 هيرتز.

ويوضح الشكل (2–10) الموجات الدماغية السوية ونلاحظ الاختلاف في مطال وتردد كل موجة حسب مكان توضع الألكترود على الرأس.

يعد تخطيط الدماغ اليوم من أهم عمليات الفحص السريري المستعملة في دراسة الأعصاب، جراحة الأعصاب والطب النفسي ويستخدم أيضاً في المعاهد العلمية كالصيدليات، علم الأعصاب، التدريب المهني الطبي.. والطريقة المستعملة يجب أن لا تعرض المريض لأي أذى أو إجهاد.

يمكن من خلال وضع إلكترودات على فروة الرأس (القسم العلوي من الرأس) ووصلها إلى مضخم عالي الربح ، تسجيل كمونات العمل المتولدة من كل من مراكز التحكم بالجسم والمستقبلات الحسية . لقد تم بشكل فعلي تحديد مكان كل مستقبل سمعي بحيث أنه إذا قامت الأذن باستقبال نغمة معينة ضمن المجال السمعي ، فإنه بالإمكان تحديد مكان النبضة المتولدة في القشرة المخية . تتباين الأمواج الصوتية في المطال والتردد ولكن عندما تدخل إلى المخ تتحدد بالمطال وتتباين بالطور والتردد .

يمكن ومن خلال وضع إلكترودات على سطح الجمجمة تسجيل عدد كبير من الإشارات ، ولكن يستخدم فقط أربع إشارات من كل الإشارات التي يولدها الدماغ والتي يتم تسجيلها عبر تقنيات تسجيل المخطط الكهربائي للدماغ التي تستخدم في العيادات .

10-3 أصل الجهد في تخطيط الدماغ Origin of the potentials:

إن أصل تخطيط الدماغ والمعروف EEG يمكن توضيحها بالانتشار التناغم للجهود التي تنتج من التفريغ المتعاقب للخلايا العصبية وإن جهد الراحة Resting potential للخلية العصبية هو (70 mv) تقريباً وأن السحايا (الأغشية المغلقة للدماغ) والـ (CSF)، لمعظم فروة الرأس كلها تقع بين الدماغ (والأقطاب) الأقطاب الموضوعة على جلد الرأس التي تؤدي إلى الإخلال في المجهود، ولغرض تعويض هذا النقص يجب أن يكون جهاز تخطيط الدماغ ذا حساسية إدخال عالية من 20 إلى 1000 مايكروفولت) تشير إلى 1 cm من سعة التسجيل. ولو كان التسجيل مأخوذاً

مباشرة من سطح الدماغ (قشرة الدماغ (Cortex) فإن الجهود ستكون من 10 إلى 50 مرة أكبر (تخطيط قشرة الدماغ (electrocorticography) وفي جراحة الجملة العصبية في الجمجمة المفتوحة Trepared فإن الـ (Deivation) نحصل عليه من قشرة الدماغ ومن أعماق الدماغ أيضاً باستخدام أقطاب أبرية خاصة.

إن تخطيط الدماغ يمنحنا صورة غنية للفعالية الكهربائية للدماغ والأسباب التي لا تزال غير مكتشفة بالكامل.

10-3-1 المخطط الكهربائي للدماغ Electroencephalogram :

يقصد بالمخطط الكهربائي للدماغ تسجيل الكمونات الدماغية التي يتم اقتباسها من خلال استخدام إلكترودات موضوعة على سطح فروة الرأس .

يؤدي التقلب المستمر للنشاط الدماغي الطبيعي إلى نشوء اختلافات صغيرة في الكمونات الكهربائية بين النقاط المختلفة على سطح فروة الرأس (من مرتبة 10 إلى 100 ميكرو فولت) والتي يتم عادة تضخيمها وتسجيلها لعدة دقائق . نحصل من خلال هذه الطريقة على مخطط يتضح فيه ومن أجل كل إلكترود تغيرات الجهد كتابع للزمن .

يتم وضع الإلكترودات عادة ضمن مخطط ثابت (نظام 10 – 20) على كل أجزاء فروة الرأس . طالما أن كل إلكترود يعكس نشاط أقرب جزء دماغي إليه ، فسوف يكون لمخطط الـ EEG القدرة على إعطاء المعلومات ليس عن النشاطات الكهربائية الشاذة فقط بل عن أماكنها أيضاً .

يمكن أن يكون المخطط الكهربائي للدماغ ثنائي القطب أو أحادي القطب . في المخطط الأول (ثنائي القطب) يتم تسجيل اختلافات الكمون بين منطقتين من القشرة ، بينما يتم في المخطط الثاني تسجيل الاختلافات ما بين منطقة من القشرة ونقطة في الجسم والتي نظرياً تكون حيادية وبعيدة عن القشرة الدماغية .

يظهر تسجيل الـ EEG تغيرات دورية في الكمونات المسجلة والتي يعبر عنها بشكل أفضل من خلال التردد والمطال . وهذا ما يسمى النظم (الإيقاعات) الدماغية .

لموجة ألفا α تردد من 8 – 10 هرتز ، ويتم تسجيلها على ثلثي فروة الرأس من الخلف عندما تكون حواس الشخص في حالة راحة وهو مغمض العينين ، وتحدث مقاطعة التسجيل عند فتح العينين (إيقاف رد الفعل) .

بينما تستبدل موجة ألفا في المناطق الأمامية من فروة الرأس (منطقة رولاند والمنطقة الجبهية) بنشاط سريع (أكبر من 14 هرتز) وأقل عرضاً وهي موجة بيتا β .

وبالعكس، تكون المناطق الصدغية مليئة على الدوام بالنشاطات الأبطأ (من 4 – 7 هرتز) والعريضة نسبياً والتي هي أمواج ثيتا θ . يمكننا في حالات مرضية محددة مشاهدة الإشارات البطيئة (ترددات أقل من 4 هرتز) وذات مطالات مختلفة والتي تسمى أمواج دلتا δ .

عند الانسان يختلف تردد الموجة المسيطرة في حالة الراحة تبعاً للعمر . في الطفولة المبكرة ، يكون التردد عالياً ، النوع بيتا ، لكن تكون الموجة القفوية بطيئة 0.5 – 2 موجة في الثانية . يزداد تردد الموجة الأخيرة في الطفولة والمراهقة حتى يصبح تردده بتردد الموجة الطبيعية .

بما أن التسجيل الكهربائي للدماغ يتم بطريقة سهلة وغير جراحية فإنه يمثل اختباراً أساسياً في مجال الدراسة العصبية .

إن أهم قيمة تشخيصية للتخطيط الكهربائي للدماغ هو تشخيص حالات الصرع ، بما أن التغير في النشاط الكهربائي الطبيعي أثناء الصرع يولد منحنيات مميزة بشكل واضح والتي يمكن أن توجد أيضاً في حالات انعدام أزمات الصرع .

أيضاً في حالات الأمراض الإلتهابية ، مثل التهاب السحايا والتهاب الدماغ ، يكون الـ EEG مفيداً جداً لأن المنحني الطبيعي لا يتضمن هذه الحالات . في حالات أخرى يمكن أن يظهر مخطط الـ EEG حالات الأورام المخية ولكن دون القدرة على تحديد نوع الضرر في أغلب الحالات .

وبما أن التخطيط الاعتيادي للدماغ رسم استشفافي لنصفي الدماغ الأيسر والأيمن الذي يجب أن يكون منسجماً مع التردد والسعة تقريباً. ولو كان الرسم غير متساوٍ في التردد أو السعة (السعة تتغير بأكثر من 30 بالمائة) فإن تخطيط الدماغ EEG عادة يعتبر حالة موجبة.

وإن تخطيط الدماغ يتأثر بالعمر ودرجة الانتباه أو الذهول (من اليقظة إلى النوم العميق)، أو نقص الأوكسجين، أو درجة الجوع (Hypoglycaemia) أو العطش أو التخمة. وهذه التغيرات لها أسباب بايوكيماوية، هرمونية عصبية، وعدد من الأسباب الكيماوية المعروفة ومثالاً على ذلك مستوى السكر في الدم ودرجة الأوكسجين فيه لها علاقة مباشرة بظهور الموجات وبتسارعها أو عدم ظهورها أو تباطؤها وإن تأثير الأنسولين أو هرمون الأدرينالين (Adrenicorticotropic ACTH) في تخطيط الدماغ الطبيعي في المرضى يمكن أخذه بعين الاعتبار.

ونلاحظ أن تخطيط الدماغ بالنسبة للبالغين يختلف عما عند الأطفال، فالأطفال . مثلاً . حديثو الولادة ليس لهم تناغم مؤسس (مبني) في تخطيط الدماغ، لأن السعة والتردد كليهما منخفض (Beta Waves & Delta waves) (30 – 60) مايكرو فولت، وبمرور السنين فإن التردد يكبر والسعة تتسع والدماغ ينضج. وبتزايد السنين فإن تخطيط الأشخاص الصغار سوف يصبح أكثر شبهاً بالبالغين بتناغم من (9 . 12 Hz) وسعة (60 . 150) مايكروفولت وفي الأعمار الكبيرة فإن شكل تخطيط الدماغ سوف يتغير ثانية والتناغم الأساسي سوف يصبح أبطأ لكن بتردد أسرع.

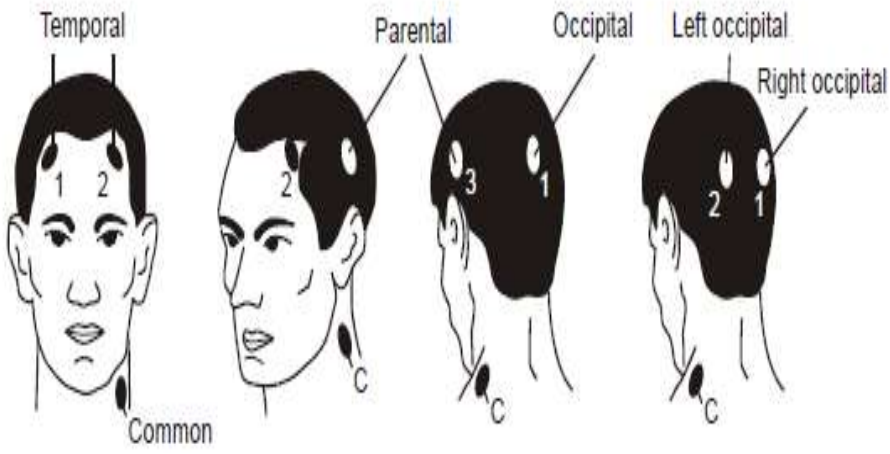
10-3-2 موجة ألفا وأنماط التغذية الخلفية الحيوية :

كثيراً ما تؤدي الاضطرابات المتعلقة بالإجهاد والتوتر إلى حالات ينصح فيها الطبيب بإتباع العلاج من قبل المريض . بالمقابل فإن التغذية الخلفية الحيوية تتجه نحو التأكيد على قدرة المريض على التحكم بحالته ، تحت إشراف المعالج . يكمن النجاح في التدريب على التغذية الخلفية الحيوية في تعليم المريض كيف يتحكم ويضبط وظائفه الحيوية . التغير بدرجة حرارة الجسم ، زيادة ضغط الدم أو ضربات القلب ، الشد العضلي والصداع كلها أعراض حالات التوتر النفسي . يكون العلاج بإتباع عدد من الإجراءات المتعلقة بالعلاج النفسي لتخفيض حالات التوتر .

تعتبر أي إشارة قادمة من الجسم بمثابة معلومة بالنسبة للأجهزة المستخدمة لتقييم تحكم الجسم. الشد العضلي (EMG) ، الاختلافات القلبية (ECG) ، ضربات القلب ، اختلاف درجة حرارة الجسم ، حركة بؤبؤ العين ، الإشارات الدماغية (EEG) ، التغير في مقاومة النسج ، كلها مصادر إشارات يمكن مراقبتها .

تنفذ الدراسات المتعلقة بالـ EEG باستخدام كل من أمواج ألفا في المجال الترددي 8 – 14 هرتز وأمواج ثيتا في المجال الترددي 4 – 8 هرتز . يتم مراقبة وتسجيل هذه الموجات منخفضة التردد عبر استخدام فلاتر خاصة . تكون أمواج ألفا مرتبطة بحالات الهدوء والراحة بينما تكون أمواج ثيتا مرتبطة بحالات التوتر والإحباط والإجهاد . يتركز الاهتمام على زيادة نسبة المطال بين أمواج ألفا و ثيتا .

خلال تسجيل مخطط الـ ECG يتم وضع الحساسات على أماكن مختلفة من فروة الرأس . يبين الشكل (2–10) بعض المواضع النموذجية لوضع الإلكترودات .



الشكل (2–10) مكان وضع الإلكترودات

يتم استخدام أجهزة تسجيل متعددة الأقنية بحيث يمكن دراسة الإشارات القادمة من عدة مناطق في آن واحد . إن تسجيل مخطط الـ EEG يشكل مؤشراً هاماً للحالة النفسية – الجسدية للجسم. يمكن من خلال الترشيح الحقيقي لأمواج ألفا و ثيتا استخدام جهاز تسجيل الـ EEG لمقارنة حالات التوتر ، الشد والاسترخاء .

بما أن إشارات مخطط الـ EEG لها سويات جهد منخفضة (من رتبة 2 – 50 ميلي فولت) ، فيجب علينا أن نستخدم مضخمات عالية الربح و مرشحات مناسبة ذات تصميم خاص . يجب

أن يكون ربح هذه المضخمات متغيراً بين 1000 و 1000000 . نحتاج من أجل تسجيل مخطط الـ EEG إلكترودات صغيرة ذات تماسات مرنة . يجب تنظيف منطقة تماس الإلكترودات وتغطيتها بمادة ناقلة خاصة . وبما أن وجود الشعر تحت الإلكترودات يؤدي إلى زيادة المقاومة و يسبب إضعاف التماس فمن الضروري الاهتمام بشكل كبير عند وضع الإلكترودات . يجب أن يستلقي المريض على صوفة أو طاولة منجدة ، بعيداً عن أية نواقل كهربائية وأية مصادر محتملة للحقول المغناطيسية .

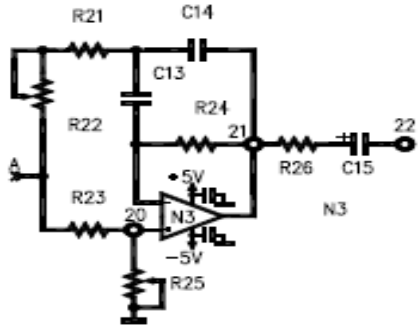
4 -10 وصف دارة الـ EEG المخبرية :

يمكن في دارة قياس الـ EEG التعرف على الكتل الرئيسية التي تشكل جهاز القياس : المضخم الأولي ، العازل ، المرشح والمضخم الرئيسي .

لإشارة الـ EEG خصائص مماثلة إشارة الـ ECG ، لذلك يمكن استخدام نفس مراحل التضخيم الأولي والعزل المستخدمة في قياس الـ ECG ، مع تغيير مناسب في التضخيم . وبما أن الإشارات الكهربائية في مخطط الـ EEG من مرتبة الميكرو فولت ، فيجب أن يكون للمضخم الأولي والمضخم الرئيسي قيم ربح عالية ، ومن الضروري ترشيح الإشارة المقتبسة بشكل جيد لتجنب التشويشات الصغيرة التي تؤذي عملية القياس .

10-4-1 مرشح حجب تردد وحيد Notch :

يقوم مرشح حجب التردد الوحيد بتخميد مجال ضيق من الترددات حول التردد W0 مع مجال تمرير أعرض . يسمى التردد المركزي W0 بتردد الحجب . يستخدم مرشح حجب تردد القياسات الطبية الحيوية ، حيث ترددات الإشارات أقل من 100 هرتز ، لتخفيض التداخل مع إشارات الترددات 50 و 60 هرتز . يمكن الحصول على مرشح حجب تردد من خلال جمع مرشحين ، أحدهما ذو تمرير منخفض والآخر ذو تمرير عالي ، ولهما نفس تردد القطع Wn لمرشح حجب التردد . يبين الشكل (3–10) مرشح حجب تردد .

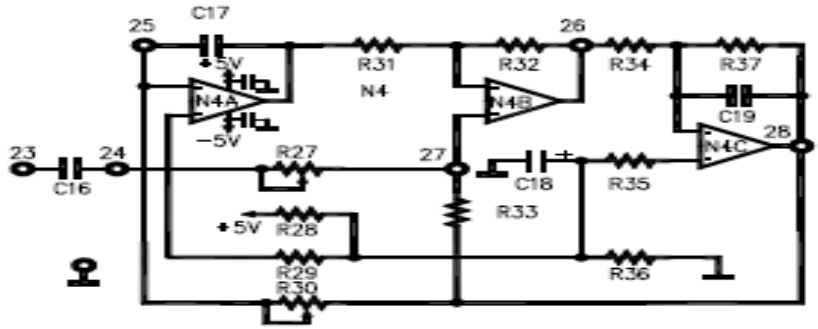


الشكل (3–10) مرشح حجب تردد

10-4-2 مرشح الحزمة 8 – 14 هرتز :

إن أمواج ألفا تكون ضمن المجال الترددي 8 – 14 هرتز . ولذلك لكي نقوم بإظهار أمواج ألفا فقط نحتاج إلى مرشحات تمرير حزمة قابلة للاختيار ، يتم إدخال الإشارة من خلال الوصل بين النقطتين 17 و 23 (أو بين النقطتين 22 و 23 في حال إدخال مرشح حجب تردد). يتألف هذا المرشح من ثلاثة مضخمات عمليات كما يوضح الشكل (4–10) بحيث تشكل كتلة مكامل وكتلة جامع .يتم الحصول على ترددات القطع للمرشحات الثلاثة (تمرير منخفض وتمرير عالي و تمرير حزمة) من خلال الصيغة التالية :

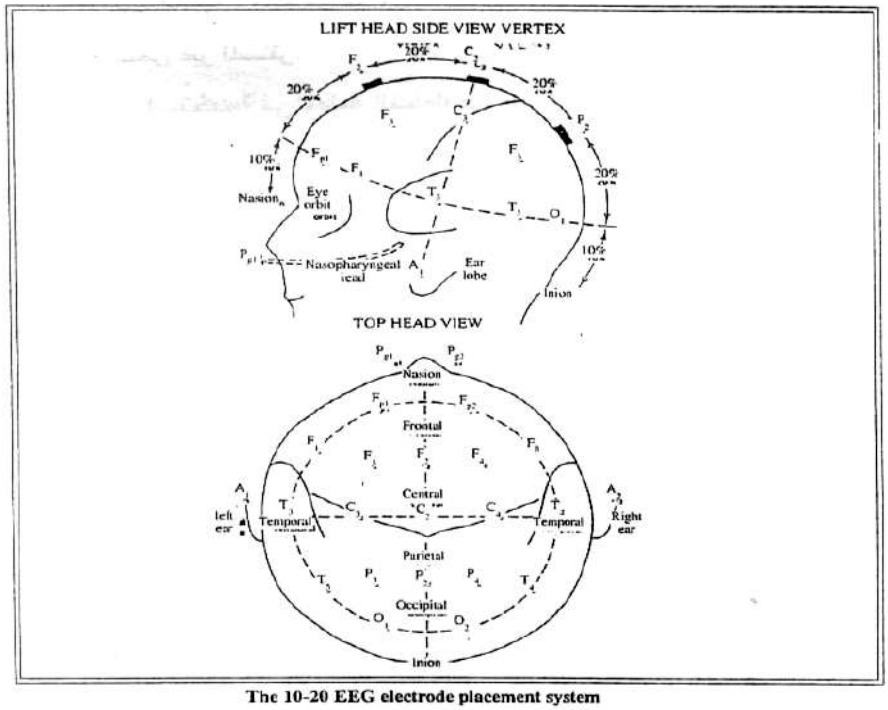
$$f_0 = \frac{1}{6.28 \bullet R_{34} \bullet C_{19}}$$



الشكل (4–10) مرشح تمرير الحزمة 8 – 14 هرتز

10-5 طريقة عمل جهاز تخطيط الدماغ :

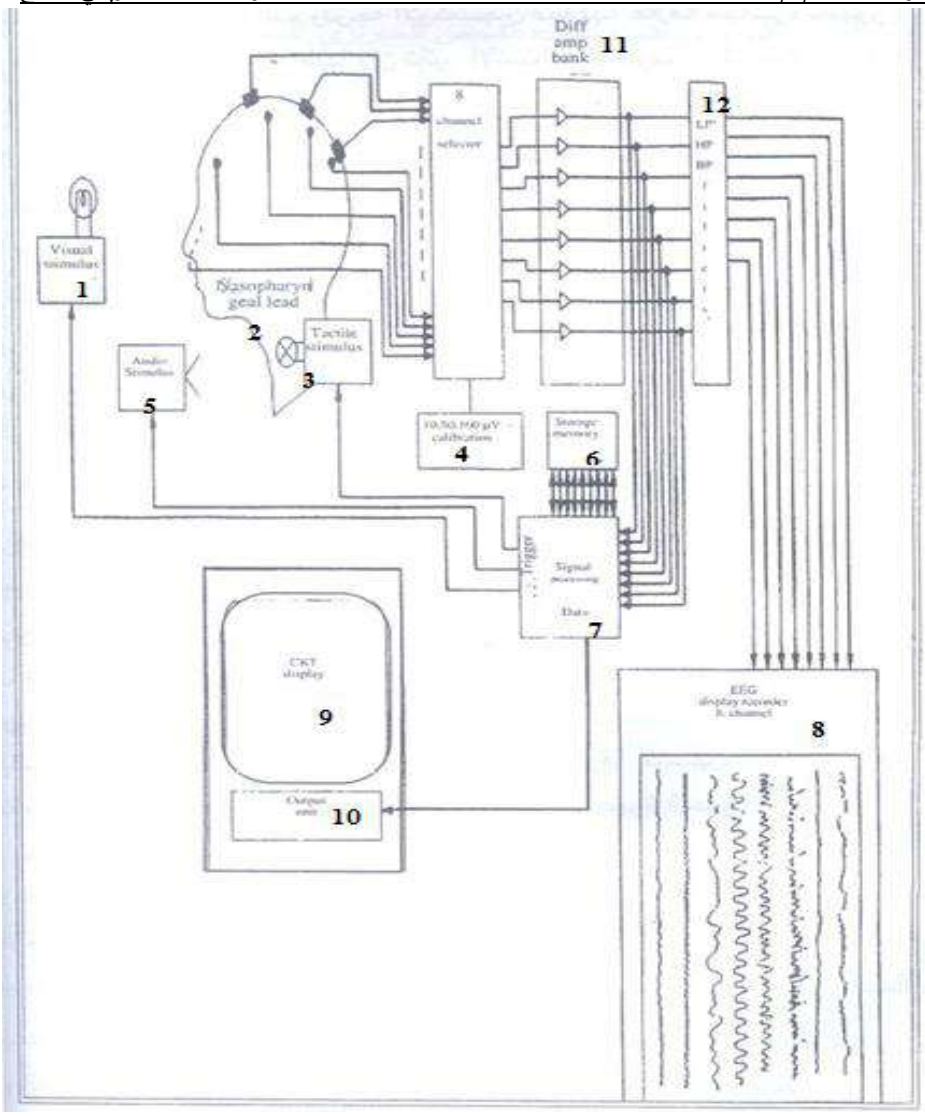
إن أهم ما يجب أن يعرفه المستخدم للجهاز مواقع الأقطاب على الرأس، لكي نخرج بتخطيط واضح خال من الخطأ،ويوضح الشكل (5–10) طريقه توضع الإلكترودات على الرأس 10–20 الكترود إذ عند وضع هذه الأقطاب على الرأس يجب أن يكون المريض مسترخياً مرتاحاً في حالة الجلوس للحصول على التخطيط المطلوب مع مراعاة بأن يكون المريض غير صائم، لمعرفة تأثير السكر على الدماغ ونلاحظ أن عملية التخطيط هذه تستغرق ما يقارب (25 . 40 دقيقة) وإن هذا الجهاز مشابه إلى حد كبير لجهاز تخطيط القلب حيث يقوم بالتقاط الشحنة الكهربائية الصغيرة ومن ثم تكبيرها لتسهل عملية القراءة وترسم بواسطة قلم حراري حبري أو عن طريق الحاسب كما في الأجهزة الحديثة.



The 10-20 EEG electrode placement system

الشكل (5–10) طريقه توضع الإلكترودات على الرأس 10–20 الكترود

ويوضح الشكل (6–10) المخطط الصندوقي لجهاز EEG



الشكل (6–10) المخطط الصندوقي لجهاز EEG

1– إثارة ضوئية ، 2– الكترودات سطحية تحوي جيل ، 3– مضخم، 4– معايرة 5– إثارة سمعية 6– ذاكرة التخزين ، 7 – معالجة معطيات الإشارة

8 – قنوات لتسجيل واظهار مخطط EEG، 9– إظهار على الشاشة 10 – وحدة الخرج، 11 – مضخم تفاضلي، 12– ناخب معطيات تفاضلي.

10-6 الاستعمالات الطبية لجهاز EEG:

1. إن من وظائفه المهمة تشخيص حالات الصرع.
2. ويمكن من خلاله معرفة حالات التشوه الخلقي عند الولادة.
3. تشخيص حالات الأورام الدماغية.
4. مراقبة المريض بعد حالة توقف القلب أو العجز الكلوي وذلك بمراقبة التغيرات الحاصلة في عمل الدماغ (عن طريق التخطيط).
5. تشخيص بعض حالات فقدان الوعي المفاجئ (تخلخل الأملاح في الدم)، و (انخفاض نسبة السكر في الدم).
6. معرفة إذا كانت بعض الأمراض الدماغية عضوياً أو نفسياً.
7. تشخيص بعض حالات انخفاض الذكاء السريع المفاجئ.
8. دراسة النبض غير المستقر.

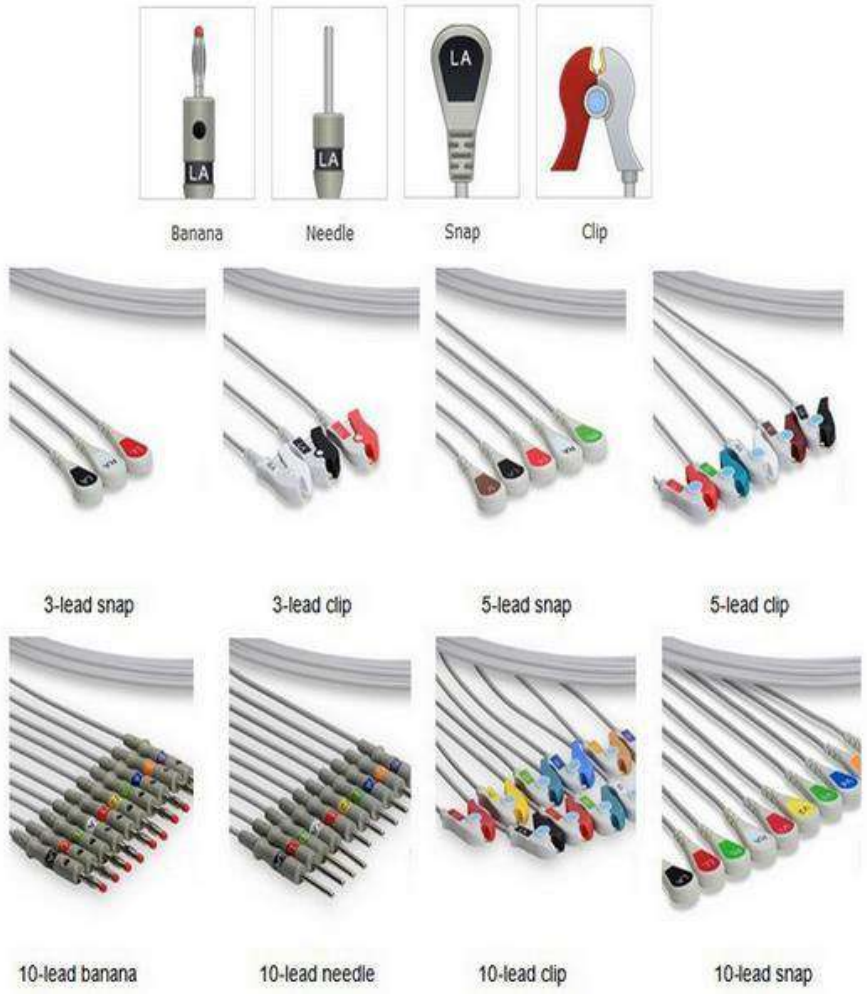
10-7 استخدام الالكترودات وأهميتها : Using & Benefit of EEG Electrodes

لابد أن نذكر أهمية الالكترودات كعنصر توصيل بين المريض وجهاز EEG وماهية الشروط الواجب توفرها لهذه الالكترودات، ويوضح الشكل (7–10) يوضح بعض أنواع الإلكترودات

وللأسف تعطى في الغالب أهمية قليلة للإلكترودات .إن هذه الصفائح الالكترونية ذات الاقطار الصغيرة تقع عليها مسؤولية نقل المعلومات وبأمانة الى جهاز الـ EEG المتصل معها والذي يعد الة معقدة حيث يتم هنا معالجة اشارات الدماغ التي تكون سعتها في بعض الحالات لاتتجاوز بضعة من الميكروفولط μV ، لذلك فإن تقانة تصنيع الالكترودات والمواد المصنعة منها يجب ان تكون ذات تأثير قليل جدا في الجلد المتصلة به، وكذلك لا تتأثر بالضجيج قدر الامكان . الا انه من المحتمل، ومن خلال وجود التيارات المتغيرة حدوث مؤثرات ضجيجية طفيلية اضافية تؤثر في مراحل التضخيم في جهاز الـ EEG

إن الجهود الموضعية الغلفانية المتولدة بين الالكترودات وجلدة الرأس لاتعد من حيث المبدأ العام ثابتة القيمة ، حيث تتغير وفقا لتأثير تركيز المحلول الكهرليتي ومعدن الضغط للإلكترودات

على الرأس . اضافة الى ذلك فإن تعرق المريض وحركته يؤثران بشكل كبير في الجهد، ان مثل هذه الجهود الضجيجية يمكن ان تصل الى قيم عالية وقد تسبب في ايقاف عمل المضخات الحساسة.



الشكل (7-10) يوضح بعض أنواع الإلكترودات

10-7-1 أنواع الأقطاب المستخدمة في عملية التخطيط:

أ . الصفائح القطبية Padele Electrodes: وتتألف من مادة بلاستيكية بها فتحة موصلة إلى قضيب مغطى بمادة كلوريد الفضة.

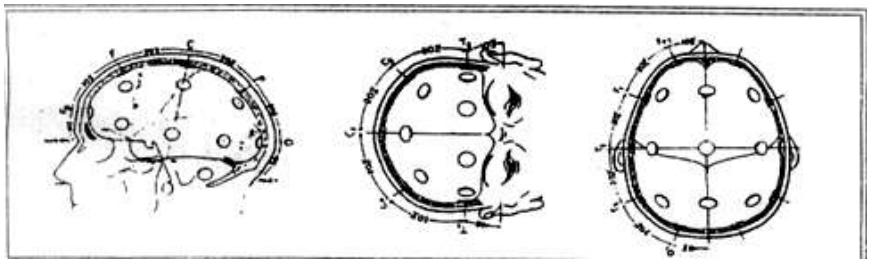
ب . الأقطاب القرصية Electrodes Disk.

ج . الأقطاب الإبرية Needle Electrodes.

وإن الحصول على اشارات EEG يتم غالبا باستخدام الالكترودات الفضية او المفضضة ومغطاه بمادة كلور الفضة Ag/Ag CL .

هذه الالكترودات السطحية تصنع باشكال معينة وتحاط بمادة بحيث ان ترطيبها بمادة الكترودية معينة يؤمن اتصالا جيدا مع جلدة الرأس الشكل

يمكن ان يتم تثبيت هذه الالكترودات بالاستعانة بقبعة شبكية خاصة الشكل (8–10) ووفقا لتوزيع معين .



الشكل (8–10) منظر علوي ،أمامي ، جانبي لتوضع الألكترودات

ومن الجدير بالذكر أن الالكترودات قبل أن توضع على رأس المريض يجب أن توضع ولمدة 30 دقيقة في محلول ماء مالح، إضافة إلى ذلك ووفقا لما لاحظناه في الشكل (134–4) فانه توجد الكترودات إبرية تدخل إلى داخل جلدة الرأس وتستخدم في الغالب للمرضى الذين يكونون بحالة غيبوبة كاملة ، أما الكترودات التثبيت فتستخدم لحالات الاطفال الرضع ولحالات النوم .

يكون أسلوب تثبيت الالكترودات في الغالب بطرق متعددة ويمكن أن تستخدم بعض المواد اللاصقة الناقلة مثل Collodion لتأمين عملية لصق الالكترودات مع جلدة الرأس بحيث لا تزيد مقاومة الاتصال عن 10 Ω .

10-8 مكونات الجهاز الرئيسية:

1. شبكة الأقطاب (Electrodes Sontener).
2. مكبرات تفاضلية عالية التكبير (مكبر عمليات) (Operational Amplifier).
3. مسجل (راسم) (Styles Recorder).
4. محفز ضوئي (Flash).
5. شاشة حاسب (Computer Screen).
6. منظم يدوي أو إلكتروني(Manual Or Mensenesal Regular).
7. ملحقات عامة.

10-9 شروط التسجيل لإجراء التخطيط الصحيح للدماغ:

ان الشروط التي يتم فيها تسجيل المخطط الدماغي الكهربائي أصبحت بشكل عام موحدة ومعروفة (راحة جسدية وعقلية ، استرخاء عضلي عن طريق الرقاد ، هدوء عاطفي وغياب كل عملية تعلم ، حياة نفسية مبسطة الى فعالية سهلة ورتيبة كتعداد الحركات التنفسية مثلا ، بعيدا عن المنبهات الخارجية القادرة على ايقاظ الانتباه او على تحريض الدهشة ، اجفان مغلقة والظلام والهدوء مستتبان) ، على الرغم من من كل ما تقدم من تحديدات ،فإن على الشخص المفحوص ان يبقى يقظا ولا ينام ، ((الراحة اليقظة)).

وحتى يمكن الحصول على صورة تيارية قوية وواضحة فإنه يتم اتباع طرق تأثير متعدد، فعلى سبيل المثال:

يطلب المريض ان يتنفس بعمق (شهيقا – زفيرا) لعدة مرات حيث تكون مرحلة الزفير هي المرحلة الهامة في هذه الحالة ، فعندما يستجيب المريض بشكل جيد مع اوامر الطبيب فإنه يحصل بعد دقيقة او دقيقتين انخفاض كبير في نسبة CO2 في الدم والى ازاحة في توازن PH في الدم ،

هذا يعني ان دخول كمية كبيرة من الاكسجين وخروج كمية كبيرة من CO_2 مما يسبب في ارتفاع ((النتروجين)) (N) في الدم وهذا يسبب تقارب الاوعية الدموية وتنشيطها حيث تنشط في البداية الشعيرات Capillar الدموية الدقيقة.

وان حدوث مثل هذه التغيرات السريعة تقود في حالة وجود (تورم–سكته قلبية–نزيف دموي–ألام نوبية) الى تغير واضح في EEG بالمقارنة مع الحالة السليمة.

ومن طرق التأثير الأخرى المتبعة طريقة التأثير الضوئي حيث يؤثر قي الشخص بنبضات ضوئية بتردد $0.5\ H_2$ وترفع بهدوء

لغاية $25\ H_2$ حيث نصل الى تردد المخ، فإذا كان للمريض موجة (α) بتردد 8Hz استجاب بصورة أساسية عند التردد 8Hz لكل ثانية ثم تتغير هذه الاستجابة ممع ازدياد التردد .كذلك يمكن استخدام التأثير السمعي حيث يمكن وفقا للاشارة المأخوذة EEGتحديدالحالةالمرضية

1 ــ يجب علينا أن نضع مادة موصلة بين القطب وجلدة رأس المريض مثل مادة هلامية (Jell) المتكونة من مادة كلوريد الفضة.

2 ـ يجب ملاحظة أن كل قطبين يتصلان بقناة واحدة، ليكون عدد القنوات المستخدمة من (8 . 16) قناة.

3 ــ في بعض الأحيان نحتاج إلى عملية تحفيز للدماغ ويتم ذلك بزيادة التنفس للمريض وذلك لنقصان غاز CO_2 في الدم.

4 . تسليط فلاش بقيمة عالية على المريض عند الحاجة إلى تحفيزه.

5 . يجب مراعاة مواقع الأقطاب بدقة:

- أمامي Frontal.
- صدري Tmporaol.
- مركزي Central.

- جداري Pavietal.
- قفوي Occipital.

وإن آخر المساوئ المحتمل وجودها في الجهاز هي تشوه في الإشارة الخارجية أو عدم وضوحها

10-10 التشويهات الخارجية للموجات المرسومة في جهاز EEG:

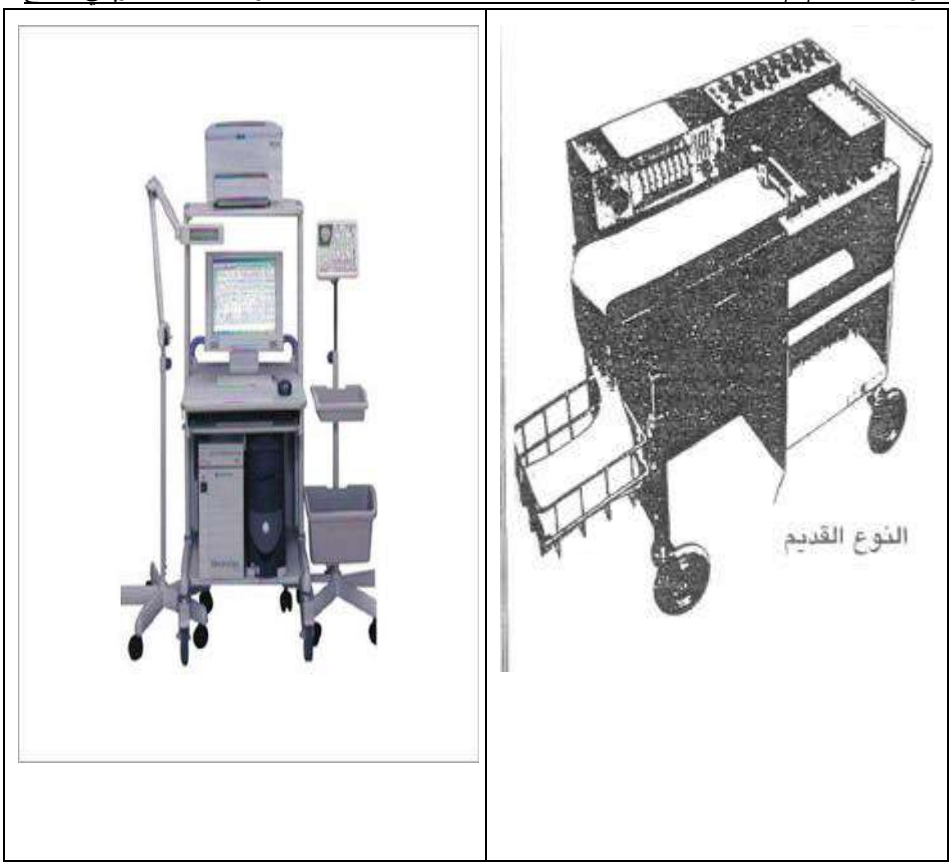
1 ـ إن وجود الأمواج الكهرومغناطيسية في داخل منطقة الفحص أو قريباً منها أو وجود أسلاك الضغط العالي وهذه كلها تكون عائقاً للإشارة الخارجة لشدة حساسية هذا الجهاز لتلك الأمواج، ولتفادي هذا التشوه في الإشارة يجب علينا قدر الإمكان أن نبعد أجهزتنا عن مصادر الأمواج أو أن نحميها بحواجز تمنع وصول الأمواج إليها.

2 ـــــ عدم انتظام القدرة الواصلة إلى الجهاز من المصدر الرئيسي أو رب أجهزة أخرى في المصدر المستخدم نفسه وسبق لنا أيضاً أن تكلمنا عنه، ولتفادي هذه المشكلة يجب علينا أن نضع محولة قدرة بعد المصدر المغذي مباشرة حتى لا يتأثر الجهاز بارتفاع الكهرباء الرئيسي وانخفاضه مع عدم ربط أي جهاز آخر مع نفس المصدر الخاص بالجهاز EEG.

3 ـــــ عدم ملاءمة المكان كان تكون غرفة الفحص رطبة والرطوبة تعمل على تسهيل عملية انتقال الشحنات إلى الجهاز بسهولة ولذا وجب علينا أن نضع الجهاز في مكان ضمن شروط معينة تخدم الجهاز والمريض في آن واحد.

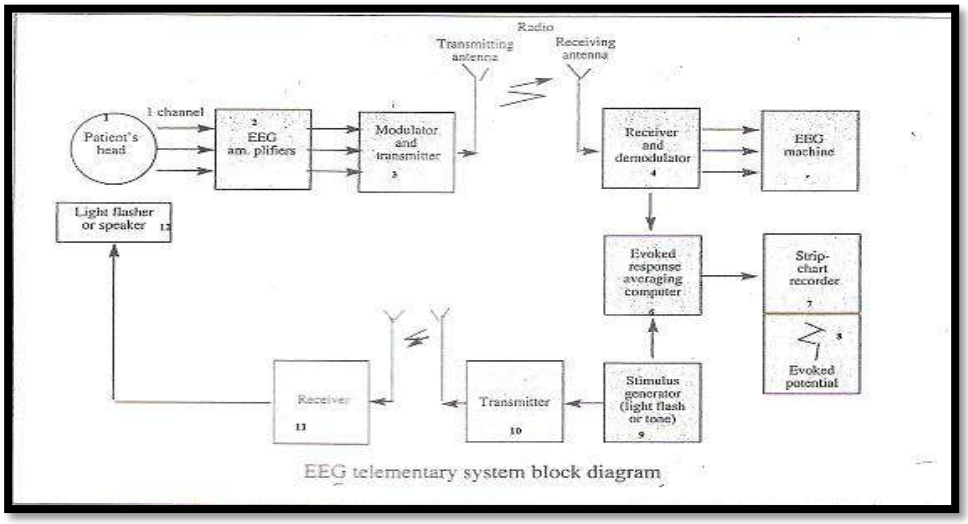
4 ـ إن آخر المشوهات هي حركة المريض الزائدة أو عدم جلوسه بشكل مريح فيؤدي إلى تشوه كبير في بعض المواقع المرسومة، لذا يجب أن يجلس المريض بشكل مريح وملائم لضمان حصولنا على تخطيط واضح.

ويوضح الشكل (9–10) نماذج لأجهزة تخطيط الدماغ بنوعيه الحديث والقديم



الشكل (9-10) نماذج لأجهزة تخطيط الدماغ بنوعيه الحديث والقديم

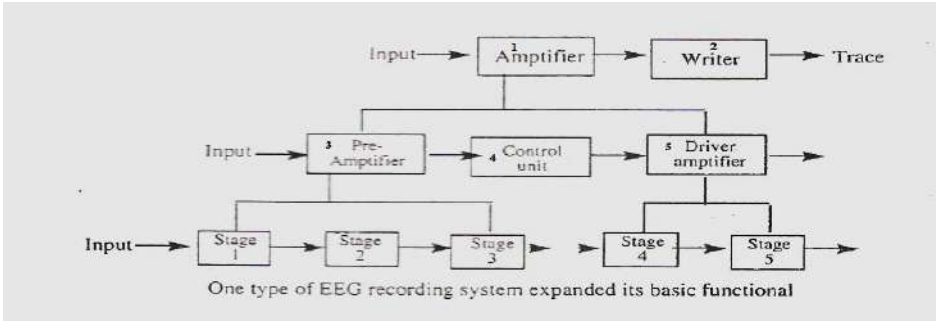
ويبين الشكل (10-10)المخطط الصندوقي لنظام إقتباس إشارة EEG عن بعد، وتفيد هذه الطريقه بنقل المعلومات خلال الداره بشكل لا سلكي وتفيدنا هذه الطريقة بفصل مرحلة اقتباس الإشارة من المريض عن مرحلة المعالجة التي لها دور بتأمين الحماية للمريض.



لشكل (10–10) المخطط الصندوقي لنظام إقتباس إشارة EEG عن بعد.

1– رأس المريض.، 2– مضخم أولي،3– تعديل وإرسال، 4– استقبال الاشارة وفك التعديل، 5– جهاز تخطيط الدماغ،6– حاسوب محفز استجابة نسبيه،7– مسجل ،8– جهود إثارة 9– توليد إثارة ضوئية أو سمعية،10– مرسل،11– مستقبل،12– فلاش ضوئي أو سمعي.

ويوضح الشكل (11–10) نموذج لنظام التسجيل الموسع في وظيفته الأساسيه اذ أنه من خلاله يمكن استخدام مراحل متنوعة لمعالجة الإشارة قبل عميلة طباعتها .



الشكل (11–10) نموذج لنظام التسجيل الموسع في وظيفته الأساسيه

1– تضخيم 2– كاتبة 3– مضخم أولي4– وحدة تحكم5– مضخم قيادة

10-11 الشروط الواجب توفرها في غرفة التشخيص Examination Room :

1- ان غرفة التشخيص يجب ان تكون ذات اون فاتح هادئ للأعصاب، ذات تهوية جيدة قابلة للتعتيم وليست صغيرة جدا وفي مكان هادئ (لايوجد ضجيج – لايوجد تلفون او اجهزة نداء او هاتف محمول).

2- اما عملية التحجيب المغناطيسي فتتم باستخدام (قفص فاراداي) بعد دراسة المكان واجراء الكثير من من التخطيطات وملاحظة التأثيرات المحيطية والتحديد بالتالي ما اذا كان هاما استخدام قفص فاراداي ام لا .

3- وبصورة اساسية يفضل ان يتواجد جهاز الـ EEG بعيدا عن تأثيرات التجهيزات الالكترونية والمخبرية ويفضل ان يغذى جهاز الـ EEG عن طريق خط تغدية مستقل، كذلك من النقاط الاساسية الواجب ملاحظتها عدم السماح بوجود جهاز تدفئة كهربائية في مكان وجود جهاز EEG از اجهزة فحص ذات التردد العالي واجهزة ارسال واجهزة معالجة ذات ترددات عالية .

4- يفضل عند تصميم غرفة خاصة للـ EEG ان تكون الغرفة محجبة وان التحجيب يتوقف على الوضع العام للمكان حيث يبدأالتحجيب من الحالة البسيطة الى الحالة المعقدة حسب الطلب.

.....

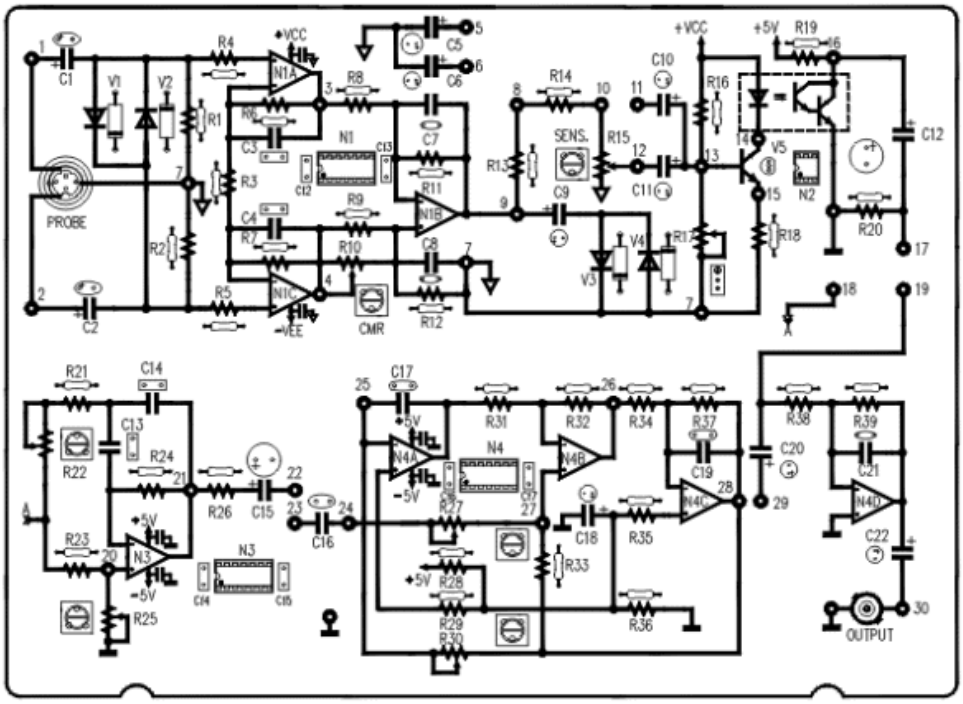
10-12 القسم العملي تسجيل جهد الدماغ الكهربائي
ElectroEncephaloGram(EEG)

لإجراء التجربة العملية على البورد المخبري والحصول على النتائج المطلوبة يجب على الطالب
أ – وصل طرفيات Vcc.-Vee.Gnd+ الكتلة الخارجية SIM-**DL3155BIO5** إلى الطرفيات المناسبة من الوحدة**DL3155BIO5**..

ب- تزويد الوحدة**DL3155BIO5** بالطاقة

ج- وضع قاطع (POWER ON) الخاص بالكتلة الخارجية

ويوضح الشكل (12–10)–المخطط الكهربائي للدارة DL3155BIO5



الشكل (12–10)–المخطط الكهربائي للدارةDL3155BIO5 ..

12–1–10 تعديل المرشح للحصول على أمواج α (8-14Hz)

1) أدخل مولد الإشارة بين الطرف 23 والأرضي.
2) أختر الشكل الجيبي للموجة بسعة تعادل 1Vpp.
3) أختيار التردد 10Hz.
4) وصل راسم الإشارة بين الطرف 28 والأرضي (خرج كتلة الترشيح8-14Hz).
   - تعدل راسم الإشارة كالتالي : CHI to 0.2 V/div ,
   - coupling =AC , time/div = 20 ms/div.
5) زود اللوحة DL3155BIO5 بالطاقة .
6) أضبط مقياسي الجهد R27 و R30 على نصف المجال.

7) أدر مقياس الجهد R27بعكس عقارب الساعة حتى تحصل على السع الأعظمية لCH1 بدون تشويش (إذا لم تتشوه إشارة الخرج ,اترك مقياسي الجهد عند نصف المجال) .

8) قس قيمة جهد الخرج من القمة إلى القمة (peak-peak) وأحسب النسبة بين الدخل والخرج (T(f=10Hz)).

9) اقطع التغذية عن اللوحة DL3155BIO5.

10) أزل كل التوصيلات .

2-12-10 التسجيل البياني للجهد الكهربائي للدماغ (EEG)

ملاحظة : التجربة التالية تسمح بتسجيل مخطط الجهد الكهربائي للدماغ الخاص بالمريض, ونظراً لأن التجربة تتضمن تطبيق الالكترودات المتصلة بالأجهزة الإلكترونية على رأس المريض, من الضروري تأدية التجربة بحذر تام وإدراك بعض القواعد الأساسية للأمان و هي:

آ - يجب أبعاد المريض عن التجهيزات لتجنب لمسه للدارة .

ب - يجب تجنب لمس المريض للأجزاء المعدنية الموجودة في المحيط المجاور.

ج - تزود الطاقة للمرحلة ما قبل التضخيم (الأطراف Vcc,-Vee+ ومتساوي الجهد للبورد) يكون حصرياً من خلال مزود الطاقة والمزود بواسطة الوحدة الخارجية DL3155BIO-SIM وأنه ممنوع قطعياً أن يستخدم لهذا الغرض أي مزود للطاقة يعطي الفولت نفسه

د - يجب أن يكون تزود الطاقة حصرياً عبر مجموعة بطاريات 1.5 فولت ,أنه **ممنوع قطعياً** أن تزود الكتلة بالطاقة عبر أي مصدر آخر

هـ - بما أن الدارات (لوحة DL 3155BIO5 وكتلة DL 3155BIO-SIM) غير مغلقة بأغطية وقائية بسبب حاجات التعليم الواضح ,ممنوع بتاتاً لمس لعناصر الأساسية لتجنب أخطار قصر الدارات .

انجاز العملية الأولى هو الاتصال بين الالكترودات و المريض .

12) جعل المريض يضطجع على السرير برأس مرفوع والانتظار حتى يسترخي.

13) مسح المناطق التي ستضع عليها الالكترودات باستعمال قطعة قطن وضعت في المحلول الإلكتروني

ملاحظة: في هذه الحالة إنه من الهام جدا الحصول على اتصال الكتروني جيد بين الالكترودات و جلد المريض

14) يجب وضع الالكترودات في الأماكن من الجسم كما هو موضح بالشكل (13–10) أماكن توضع الالكترودات

الإلكترود 1 : ينبغي أن يوضع على الصدغ الأيمن (موضع صدغي)

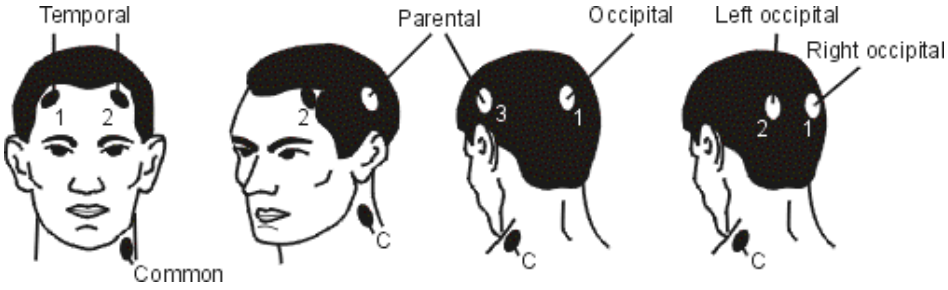
الإلكترود 2 : يجب أن يوضع على الصدغ الأيسر (وضع صدغي)

الإلكترود 3 : ينبغي وضعه فوق الأذن اليسرى للمريض

الإلكترود C : ينبغي أن يوضع على الجهة اليسرى من الرقبة

ملاحظة: كما هو واضح في الشكل (13–10) أماكن توضع الالكترودات ، من المحتمل الحصول عل توصيف واضح للنشاط الدماغي بواسطة وضع الالكترودات 1 و 2 في موضع القفوي(ذو علاقة بمؤخر الرأس) و في هذا الاختبار سنلاحظ فقط المنحني الذي حصلنا عليه من خلال وضع الالكترودات كما هو موصوف في الشكل (13–10)

وضع الالكترودات في المجال القفوي قد يظهر مشاكل في الحصول على ناقليه الكترونية جديدة



الشكل (13–10)أماكن توضع الالكترودات

15) ضع الالكترودات في الأماكن المشار إليها و حاول أن تحصل على اتصال الكتروني جيد

16) ادخل نهاية موصل الالكترودات في قابس (INPUT PROBE) للكتلة الخارجية DL3155EIOS-SIM

17) ضع منتقي الكتلة الخارجية على الوضع I

18) صل نهايات وحدة التغذية للكتلة الخارجية
(+VCC – VEE AND EQUI – POTENTIALITY) للنهايات المناسبة من اللوحة DL3155BIO5

19) صل من خلال موصل مناسب مخرج الكتلة DL3155EIO5-SIM إلى مدخل الدارة لقياس EEG

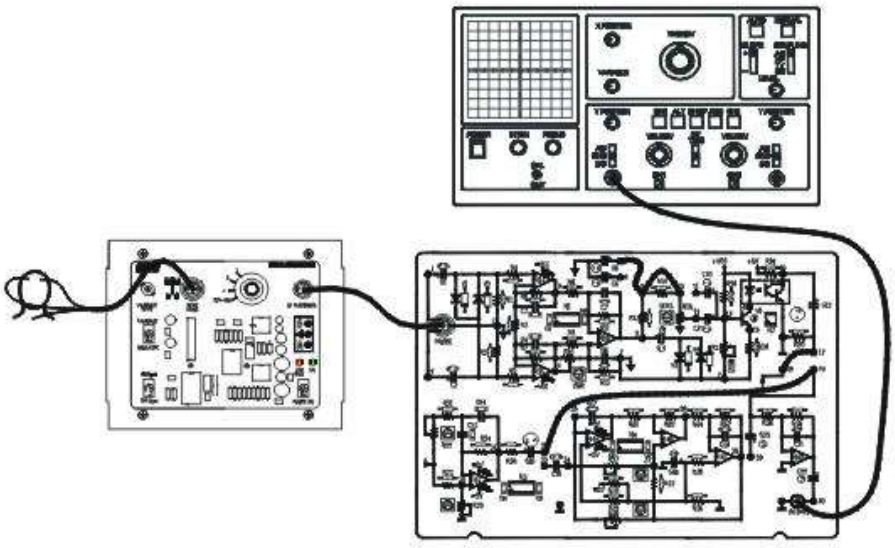
20) صل النهاية 5 إلى النهاية 8

21) صل النهاية 8 إلى النهاية 10

22) صل النهاية 17 إلى النهاية 18

23) صل النهاية 22إلى النهاية 19

24) صل راسم الإشارة إلى مخرج مقياس EEG كما هو موضح بالشكل (10–14) مخطط وصل راسم الإشارة إلى دارة EEG



الشكل (14-10) مخطط وصل راسم الإشارة

25) عدل راسم الإشارة كالتالي :

- CHI to 0.1 V/div مفتاح ضبط الجهد للقناة الأولى
- time/div = 0.2 s/div مفتاح ضبط الزمن
- coupling =AC اختيار النمط المتناوب

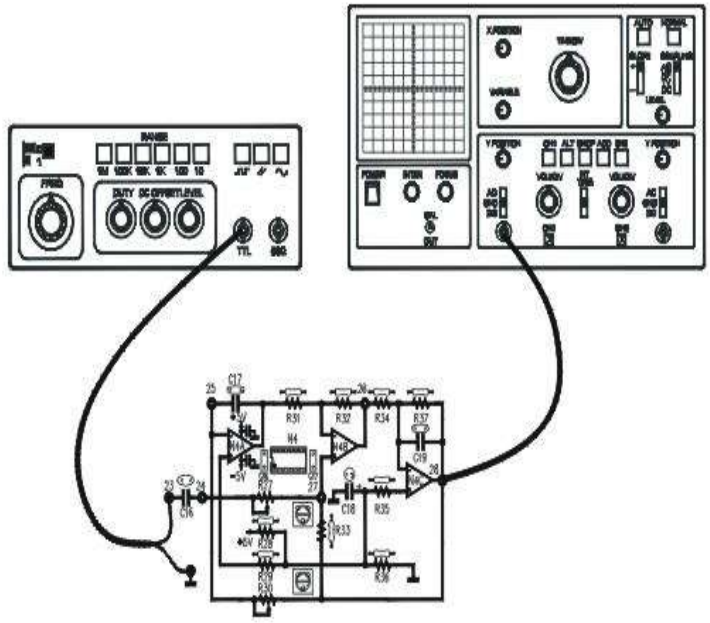
26) تأكد من أن مقياس الجهد ذو الحساسية SENS مدور بعكس جهة عقارب الساعة (إبطال الحساسية)

27) ضع مفتاح التشغيل للكتلة الخارجي DL3155EIOS-SIM على الوضع ON

28) زود اللوحة ;DL3155BIO5 بالطاقة

29) زد الحساسية ببطء حتى تشاهد على شاشة راسم الإشارة منحني مشابه للضجيج الحاصل نتيجة النشاط الدماغي

30) ارسم في الشكل(16–10) الشكل الذي يمكن أن يشاهد على شاشة راسم الإشارة



الشكل (15–10) مخطط الطبوغرافي لوصل راسم الإشارة إلى دارة band-pass (تمرير حزمة)

31) حرك بسرعة و تكرارية الجفون و لاحظ التغيرات التي تطرأ عل المنحني

32) سؤال: هل يمكن إيجاد اتصال بين حركة الجفون و منحني EEGالملحوظ؟

33) أزل الاتصال بين النهايتين 17–19

34) افصل النهاية 22 عن النهاية 19

35) صل النهاية 22 إلى النهاية 23

36) صل النهاية 28 إلى النهاية 29

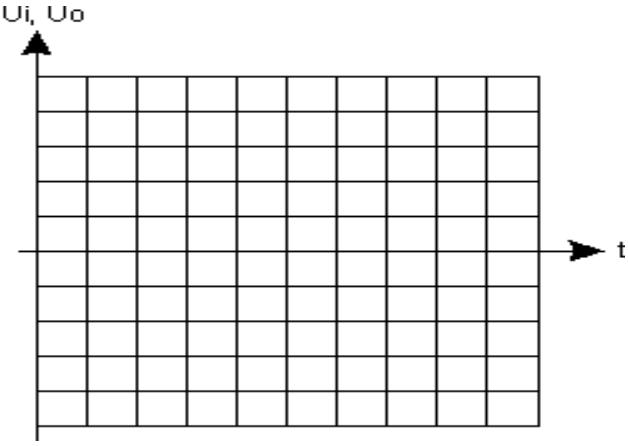
ملاحظة : إن إدخال مرشح تمرير حزمة band-pass filter يسمح بإنتقاء نطاق التردد فقط الموصول إلى أمواج α

37) لاحظ شكل الEEG الظاهر في راسم الإشارة .

38) إذا قارنت بين الأشكال المتتالية للإشارة المحصول عليها بدون وبوجود مرشح تمرير حزمة band-pass filter ستلاحظ التحسينات التي حصلت على الإشارة

39) غير وضعية الناخب إلى الوضعية II

40) ارسم الشكل الذي تلاحظه في راسم الإشارة في الشكل (16−10) الرسم البياني لـ EEG الملحوظ عند الوضعية II



الشكل (16−10) الرسم البياني ل EEG الملحوظ عند الوضعية I,II

41) ازل كل التوصيلات

42) افصل التغذية عن اللوحة DL3155BIO5 وعن الكتلة الخارجية SIM-DL3155BIO5

ومن خلال هذه التجارب نستطيع الحصول على مخطط الحقيقي للدماغ .

.....

.المراجع (References)

1. البوريني أ ،2002–1423، تكنولوجيا الأجهزه الطبيه ، دار الفكر للطباعه والنشر والتوزيع.

2- Delorenzo. Biomedical Laboratory ECG EEG EMG DL 3155BIO5 Theoretical Manual

3- Delorenzo. Biomedical Laboratory ECG EEG EMG DL 3155BIO5 Practical Guide……..

جدول المصطلحات

تخطيط القلب الكهربائيECG (الفصل الثاني)	
(Electro Cardio Graphy) ECG	تخطيط القلب الكهربائي
FILTER 50-60 HZ	مرشح 50-60 HZ
Pre- amplifier	المضخم الأولي
CALIBRATE	معايرة
ECG SIMULATER	مولد إشارة تخطيط القلب النموذجية
CMRR Common Mode Rejection Ratio	نسبه رفض النمط المشترك
أنظمة التصوير الفوق صوتية (الفصل الثالث)	
Ultrasonic Imaging Systems	أنظمة التصوير الفوق صوتية
Absorption of Ultrasonic Energy	امتصاص الطاقة فوق الصوتية
RealTime Ultrasonic Imaging Systems	أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي
Area Array Systems	الأنظمة ذات المصفوفة المكانية
Types of Scan	أنواع المسح
Biological Effects Of Ultrasound	التأثيرات البيولوجية للأمواج فوق الصوتية
Attenuation Of Ultrasound	تخامد الأمواج الفوق صوتيه

Brightness- Scanner Echo(B -Scan)	تصوير الصدى السطعي(المسح بالنمط B)
Generation an Detection of Ultrasound	توليد وكشف الأمواج فوق الصوتية
Echo-Enecephography	جهاز تخطيط صدى الدماغ
Echocariograph(M – Mode)	جهاز تخطيط صدى القلب (النمط –M)
Resolution	دقة التمييز
Velocity of Propagation	سرعة الإنتشار
Wavelength and frequency	طول الموجة والتردد
Beam Width	عرض الحزمة
Diagnostic Ultrasound	فوق الصوت التشخيصي
Mechanical Sector Scanner	الماسح المقطعي الميكانيكي
Linear Array Scanners	الماسحات ذات المصفوفة الخطية
Digital Scan Converter	محول المسح الرقمي
Amplitude Scanner Echo	المسح بالنمط المطالي(المسح–A)
Comparison between X - ray and ultrasonic waves	المقارنة بين أشعة X والأمواج فوق الصوتية
Characteristic Impedance	الممانعة المميزة

أجهزة تحليل وظائف الرئة(الفصل الرابع)	
Fleisch Pneumotacho meter	مقياس فلايش لسرعة التنفس

Spirometer Pulmonary Function Analyzers	أجهزه تحليل وظائف الرئه
Respiration Volumes	حجوم التنفس
Forced expiration	الزفير القسري
Wedge Spirometer	السبيروميتر الإسفنجي
Ultrasonic spirometer	السبيروميتر فوق الصوتي
Respiration Capacities	سعات التنفس
Venturi-type Pneumotachometer	قياس سرعة التنفس من نوع فنتوري
Compliance and Related Pressures	لمطاوعة والضغوط ذات الصلة
Pneumotachometers	مقاييس سرعة التنفس
Measurement of the respiratory frequency	مقياس التردد التنفسي
Dynamic Respiratory Parameters	مؤشرات التنفس الديناميكية
(VCO control voltage	هزاز متحكم به بالجهد
Dynamic Compression	الضغط الحركي
جهاز قياس الساحة البصرية (Perimeter) **(الفصل الخامس)**	
Perimeter	جهاز قياس الساحة البصرية
visual field	الحقل البصري
blind spot	بقعة عمياء

Analysis of the results	تحليل النتائج

أجهزه قياس السمع AUDIOMETER (الفصل السادس)	
acoustic physics	**الفيزياء السمعية**
AUDIOMETER	**أجهزه قياس السمع**
Hypoacusia	**نقصان السمع**
Output stage	**مرحلة الخرج**
Sinusoidal wave generator	**مولد الموجة الجيبية**

جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI (الفصل السابع)	
Magnetic Resonance Imaging	جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI
QUENCH	إخماد المجال المغناطيسي
SPIN LATTICE	استرخاء سبين الشبكة (T1).
SPIN – SPIN	استرخاء سبين –سبين (T2).
received signal	الاشارة المستقبله
CHEMICAL SHIFT	الإنزياح الكيميائي
(RF) Radio frequencies Transmitter	باعث الموجات (الترددات)الراديوية
resonant frequency	تردد الرنين
Free Induction Decay	تلاشي التحريض الحر(FID)
Magnet Electronic circuits	دارات المغناطيس الالكترونية

Gradient temperature detection circuit	داره الكشف الحراري لملف التدرج
Gradient System	دوائر الانحدار(التدرج) المغناطيس
Nuclear Magnetic Resonance	الرنين المغناطيسي النووي NMR
T_1 Longitudinal Relaxation Time	زمن الاسترخاء الطولي
T2 transverse relaxtion Time	زمن الاسترخاء العرضي
Ramping Up/ Down	شحن/ تفريغ المغناطيس
Magnetization	العزم المغناطيسي المجهري (الماكروسكوبي) المغنطةM
Control Room	غرفة التحكم
Equipment Room	غرفة الجهاز
RF Room)	غرفة الموجات الراديوية
Periodically Image Quality Test –(PIQT)	فحص جودة الصورة
Check its cooling circuit	فحص دارة التبريد
check door switch	فحص قواطع الباب
Check the overpressure switch of the Helium	فحص مفتاح الضغط الزائد للهليوم
Visual Inspection	الفحص والتفتيش المرئي
Check Stop Function	فحص وظيفه التوقف
Phantom check	فحص وهمي للمريض

PROTON DENSITY	كثافة البروتون (Pd).
host computer	الكمبيوتر المستقبل
NMR parameters	محددات NMR
Dust Filter and Cooling Fan System	مرشح غبار و مروحه التبريد خزانه النظام
Dust filter and fan cooling power (amplifier of radio frequencies)	مرشح غبار و مروحه تبريد مضخم استطاعه الترددات الراديويه
Dust filters and fans	مرشحات الغبار والمراوح
Fan unit gradient	المروحه الخاصه لوحده نظام التدرج في المرنان
Fan Cooler Station for information (acquisition and processing)	مروحه تبريد محطه اكتساب المعلومات ومعالجتها
(RF) Radio frequencies Receiver	مستقبل الموجات (الترددات)الراديوية
Image Processor	معالج الصور
magnet .	مغناطيس
Superconducting magnet	المغناطيس فائق الناقلية
Macroscopic Magnetization	المغنطة الجهرية
Gradient Coils	ملفات الانحدار(التدرج)
Quantum Mechanics	ميكانيك الكم
Data Acquisition System (DAS)	نظام اكتساب البيانات
Power distribution System	نظام توزيع الطاقة

RF system	نظام ودوائر الموجات الراديويه
Unit Power Supply	نظام(UPS)وحدة عدم إنقطاع التيار الكهربائي
Control Unit	وحدة التحكم
تقنيه الألياف البصريه وجهاز التنظير (الفصل الثامن)	
Optical fiber	الألياف الضوئية
Optical fiber types	أنواع الليف البصري
Attenuation in optical fibers	التوهين في الألياف البصرية
Radiation Loss	فقد الإشعاع
Absorption Loss	فقد الإمتصاص
Scattering Loss	فقد التناثر
Coupling Loss	فقد المزاوجة
Pulse Spreading Loss	فقد انتشار النبضة
CCD Camera – Coupled Chargerd Device	كاميرا CCD الجهاز مزدوج الشحنة
Capsule Endoscopy	الكبسولة التنظيرية
Optical Transmitter	المرسل البصري (الضوئي)
Optical Receiver	المستقبل البصري
Laparascopes	المناظير الجراحية

Endoscopy	مناظير النهايات
Ultrasonic Endoscopy	منظار الأمواج الفوق صوتية
Optical Communication System	نظام الاتصال البصري
المخطط الكهربائي للعضلات (الفصل التاسع)	
Speed of action	سرعه جهد الفعل
Optical insulation	العزل الضوئي
Muscles	العضلات
Motor Unit Potential)	كمون الوحدة المحركة
Fault Simulator	محاكي الخطأ
Electromyogram	المخطط الكهربائي للعضلات
المخطط الكهربائي للدماغ (الفصل العاشر)	
Electroencephalogram (EEG)	المخطط الكهربائي للدماغ
.Needle Electrodes	الأقطاب الإبرية
.Electrodes Disk	الأقطاب القرصية
Brain waves	الأمواج الدماغية
Styles of Recorder	أنماط التسجيل
brain	الدماغ

Computer Screen	شاشة حاسب
.Electrodes Sontener)	شبكة الأقطاب
Flash	محفز ضوئي
Amplitude	المطال
.Operational Amplifier)	مكبر عمليات
.Manual Or Mensenesal Regular	منظم يدوي أو إلكتروني

.....

اللجنة العلمية :

الدكتور المهندس أيمن الصابوني

مدرس في قسم الهندسة الطبية – كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية– جامعة دمشق

الدكتور المهندس أحمد عباس خضور

أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية – كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية– جامعة دمشق

الدكتور المهندس مصطفى حسن الموالدي

أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية – كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية– جامعة دمشق

المدقق اللغوي : **الدكتور محسن عبيد** – أستاذ في قسم اللغة العربية – كلية الأداب جامعة دمشق

حقوق الطبع والترجمة والنشر محفوظة لمديرية الكتب والمطبوعات الجامعية