

**TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ THÔNG TIN VÀ TRUYỀN THÔNG
KHÓA CÔNG NGHỆ ĐIỆN TỬ VÀ TRUYỀN THÔNG**



BÀI GIẢNG THIẾT BỊ ĐIỆN TỬ Y TẾ



Thái Nguyên, năm 2015

Chương 1: Giới thiệu chung

1.1. Phân loại thiết bị y tế

a. Định nghĩa:

Thiết bị y tế: Là các loại thiết bị, dụng cụ, kể cả phần mềm cần thiết, được sử dụng riêng lẻ hay phối hợp với nhau phục vụ cho con người nhằm mục đích:

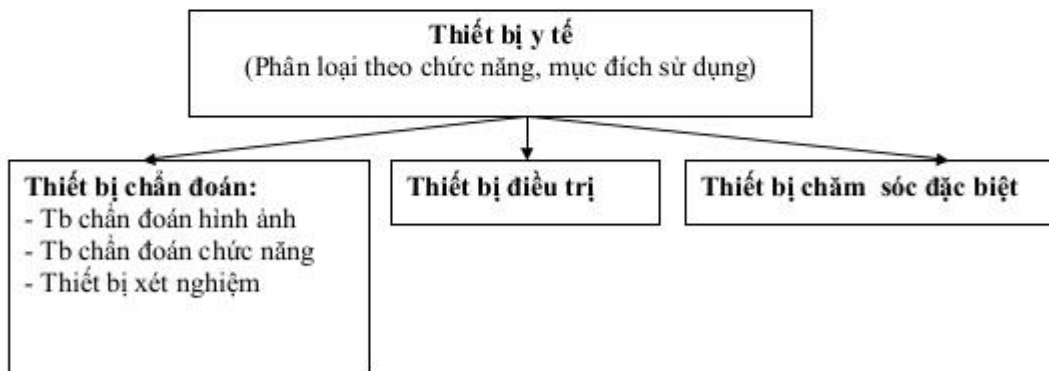
- + Ngăn ngừa, kiểm tra, chẩn đoán, điều trị làm giảm nhẹ bệnh tật hoặc bù đắp tổn thương.
- + Kiểm tra, thay thế, sửa đổi, hỗ trợ phẫu thuật trong quá trình khám bệnh, chữa bệnh.
- + Hỗ trợ hoặc duy trì sự sống
- + Kiểm soát sự thụ thai
- + Khử trùng trong y tế(không bao gồm hoá chất, chế phẩm diệt côn trùng, diệt khuẩn dùng trong gia dụng và y tế)
- + Cung cấp thông tin cho các mục đích y tế hoặc chẩn đoán bệnh

b. Phân loại Thiết bị y tế

Có nhiều cách phân loại:

- + Dựa vào mục đích sử dụng
- + Dựa theo cơ chế vận hành và nguyên lý hoạt động
- + Dựa theo vị trí đặt thiết bị trong bệnh viện
- + Dựa theo cơ chế vận hành và nguyên lý hoạt động

Tuy nhiên cách phân loại dựa theo mục đích sử dụng là phổ biến: phân loại theo chức năng , mục đích sử dụng



1.1.1 Thiết bị chẩn đoán:

- Thiết bị chẩn đoán chức năng
- Thiết bị chẩn đoán hình ảnh
- Thiết bị xét nghiệm

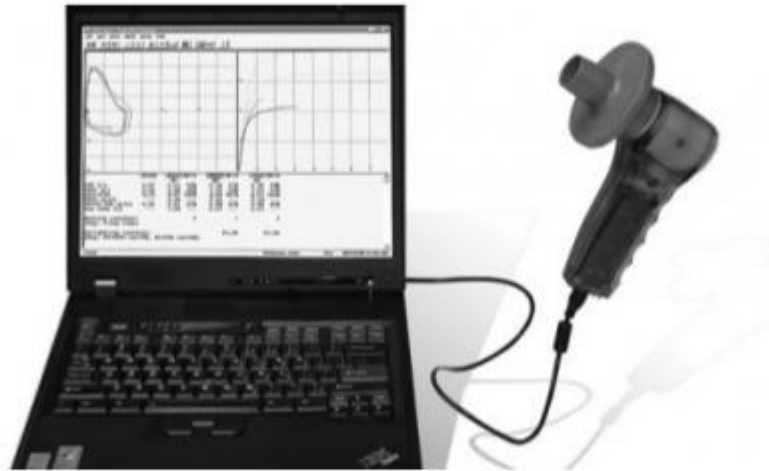
....

a. Thiết bị chẩn đoán chức năng

- Máy điện tim ECG (ElectroCardioGraph)
- Máy điện não Đồ EEG (ElectroEncephaloGraph)
- Máy điện cơ EMG (ElectroMyoGraph)

.....

Ví dụ: Đo chức năng phổi là xét nghiệm cần thiết để chẩn đoán hen phế quản



Hình 1.1 Thiết bị phế dung kế

Khi nghi ngờ bạn bị hen, hoặc để đánh giá mức độ tắc nghẽn đường thở của bạn, bác sỹ thường yêu cầu đo chức năng hô hấp. Khi bạn có các biểu hiện nghi ngờ nêu trên, các bác sỹ thường yêu cầu bạn làm xét nghiệm đo chức năng thông khí của phổi nhằm đánh giá khả năng làm việc của phổi, để bác sỹ biết đường thở của bạn bị hẹp đến đâu. Khi đo chức năng thông khí của phổi thông thường bạn được làm thêm một thăm dò nhằm đánh giá khả năng phục hồi của tình trạng co thắt phế quản với thuốc giãn phế quản.

Bạn được yêu cầu thở qua một thiết bị gọi là phế dung kế.

Quá trình thở của bạn bao gồm những bước sau:

- Hít vào và thở ra bình thường.
- Hít vào hết sức và thở ra hết sức.
- Hít vào hết sức và thở ra nhanh và liên tục cho đến thật hết, lần thở ra này kéo dài ít nhất 6 giây.

Sau đó bạn được khí dung, phun hít trực tiếp hoặc qua buồng đệm thuốc giãn phế quản rồi nghỉ 30 phút để đảm bảo thuốc đã có tác dụng làm giãn cơ trơn phế quản sau đó được đo lại chức năng thông khí phổi. Từ 2 kết quả này giúp bác sỹ kết luận bạn có bị bệnh hen hay không và mức độ nặng của bệnh.

b. Thiết bị chẩn đoán hình ảnh.

Sử dụng các kỹ thuật hình ảnh (như X quang, Siêu âm, Chụp cắt lớp xử lý vi tính - CT, Cộng hưởng từ - MRI) cho phép bác sỹ “thấy” được hình thái và chức năng các cấu trúc trong cơ thể người. Những hình ảnh này là cơ sở thiết yếu giúp bác sỹ chẩn đoán và điều trị các bệnh trong cơ thể.

Bao gồm các thiết bị:

- Máy X-quang(CR, DR)
- Máy siêu âm Ultrasound
- Máy chụp cắt lớp điện toán CT- scanner (CT)
- Máy cộng hưởng từ MRI
- Máy chụp mạch Angiography
- Máy chụp ngực Mamography
- Tạo ảnh y học hạt nhân Nuclear Medicine (PET, SPECT)
- Nội soi Endoscopy
- Kính hiển vi điện tử Electronic Microscope

.....

Ví Dụ:

1) X quang kỹ thuật số

- Chụp X quang chẩn đoán các vùng cơ thể sọ, xoang, phổi, bụng, cột sống, các chi.
- Chiếu chụp (soi huỳnh quang): khảo sát hình ảnh thực quản & dạ dày có cản quang, đại tràng có cản quang.
- Nhũ ảnh: phát hiện sớm ung thư vú.
- Đo loãng xương: đo mật độ khoáng của xương, thường dùng để chẩn đoán và theo dõi loãng xương.

2) Siêu âm

- Siêu âm tuyến giáp
- Siêu âm bụng chậu
- Siêu âm sản phụ khoa
- Siêu âm tim
- Siêu âm mạch máu
- Siêu âm các phần mềm

3) Chụp cắt lớp xử lý vi tính - CT

- CT Sọ não, Tai Mũi Họng, Đầu mặt cổ
- CT Cột sống (cổ, ngực, thắt lưng)
- CT Ngực, Bụng - chậu
- CT Xương khớp
- Chụp mạch máu (CTA): động mạch não, động mạch cánh, động mạch chủ, động mạch thận, động mạch chi trên, động mạch chi dưới, động mạch phổi.

- CT Đo vôi hóa mạch vành

4) Cộng hưởng từ - MRI

- MRI Sọ não và Đầu mặt cổ: các bệnh lý thần kinh, tai mũi họng, hốc mắt, bệnh lý vùng đầu mặt cổ.

- MRI Cột sống và tùy sống (cổ, ngực, thắt lưng)

- MRI Bụng - chậu: các bệnh lý gan-mật-tụy, trực tràng - hậu môn, hệ niệu, tử cung và phần phụ, tiền liệt tuyến

- MRI Cơ xương khớp: các bệnh lý xương, khớp, mô mềm chi trên và chi dưới.

- Chụp mạch máu (MRA, MRV): động mạch – tĩnh mạch não, động mạch cánh, động mạch chủ, động mạch các tạng, động mạch các chi.

- MRI Vú

...

c. Thiết bị xét nghiệm

Các thiết bị xét nghiệm với mục tiêu cung cấp những kết quả xét nghiệm tin cậy nhất và kịp thời, hỗ trợ tối đa các bác sĩ lâm sàng trong chẩn đoán và điều trị bệnh.

Bao gồm các thiết bị:

- Máy phân tích huyết học (Hematology Analyzer)
- Máy xét nghiệm sinh hoá (Biochemistry Analyzer)
- Máy xét nghiệm nước tiểu (Urine Analyzer)
- Máy phân tích khí máu (Blood Gas Analyzer)
- Máy điện di (Electropherogram Analyzer)
- Máy điện giải (Electrolyte Analyzer)
- Sắc ký Chromatography

....

Ví dụ:

Xét nghiệm các chất trong máu giúp chẩn đoán: tình trạng cholesterol - máu, chức năng gan, chức năng thận, enzyme tim mạch trong trường hợp chẩn đoán nhồi máu cơ tim.

Xét nghiệm sinh hóa còn định lượng thuốc bệnh nhân đang điều trị để tìm liều thích hợp cho bệnh nhân.

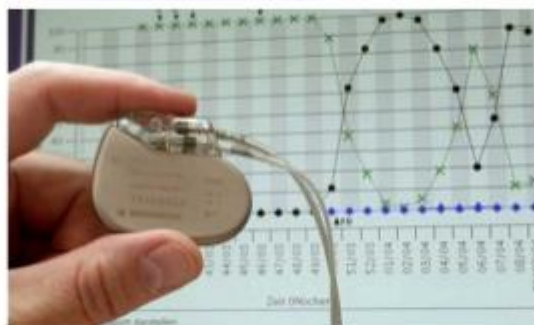
1.1.2 Thiết bị điều trị.

- Máy chạy thận nhân tạo HemoDialysis
- Máy tạo nhịp tim Pacemaker
- Máy xạ trị Radiation Thearapy
- Máy điều trị bằng dòng điện Electronic Thearapy
- Máy điều trị bằng siêu âm Ultrasound Thearapy
- Máy điều trị bằng Laser Thearapy

- Máy phục hồi chức năng

Ví dụ Thiết bị điều trị chứng ngưng thở khi ngủ

Một thiết bị mới giống như máy tạo nhịp tim có tên gọi Remede vừa được các nhà nghiên cứu của Đại học Ohio, Mỹ giới thiệu tại Đại hội suy tim ở Athens sẽ giúp những bệnh nhân mắc chứng ngưng thở khi ngủ có nguy cơ cao bị tử vong.



Hình 1.2 Thiết bị giúp người bệnh điều trị chứng ngưng thở khi ngủ

Thiết bị này được cấy ghép dưới da, ở dưới xương cổ, sẽ tác động vào cơ hoành làm người bệnh điều chỉnh hơi thở trở lại bình thường.

Nghiên cứu trên 46 bệnh nhân mắc chứng ngưng thở khi ngủ từ nhẹ đến nặng trong suốt 1 năm qua cho thấy thiết bị mang lại hiệu quả rõ rệt, người bệnh cải thiện chất lượng sống, nguy cơ dẫn đến suy tim ở những bệnh nhân này cũng giảm đi. Chứng ngưng thở khi ngủ còn xảy ra ở những bệnh nhân thừa cân, béo phì, bị bệnh tim mạch.

1.1.3 Chăm sóc đặc biệt

- Máy theo dõi bệnh nhân Patient Monitor

- Máy hô hấp nhân tạo Ventilator

- Máy sốc tim Defibrillator....

Ví dụ:



Hình 1.3 Monitor theo dõi bệnh nhân BM3

BM3 là loại máy đo các thông số và theo dõi các thông số: Tín hiệu điện tim(ECG), nhịp mạch (HR), nhiệt độ (TEMP), huyết áp gián tiếp (NIBP), huyết áp trực tiếp (IBP), và nồng độ bão hòa oxi trong máu SpO2.

1.2 Sơ đồ cấu trúc của một bệnh viện

* Ban giám đốc

- Phòng ban

- + Tổ chức cán bộ
- + Khoa dược
- + Tổ chức kỹ thuật

...

- Khối điều trị

- + Cấp cứu
- + Khoa nội
- + Khoa ngoại
- + Khoa sản
- + Khoa nhi
- + Khoa da liễu
- + Khoa lây
- + Khoa tim mạch
- + Khoa thần kinh

...

- Phi lâm sàng

- + Chẩn đoán hình ảnh
- + Sinh hoá
- + Huyết học
- + Vi sinh
- + Giải phẫu

....

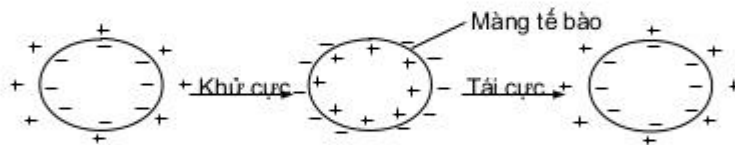
Chương 2: Máy điện tâm đồ

2.1. Cơ sở sinh lý điện học tế bào

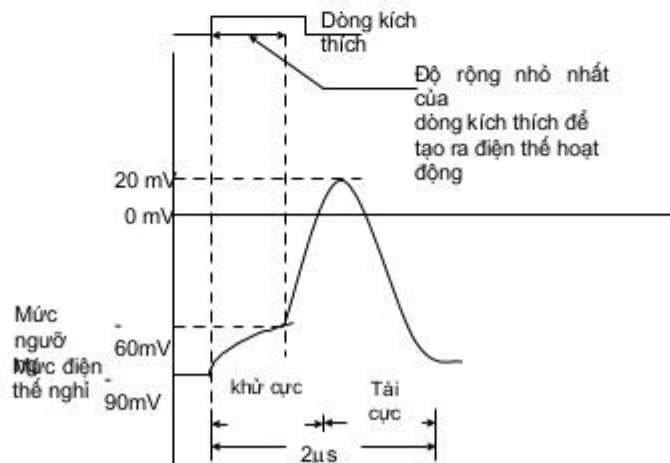
Mọi thực thể sống trên trái đất đều được cấu thành từ nhiều kiểu tế bào khác nhau. Ở người, tế bào có đường kính thay đổi trong khoảng từ $1\mu\text{m}$ cho đến $100\mu\text{m}$, độ dày của màng tế bào cỡ $0,01\mu\text{m}$.

Ở trạng thái nghỉ, mặt trong màng tế bào tích điện âm, mặt ngoài màng tích điện dương. Sự phân bố điện tích không cân bằng này là kết quả của các phản ứng điện hoá. Điện thế giữa hai lớp điện tích này được gọi là điện thế nghỉ, người ta gọi tế bào ở trạng thái này là trạng thái phân cực, điện thế nghỉ (điện thế phân cực) giữa hai mặt màng tế bào khoảng -90mV .

Khi tế bào bị kích thích, điện thế mặt ngoài màng tế bào trở nên âm hơn so với điện thế mặt trong màng tế bào, giá trị điện áp giữa hai mặt màng tế bào lúc này vào khoảng $+20\text{mV}$. Quá trình chuyển từ -90mV lên $+20\text{mV}$ gọi là quá trình khử cực (thực chất là sự khuếch tán ion qua màng tế bào). Quá trình tái cực (quá trình phục hồi) diễn ra sau một khoảng thời gian ngắn khi quá trình khử cực kết thúc, đưa tế bào về trạng thái ban đầu (trạng thái nghỉ). Dạng sóng điện thế tế bào được biểu diễn trên hình 1-2. Quá trình khử cực sẽ lan truyền từ tế bào này sang tế bào khác cho đến khi toàn bộ các tế bào (cơ tim chẳng hạn) được khử rồi tái cực.



Hình 2.1: Quá trình khử cực và tái cực của tế bào



Hình 2.2: dạng sóng điện thế tế bào

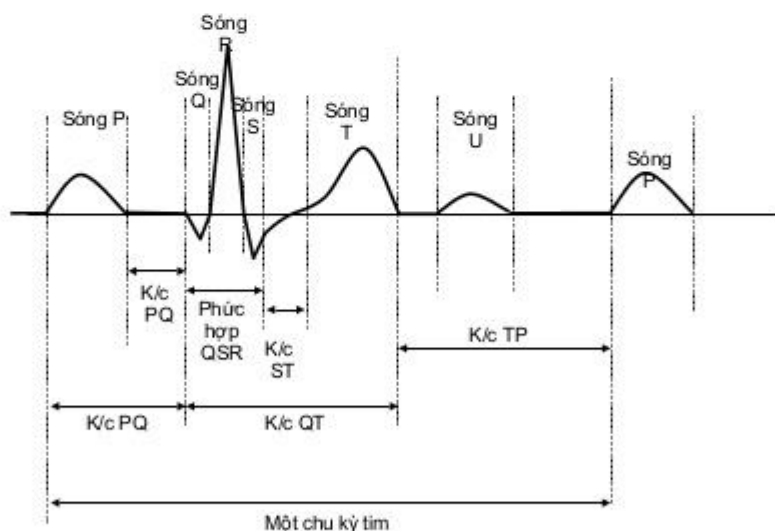
2.2. Điện tâm đồ và các đạo trình điện tâm đồ

2.2.1. Tín hiệu ECG

Tín hiệu ECG (Electrocardiograph) phản ánh các hoạt động điện gắn với chức năng của tim. Nó là tín hiệu lặp đi lặp lại có chu kì đồng nhất với chức năng của tim - "bộ tạo các sự kiện sinh điện". Có thể coi tín hiệu này được sinh ra bởi một lưỡng cực. Lưỡng cực sinh ra 1 trường véctơ thay đổi tuần hoàn theo không gian và thời gian, biểu hiện của trường véctơ này có thể được đo trên bề mặt cơ thể. Dạng sóng được ghi lại sẽ được chuẩn hoá theo biên độ và mối quan hệ về pha, sự sai lệch của tín hiệu sẽ phản ánh những hiện tượng không bình thường của tim. Hình 2-3 biểu diễn tín hiệu ECG mẫu.

Khoảng thời gian PR và PQ được đo từ lúc bắt đầu sóng P tới lúc bắt đầu sóng R hoặc Q tương ứng, đánh dấu thời gian mà một xung từ nút S - A đưa tới tâm thất. Khoảng thời gian PR kéo dài cỡ 0,12 đến 0,2s. Khoảng QRS, biểu diễn thời gian xung nhịp đi qua hệ thống tâm thất và sau đó tới các thành của tâm thất, khoảng thời gian này từ 0,05 đến 0,1s.

Sóng T biểu diễn sự tái cực của cả tâm thất trái và phải. Như vậy khoảng thời gian QT chính là một chu kì tâm thu hoàn chỉnh. Chu kì tâm trương bắt đầu từ cuối phần kéo dài của sóng T đến sóng Q tiếp theo



Hình 2.3: Dạng tín hiệu ECG

Phần tiếp theo sẽ nghiên cứu cơ sở vật lý và phương pháp thu nhận tín hiệu ECG.

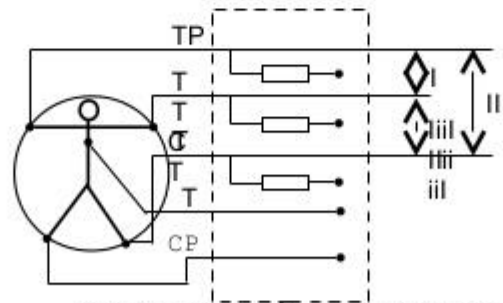


Hình 2.4: Vị trí nút SA nơi bắt đầu kích phát hoạt động điện tim

2.2.2. Các đạo trình điện tâm đồ

Như đã đề cập ở trên, có thể xác định được tín hiệu ECG thông qua hệ thống điện cực đặt trên bề mặt cơ thể. Người ta đặt các điện cực ở những vị trí thuận lợi nhất, phản ánh trung thực tín hiệu ECG, gọi là những điểm chuẩn: tại cẳng tay trái (điện cực tay trái - TT); cẳng tay phải (điện cực tay phải - TP) và chân trái (điện cực chân trái - CT). Giữa từng cặp điểm đặt điện cực có các hiệu điện thế tương ứng sẽ được ghi lại, gọi là “các đường đạo trình điện tâm đồ”. Các đạo trình điện tâm đồ ghi hình ảnh các vectơ khứ cực và tái cực phản chiếu lên các trục khác nhau để thăm dò các vùng khác nhau của cơ tim, cung cấp thông tin về nhiều mặt của tim.

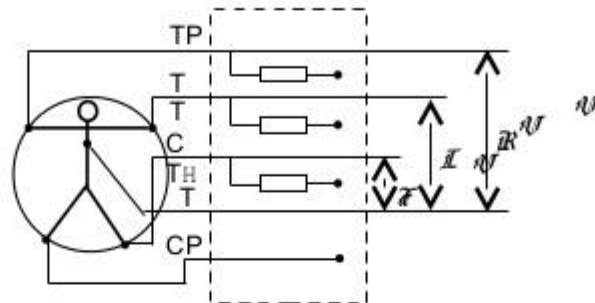
Có 12 đạo trình chính (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆), ngoài ra còn có một số đạo trình ít sử dụng, chỉ được ghi khi có chỉ định cần thiết. Các đạo trình được tạo thành từ mỗi cặp điện cực Einthoven được gọi là các đạo trình lưỡng cực chi, hay còn gọi là các đạo trình cơ bản (đạo trình mẫu), chúng được ký hiệu là I, II và III (có sách gọi là D1, D2, D3). Theo định luật Einthoven có: II = I + III, điều này có thể giúp cho việc kiểm tra các điện cực có được đặt đúng vị trí hay không.



Hình 2.5: Cách mắc các đạo trình cơ bản

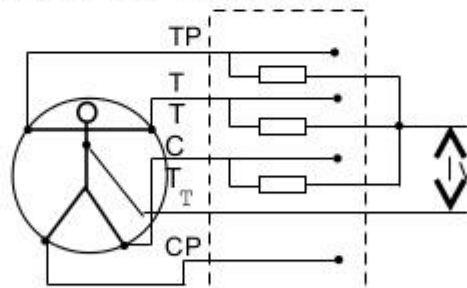
Để giảm ảnh hưởng của nhiễu khi ghi các thế điện sinh học bằng điện cực cơ bản, người ta thêm vào điện cực phụ thứ tư đặt ở chân phải (điện cực chân phải - CP),

điện cực này được nối với vỏ của máy điện tim và được nối đất. Điện cực đặt tại lồng ngực phía trên quả tim, gọi là điện cực tim T (V), sau này được nối với các điện cực tại tứ chi tạo các đạo trình tương ứng để ghi điện thế giữa tim và chi, gọi là các đạo trình đơn cực chi, được ký hiệu tương ứng là : VR, VL, VF.



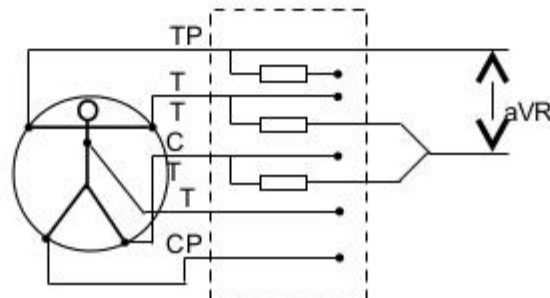
Hình 2.6: Cách mắc các đạo trình đơn cực chi

Các đạo trình cơ bản và đạo trình đơn cực chi chỉ cho biết hiệu điện thế giữa hai điểm đặt điện cực, chứ không cho biết trị số tuyệt đối của mỗi điện cực là bao nhiêu. Để khắc phục điều này người ta dùng cách triệt tiêu điện thế của mỗi cực bằng cách nối các điện thế từ tay phải, tay trái và chân trái với nhau qua những điện trở R nhất định, còn một cực khác đặt tại điểm cân nghiên cứu trên bề mặt ngực. Cách mắc như thế gọi là các đạo trình đơn cực trước ngực. Nếu điều chỉnh điện cực tim tại các vị trí khác nhau trên lồng ngực thì số lượng các đạo trình tim có thể tăng đáng kể. Có sáu đạo trình đơn cực trước ngực ($V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$).



Hình 2.7: Cách mắc các đạo trình đơn cực trước ngực

Đạo trình đơn cực chi tăng cường cũng được sử dụng. Chúng là biến thể của đạo trình đơn cực trước ngực và được tạo thành từ mỗi điện cực cơ bản với điểm chung. Điểm này nhận được bằng cách nối hai điện cực cơ bản với nhau qua những điện trở (R) có giá trị đáng kể (khoảng 5000Ω). Các đạo trình tăng cường được ký hiệu là: aVR, aVL, aVF.



Hình 2:8: Cách mắc đạo trình tăng cường aVR

Các đạo trình được dẫn ra trong bảng 1-1.

Các đạo trình đơn cực chỉ và các đạo trình đơn cực trước ngược được gọi là **các đạo trình tim**.

* Quan hệ giữa các đạo trình cơ bản và các đạo trình tăng cường:

$$I = aVL - aVR; \quad II = aVF - aVR; \quad III = aVF - aVL.$$

$$aVR = \frac{I - II}{2}; \quad aVL = \frac{I - III}{2}; \quad aVF = \frac{II + III}{2}.$$

Bảng 2.1: Bảng tóm tắt các đạo trình

Tên đạo trình	Ký hiệu đạo trình	Các điện cực
Đạo trình cơ bản	I	TT-TP
	II	TP-CT
	III	TT-CT
Đạo trình tăng cường	aVR	TP-(R+CT, R+TT)
	aVL	TT-(R+TP, R+CT)
	aVF	CT-(R+TP, R+TT)
Đạo trình tim	V	T-(R+TP, R+TT, R+CT)
	VR	T-TP
	VL	T-TT
	VF	T-CT

Nói chung, đạo trình cơ bản I thường giống đạo trình tăng cường aVL và đạo trình cơ bản III thường giống đạo trình tăng cường aVF. Theo lý thuyết, có thể chỉ cần 2 đạo trình (ví dụ I và aVF) là có thể xác định được các đạo trình khác, nhưng thực tế người ta vẫn ghi đủ 6 đạo trình này.

Trong quá trình hoạt động của tim xuất hiện những biến đổi lý hoá kèm theo rất quan trọng. Ngoài những biến đổi về điện tim như ở trên, còn có những thay đổi về hình dáng, thể tích, áp lực của các buồng tim, sự xuất hiện tiếng tim, đồng thời diễn ra các quá trình biến đổi năng lượng. Dựa vào những biến đổi này mà người ta có nhiều phương pháp để nghiên cứu về hoạt động của tim như : áp kế, thể tích kế... các phương pháp này thường đi kèm cùng quá trình ghi điện tâm đồ.

2.3. Máy điện tim

2.3.1. Giới thiệu chung về máy điện tim

Einthoven là người đầu tiên ghi điện tâm đồ năm 1903. Cấu tạo cơ bản của máy này là một sợi dây thạch anh đặt song song với đường đẳng điện và chịu ảnh hưởng của một từ trường. Khi có dòng điện tim chạy qua, dây thạch anh sẽ bị hút về phía một cực của từ trường. Chuyển động này tạo ra một sóng điện tim và được thu vào một cuộn phim. Hiện nay, dòng điện tim được ghi lại bằng một cấu trúc điện từ có độ nhạy kém hơn so với sợi dây thạch anh nhưng lại gọn nhẹ hơn nhiều. Máy điện tim có ba bộ phận chính, hoạt động nối tiếp nhau sau đây:

+ Thiết bị đầu vào:

Thiết bị đầu vào có bộ chuyển mạch đạo trình, các điện cực được mắc nối với nó đóng vai trò là bộ phận thu nhận dòng điện tim: Các điện cực dùng để ghi lại thế điện sinh học xuất hiện ở các tế bào, các mô và các cơ quan trong quá trình hoạt động của chúng. Các điện cực - là vật dẫn có dạng đặc biệt (dạng tấm và dạng kim), dùng để nối thiết bị điện với đối tượng sinh học.

Theo công dụng điện cực được chia ra các dạng sau:

- Điện cực để sử dụng nhất thời trong các phòng chẩn đoán chức năng (ví dụ như để lấy các thế điện sinh học).
- Điện cực để sử dụng lâu dài khi theo dõi liên tục các bệnh nhân nặng trong phòng có cường độ điều trị lớn.
- Điện cực để sử dụng trên các đối tượng di động (ví dụ trong thể thao hoặc trong vũ trụ).
- Điện cực để sử dụng trong các trường hợp khẩn cấp (ví dụ trong các xe cứu thương).

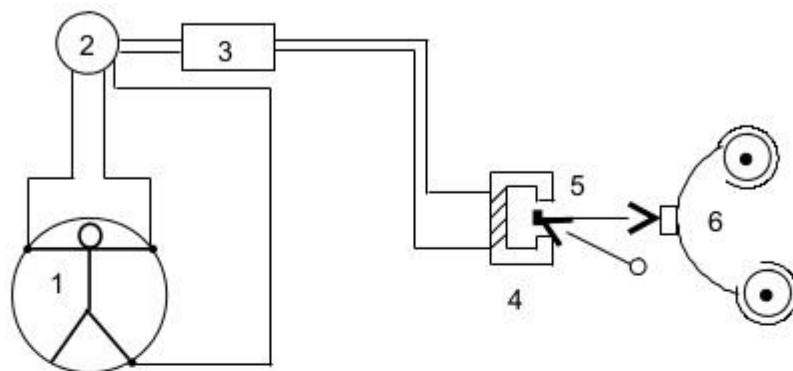
Các yêu cầu cơ bản đối với các điện cực:

- Không được gây những tác động có hại đến các mô sinh học.
- Không được tạo ra nhiễu.
- Có tính ổn định cao đối với các tham số điện.
- Được lắp và tháo ra nhanh chóng.
- Cố định chắc chắn vào đối tượng sinh học.

+ **Bộ khuếch đại:** Vì các thế điện sinh học rất nhỏ nên để thiết bị điện tâm đồ có thể ghi lại được chúng phải được khuếch đại lên nhờ bộ khuếch đại.

+ **Bộ phận ghi:** Đồ thị điện tim (điện tâm đồ) được hiện lên màn hình nhỏ hoặc được ghi lên băng giấy chuyên dụng nhờ các thiết bị ghi (ghi kim, ghi số, máy ghi dao động...).

Một sơ đồ của máy điện tim đơn giản với phương pháp ghi trên phim ảnh được chỉ ra trên hình 1-9: 1- Bệnh nhân cùng các điện cực; 2- Bộ chuyển mạch đạo trình; 3- Bộ khuếch đại; 4- Điện kế; 5- Hệ thống ghi quang học; 6- Cuộn giấy băng cơ khí.



Hình 2.9: Sơ đồ máy điện tim đơn giản

2.3.2. Đặc tính chung của máy điện tim

Khi sử dụng các thiết bị điện tử y sinh nói chung và các thiết bị điện tim nói riêng cần phải biết những đặc tính chung của chúng như sau:

- **Dải tần công tác của thiết bị:** Đây là dải tần từ giá trị thấp nhất đến giá trị cao nhất mà thiết bị có khả năng đo được. Ví dụ, máy đo tần số nhịp tim có dải công tác từ 0 đến 5Hz.
- **Độ nhạy:** Là mối quan hệ giữa giá trị của các chỉ số vật lý với phản ứng của thiết bị ghi. Ví dụ, máy theo dõi tim có độ nhạy 1mV/cm. Biết độ nhạy có thể xác định được giá trị của thế điện sinh học theo độ cao của xung so với đường thế điện bằng không.
- **Sai số của thiết bị:** Xác định giá trị nhỏ nhất mà thiết bị có thể đo được. Ví dụ, áp suất máu trong động mạch chủ khoảng -100mmHg, còn trong tĩnh mạch từ -5mmHg đến 2mmHg. Thiết bị có độ nhạy là 2mmHg có thể sử dụng để đo áp suất máu trong động mạch chủ nhưng không được sử dụng để xác định áp suất máu trong tĩnh mạch.
- **Tính ổn định:** Là khả năng duy trì các thông số hoạt động của thiết bị trong thời gian dài sau khi hiệu chuẩn. Việc hiệu chuẩn được thực hiện nhờ các tác động chuẩn ở đầu vào của thiết bị.
- **Dải tần số:** Phổ của tín hiệu khảo sát chứa các tần số sóng hài chiếm một khoảng nào đó. Để tín hiệu không bị sai lệch thì tất cả các thành phần hài của tín hiệu phải được biến đổi giống nhau. Khoảng tần số được gọi là dải tần số, mà trong khoảng tần số này các thành phần sóng hài được biến đổi giống nhau.
- **Tính chống nhiễu:** Nhiễu bất kỳ gây ra sự thay đổi các chỉ số đo. Khi ghi ECG, nhiễu có thể xuất hiện do cơ thể bệnh nhân có vai trò như một anten thu nhận các

trường điện từ ở bên ngoài (nhiều ngấm). Nhiều có thể được ghi lại cùng với tín hiệu có ích. Cấu trúc của thiết bị cần phải tính trước khả năng chống nhiễu, còn người bác sỹ cần phải biết phân biệt tín hiệu có ích và các tín hiệu sai lệch do nhiễu để chẩn đoán bệnh được chính xác.

2.3.3. Phân loại máy điện tim

Có nhiều cách phân loại máy điện tim, sau đây đề cập một số cách phân loại cơ bản.

+ Phân loại theo số kênh

Đây là cách phân loại theo số kênh ghi đồng thời (lần lượt ghi từng đạo trình). Loại đơn giản nhất là máy điện tim 1 kênh, được sử dụng ở dạng xách tay, đặc biệt là có kích thước và khối lượng nhỏ. Trong các bệnh viện thực hành và các bệnh viện lớn thường sử dụng các máy điện tim cố định, nhiều kênh (2, 3, 6, 12 kênh, có khi đến 60 kênh) ghi đồng thời. Chúng có khả năng không chỉ ghi điện tim đồng thời tại vài đạo trình mà thậm chí ghi các quá trình khác nhau nào đấy liên quan đến hệ tim mạch (âm tim, nhịp đập của mạch, áp suất mạch máu...).

+ Phân loại theo tính chất nguồn cung cấp

Có thể phân thành nguồn một chiều và nguồn xoay chiều. Tính chất của nguồn cung cấp ở mức độ nào đó có thể coi là nguyên nhân gây nên sự phức tạp của các bộ phận trong thiết bị. Các thiết bị sử dụng nguồn một chiều từ pin khô hoặc ắc quy có các bộ phận đơn giản, gọn nhẹ hơn nhưng khi khai thác sẽ gặp những khó khăn tất yếu của việc thay pin hoặc nạp ắc quy... Thông thường các máy xách tay một kênh sử dụng nguồn này. Các máy điện tim cố định, nhiều kênh thường sử dụng nguồn xoay chiều (điện mạng) song thường kèm theo nguồn pin hoặc ắc quy để sử dụng khi cần thiết.

+ Phân loại theo phương pháp ghi điện tim

- **Máy điện tim đầu ghi quang:** được thực hiện bằng những tia sáng phản xạ từ gương của điện kế ghi (bộ rung) trên giấy hoặc phim ảnh chuyển động. Việc ghi bằng ánh sáng bảo đảm chính xác và thuận lợi cho việc đọc điện tâm đồ, nhưng để hiện ảnh lên thì yêu cầu phải xử lý hoá học các băng ghi này, có nghĩa là phương pháp này không đưa ra khả năng quan sát trực tiếp các đường cong điện tâm đồ ghi được. Đây là nhược điểm cơ bản của phương pháp này.

- **Máy điện tim với đầu ghi mực trên băng giấy:** nhờ ngòi bút đặc biệt loại bỏ được nhược điểm của máy điện tim đầu ghi quang. Tuy nhiên, khi này ngòi bút sẽ di chuyển theo cung tròn có bán kính bằng chiều dài giá kẹp bút, do đó việc ghi sẽ bị lệch tâm và có dạng khác với việc ghi trong toạ độ vuông góc (ở phương pháp ghi quang). Việc ghi như vậy gây ra những khó khăn nhất định trong quá trình phân tích nó. Để giảm nhẹ việc phân tích điện tâm đồ, giấy ghi được vạch trước các lưới tỷ lệ hình vòng cung.

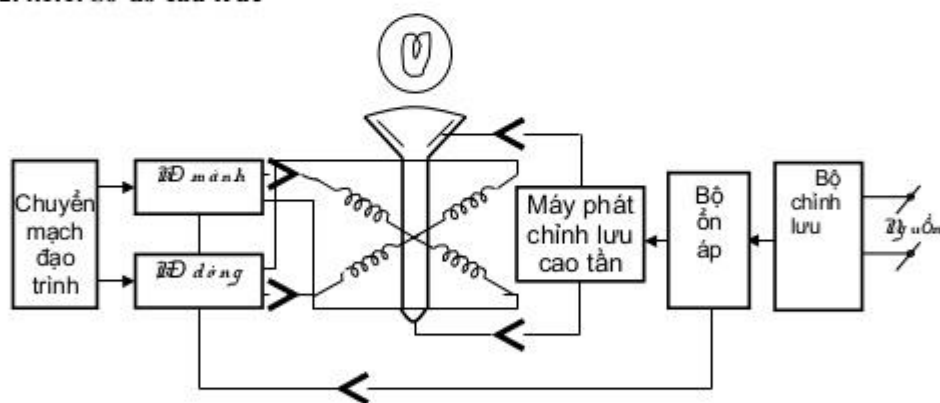
- **Máy điện tim với đầu ghi nhiệt:** Phép ghi được thực hiện bằng dụng cụ ghi đặc biệt tại đầu mút của bút ghi có phần từ nung nóng nhỏ, nhẹ, được cấp điện. Việc ghi được thực hiện trên giấy chuyên dụng màu đen phủ một lớp dễ cháy màu trắng (lớp nền). Khi đầu bút ghi chuyển động, các lớp trên giấy bị nóng chảy, để lộ ra những điểm ghi màu đen trên nền giấy trắng. Muốn lưu lại các điện tâm đồ ghi bằng bút nhiệt, cần chụp lại (photocopy) vì loại giấy này dễ có vết đen do bị xây xát.

Theo sự phát triển của khoa học kỹ thuật, các máy ghi điện tâm đồ hiện nay rất gọn nhẹ và có nhiều công dụng khác nhau. Sự ra đời của các vật liệu bán dẫn cùng với sự phát triển mạnh mẽ của kỹ thuật số, kỹ thuật vi xử lý, các linh kiện bán dẫn, các IC chuyên dụng... đã thay thế phần lớn các linh kiện điện tử cồng kềnh trong hầu hết các máy điện tim ngày nay. Mặt khác, các tín hiệu điện tim có thể được xử lý, điều khiển và lưu trữ một cách đơn giản khi các tín hiệu điện tim dạng tương tự được biến đổi sang dạng số, giúp cho việc phân tích, chẩn đoán và điều trị thuận lợi, nhanh chóng. Do đó, có thể phân loại máy điện tim theo loại linh kiện sử dụng trong máy điện tim (điện tử, bán dẫn) hay phân loại theo loại tín hiệu xử lý trong máy điện tim (tương tự, số)

2.4. Một số máy điện tim cơ bản

2.4.1. Máy điện tim vector

2.4.1.1. Sơ đồ cấu trúc



Hình 2.10: Sơ đồ khối máy điện tim một kênh

2.4.1.2. Nguyên lý hoạt động

Trong lý thuyết điện tim, tim được coi như một ngẫu cực, vectơ mômen điện của ngẫu cực trong chu trình làm việc của tim thay đổi, được xác định theo độ lớn và theo hướng. Các vectơ này gọi là vectơ điện tim. Các đầu mút vectơ điện tim này tạo nên đường cong phức tạp khép kín trong không gian. Các hình chiếu của đường cong này lên ba mặt phẳng của hệ tọa độ vuông góc có dạng ba đường vòng P, QRS và T.

Tập hợp chúng phản ánh đầy đủ sự thay đổi về giá trị và hướng của véc-tơ điện tim theo chu trình làm việc của tim. Việc ghi lại các đường cong này gọi là phép ghi điện tim véc-tơ. Thiết bị thực hiện phép ghi điện tim véc-tơ được gọi là máy ghi điện tim véc-tơ. Ví dụ, một máy ghi điện tim véc-tơ một kênh xách tay loại BiKC-1é của Nga có sơ đồ khối như trên.

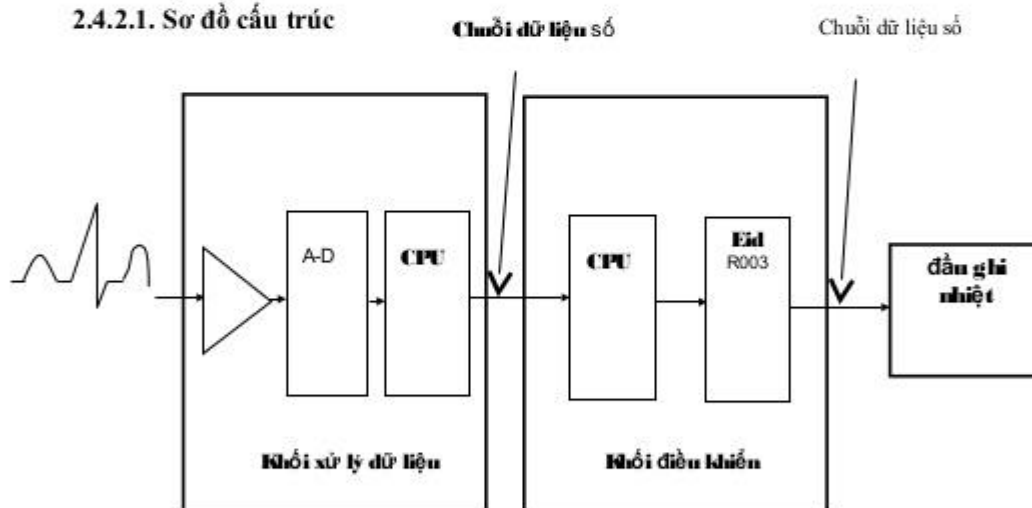
2.4.1.3. Màn hình máy điện tim

Monitor điện tim là thiết bị cho phép theo dõi điện tâm đồ của bệnh nhân liên tục nhiều ngày đêm và đưa ra những cảnh báo, khi có những thay đổi nguy hiểm đối với bệnh nhân (loạn nhịp tim, rối loạn điện giải...). Khi đó, bệnh nhân có thể nhanh chóng uống thuốc hoặc đến cơ sở y tế... Thiết bị này có thể tự động ghi lại những thay đổi đó, sau đó lưu trữ trong bộ nhớ, giúp cho việc gọi lại khi cần thiết. Do đó, thiết bị có thể cung cấp lịch sử điện tâm đồ của một bệnh nhân; điều này rất quan trọng trong việc chẩn đoán và điều trị bệnh.

Hiện nay, monitor điện tim được sử dụng phổ biến ở dạng các máy tính chuyên dụng theo dõi điện tâm đồ, loại nhỏ, nhẹ có thể đeo trong người, cho phép ghi điện tâm đồ liên tục từ 24 - 48 giờ.

2.4.2. Máy điện tim ECG8110

2.4.2.1. Sơ đồ cấu trúc



Hình 2.11 Sơ đồ cấu trúc

2.4.2.2. Nguyên lý hoạt động

Trong máy điện tim ECG-8110, các tín hiệu điện tim dạng sóng từ đạo trình được đưa vào bộ khuếch đại DC, sau khi qua bước biến đổi từ tín hiệu tương tự sang tín hiệu số (biến đổi A-D), sau đó các tín hiệu điện tim dạng số được xử lý và được đưa tới đầu ghi nhiệt. Tín hiệu điện tim dạng tương tự chỉ tồn tại một phần rất ngắn ở khoảng từ đạo trình đến bộ biến đổi A-D. Việc xử lý thành phần không đổi và lọc

được thực hiện tất cả ở dạng tín hiệu số. Tín hiệu đưa tới đầu ghi nhiệt là ở dạng chuỗi dữ liệu số. Sơ đồ khối đơn giản hoá mô tả nguyên lý hoạt động của máy điện tim ECG-8110 được chỉ ra trên hình 1.11.

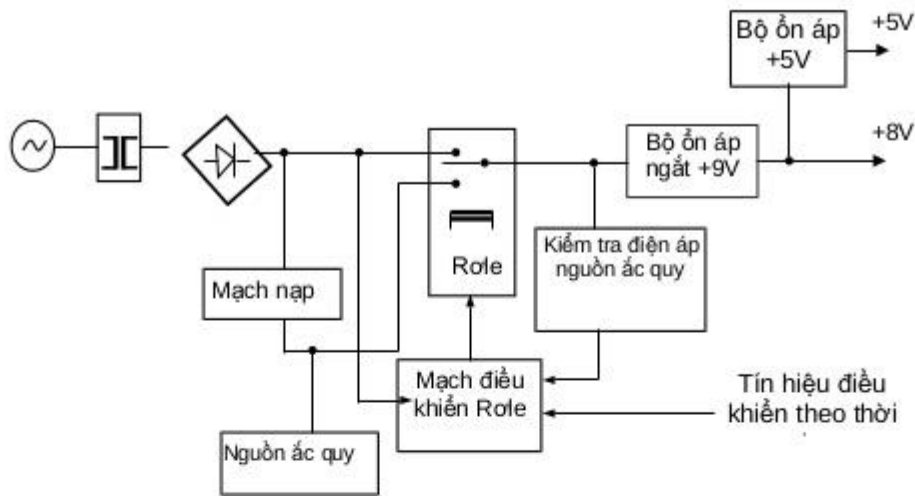
Thiết bị có sử dụng hai bộ vi xử lý (CPU) cùng loại HD63B03, một CPU làm nhiệm vụ xử lý các tín hiệu điện tim nhận được từ điện cực nối với bệnh nhân, CPU còn lại có nhiệm vụ điều khiển toàn bộ hệ thống làm việc, đồng thời đưa các tín hiệu đã xử lý ra đầu ghi nhiệt để in ra.

Các tín hiệu điện tim đi tới khối xử lý dữ liệu được khuếch đại 16 lần và sau đó đi đến bộ biến đổi A-D. Việc biến đổi A-D sử dụng tần số lấy mẫu là 4000 mẫu/s trên một kênh. 8 đạo trình (I, II và V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆) được biến đổi A-D. Sau khi được xử lý, khử nhiễu, các tín hiệu này được chọn đưa đến CPU (IC220) trong khối xử lý dữ liệu và truyền tới CPU (IC408) của khối điều khiển qua bộ biến đổi xung riêng (T202 - T205) trong khối xử lý dữ liệu.

Tại CPU (IC408) trong khối điều khiển, với dữ liệu điện tim nhận được, các đạo trình III, aVR, aVL và aVF được tạo thành từ các đạo trình I, II. Các quá trình lọc khác cùng với việc điều khiển các chuyển mạch SW, các đèn LED, đầu ghi nhiệt và động cơ cũng được thực hiện bởi CPU này.

2.4.2.3. Cấu trúc mạch nạp ắc quy trong máy điện tim

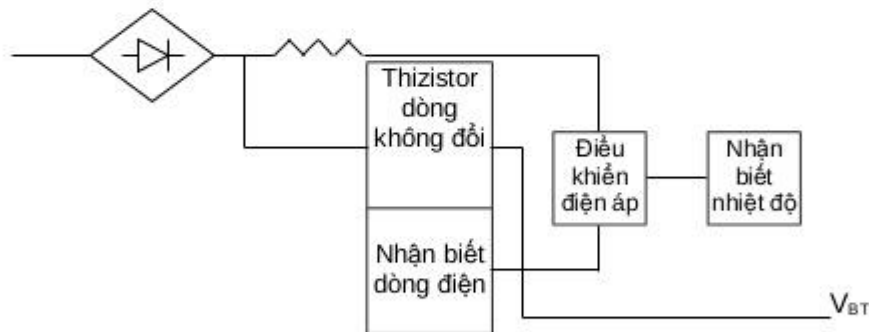
* *Mạch nạp nguồn ắc quy:* Việc nạp điện áp và dòng không đổi được thực hiện bởi mạch này. Điện áp đầu ra của nguồn ắc quy tăng trong quá trình nạp và dòng nạp giảm dần so với ban đầu. Mạch này theo dõi dòng nạp và giảm điện áp nạp để bảo vệ khỏi bị nạp quá mức khi dòng nạp sụt xuống dưới mức qui định. Việc nạp ban đầu được thực hiện với một điện áp cao cố định từ 2 đến 3 giây, sau đó nạp với điện áp được điều chỉnh theo dòng nạp đầu ra.



Hình 2-12. Sơ đồ khối nguồn

Mức điện áp được điều chỉnh sao cho điện áp nạp V_{BT} giảm khi nhiệt độ của nguồn ắc quy tăng và ngược lại. Tại 25°C dòng điện nạp và điện áp nạp V_{BT} được điều chỉnh nhờ biến trở VR301 tới 50mA và 14,5V tương ứng. Khi dòng nạp giảm xuống dưới 50mA so với ban đầu thì V_{BT} giảm xuống tới $13,5 \pm 0,2\text{V}$. Khi dòng nạp tiếp tục giảm thì việc nạp sẽ dừng lại và lặp lại từ đầu.

Sơ đồ khối của mạch nạp nguồn ắc quy:



Hình 2-13. Sơ đồ khối mạch nạp nguồn ắc quy

**Mạch điều khiển Role* (mạch lựa chọn AC-DC): Mạch này có chức năng cho phép sự hoạt động của nguồn ắc quy khi không có sự cung cấp của nguồn điện mạng. Bằng việc điều khiển, kích thích Role RY 301 khởi động nguồn ắc quy hoạt động.

**Mạch theo dõi điện áp nguồn ắc quy*: Mạch này sử dụng một hệ thống các bộ so sánh và đèn LED dùng để chỉ thị điện áp nguồn của ắc quy tại các mức tương ứng.

**Mạch cung cấp các điện áp ổn định +9V và +5V*: Mạch gồm các bộ giám sát quá dòng và quá áp (IC307), bộ điều chỉnh điện áp đầu ra cố định (IC308).

2.5. Một số chú ý trong khai thác sử dụng máy điện tim

Khi khai thác, sử dụng các thiết bị điện tử y sinh nói chung và các thiết bị điện tim nói riêng cần chú ý một số vấn đề sau:

2.5.1. An toàn điện

Một trong những vấn đề quan trọng khi sản xuất và khai thác các thiết bị điện tử y sinh là đảm bảo an toàn sử dụng điện cho nhân viên phục vụ và bệnh nhân. Mức độ nguy hiểm của dòng điện, điện áp đối với cơ thể con người phụ thuộc vào nhiều tham số khác nhau (giá trị dòng điện, điện áp; trở kháng của cơ thể người; thời gian tác dụng của dòng điện đối với cơ thể người hoặc đường đi của dòng điện trong cơ thể người...).

Các thiết bị điện tử y sinh thực chất là các thiết bị điện-điện tử, do đó cần phải chấp hành các nội qui, qui tắc về an toàn điện khi khai thác, sử dụng. Ngoài ra, điểm đặc biệt của các thiết bị điện tử y sinh là: khi thực hiện chẩn đoán và điều trị cho bệnh nhân thì độ nhạy cảm của các bộ phận trên cơ thể bệnh nhân sẽ tăng lên dưới tác dụng của dòng điện. Giá trị của dòng điện thực tế không gây nguy hiểm đối với người khỏe mạnh nhưng có thể gây nguy hiểm đối với bệnh nhân. Các bộ phận lấy thông tin (điện thế sinh học, nhịp đập...) từ các mô, các cơ quan của cơ thể con người là cầu nối trực tiếp gây ra tai nạn điện cho bệnh nhân. Do đó, vấn đề an toàn điện đối với các thiết bị điện tử y sinh cần được coi trọng. Một số biện pháp chính bảo đảm an toàn điện khi khai thác, sử dụng các thiết bị điện tử y sinh bao gồm:

- Thực hiện tiếp đất an toàn cho các thiết bị điện tử y sinh khi khai thác, sử dụng, trở kháng tiếp đất vào khoảng 4Ω . Trong máy điện tim ECG-8110 sử dụng các phích cắm nguồn xoay chiều 3 chân, trong đó có một chân tiếp đất. Nếu không có phích cắm 3 chân thì thiết bị có sẵn một đầu nối cắm tiếp đất. Mặt khác, tại đầu vào của thiết bị (ở khối xử lý dữ liệu) có mắc các đèn phóng điện (AR201 đến AR210) để bảo vệ thiết bị khi bị sét đánh vào đường dây điện hoặc do quá áp hay chạm vào đường dây cao thế.

- Sử dụng các biện pháp cách điện cho thiết bị. Các lớp vỏ cách điện tránh sự đụng chạm vào các bộ phận có điện áp gây nguy hiểm. Sử dụng cách điện trung gian (các miếng cách điện, các miếng lót cách điện...) cách ly vỏ thiết bị khỏi chạm mát.

2.5.2. Vận hành thiết bị điện tâm đồ

Việc thực hiện khuếch đại các điện thế sinh học có độ nhạy cao dễ bị ảnh hưởng của các trường cảm ứng điện từ xuất hiện gần các dụng cụ, các thiết bị, các dây dẫn điện. Các cảm ứng điện từ trường này sẽ gây ra các thế điện cảm ứng tại các điện cực đặt trên cơ thể bệnh nhân. Các thế điện này có giá trị không lớn nhưng chúng sẽ được khuếch đại cùng với các thế điện sinh học ảnh hưởng đến quá trình ghi điện tâm đồ. Do đó, các máy điện tim cần được đặt tại những nơi không bị ảnh hưởng của các trường điện từ xung quanh. Thường các máy điện tim cần được đặt trong phòng cách

điện, ở xa các phòng có tia X hoặc các phòng vật lý trị liệu. Phòng đặt máy điện tim không được đặt gần đường điện lưới chính, hay gần nơi có đường ô tô điện hoặc xe điện đi qua..

Các bước chuẩn bị máy:

- Đặt dây tiếp đất (chống nhiễu và bảo đảm an toàn cho bệnh nhân). Kiểm tra nguồn điện cho đúng chuẩn.

- Đặt các điện cực ghi điện tim yêu cầu phải rất cẩn thận, bởi vì độ lớn của thế điện sinh học cảm ứng phụ thuộc vào độ tiếp xúc giữa điện cực và da bệnh nhân. Tiến hành lau sạch các điện cực, bảo đảm tiếp xúc tốt giữa da bệnh nhân với điện cực: bôi gel dẫn điện lên mặt áp da của các điện cực hoặc đặt giữa da và điện cực một miếng gạc đệm bằng vải bông hoặc giấy lọc tẩm chất dẫn điện như cồn, dung dịch muối ăn 2÷5% và được vắt nhẹ. Diện tích của miếng đệm không cần vượt quá nhiều diện tích của điện cực. Cẩn lau nhẹ da tại nơi đặt điện cực bằng cồn và đắp lên một lớp mỏng chất bột nhão chuyên dụng.

- Các điện cực đặt đúng quy định và được giữ chắc chắn nhờ băng cao su. Sự tiếp xúc không chặt điện cực là nguồn gốc của các thế điện cảm ứng. Theo quy ước quốc tế: tay phải đặt điện cực có dây màu đỏ, tay trái - màu vàng, chân trái - màu xanh lá cây, chân phải (dây đất) - màu đen.

- Sau khi mở máy, chờ vài phút cho đầu ghi nhiệt nóng lên mới bắt đầu ghi điện tâm đồ.

Sau khi kết thúc công việc, các điện cực và các băng cao su cần được rửa sạch bằng nước và lau khô. Trong thời gian ghi điện tâm đồ, bệnh nhân cần phải nằm cố định ở vị trí thuận lợi các bắp thịt thư giãn, không lo lắng, giữ yên tĩnh không thờ ơ. Trước khi ghi điện tâm đồ cần bỏ các đồ kim khí mang trong người như đồng hồ, chìa khoá...

Chương 3: Máy chụp cắt lớp

3.1. Lịch sử phát triển

Năm 1967, G. Hounsfield - nhà khoa học Anh quốc và Cormack - nhà vật lý người Mỹ bắt đầu tiến hành thực nghiệm cơ sở quét lớp sọ não và khởi đầu sản xuất thử máy quét lớp sọ não EMI.

Năm 1971, chiếc máy quét lớp sọ não EMI đầu tiên được lắp đặt tại bệnh viện Atkinson Morley và khởi đầu thực nghiệm lâm sàng. Đến tháng 4/1972 Hounsfield cùng J.Ambrose báo cáo về máy chụp cắt lớp EMI tại đại hội của hội quang tuyến Anh quốc.

Năm 1973 tiếp tục lắp đặt máy cắt lớp sọ não tại bệnh viện Mayo.R.S. Ledley thuộc học viện Georgetown chính thức công bố về hệ thống kỹ thuật chụp cắt lớp. Tuy nhiên, những máy thuộc giai đoạn này có tốc độ rất thấp, để có được hình ảnh một lớp cắt phải mất khoảng 4-5 phút, đồng thời chất lượng ảnh không cao, vì vậy chưa có nhiều tác dụng trong thực tế chẩn đoán.

Cho đến năm 1974 trên cơ sở phát triển máy chụp cắt lớp EMI CT5000, viện hạt nhân Ohio đã cho ra đời máy Delta và thực hiện lâm sàng tại bệnh viện Cleveland. Kể từ đó trở đi, thời gian quét một lớp giảm xuống chỉ còn 20 giây và ít hơn, mang lại hiệu quả rõ rệt trong lâm sàng.

Năm 1975 tiếp tục lắp đặt máy Acta đầu tiên tại học viện Minnesota và máy Delta đầu tiên tại trung tâm y học nước Anh. Cũng trong năm, khoảng 20 công ty đã tham gia sản xuất máy chụp cắt lớp điện toán, đồng thời thu hút sự tham gia của nhiều công ty hàng đầu như: EMI, Viện hạt nhân Ohio, Pfizer, GE, Picker, Siemens, Artronic, Syntex... đã giới thiệu sản phẩm của mình trong triển lãm về máy chụp cắt lớp tại đại hội quang tuyến Bắc Mỹ. Với những đóng góp to lớn cho khoa học, hai nhà khoa học G.Hounsfield và A.Cormack đã được trao giải Nobel về Y - Sinh học vào năm 1979.

Như vậy chỉ trong vòng 30 năm, từ những bước thử nghiệm đầu tiên, máy chụp cắt lớp ngày càng được phát triển và hoàn thiện, trở thành công cụ chẩn đoán hình ảnh ưu việt và được đánh giá là một trong 10 phát minh lớn nhất của thế kỷ 20.

3.2. Một số khái niệm cơ bản

Những ý tưởng đầu tiên về xây dựng thiết bị chụp hình X - quang chi bắt đầu kể từ khi xuất hiện tia X. Đó là vào năm 1895, khi nhà bác học Ronghen (Vithelm Konrad Rontghen) người Đức, trong quá trình nghiên cứu sự phóng điện ở khí kềm, đã phát hiện thấy một loại tia có khả năng đâm xuyên qua lớp vật chất (bình thủy tinh), làm đen kính ảnh... Nó được đặt là tia X và thường gọi là tia ronghen. Tia Ronghen có đặc trưng dài sóng nhỏ hơn tia tử ngoại và lớn hơn tia gamma, được ứng dụng rất rộng rãi trong nhiều lĩnh vực khác nhau như: kỹ thuật kiểm tra sản phẩm, kỹ thuật điều

khuyến tự động, sinh học..., vì vậy năm 1901 Ronghen đã được nhận giải Nobel khoa học bởi phát minh quan trọng này. Trong y- sinh học, tia Ronghen được ứng dụng theo hai hướng chính:

Thứ nhất, khai thác tác dụng của tia X lên sự sống.

Thứ hai, khai thác đặc tính phản ánh cấu trúc vật chất của chùm tia sau khi xuyên qua lớp vật chất.

Dựa vào đặc tính tia ronghen, người ta đã phát triển kỹ thuật phân tích cấu trúc vật chất trên nguyên lý ứng dụng loại tia này. Cơ sở của phương pháp phân tích cấu trúc vĩ mô vật chất là quy luật hấp thụ và sự phụ thuộc của hệ số hấp thụ tuyến tính vào đặc tính cấu trúc của vật cần nghiên cứu. Những phần dày mỏng khác nhau, có khối lượng riêng khác nhau sẽ hấp thụ tia Ronghen không đồng đều nhau.

Cơ chế của quá trình này diễn ra như sau:

Chùm tia ronghen phát ra với cường độ đồng đều, được chiếu lên một tiết diện đủ bao quát đối tượng nghiên cứu. Sau khi đi qua đối tượng, tia này sẽ bị hấp thụ khác nhau đối với mỗi phần tử của thiết diện. Chùm tia ló ra lúc này chứa đựng ảnh âm của đối tượng, sẽ được khôi phục lại trên phim hiện hình trực tiếp hay hiển thị trên màn hình nhờ các thiết bị xử lý đầu cuối.

Bằng các thủ pháp kỹ thuật khác nhau người ta có thể làm cho hình ảnh rõ nét, cho phép phân tích cấu trúc của từng lớp vật chất nằm song song trong đối tượng nghiên cứu. Phương pháp phân tích cấu trúc vĩ mô này là cơ sở của kỹ thuật chẩn đoán bằng tia Ronghen (chuyên ngành X - quang chẩn đoán) trong ngành Y tế.

Sự ra đời của máy chụp X - quang đã hỗ trợ rất nhiều cho bác sĩ trong công tác chẩn đoán và điều trị bệnh. Tuy nhiên, các máy X - quang thông thường có nhiều nhược điểm như:

- Độ phân giải không cao.

- Ảnh X - quang thực chất là sự chồng lên nhau của các ảnh từ các bộ phận cơ thể nằm trên đường đi của tia Ronghen. Điều này không cho phép chẩn đoán chính xác các loại bệnh có liên quan đến thay đổi cấu trúc bên trong, nhất là để xác định các khối u, dị vật, các tổn hại cơ học của mạch máu, mô.

Để giải quyết vấn đề cơ bản trên đây của X - quang thông thường, tức là để có được hình ảnh riêng rẽ của từng lớp cắt đối tượng. Đầu tiên vào năm 1917, Radon - nhà toán học Úc đã chứng minh được định lý sau:

“Hình ảnh của một đối tượng 2 hoặc 3 chiều có thể được tái tạo lại từ một tập hợp vô hạn những dữ liệu thu được từ các phép chiếu qua nó”.

Đây là nguyên lý cơ sở của kỹ thuật chụp cắt lớp. Tuy nhiên phải tới hơn 50 năm sau cùng với sự phát triển mạnh mẽ của công nghệ máy tính, những bước đi đầu tiên trong thực nghiệm và chế tạo máy chụp cắt lớp mới được bắt đầu.

Hiện nay đã có hàng vạn máy chụp cắt lớp điện toán (CT Scanner) được lắp đặt và sử dụng trên thế giới. Đối với nước ta, chiếc máy chụp cắt lớp đầu tiên được lắp đặt tại bệnh viện hữu nghị Việt - Xô cũ ở Hà Nội. Hiện nay, cả nước có hàng chục máy CT - Scanner, giá thành chi trả cho một ca chụp còn cao. Tuy nhiên vì hiệu quả to lớn mà nó mang lại, việc ứng dụng các thiết bị chẩn đoán hình ảnh hiện đại này đang là hướng phát triển chiến lược của ngành Y tế trong những năm tiếp theo.

Bảng 3.1: Các phương pháp chụp cắt lớp

<i>Dạng tác động</i>	<i>Phương pháp chụp tương ứng</i>
Bức xạ Ronghen (tia - X)	Chụp cắt lớp X – quang
Bức xạ Gamma	Chụp cắt lớp Bằng bức xạ đơn photon
Bức xạ Pozitron	Chụp cắt lớp Bằng bức xạ pozitron
Từ trường	Chụp cắt lớp Cộng hưởng từ hạt nhân
Sóng ngắn	Chụp cắt lớp Sóng ngắn
Phần tử trọng lượng (Ion, α , β , proton)	Chụp cắt lớp Phần tử trọng lượng
Bức xạ Hồng ngoại	Chụp cắt lớp Bằng bức xạ hồng ngoại
Bức xạ Siêu cao tần	Chụp cắt lớp Bằng bức xạ siêu cao tần

Hiện nay các phương pháp chụp cắt lớp được ứng dụng rộng rãi nhất là: chụp cắt lớp X - quang, chụp cắt lớp cộng hưởng từ hạt nhân và chụp cắt lớp pozitron. Ngoài ra, một số phương pháp chụp cắt lớp như sóng ngắn, phần tử trọng lượng... mới chỉ đang ở giai đoạn thực nghiệm.

Máy chụp cắt lớp X - quang thực chất là một công cụ tạo ảnh số cao cấp trong hệ thống kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh Y tế. Nó được dùng để thu nhận và tạo ra hình ảnh các lớp cắt của bất kỳ bộ phận nào trong cơ thể sống. Nguyên tắc hoạt động của nó có thể khái quát như sau:

Chùm tia ronghen hình quạt chiếu xung quanh bệnh nhân và sau khi đi qua cơ thể bệnh nhân nó được thu nhận bởi một bộ phận điện tử (phần tử cảm biến - detector) có độ nhạy rất cao, gấp trên 100 lần so với phim X - quang thông thường. Thông tin thu nhận được từ các phần tử cảm biến (detector) được số hoá, sau đó được hệ thống máy tính (computer) chuyên dụng xử lý tính toán theo chương trình thuật toán để khôi phục lại hình ảnh lớp cắt tùy theo các cách cắt khác nhau.

Đối với mắt thường chỉ có thể phân biệt khoảng 20 mức độ trắng đen, nhưng với máy CT - Scanner, ta có thể phân biệt được tới 2000 mức độ. Vì vậy phải chọn mức chuẩn tỷ trọng trung bình (tức là chọn hiển thị cấu trúc lớp cắt theo giá trị của hệ số hấp thụ tuyến tính μ cần thiết) và độ rộng của số phát xạ thích hợp. Nếu mở rộng của số tối đa thì xương hiển thị sẽ có màu trắng và không khí sẽ có màu đen.

Trong kỹ thuật chụp cắt lớp X- quang, để tăng độ tương phản giữa vùng bệnh và vùng bình thường, người ta dùng chất cản quang bằng đường uống hoặc tiêm tĩnh mạch, thực chất là làm tăng sự đối quang. Chẳng hạn đối với não, các u não thường ngấm nhiều chất cản quang, các áp xe chỉ ngấm chất cản quang ở vỏ còn khối máu tụ không ngấm thuốc cản quang, do đó có mức xám khác nhau.

Chính vì vậy, khi thực hiện chụp sọ não với máy CT - Scanner sẽ phân biệt được rất rõ các bộ phận khác nhau như chất trắng, chất xám, các buồng não thất, các khối u, các ổ áp xe... mà phim X - quang thường không cho phép phân biệt được.

Một trong những đặc điểm khác biệt giữa CT - Scanner và X - quang thông thường là ở chỗ: Đối với X - quang thông thường hướng quan sát phim trùng với hướng chiếu, còn với CT - Scanner thì hướng quan sát vuông góc với hướng chiếu.

So sánh giữa X - quang thông thường và CT - Scanner, có thể rút ra những kết luận và ưu điểm nổi bật của kỹ thuật chụp cắt lớp so với X - quang thông thường như sau:

- * Hình ảnh rõ nét do không có hiện tượng nhiễu hình chồng lên nhau, đồng thời cho phép hiện hình của bất kỳ bộ phận nào trong cơ thể đến tận các nhu mô với độ phân giải cao hơn.

- * CT - Scanner có thể tính toán được hệ số suy giảm của từng phần tử trên ảnh một cách chính xác nên có thể đánh giá được sự thay đổi cả về lượng và chất của đối tượng xét nghiệm.

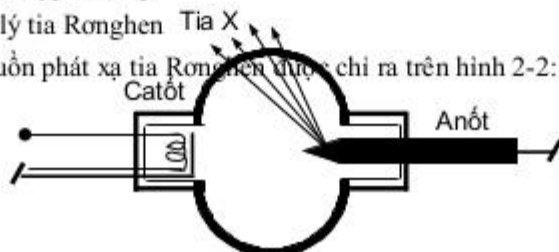
- * Đặc biệt là nhờ việc ứng dụng kỹ thuật số nên có thể xử lý tái tạo ảnh theo nhiều kiểu một cách nhanh chóng chẳng hạn ảnh 2 chiều, 3 chiều, phóng đại, đo khoảng cách tiết diện, thể tích, tính toán chỉ số Hu (đơn vị đặc trưng cho độ suy giảm tuyến tính).

- * Nhờ hệ thống máy tính không những việc xử lý tái tạo ảnh được thực hiện nhanh chóng chính xác mà còn có thể lưu trữ ảnh bằng đĩa quang, đĩa từ với số lượng lớn. Hơn nữa có thể nối mạng, truyền ảnh đi xa trên mạng thông tin vô tuyến hay hữu tuyến giúp cho việc chẩn đoán diễn ra nhanh chóng mà không cần phải có bác sĩ tại phòng chụp.

Trong những năm gần đây, thiết bị chụp cắt lớp X - quang tiếp tục được cải tiến nhằm nâng cao: chất lượng ảnh, độ tương phản hình ảnh, độ phân giải và giảm liều lượng tia X lên cơ thể bệnh nhân.

3.3. Nguyên lý chụp cắt lớp

* Bản chất vật lý tia Ronghen
Sơ đồ nguồn phát xạ tia Ronghen được chỉ ra trên hình 2-2:



Hình 2.1 4. Sơ đồ nguồn bức xạ Ronghen

Cơ chế phát xạ Rơnghen được giải thích như sau:

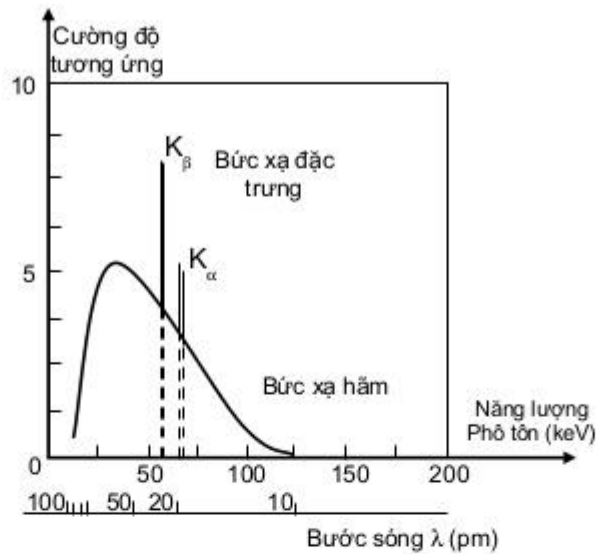
Khi katốt được nung nóng đủ mức nó phát ra các nhiệt điện tử. Dưới tác động của điện trường mạnh giữa anốt và catốt (do hiệu điện thế cao gây ra), các nhiệt điện tử này chuyển động về phía anốt với vận tốc và gia tốc rất lớn tới đập vào anốt và dừng lại đột ngột. Từ anốt phát ra chùm tia rơnghen theo mọi hướng. Để định hướng chùm tia, người ta sử dụng nhiều giải pháp kỹ thuật khác nhau (anốt đặt nghiêng, bóng bọc chỉ kín có cửa sổ xác định).

Tia X - quang có bản chất là sóng điện từ. Mỗi tia X - quang được tạo ra khi có một electron trong chùm electron bay tới Anốt và tương tác với nguyên tử của nó. Sự tương tác này làm cho electron ở quỹ đạo năng lượng thấp K của nguyên tử chuyển lên quỹ đạo có mức năng lượng cao hơn L, M , sau đó nó quay lại quỹ đạo cũ và phát ra photon năng lượng X - quang, gọi là bức xạ đặc trưng (Characteristic Radiation) có năng lượng xác định theo công thức.

$$h\nu = h \frac{c}{\lambda} = E_{L,M...} - E_K \quad (2.1)$$

Các mức năng lượng K_α , K_β được minh họa trên hình 2-3 tượng trưng cho sự chuyển đổi năng lượng giữa các quỹ đạo khác nhau trong nguyên tử.

Bức xạ đặc trưng được ứng dụng để nghiên cứu cấu trúc nguyên tử của vật chất và không được dùng trong các ứng dụng X - quang y học.



Hình 2-1. V. Đồ thị năng lượng X-quang phát ra bởi anốt Wungsten ở 130kV

Một kiểu tương tác thứ hai là sự chiếu xạ liên tục của các electron tới anốt tạo thành phổ phát xạ X - quang, gọi là bức xạ hãm (Bremsstrahlung Radiation). Bức xạ này hình thành do sự thay đổi đột ngột tốc độ của chùm electron khi gặp bề mặt anốt, làm giảm tức thời động năng electron và một phần của lượng giảm này chuyển thành năng lượng tia X - quang.

Bức xạ hãm chứa hầu hết năng lượng tia X - quang, vì vậy nó rất quan trọng trong các ứng dụng y học dựa trên cơ sở sự hấp thụ năng lượng hay đúng hơn là trong phép đo lường liên quan tới bước sóng, như là trong các nghiên cứu tinh thể học sử dụng tia X - quang.

Mối liên hệ giữa điện thế anốt và năng lượng photon bức xạ được chỉ ra trên hình 2-3. Khi tăng điện áp anốt ở điều kiện dòng tia không đổi sẽ làm tăng năng lượng các electron trong chùm. Thực tế, năng lượng của electron khi đập vào anốt được cho bởi biểu thức:

$$E_e = e \cdot V_A \quad (2.2)$$

Ở đây e là điện tích electron ($e = -1.602 \times 10^{-19} \text{ C}$).

E_e được tính theo đơn vị eV. 1eV là năng lượng thu được từ một electron được tăng tốc bởi điện áp 1V.

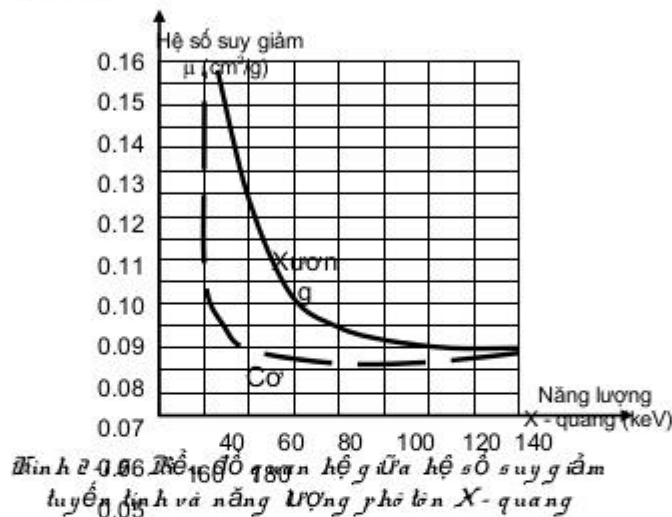
Mặt khác, khi electron tương tác với nguyên tử của anốt sẽ tạo ra photon X - quang có năng lượng phù hợp với cơ học lượng tử theo công thức:

$$E_p = h \cdot f \quad (2.3)$$

Ở đây h là hằng số Planck ($h = 6.625 \times 10^{-34}$ Js); f là tần số của photon. Từ những phân tích trên cho thấy: không thể có photon X - quang có năng lượng lớn hơn năng lượng của electron sinh ra nó trong tương tác. Như vậy năng lượng photon hãm không thể vượt quá giá trị năng lượng của electron khi đập vào anốt ex V_A và được giới hạn bởi điện áp anốt.

* Quá trình tương tác giữa tia Ronghen và vật chất

Các cường độ tia X - quang càng khác nhau khi chiếu lên phim sẽ cho hình ảnh có độ tương phản càng tốt.



Bảng 3-2

Mật độ của một số dạng vật chất sinh học thông thường

Dạng vật chất	Mật độ (g/cm ³)
Không khí	0.0013
Nước	1
Cơ	1.06
Mỡ	0.91
Xương	1.85

3.4. Các hiệu ứng xảy ra trong quá trình tương tác

Khi tia X đi xuyên qua lớp vật chất, photon năng lượng lớn sẽ truyền năng lượng của nó cho lớp vật chất đó và sản phẩm tạo ra là các hạt vi mô tích điện (electron, pozitron) có năng lượng lớn. Các hạt vi mô này sẽ ion hoá vật chất. Vì vậy, người ta nói tia X đã gián tiếp ion hoá vật chất.

Quá trình tương tác của tia X với vật chất diễn ra thông qua 3 hiệu ứng cơ bản sau:

+ Hiệu ứng quang điện:

Đây là hiện tượng các điện tử bị bứt ra khỏi một lớp điện tử nào đó của nguyên tử do nhận được năng lượng của chùm tia X chiếu tới. Đồng thời với quá trình này, các electron ở các lớp ngoài sẽ chuyển vào chiếm chỗ và phát ra các photon thứ cấp có năng lượng được xác định theo công thức:

$$h\nu = E_c - E_i \quad (2.7)$$

Xác suất xảy ra hiệu ứng quang điện phụ thuộc vào số nguyên tử Z của vật chất hấp thụ và giảm khi năng lượng của photon tới tăng lên.

+ *Hiệu ứng tạo cặp:*

Với các photon có năng lượng cao cỡ 1.02MeV trở lên thì sẽ gây ra hiệu ứng tạo cặp. Khi tương tác với vật chất, chúng tiến gần đến hạt nhân có số Z lớn, tương tác với trường hạt nhân và biến mất, đồng thời xuất hiện các cặp positron - electron với hệ thức năng lượng của quá trình tạo cặp là:

$$h\nu = E_e^- + E_e^+ + 1.02MeV \quad (2.8)$$

+ *Hiệu ứng tán xạ kết hợp và không kết hợp:*

Các photon có năng lượng trong khoảng 0,1 đến 2 MeV, khi đi qua vật chất sẽ tương tác với điện tử tự do có trong đó. Sự tán xạ không kết hợp xuất hiện khi năng lượng photon tới còn thấp tương tác với các điện tử tự do hoặc các điện tử liên kết yếu. Kết quả là điện tử sẽ chuyển động dao động với tần số của trường đặt vào và phát ra sóng điện từ với cùng tần số. Còn khi năng lượng của photon tới lớn thì xuất hiện tán xạ không kết hợp hay hiệu ứng Compton, trong đó photon nhường năng lượng của mình cho điện tử (điện tử giật), sau đó truyền qua vật chất với năng lượng nhỏ hơn. Có thể mô tả quá trình trên theo biểu thức:

$$h\nu = h\nu' + E_d \quad (2.9)$$

3.5. Ảnh hưởng của tia Rownghen đối với cơ thể sống

Để đánh giá tác dụng của chùm bức xạ ion hoá lên cơ thể sống, người ta dùng đại lượng liều lượng bức xạ. Cơ sở để định nghĩa liều lượng bức xạ là kết quả của sự tương tác giữa bức xạ với vật chất thông qua các hiệu ứng đã trình bày ở trên. Trong thực tế, người ta thường dùng khái niệm liều lượng hấp thụ và liều lượng chiếu xạ.

- *Liều lượng hấp thụ*

Là tỷ số giữa năng lượng ΔE mà một đối tượng hấp thụ được từ chùm tia chiếu tới trên khối lượng Δm của nó, ký hiệu là chữ D có đơn vị tính là J/kg hay Gray(Gy):

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (2.10)$$

Suất liều lượng hấp thụ là tỷ số giữa liều hấp thụ ΔD và thời gian chiếu Δt để có liều lượng hấp thụ đó, ký hiệu là chữ P, đơn vị tính là Gy/s:

$$P = \frac{\Delta D}{\Delta t} \quad (2.11)$$

- *Liều lượng chiếu xạ:*

Đại lượng này chỉ đặc trưng cho tia X, γ được xác định bằng tỷ số giữa tổng điện tích của các ion cùng dấu ΔQ được tạo ra trong một đơn vị khối lượng không khí ở điều kiện tiêu chuẩn dưới tác dụng của chùm bức xạ và khối lượng Δm của nó, ký hiệu là D_c .

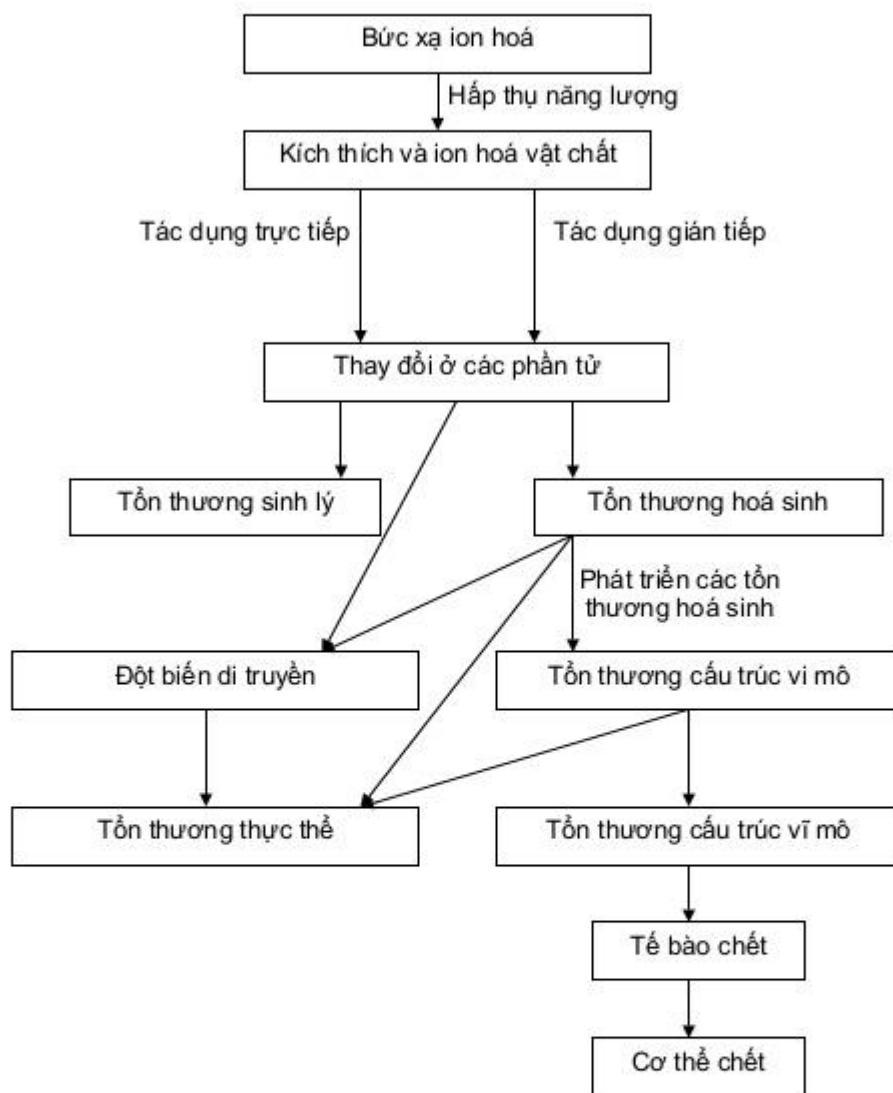
$$D_c = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (2.12)$$

Đơn vị của liều chiếu xạ là C/kg hay Ronghen (R), quan hệ theo biểu thức sau: $1R = 2,57976 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ hay $1\text{C/kg} = 3876R$.

Suất liều lượng chiếu xạ là liều chiếu xạ trong một đơn vị thời gian. Đơn vị của suất liều được tính theo C/kg. s hay R/s:

$$P_c = \frac{\Delta D_c}{\Delta t} \quad (2.13)$$

Sự tác dụng của bức xạ ion hoá lên cơ thể sống có thể được khái quát theo sơ đồ dưới đây:



Định hình 2-16. Cơ chế tác dụng của bức xạ ion hóa lên cơ thể

Khi phân tích tác dụng của liều lượng bức xạ lên cơ thể sống, người ta thấy rằng hiệu suất sinh học của chùm tia tùy thuộc vào năng lượng mà tổ chức hấp thụ được. Như vậy, liều lượng là yếu tố quyết định tính chất và mức độ của tổn thương. Ảnh hưởng của liều lượng chiếu xạ được chi ra trên bảng 3.3.

3.6. Thông số kỹ thuật trong chụp cắt lớp

Trong chụp X - quang thông thường cũng như chụp cắt lớp X- quang, chúng ta sẽ xem xét một số đại lượng đặc trưng cho chất lượng làm việc của bóng và chất lượng hình ảnh.

- Hiệu suất bóng X - quang

Trong các loại bóng X - quang, loại bền hơn cả là catốt được làm bằng Tungsten. Khi đánh giá chất lượng làm việc của bóng, người ta căn cứ vào hiệu suất bóng, thường thì hiệu suất của bóng đạt xấp xỉ 1%, điều này có nghĩa là 99% năng lượng chùm electron bị chuyển hoá thành nhiệt đốt nóng anốt khi chùm tia đập vào, làm tăng nhiệt độ dẫn đến phá hỏng bóng nếu không có biện pháp khống chế. Năng lượng hấp thụ bởi anốt tỷ lệ với điện áp anốt V_A , dòng tia I_B và thời gian chiếu xạ T_D .

Khi đó, hiệu suất bóng (η) được định nghĩa là tỷ số giữa năng lượng chùm tia Ronghen phát ra với năng lượng chùm electron tạo ra chúng:

$$\eta = \frac{P_X}{E_e} \quad (2.14)$$

Trong đó P_X là năng lượng chùm tia ronghen, tỷ lệ với V_A^2 . Ngoài ra, với giá trị dòng tia I_B và số hiệu nguyên tử Z của anốt lớn, sẽ làm tăng sự va chạm. Như vậy, năng lượng P_X được xác định theo biểu thức:

$$P_X = K \cdot I_B \cdot Z \cdot V_A \quad (2.15)$$

Ở đây k là hệ số tỷ lệ, giá trị $E_e = I_B \cdot V_A$. Từ đây ta có biểu thức định lượng hiệu suất bóng là:

$$\eta = \frac{K I_B \cdot Z V_A^2}{I_B \cdot V_A} = K \cdot Z V_A \quad (2.16)$$

Từ thực nghiệm, tìm được hằng số $K = 1,4 \times 10^{-9} (1/V)$.

- Độ tương phản ảnh

Độ tương phản ảnh trên phim tạo ra bởi hai phần tử được xác định theo cường độ tia ronghen tương ứng trên hai phần tử trong phạm vi hoạt động tuyến tính của phim.

Gọi J_1 là cường độ tia ronghen phát ra từ phần tử 1, J_2 là cường độ tia ronghen phát ra từ phần tử 2. Khi đó, độ tương phản giữa hai phần tử trên được xác định theo công thức:

$$C_{12} = 10 \log \frac{J_1}{J_2} \quad (2.17)$$

Ở đây thừa số 10 được sử dụng vì tỷ số J_1/J_2 là tỷ số theo năng lượng. Thay J_1, J_2 theo công thức (2.6) ta được:

$$C_{12} = 10 \log e^{(\mu_1 \rho_1 s_1 - \mu_2 \rho_2 s_2)} = 4.3429 \cdot (\mu_1 \rho_1 s_1 - \mu_2 \rho_2 s_2) \quad (2.18)$$

Ở đây, s_1, s_2 tương ứng là độ dày của phần tử 1 và 2.

Từ công thức 2.18 ta có nhận xét:

Độ tương phản của hai phần tử phụ thuộc vào hệ số suy giảm μ , mật độ trung bình ρ và độ dày s . Thực tế C_{12} tăng lên khi độ chênh lệch của các tham số này tăng lên.

- Độ phân giải hình ảnh cắt lớp

Trong chụp cắt lớp, độ phân giải hình ảnh được quyết định bởi số điểm ảnh (pixels) trong ma trận hiển thị. Điều này liên quan trực tiếp tới thuật toán tái tạo ảnh và số phần tử cảm biến cho việc thu nhận thông tin ban đầu. Chính vì vậy, để nâng cao độ phân giải hình ảnh chụp cắt lớp, một trong những giải pháp hiệu quả là tăng số lượng phần tử cảm biến trên một đơn vị chu vi của đàn, đồng thời các bộ lọc cũng được sử dụng để loại trừ các thành phần nhiễu tạp đảm bảo thông tin nhận được phản ánh đúng cấu trúc vật chất đối tượng.

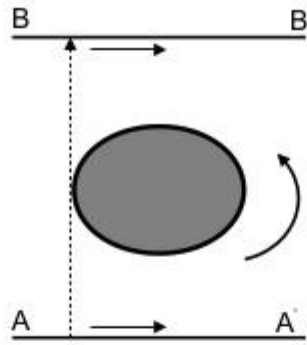
** Phương thức thu nhận thông tin trong chụp cắt lớp rơnghen*

Sơ đồ thu nhận thông tin về đối tượng nghiên cứu do Haunsfield và Mack Comack đề xuất và thực hiện đầu tiên được chỉ ra trên hình 2-7. Nguồn tia rơnghen tập trung (dưới dạng chùm hẹp) di chuyển dọc theo đoạn định hướng AA', còn phần thu di chuyển dọc theo đoạn BB'. Phản phát và phần thu chuyển dịch một cách đồng bộ, việc thu nhận thông tin (là cường độ chùm tia Rơnghen ở đầu ra phản phát và đầu vào phần thu) được tiến hành theo các bước thiết lập trước. Logarit của tỉ số cường độ tia ở đầu vào phần thu đối với cường độ ban đầu được gọi là hình chiếu.

Các đoạn định hướng AA' và BB' được gắn cố định trên cùng một khung, khung này có thể xoay quanh trục O cố định. Đối với mỗi vị trí của khung người ta tiến hành đo một bộ các hình chiếu tương ứng với tổ hợp các tia song song (bộ các hình chiếu này còn gọi là bộ hình quét).

Để khôi phục lại cấu trúc bên trong của đối tượng được chiếu tia X cần phải có tập hợp các bộ hình quét cho tất cả các vị trí có thể của khung. Trên thực tế, việc thu nhận thông tin được tiến hành tương ứng với một tập hợp rời rạc các góc quay có bước nhất định $\Delta\theta$.

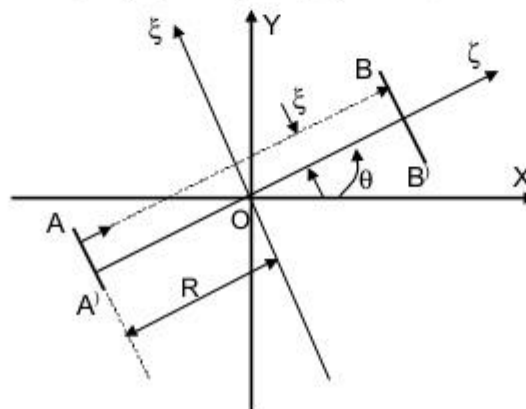
Thời gian hệ thống dành cho việc thu nhận thông tin cần thiết để tạo nên hình ảnh mất vài phút (4-5 phút). Vì vậy, hướng phát triển tiếp theo của phương pháp này là tập trung làm giảm thời gian đo bằng cách tăng các đầu thu và sử dụng chùm tia thay cho tia đơn.



Hình 2-17. Sơ đồ thu nhận thông tin trong chụp cắt lớp

Các thuật toán khôi phục cấu trúc (tái tạo ảnh) đối với các sơ đồ thu nhận thông tin phức tạp cũng trở nên rắc rối hơn, tuy nhiên tất cả chúng đều có thể nhận được từ các thuật toán xử lý thông tin được dùng cho sơ đồ các tia song song. Vì lý do này, dưới đây chỉ xem xét sơ đồ quét bằng chùm các tia song song.

Giả sử rằng các kích thước chiều ngang của tia Ronghen vô cùng nhỏ và có thể bỏ qua ảnh hưởng của tán xạ, lúc này có thể đặc trưng tia bằng cường độ của nó $J(\vec{s})$ tại điểm xác định bởi véc tơ \vec{s} đã cho trong tia. Thực tế, đây là cường độ tổng theo mặt ngang, vì vậy thứ nguyên của $J(\vec{s})$ ở đây khác với thứ nguyên của cường độ trong công thức (2.6) bởi thành phần bình phương của độ dài. Sự thay đổi cường độ $J(\vec{s})$ dọc theo tia sẽ được xác định chỉ bằng hệ số hấp thụ tuyến tính $\mu(\vec{s})$ phù hợp với công thức Lambert - Beer (2.6). Gọi phân bố $\mu(\vec{s})$ theo tiết diện quét cho trước là đặc trưng cấu trúc của đối tượng. Chọn trong mặt phẳng quét một hệ tọa độ Đề các cố định Oxy với tâm O trên trục quay của hệ thống (hình 2-8).



Hình 2-8. Hệ tọa độ nghiêng của gắn với đầu quét

Gắn với khung quay một hệ tọa độ để các di động $O\xi\xi$ có trục $O\xi$ hướng từ phần phát đến đầu thu dọc theo tia trung tâm (đi qua trục quay O). Trục $O\xi$ định hướng như chỉ ra trên hình 2- 8. Vị trí của hệ tọa độ di động so với hệ tọa độ cố định được xác định bởi góc θ sao cho:

$$\zeta = x\cos\theta + y\sin\theta, \quad \xi = -x\sin\theta + y\cos\theta \quad (2.19)$$

$$x = \zeta\cos\theta - \xi\sin\theta, \quad y = \zeta\sin\theta + \xi\cos\theta \quad (2.20)$$

Tương ứng với công thức (2.6) ta có dạng:

$$J(\xi, \theta) = J_0 \exp\left(-\int_{-R}^R \mu(x, y) d\zeta\right) \quad (2.21)$$

Trong đó, $\mu(x, y)$ là hệ số hấp thụ tuyến tính μ được lấy trên tia ở vị trí hiện thời được xác định bằng góc θ và khoảng cách ξ tính từ tia hiện thời đến tia trung tâm (xem hình 2-8), J_0 là giá trị cường độ tia Ronghen tại đầu ra phần phát, $2R$ là quãng đường tia đi qua.

Tiếp theo, ta giả thiết rằng, bên ngoài đối tượng nghiên cứu (trong không khí) giá trị $\mu = 0$, khi đó tích phân trong công thức (2.21) chỉ được lấy theo phần nằm bên trong cơ thể bệnh nhân, tuy nhiên rõ ràng là có thể coi giới hạn của tích phân này là vô cùng.

Ta chính xác hoá khái niệm hình chiếu đã giới thiệu trước đây: tích phân $p(\xi, \theta)$ sau được gọi là hình chiếu:

$$p(\xi, \theta) = -\ln[J(\xi, \theta)/J_0] = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) d\zeta \quad (2.22)$$

3.7. Nguyên lý tạo ảnh trong chụp cắt lớp

Máy chụp cắt lớp X - quang máy tính cho phép khôi phục lại cấu trúc bên trong đối tượng theo thuật toán thiết lập trước. Cơ sở việc tạo ảnh các mặt cắt khác nhau của cơ thể chính là các phép đo sự suy giảm dọc theo các hàng và cột của mặt cắt. Người ta có thể tính toán giá trị độ suy giảm của các phần tử riêng biệt của ma trận mặt cắt tại những điểm giao nhau của các tia theo hàng và cột. Máy tính chuyên dụng cần để tính toán một số lượng lớn các phép tính toán học và tạo ra các ảnh có độ chính xác cao cho phép tạo ra các ứng dụng về phương diện lâm sàng.

Chùm tia X - quang phân kỳ có dạng hình quạt sau khi đã hiệu chuẩn bởi ống chuẩn trực được dùng chiếu xuyên qua cơ thể bệnh nhân đặt ở trung tâm của dàn quay. Chùm tia ló sẽ tương tác với một số các cảm biến đặt cố định xung quanh chu vi của dàn (có khoảng gần 1000 phần tử cảm biến). Máy tính xác định vị trí hiện thời của bóng và lấy mẫu tín hiệu từ đầu ra cảm biến nằm đối diện với bóng trên cùng một trục. Việc tính toán đối với dữ liệu sau khi dùng quét được thực hiện bởi máy tính chuyên

dụng. Đại lượng đầu ra tạo nên ảnh trực giác theo mặt cắt phẳng ngang của cơ thể. Sau đó đầu ra có thể được hiển thị trên ống tia âm cực hoặc chụp ảnh nhờ camera để tạo ra một bản ghi cố định.

Việc tính toán mẫu đã đơn giản hoá gọi là sự tái tạo chiếu ngược (Back Projection Reconstruction) được đưa ra dưới đây để minh hoạ cho việc làm thế nào từ các giá trị độ suy giảm được đo bên ngoài đối tượng có thể tính được các giá trị độ suy giảm theo bề mặt của lớp cắt ngang đối tượng nghiên cứu.

$$\begin{bmatrix} 0 & 2 \\ 3 & 4 \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

Mỗi số trong ma trận tương ứng với giá trị độ suy giảm của vùng cơ thể đã được định vị. Ví dụ, giá trị “2” ở góc ma trận là độ suy giảm của phần trên tay phải. Các giá trị độ suy giảm được đo từ bên ngoài và coi như được xét dọc theo các hàng, 2 và 7. Các giá trị này coi là lần ước lượng đầu tiên:

$$\begin{bmatrix} 2 & 2 \\ 7 & 7 \end{bmatrix} \quad (2.24)$$

Lần ước lượng thứ hai cho các giá trị 3 và 6 được đo theo các cột:

$$\begin{bmatrix} 3 & 6 \\ 3 & 6 \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

Cộng hai ma trận (2.24) và (2.25) ta được:

$$\begin{bmatrix} 5 & 8 \\ 10 & 13 \end{bmatrix} \quad (2.26)$$

Lần ước lượng thứ ba cho các giá trị được đo theo đường chéo Đông - Bắc:

$$\begin{bmatrix} 0 & 8 \\ 5 & 4 \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

Cộng hai ma trận 2.26 và 2.27 ta được:

$$\begin{bmatrix} 5 & 13 \\ 15 & 17 \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

Lần ước lượng thứ tư cho các giá trị độ suy giảm được đo theo đường chéo Tây - Bắc:

$$\begin{bmatrix} 4 & 2 \\ 3 & 4 \end{bmatrix} \quad (2.29)$$

Cộng ma trận 2.29 với 2.28 ta được:

$$\begin{bmatrix} 9 & 15 \\ 18 & 21 \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

Tiến hành chuẩn hoá ma trận (2.30) về không bằng việc trừ các phần tử cho 9 ta được:

$$\begin{bmatrix} 0 & 6 \\ 9 & 12 \end{bmatrix} \quad (2.31)$$

Chia ma trận (2.31) cho 3 ta được:

$$\begin{bmatrix} 0 & 2 \\ 3 & 4 \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

Ma trận cuối cùng hoàn toàn giống như ma trận đầu tiên. Các số trong ma trận tương ứng với độ suy giảm của các phần tử trên lớp mô và có sự tương quan không gian giữa chúng. Đối với các ma trận có số phần tử lớn, máy tính là không thể thiếu để tạo ảnh có độ chính xác cao.

3.8. Quy trình chụp cắt ảnh cắt lớp

Từ các phân tích đã trình bày ở trên, có thể chi ra các bước cơ bản để nhận được ảnh của thiết diện lớp cắt như sau:

Bước 1, thực hiện tạo dạng chùm bức xạ Ronghen phân kỳ có độ ổn định theo cường độ và thành phần phổ (bước sóng λ) cao trong suốt thời gian chiếu xạ vật thể nghiên cứu.

Bước 2, tiến hành quét vật thể nghiên cứu bằng chùm tia này bằng phương pháp quay đồng thời hệ thống bộ bức xạ và detector xung quanh vật thể.

Bước 3, thu nhận thông tin phản ánh cấu trúc lớp cắt chứa trong chùm tia Ronghen sau khi chiếu qua vật thể bằng hệ thống detector, tiến hành khuếch đại và biến đổi kết quả đo thành dạng số.

Bước 4, tổng hợp ảnh theo toàn bộ các tham số đo được tương ứng với lớp cắt đã định.

Bước 5, bác sĩ quan sát ảnh trên màn hình, tiến hành chẩn đoán, in phim trên máy in phim chuyên dụng.

Để thực hiện các bước trên, về cơ bản phần cứng cần có các khối chức năng sau:

1. Bộ bức xạ Ronghen.
2. Thiết bị nguồn nuôi Ronghen.
3. Thiết bị quét và giường bệnh nhân (Gantry and Bed).
4. Hệ thống thu nhận thông tin (Detectors).
5. Thiết bị tính toán xử lý tái tạo ảnh (Computer).
6. Hệ thống điều khiển đồng bộ, chuyên mạch.

3.9. Khối chức năng trong máy chụp cắt lớp

3.9.1. Bộ bức xạ Ronghen

Trong chụp cắt lớp mức độ yêu cầu của bộ bức xạ có khác so với trong thiết bị khám bệnh bằng ronghen, nó đòi hỏi công suất trung bình cao hơn, nhiệt tải trọng

riêng, cường độ chùm tia và thành phần phổ ổn định cao. Các bộ bức xạ rơnghen có thể làm việc ở các chế độ sau:

Chế độ bức xạ liên tục có thời gian phát tia thay đổi trong khoảng từ 1 đến 4 phút. Trong chế độ này thường ứng dụng ống tia rơnghen với anốt không chuyển động, công suất trong chế độ này tới 4KW. Bộ bức xạ loại 2 thường làm việc với chế độ này.

Chế độ bức xạ xung thường có độ rộng xung τ_x từ 1 đến $10\mu s$ và tần số lặp lại 50 đến 60 Hz với thời gian quét 2 đến 10 s. Chế độ này thường ứng dụng cho ống tia rơnghen với anốt quay, có công suất bức xạ 100 đến 150 Kw, thường dùng Triristor điều khiển tạo xung cao áp. Đầu chụp loại 3 thường làm việc ở chế độ này.

Chế độ liên tục thực hiện bức xạ trong thời gian 2 đến 10(s) và nghỉ với thời gian thay đổi được lớn hơn. Nó được ứng dụng cho ống tia với anốt quay, có công suất đến hàng trăm KW. Đầu chụp loại 4 thường làm việc ở chế độ này. Dưới đây dẫn ra các tham số cơ bản của các bộ bức xạ được ứng dụng trong các loại đầu chụp.

Bảng 3- 5 Các tham số cơ bản của bộ bức xạ trong chụp cắt lớp

Mô hình đầu chụp	Kích thước tiêu điểm	$U_{anốt}$ (kv)	$I_{anốt}$ (ma)	Í _x ỗs	Tquét 1 lớp (s)	Dạng Anốt
GECT9000	1,2 x 1,2	120	50 -500	3,7	3,0 -9,0	Quay
GECT9800	0,9 x 0,7	80 120 140	10 -300	3,7	1,3-8,0	Quay
Somatom CR	1,6 x 1,6	125	10 -300	1-4	3,0 -14,0	Quay
Somatome DRH	1,6 x 1,6	96 125	10 -300	1-4	1,4-14,0	Quay
TomoscanCX	1,5 x 1,5	120	50 -250	1-4	3,0 -9,0	Quay
TomoscanTX	0,8 x 0,8 và 1,5 x 1,5	120	50 -350	1-4	2,0 -9,0	Quay
Exel 2400	1,5 x 1,7 và 0,8 x 1,7	140	20 -200	1-4	2,0 -8,0	Quay

3.9.2. Thiết bị nguồn nuôi Rơnghen

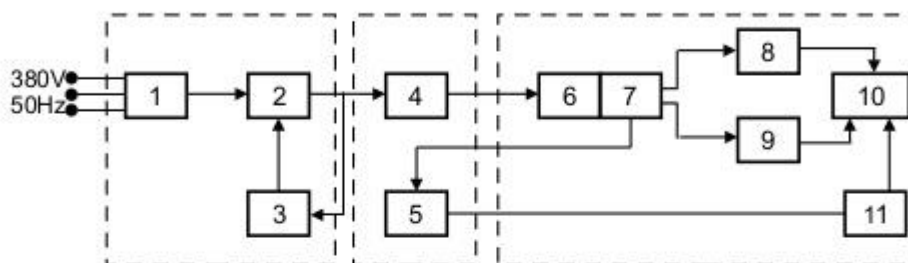
Cần thiết phải duy trì độ ổn định cao các tham số về cường độ và thành phần phổ (bước sóng λ) trong thời gian nghiên cứu vật thể. Điều này đòi hỏi thiết bị nguồn nuôi trong chụp cắt lớp có yêu cầu cao hơn chụp X - quang thông thường, Độ không ổn định điện áp anốt δU_A và cường độ dòng anốt δI_A tương ứng không được lớn hơn 0,1 – 0,5% và 0,5 – 1,0%. Để đáp ứng đòi hỏi này, cần thiết phải ổn định biên độ, dạng

và độ rộng xung điện áp vào anốt. Các sơ đồ tạo điện áp anốt trong chụp cắt lớp thường dùng Triristor, Triac...

Thiết bị nguồn nuôi trong chụp cắt lớp có thể chia thành hai nhóm:

Nhóm thứ nhất thực hiện ổn định điện áp theo phía sơ cấp của biến áp cao áp.

Sơ đồ chức năng của loại này được dẫn ra trên hình 2- 9.



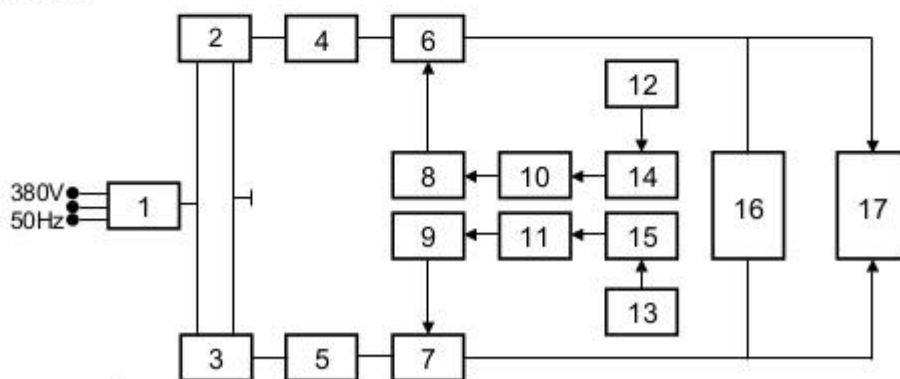
Hình 3-19. Sơ đồ nguồn cao áp được ổn định ở phía sơ cấp

Trong đó 1: Động cơ; 2: Bộ tạo điện áp xoay chiều; 3: Khối ổn áp; 4: Biến áp tự ngẫu; 5: Khối ổn định dòng anốt; 6: Biến áp cao áp; 7: Chỉnh lưu cao áp; 8, 9: Bộ lọc; 10: ống tia rơnghen; 11: Nguồn cấp sợi đốt.

Với sơ đồ này, đảm bảo độ không ổn định điện áp anốt không lớn hơn 0,5%.

Nhóm thứ hai, tương ứng là thiết bị nguồn thực hiện ổn định và điều khiển $U_{anốt}$ theo phía thứ cấp (cao áp), nó cho phép quán tính hệ thống nhỏ. Tính không ổn định $U_{anốt}$ với thiết bị loại này cho phép không lớn hơn 0,05%. Sơ đồ chức năng được dẫn ra trên hình 2.10.

Trong hình 2.10; 1: Biến áp cao áp; 2, 3: Chỉnh lưu cao áp; 4, 5: Bộ lọc là băng; 6, 7: Thiết bị cao áp chân không; 8, 9: Thiết bị điều khiển; 10, 11: Bộ khuếch đại; 12, 13: Nguồn áp chuẩn; 14, 15: Khâu so sánh; 16: Mạch phân cao áp; 17: Ống tia Rơnghen.



3.9.3. Hệ thống thu nhận thông tin (detector)

Hình 3-20. Sơ đồ nguồn cao áp được ổn định ở phía thứ cấp

Các phần tử cảm biến dùng để thu nhận và biến đổi cường độ bức xạ rơnghen mang thông tin về cấu trúc vật thể cần nghiên cứu thành tín hiệu điện. Quá trình này luôn xảy ra sai số. Vì vậy, cần phải đảm bảo hệ số biến đổi của bộ tách sao cho duy trì sự phụ thuộc tuyến tính giữa cường độ bức xạ đưa đến và tín hiệu điện tạo ra trong dải động đủ bao trùm toàn bộ các đặc trưng cấu trúc. Sự tác động nhanh của các phần tử cảm biến, cho phép đo cường độ không có sai số động học khi quét với vận tốc đã cho.

Các phần tử cảm biến được ứng dụng rộng rãi gồm có hai loại chính đó là bộ tách nhấp nháy và bộ tách khí xenon (kiểu buồng Ion):

Bộ tách nhấp nháy bao gồm bộ nhấp nháy và máy thu ánh sáng. Bộ nhấp nháy thường ứng dụng các tinh thể vô cơ nặng như: NaI, CsI, CaF₂ có đặc tính phát xạ thứ cấp khi hấp thụ năng lượng tia tới. Máy thu ánh sáng thường là đi ốt quang Silic. Nhược điểm của đi ốt quang là độ nhạy không cao, nhưng với đầu chụp loại 3, 4 thì cường độ chùm tia phát xạ rất cao.

Bộ tách khí xenon có ưu điểm quan trọng là tính lý tưởng đặc trưng của nó, được ứng dụng rộng rãi trong đầu chụp loại 3.

Các tín hiệu điện thu được từ detector được đưa qua hệ thống khuếch đại, xử lý sơ bộ và tiến hành rời rạc, lượng tử thành dạng số, đưa đến thiết bị tính toán khôi phục ảnh.

- Thiết bị quét và bàn bệnh nhân

Trong thành phần thiết bị quét bao gồm các khâu điện cơ thực hiện quay bộ bức xạ, hệ thống cáp nối, nguồn nuôi rơnghen, mạch đồng bộ. Thông thường vận tốc quay của hệ thống quay đạt 1vòng/s với sai số xác định toạ độ góc không lớn hơn 0.01%.

Bàn bệnh nhân liên hệ cấu trúc với hệ thống quét. Việc dịch chuyển bàn có thể được thực hiện nhờ con trượt và thông qua hệ thống truyền động được điều khiển tại chỗ hay từ xa. Sự dịch chuyển liên tục được thực hiện theo từng bước nhảy có độ dày bằng lớp cắt nghiên cứu. Sai số xác định vị trí bàn thường nhỏ hơn 0,5mm.

3.9.4. Thiết bị tính toán tái tạo ảnh

Thực hành khôi phục lại ảnh cấu trúc lớp cắt theo thuật toán đã được cài đặt. Phương pháp tái tạo và thiết bị tính toán sẽ xác định thời gian tái tạo ảnh của một lớp cắt. Thông thường thời gian tái tạo ảnh 1 lớp cắt sau khi kết thúc quét mất khoảng một vài giây. Đối với ảnh ba chiều, thời gian tái tạo phải mất vài chục giây. Việc ứng dụng máy tính xử lý tốc độ cao 16 bit, 32 bit, 2 kênh dữ liệu cho phép ảnh hiện lên ngay sau khi kết thúc quét.

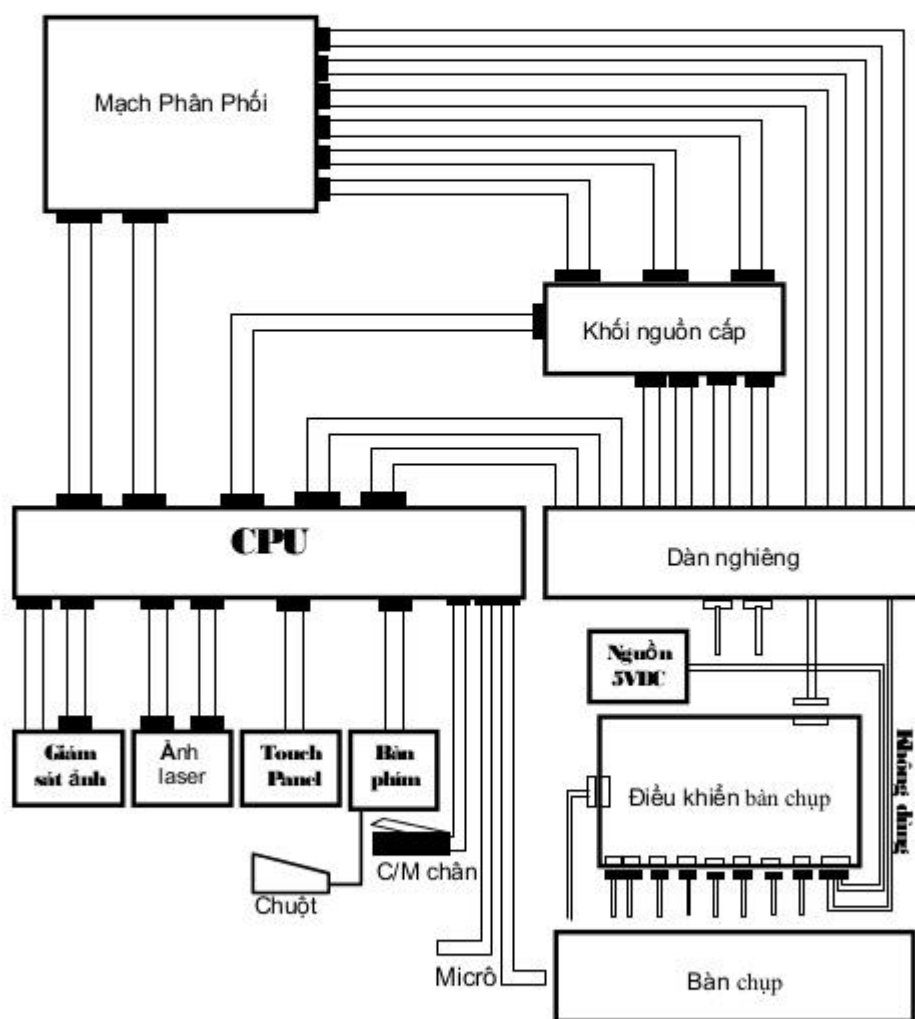
3.9.5. Hệ thống điều khiển đồng bộ

Trong máy chụp cắt lớp cũng như các hệ thống kỹ thuật nói chung, sự có mặt của hệ thống đồng bộ là cần thiết, đảm bảo cho các thành phần của máy hoạt động nhịp nhàng theo yêu cầu thiết kế chế tạo đã đặt ra.

Đối với máy chụp cắt lớp, tín hiệu đồng bộ (dây xung góc) được lấy ra từ bộ phận chấp hành (bàn bệnh nhân). Sau đó, nó được phân chia và thực hiện điều khiển hoạt động của các bộ phận khác.

3.10. Máy chụp cắt lớp X quang SCT7000T

3.10.1. Sơ đồ khối



Hình 3-21. Các thành phần chính của máy chụp cắt lớp SCT 7000T

Thành phần cơ bản của máy bao gồm:

- Hệ thống dàn nghiêng (Gantry).
- Hệ thống giường bệnh nhân (Patient Bed).
- Bàn điều khiển bố trí các thiết bị xử lý tính toán, thiết bị điều khiển
- Hệ thống nguồn cấp, cung cấp các loại điện áp khác nhau cho máy.

Sơ đồ khối của máy vẽ trên hình 3-21.

3.10.2. Phân tích sơ đồ chức năng của máy

Sơ đồ chức năng của máy SCT7000TH được dẫn ra ở trang 102, bao gồm các phần tử chức năng cơ bản sau:

- Hệ thống dàn quay (Gantry) chứa đựng các phần tử: bóng X - quang, khối điều khiển và tạo cao thế, vành trượt - chổi than, hệ thống thu nhận biến đổi dữ liệu DAS, hệ thống điều khiển truyền động và đồng bộ (MOTION CONT, AC Servo Amp,)

- Bàn điều khiển bao gồm: màn hình hiển thị ảnh, bảng tiếp xúc (Touch Panel), Camera, Key board, Speaker

- Hệ thống khung card CPU (CPU RACK) chứa đựng các bảng mạch xử lý tính toán tái tạo ảnh, khối điều khiển nhớ hình ảnh, điều khiển hiển thị cụ thể gồm: bảng mạch DCC, MPM, FDP, ABP, XVMC, PROG. DISK, OPECON.

3.10.3. Sơ đồ và nguyên tắc quét

Máy SCT 7000T thực hiện việc quay hệ thống bóng X - quang và các detector theo kiểu của đời thứ ba. Hệ thống bóng X - quang và detector được chỉ ra trong sơ đồ chức năng. Bóng X - quang thực hiện phát tia trong khi hệ thống đang quay, còn các phần tử cảm biến sẽ tiếp nhận năng lượng X - quang sau khi chiếu qua bệnh nhân và biến đổi chúng thành tín hiệu điện, sau đó được chuyển đến các khối tiếp theo. Một mặt cắt hấp thụ ứng với mỗi xung phát X - quang sẽ được cất giữ phục vụ cho việc tái tạo ảnh, đồng thời số các đường bao từ các hướng khác nhau sẽ nhận được nhờ việc quay tròn hệ thống bóng X - quang và detector.

Ở mỗi chế độ quét việc cất giữ dữ liệu được thực hiện một cách tuần tự cho từng xung phát.

Bảng 3-7

Mối quan hệ giữa thời gian quét và số xung phát X - quang

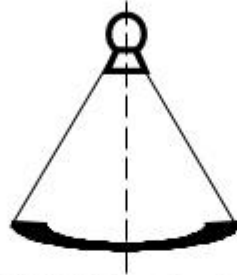
Loại máy	Thời gian quét (s)	Số xung X - quang (v/s)
SCT -7000TX	0,6; 1,0; 1,5; 2,0; 3,0; 4,0 s	800, 800, 533, 400, 266, 200v/s
SCT -7000TH	1,0; 1,5; 2,0; 3,0; 4,0s	800, 400, 266, 200v/s
SCT -7000TC		
SCT -7000TS	0,6; 1,0; 1,5; 2,0; 3,0; 4,0 s	800, 800, 533, 400, 266,

		200v/s
--	--	--------

Để tái tạo ảnh ba chiều, hệ thống quét phải thực hiện quét xoắn ốc. Lúc này, bóng X - quang và detector thực hiện quay phát bình thường còn bàn bệnh nhân chuyển động đều vào hoặc ra.

- Cách phát hiện vị trí bộ quét

Khi bộ quét không làm việc hay chế độ chưa thiết lập thì nó luôn nằm ở vị trí ban đầu theo phương thẳng đứng (hình 3-22).



Hình 3-22. Vị trí ban đầu của bộ quét

Đối với chế độ quét tròn 360° , vị trí ban đầu được coi là vị trí 0° của việc quay, mỗi vòng quay sẽ thực hiện thu nhận thông tin cho một lớp cắt.

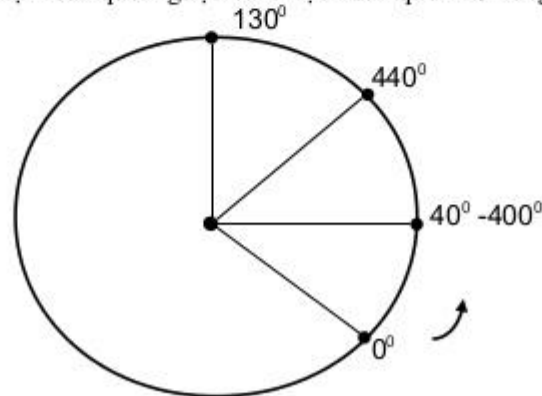
Còn trong chế độ quét theo kiểu thuận nghịch, quá trình quét được thực hiện như sau:

Khi chế độ quét được thiết lập, bộ quét đi chuyển đến vị trí bắt đầu quay và dừng lại ở đó. Đây được định rõ là vị trí 0° của quá trình quay. Trong khi quay, bộ quét quay theo chiều thuận cho lớp cắt đầu tiên và ngược lại cho lớp cắt thứ hai. Khi thực hành quét cho nhiều lớp cắt, bộ quét sẽ quay thuận nghịch tuần tự.

Vị trí quay được xác định như chỉ ra trên hình 2-13.

Vị trí quay 0° (R - 0°): Vị trí bắt đầu quay thuận.

Vị trí quay 40° (R - 40°): Vị trí bắt đầu cất giữ số liệu quét thuận, đây cũng là vị trí bắt đầu xuống chậm của quét ngược và là vị trí của quét RC xung quanh.



Hình 2-13. Các vị trí quay của bộ quét

Vị trí quay 130° (R - 130°): Vị trí bắt đầu; Vị trí của quét A - P CR (Autorier - Posterior Computed Radiography).

Vị trí quay 400° (R - 400°): Vị trí kết thúc cất giữ dữ liệu quét thuận;

Vị trí bắt đầu xuống chậm của quét thuận;

Vị trí bắt đầu cất giữ dữ liệu quét ngược.

Vị trí quay 440° (R - 440°): Vị trí kết thúc quét thuận;

Vị trí bắt đầu quét ngược.

Từng vị trí của bộ quét được xác định bởi trống phát hiện vị trí quay và nhóm chuyển mạch lắp trên mặt của Gantry. Việc quay trống phát hiện tương đương với việc quay của bộ quét do sự vận chuyển của chuyển mạch theo sau tay vịn (đường ray) trên trống. Tay vịn có khía hình chữ V, nơi tín hiệu của chuyển mạch được tắt ở đó và vị trí bộ quét được phát hiện.

3.10.4. Cơ cấu điều chỉnh bề dày lớp cắt

Khối ống chuẩn trực được đặt ở phía dưới của bóng X - quang. Ống chuẩn trực thực hiện điều chỉnh bề dày lát cắt có thể nhìn thấy được ở bên trong khi mở nắp ra. Nó có các mức 3, 5, 7, 10 mm. Đối với lớp cắt 1mm, ống chuẩn trực được đặt ngay phía trên dẫn detector. Ống chuẩn trực được quay bởi một động cơ bước (Stepping Motor) lắp ở mặt bên của khối máy và các điều kiện quay được kiểm soát bởi các chuyển mạch.

3.10.5. Điều khiển thời gian phát xạ X - quang

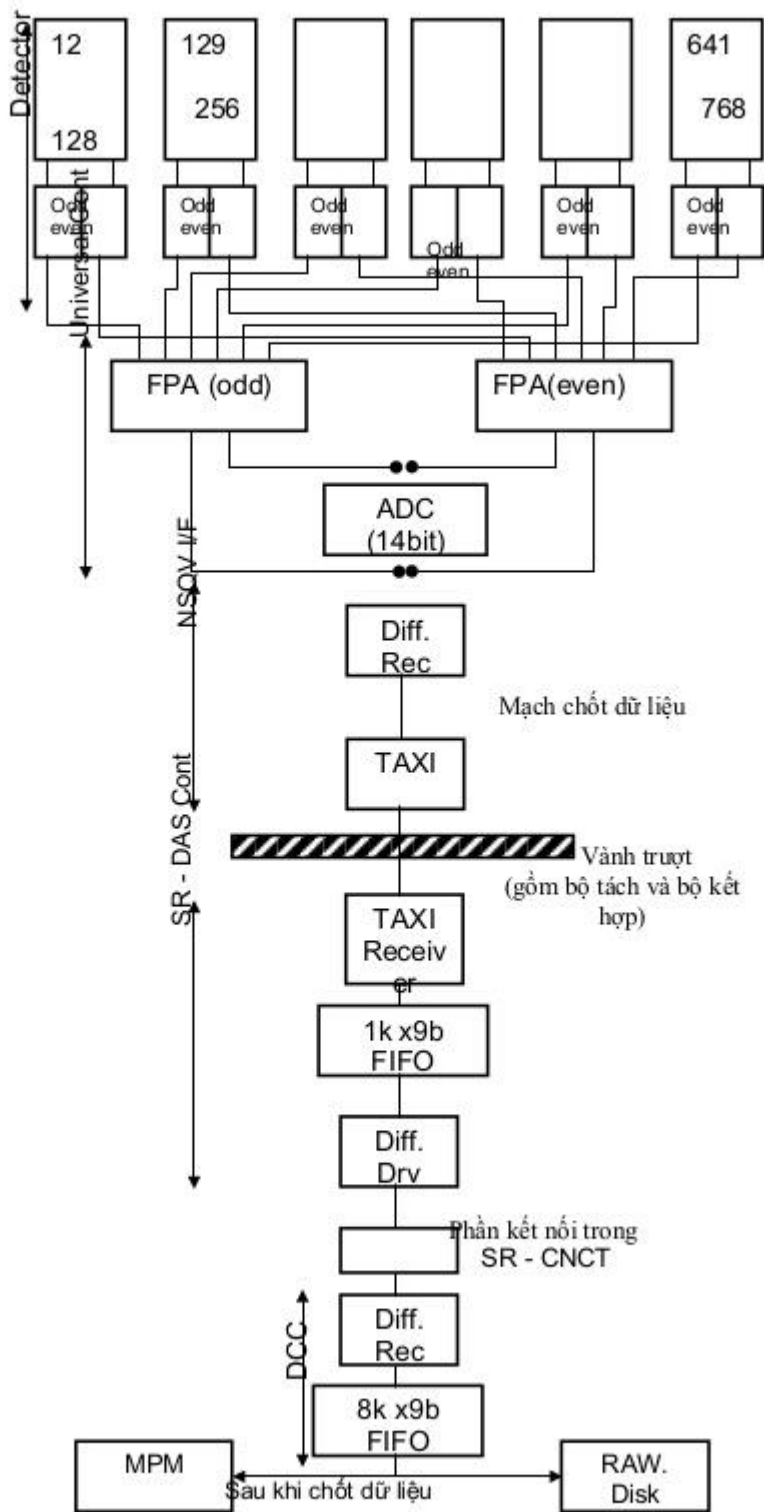
Thiết bị mã hoá thân (Shaft Encoder) được lắp đặt ở bên dưới trống quay phát hiện vị trí bộ quét, nó sẽ phát ra dãy xung khi bộ quét quay. Số các xung mã hoá thân được đếm, chia và cuối cùng được sử dụng để điều khiển thời gian phát xạ X - quang thông qua việc điều khiển bộ tạo cao thế anốt.

3.11. Nguyên lý làm việc

3.11.1. Quá trình làm việc của hệ thống quét

Lưu đồ đường đi dữ liệu như mô tả trên hình 2-14. Quá trình thu nhận và xử lý dữ liệu diễn ra như sau:

Chùm tia rơnghen phát ra từ bóng X - quang sau khi đã đi qua cơ thể bệnh nhân sẽ được tiếp nhận và chuyển đổi thành điện tích nhờ bộ cảm biến kiểu buồng ion hoá (Q - Type Detector) hoặc cảm biến trạng thái rắn. Dòng điện lấy ra trên các điện cực sẽ được tích lũy trong bộ tích phân (môđun QMUX)



Hình 3- 24. Giản đồ dòng dữ liệu từ DAS đến MPM

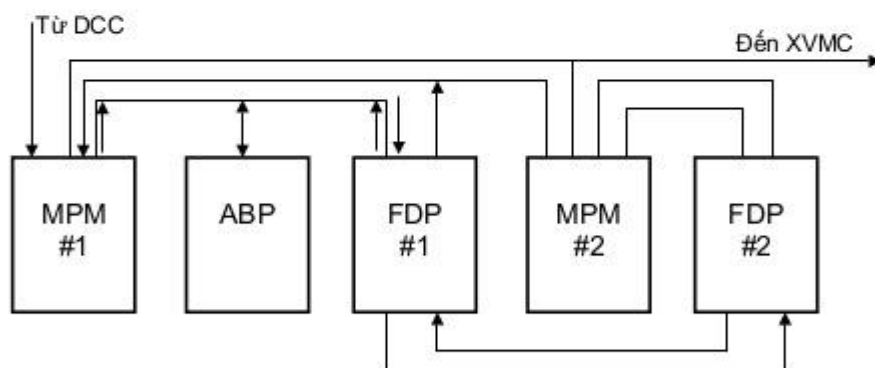
Tín hiệu đầu ra bộ tích phân sau đó được gửi sang môđun chuyển đổi điện tích/điện áp kép (có 6 môđun Q/V kép, mỗi môđun chứa 128 kênh). Mỗi môđun có hai hệ thống đầu vào/ ra riêng biệt cho kênh chẵn và kênh lẻ. Giá trị tín hiệu đầu ra khỏi Q/V là điện thế tương ứng. Các kênh này được phân chia thành kênh chẵn và kênh lẻ bởi khối điều khiển chung (Universal Cont Board), sau đó chúng được đưa tới các mạch FPA riêng biệt. Mạch FPA thực hiện so sánh kích thước dữ liệu vào với độ lớn khuếch đại đã xác định (dùng 2 bit mở rộng). Sau đó, điện áp được chuyển đổi thành giá trị số 14 bit bởi bộ chuyển đổi tương tự số ADC - Analog/ Digital Converter. Hai bit mở rộng đã xác định ở trên được chõng vào và gửi tới bảng mạch NSQV I/F thông qua bộ điều khiển vi sai RS422 như dữ liệu số 16 bit.

Mạch NSQV I/F nhận dữ liệu 16 bit bằng thiết bị thu vi sai RS422. Sau khi chốt, dữ liệu được chuyển tới bảng mạch SR - DAS Cont nằm trên phần khung cố định của dân qua vành trượt bởi chip TAXI. Sau đó, dữ liệu được chứa tạm thời trong bộ nhớ đọc lần lượt FIFO 1k x 9bit của mạch SR - DAS Cont để chống tràn rồi được chuyển tới mạch DCC qua bảng SR - CNCT như là dữ liệu song song 16 bit.

Tại DCC, dữ liệu sau khi thu được bởi máy thu vi sai nội tại sẽ được chứa vào bộ nhớ FIFO 8k x 9bit. Sau đó dữ liệu có thể được lưu vào đĩa thô (Raw Disk) hoặc chuyển đến bộ nhớ đa cổng MPM phục vụ cho quá trình xử lý, tái tạo tiếp theo.

3.11.2. Nguyên lý tạo ảnh thô

Vòng xử lý tái tạo ảnh từ dữ liệu thô được minh họa trên hình 2-15.



Hình 2- 15. Lưu đồ vòng tái tạo ảnh từ dữ liệu thô

Máy SCT 7000T có ba kiểu bố trí các bảng mạch tái tạo ảnh trong khung 15 khe của bàn điều khiển. Cơ chế tạo ảnh diễn ra như sau:

Dữ liệu chứa trong đĩa dữ liệu thô đọc bởi bộ nhớ FIFO của mạch điều khiển thu nhận dữ liệu DCC được chứa vào bộ nhớ đa cổng MPM#1 với chức năng như bộ

đệm cho dữ liệu nhằm mục đích chống tranh chấp. Sau đó, dữ liệu chuyển tới mạch xử lý số nhanh FDP#1 để thực hiện việc hiệu chuẩn.

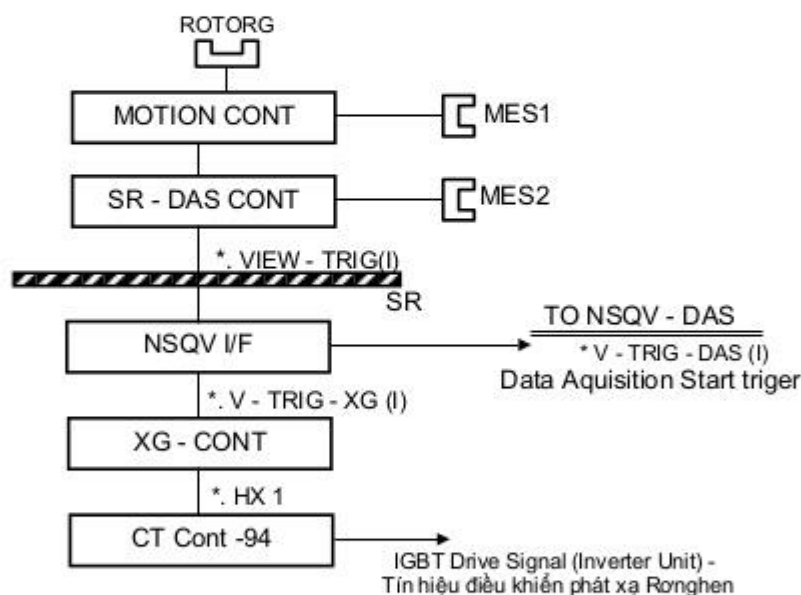
Mặt cắt đã hiệu chuẩn gửi đến FDP#2, nó sẽ đưa ra mặt cắt song song sau khi lấy ra các thành phần vòng. Dữ liệu song song tiếp tục được đưa trở lại FDP#1 để thực hiện việc xử lý cuộn nhằm tạo ra một mặt cắt xoắn rồi đưa đến bộ chiếu ngược phát triển ABP. Tại đây, ABP sẽ thực hiện việc chiếu ngược tối đa theo 48 hướng, tái tạo lại ảnh lớp cắt đối tượng trong bộ nhớ chiếu ngược (BP Memory) và chuyển ảnh đã tái tạo trở lại FDP#1.

FDP#1 thực hiện việc chuyển đổi giá trị CT cho ảnh đã tái tạo và chuyển nó vào bộ nhớ MPM (dưới dạng ma trận 512x 512). Khối điều khiển nhớ hình ảnh X - quang XVMC sẽ đọc ảnh trong MPM và hiển thị trên màn hình.

Việc ghi dữ liệu thô được thực hiện bởi bộ điều khiển thu nhận dữ liệu DCC.

3.11.3. Nguyên tắc điều khiển thu nhận dữ liệu và phát xạ Ronghen

Đường đi của tín hiệu đồng bộ được mô tả trên hình 2-16.



Hình 2- 16. Sơ đồ đường đi của tín hiệu điều khiển đồng bộ hệ thống

Bộ mã hoá thân (Shaft Encorder) phát ra dãy xung gốc làm cơ sở tạo ra các tín hiệu điều khiển quá trình thu nhận dữ liệu và phát xạ tia ronghen. Bộ mã hoá thân cho việc quay của rôto được lắp đặt ở phía sau của Gantry, thực hiện phát ra 800 xung/s

còn bộ mã hoá thân cho việc di chuyển giường phát ra 38 xung ứng với độ dịch chuyển giường được 1mm.

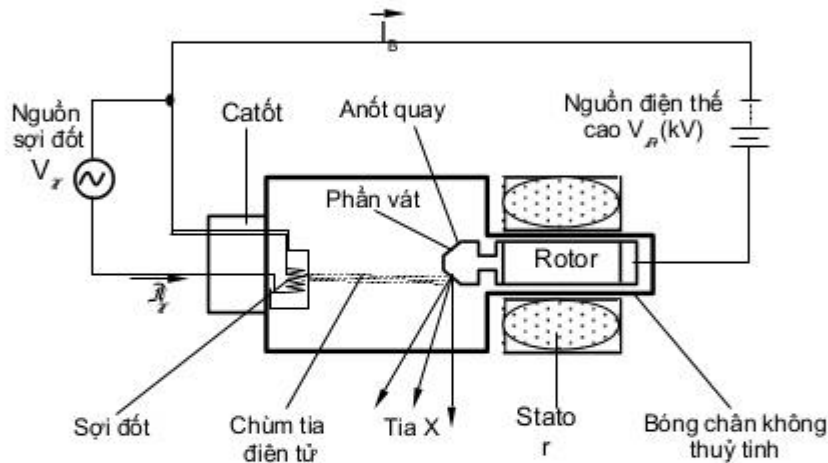
3.11.4. Hoạt động của các khối tạo thông tin

3.11.4.1. Khối phát Ronghen

Đây là một trong những bộ phận thiết yếu hợp thành thiết bị chụp cắt lớp X - quang. Nguyên lý phát xạ ronghen dựa trên quá trình biến đổi năng lượng từ dạng này sang dạng khác.

3.11.4.2. Bóng X quang

Cấu tạo của bóng X - quang trong máy chụp cắt lớp cũng tương tự như của máy X - quang thông thường. Thực chất nó là một dạng đặc biệt của điốt chỉnh lưu chân không, trên hình 2-17 mô tả cấu tạo bóng X - quang dạng anốt quay:



Hình 2-17. Cấu tạo bóng X - quang anốt quay

Bóng X - quang bao gồm các bộ phận sau:

Catốt là nguồn bức xạ điện tử bao gồm sợi đốt và giá đỡ bằng kim loại để đỡ sợi đốt đồng thời tạo nên khe hội tụ, chùm tia điện tử tập trung được định hướng bức xạ qua khe hội tụ này.

Sợi đốt được làm bằng vật liệu là Wolfram, Tungsten có nhiệt độ nóng chảy rất cao (khoảng 3360°C), nó được cấu tạo dưới dạng dây xoắn ốc đảm bảo diện tích bức xạ điện tử lớn. Kích thước, hình dạng của sợi đốt và khe hội tụ cần đảm bảo độ chính xác cao. Đồng thời vị trí sợi đốt được đặt cẩn thận trong khe hội tụ sao cho chùm tia điện tử hội tụ tại điểm đã định trên anốt. Diện tích mà chùm tia điện tử chiếu đến gọi là điểm hội tụ, đó chính là nguồn bức xạ Ronghen. Bề mặt điểm hội tụ có dạng hình chữ nhật. Trong máy chụp cắt lớp SCT -7000T, kích thước điểm hội tụ là: tiêu điểm lớn $1,0 \times 1,2 \text{ mm}$; tiêu điểm nhỏ $0,8 \times 0,8 \text{ mm}$.

Có hai loại catốt trong bóng X - quang: hội tụ đơn và hội tụ kép. Loại catốt hội tụ đơn chỉ gồm một sợi đốt và một khe hội tụ. Trong khi đó, loại catốt hội tụ kép gồm hai sợi đốt đặt trong hai khe hội tụ khác nhau, hai khe này được bố trí kề nhau trong cùng một mặt phẳng đứng hoặc ngang (tùy thuộc ở người thiết kế).

Khe hội tụ nhỏ thường được sử dụng khi thực hiện xét nghiệm những bệnh nhân gầy hoặc những bộ phận mỏng của cơ thể. Trong trường hợp này sử dụng dòng điện nhỏ với thời gian chụp dài. Còn khe hội tụ lớn sử dụng khi thực hiện xét nghiệm những bệnh nhân béo hoặc những bộ phận dày của cơ thể, khi đó sử dụng dòng điện lớn với thời gian chụp ngắn.

Để cấp điện cho sợi đốt, người ta dùng nguồn điện thấp áp cỡ vài chục vôn với dòng từ vài ampe đến hàng chục ampe thông qua biến thế sợi đốt. Thông thường biến thế sợi đốt được đặt cùng với biến thế cao áp trong thùng dầu cao thế để đảm bảo độ an toàn cách điện và làm mát cho biến thế.

Trong bóng X - quang anốt cố định, chùm phát xạ điện tử có phương trùng với trục của bóng, còn ở bóng X - quang anốt quay, phương của chùm phát xạ điện tử song song và cách trục bóng một khoảng nhất định (do đặc trưng cấu tạo của anốt).

Anốt, để khắc phục những nhược điểm của bóng X - quang anốt cố định, người ta đã tạo ra bóng X - quang với anốt quay. Anốt có nhiệm vụ hứng chùm điện tử từ catốt bắn tới và phát xạ chùm tia Ronghen. Nó được làm bằng vật liệu là Wolfram hoặc phù hợp kim Wolfram, Gecmani dày vài mm lên tấm Môlipden có dạng hình vành khăn, với diện tích lớn hơn diện tích hội tụ (nguồn phát xạ Ronghen). Tấm Wolfram này được gắn vào giá đỡ bằng đồng dày có tác dụng tản nhiệt cho anốt.

Anốt có dạng hình côn, góc vát từ $15 - 25^\circ$ tùy theo bóng được gắn với rôto của động cơ thông qua tấm môlipden với mục đích cách nhiệt. Anốt quay trong thời gian bóng hoạt động với tốc độ lớn, từ $3000 \div 9000$ v/phút (nghĩa là nếu thời gian phát tia diễn ra trong thời gian 0,1s thì anốt quay ít nhất 5 vòng).

Trục của rôto được gắn vòng bi. Để bôi trơn, vòng bi này được mạ bạc hoặc chì (không bôi dầu vì làm mất độ chân không của bóng). Động cơ quay anốt là động cơ không đồng bộ hai pha được cấp nguồn AC có tần số từ $50 \div 150$ Hz.

Toàn bộ anốt, catốt, rôto, vòng bi được đặt bên trong vỏ thủy tinh. Bên ngoài sát với rôto là các cuộn dây và lõi sắt của stato. Để bóng làm việc bình thường và đảm bảo anốt nhanh chóng đạt được tốc độ yêu cầu, trong thiết bị X - quang người ta còn thiết kế các mạch bảo hiểm (chống quá dòng, quá áp) và mạch tản nhiệt anốt.

Việc thiết lập anốt quay đã khắc phục được những nhược điểm của bóng X - quang anốt cố định đó là: Làm cho quá trình tản nhiệt diễn ra nhanh chóng và chống hiện tượng rỗ anốt không đều.

Vỏ thủy tinh, là lớp vỏ bên trong bóng, có dạng hình trụ bao quanh, thực hiện nhiệm vụ đỡ catốt, anốt và rôto của bóng. Nó được chế tạo từ loại thủy tinh đặc biệt có khả năng chịu nhiệt, cách điện cao và phải bảo đảm độ chân không bên trong bóng.

Vỏ ngoài, bọc quanh bóng X - quang ở phía ngoài vỏ thủy tinh. Nó có nhiệm vụ: Bảo vệ các bộ phận bên trong của bóng, hấp thụ tia Ronghen phát xạ trên các hướng không mong muốn và cách điện với bên ngoài.

Vỏ ngoài được chế tạo từ nhôm, hợp kim nhôm hoặc thép. Mặt trong vỏ được tráng một lớp chì đủ dày (khoảng 2mm) để hấp thụ tia X, hạn chế sự phát xạ tia X ra xung quanh (trừ cửa sổ phát xạ) đảm bảo không gây nguy hiểm cho bệnh nhân và môi trường xung quanh.

Để cách điện, người ta đổ đầy dầu cao thế vào khoảng giữa hai lớp vỏ. Ngoài tác dụng cách điện, dầu còn có tác dụng tản nhiệt cho bóng. Tuy nhiên, khi bóng nóng lên, dầu sẽ bị dẫn nở. Để khắc phục điều này, trong thiết bị CT Scanner, người ta làm cho dòng dầu chảy liên tục khi bóng hoạt động nhờ bộ trao đổi nhiệt (Heat Exchanger).

Xử lý lọc tia ronghen, chùm tia ronghen phát xạ từ điểm hội tụ trên anốt (nguồn phát xạ ronghen) chứa đựng nhiều bước sóng khác nhau. Do đó khi chiếu lên cơ thể, các bước sóng dài sẽ bị hấp thụ bởi da và các tế bào mỡ của cơ thể làm tăng liều lượng tia ronghen trên cơ thể mà không cải thiện được chất lượng hình ảnh chụp cắt lớp. Vì vậy, cần thiết phải loại bỏ các bước sóng có hại này trước khi chiếu chùm tia tới bệnh nhân.

Thực chất, các bước sóng dài đã được lọc bỏ một phần khi chùm tia Ronghen đi qua lớp vỏ thủy tinh và cửa sổ chất dẻo của bóng. Đây được gọi là việc lọc nội bộ (tương đương với 1mm nhôm). Khi cần thiết, người ta bổ sung thêm một lớp nhôm nữa ở cửa thoát tia Ronghen sao cho độ dày lớp lọc tổng cộng đạt 1-2mm.

Nguyên tắc hoạt động của bóng diễn ra như sau:

Điện thế nguồn sợi đốt V_F gây ra một dòng điện I_F chạy qua cuộn sợi đốt và làm nóng catốt. Các electron ở catốt được nung nóng bật ra khỏi bề mặt đi vào vùng chân không của bóng. Ở một điện thế anốt V_A đủ lớn, các electron này bay tới anốt và tạo thành dòng tia điện tử I_B , giá trị V_A của bóng rất cao (cỡ hàng trăm kV), điện áp cao này bắt các electron chuyển động với tốc độ lớn (có gần 1% số các electron này thâm nhập vào trong bề mặt anốt) tương tác với các nguyên tử và phát ra tia X - quang có khả năng đâm xuyên qua bóng ra ngoài.

Để hiệu tia ronghen được tạo ra như thế nào, điều quan trọng trước hết chúng ta phải xem xét dòng tia I_B :

Các electron bật ra khỏi catốt được là do cuộn dây sợi đốt đã nung nóng catốt. Việc trao đổi nhiệt này đã cung cấp đủ năng lượng cho electron thắng được lực liên kết

với hạt nhân, nó bứt khỏi bề mặt catốt và bay vào vùng chân không của bóng. Giá trị năng lượng trên gọi là công thoát electron E_w , giá trị này không giống nhau với các vật liệu làm catốt khác nhau. Dòng điện tạo ra do sự trao đổi nhiệt I_B được tính theo công thức:

$$I_B = C_o A_c T^2 e^{-11600 E_w / T} \quad (2.33)$$

Ở đây, A_c là diện tích catốt (m^2)

C_o là hệ số vật liệu catốt (A/m^2K^2) được cho trong bảng 2-8.

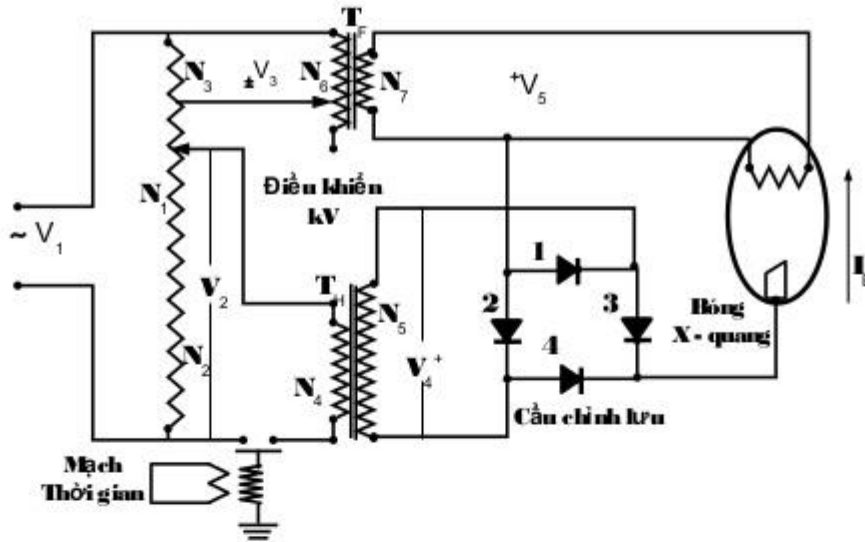
Bảng 2-8

Vật liệu Catốt	C_o (A/m^2K^2)	E_v (eV)
Tungsten	60×10^4	4,52
Thoriated Tungsten	3×10^4	2,63
Oxide coated	$0,001 \times 10^4$	1

3.11.5. Nguồn cao thế

Nguồn cao thế trong máy X - quang có vai trò quyết định đối với việc phát xạ tia ronghen. Việc phát xạ tia ronghen được điều khiển bằng việc tắt mở nguồn cấp. Việc thay đổi giá trị điện áp sẽ điều khiển năng lượng tia X cũng như dòng tia I_B , do đó điều khiển độ tương phản và mật độ ảnh. Lượng nhiệt quá tải trên anốt của bóng sẽ tạo ra tín hiệu tắt nguồn cấp khi cần thiết. Năng lượng nguồn cấp lớn cỡ vài kW và có mức điện áp đến vài trăm kV. Với mức điện áp đó, việc phòng ngừa là cần thiết. Điện áp đánh thủng giới hạn ở mức biên là 75kV/in. Vì vậy, ở mức điện áp phát tia, một chất dẫn điện như tay của kỹ thuật viên đặt cách nguồn điện áp cao khoảng vài in, có thể gây ra nguy hiểm, nên cần phải thận trọng khi làm việc với nguồn cao thế Ronghen. Kỹ thuật viên nên tắt tất cả các nguồn cấp có thể và nên phóng hết điện ở các tụ trước khi tiếp xúc với các bộ phận của máy.

Sơ đồ khối của nguồn cấp 1 pha đã đơn giản hoá được chỉ ra trên hình 3-28.



Hình 3-28. Nguồn cấp năng lượng cao thế một pha

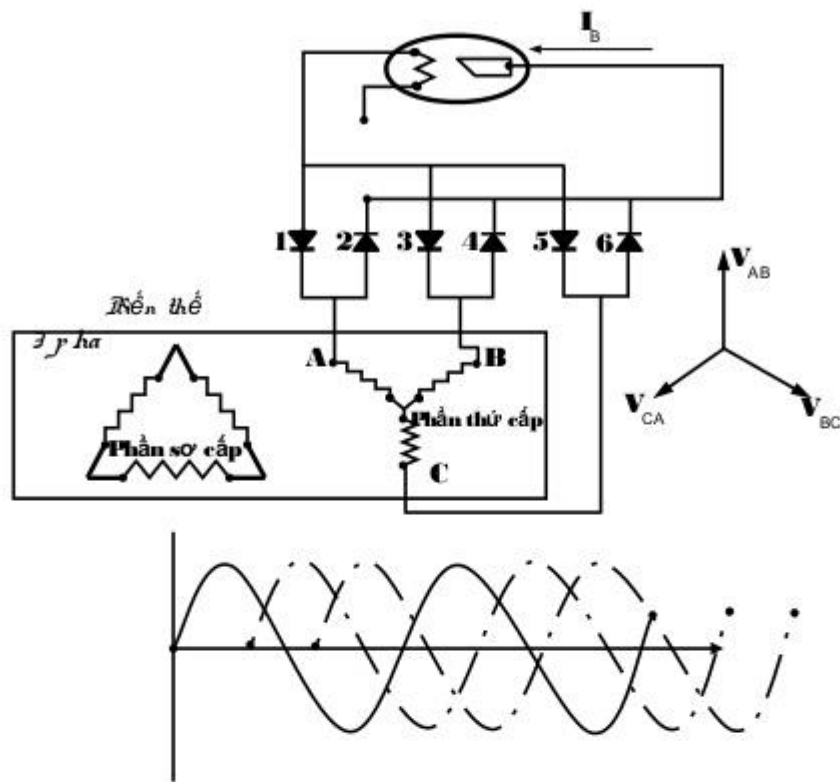
Giá trị điện áp cấp cho anốt bóng X - quang thay đổi được nhờ điều chỉnh số vòng dây N_2 trên biến áp tự ngẫu điện áp thấp T_A . Ở điện áp thấp không gây ra hiện tượng tia lửa điện ở cần gạt biến thế. Các mức điện áp cao khác nhau (khoảng 100 kV) được tạo ra bởi biến áp cao thế cố định T_H . Nhiệt lượng sợi đốt được cấp bởi biến áp hạ thế T_F . Việc thay đổi số vòng dây N_6 sẽ thiết lập giá trị mA, dòng tia của bóng X - quang nhờ việc tăng nhiệt lượng sợi đốt và làm bứt nhiều electron để đạt dòng giới hạn về nhiệt.

Khi xem xét các biến thế T_A , T_F , T_H , trong điều kiện lý tưởng (bỏ qua các tổn hao), ta có các mối quan hệ điện thế sau:

$$V_2 = \frac{N_2}{N_1} V_1; \quad V_3 = \frac{N_3}{N_1} V_1; \quad V_5 = \frac{N_5}{N_6} V_3; \quad V_4 = \frac{N_4}{N_4} V_2 \quad (2.34)$$

Cầu chỉnh lưu cả sóng (cả chu kỳ) làm việc như sau: Khi điện áp sụt V_4 dương, các điốt 2 và 4 thông tạo ra dòng bóng I_B dương có chiều mô tả trên hình vẽ. Ở nửa chu kỳ còn lại, V_4 nhận giá trị âm, các điốt 1, 3 thông, 2, 4 đóng sẽ tạo lại dòng I_B theo chiều tương tự.

Nguồn 1 pha bị giới hạn về công suất. Đối với các thiết bị đòi hỏi công suất lớn, người ta thường sử dụng nguồn ba pha. Sự thay đổi lớn nhất giữa nguồn một pha và ba pha chính là biến thế cao áp, như được minh họa trên hình 2-19.



Hình 3-29. Nguồn cấp năng lượng bóng X - quang ba pha

Trong thiết bị điện áp ba pha V_{AB} , V_{BC} , V_{CA} có biên độ như nhau nhưng lệch pha nhau 120° . Để xem xét dòng I_B ta có thể khảo sát nó qua mạch chỉnh lưu và kiểm tra lại theo bảng dưới đây:

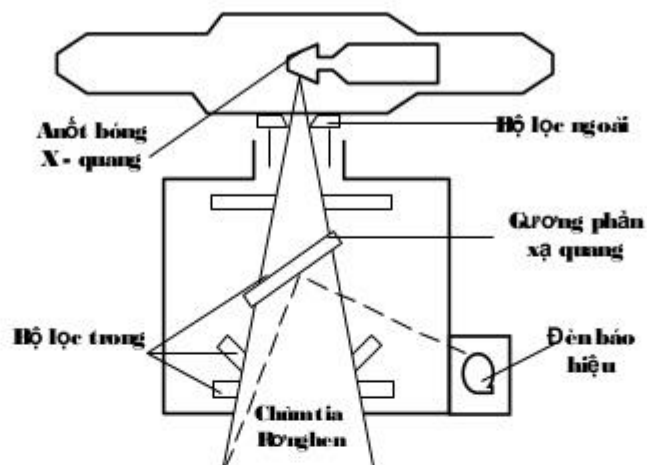
Ví dụ, khi V_{AB} dương, các điốt 2 và 3 thông, làm cho điện áp V_{AB} lớn hơn cả V_{BC} và V_{CA} trong trường hợp được xem xét.

Bảng 3-9

Sự phân cực điện áp		Các điốt thông
V_{AB}	Dương	2, 3
	Âm	1, 4
V_{BC}	Dương	4, 5
	Âm	3, 6
V_{CA}	Dương	1, 6
	Âm	2, 5

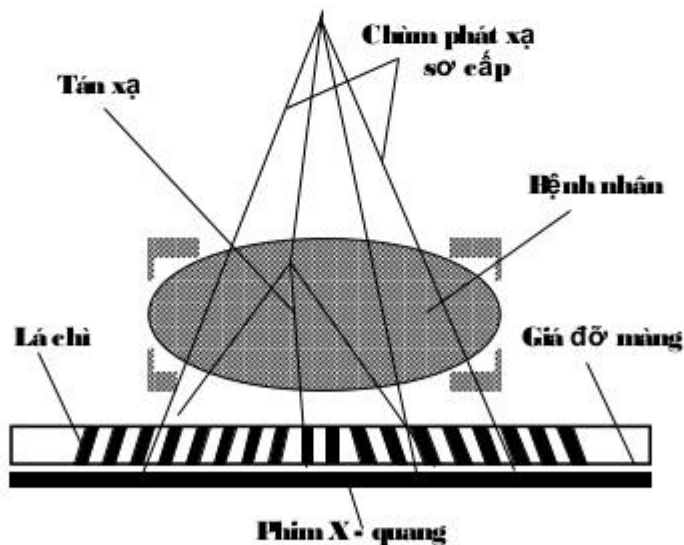
3.11.6. Ống trực chuẩn chùm tia

Để giảm lượng tia X lên cơ thể bệnh nhân, tức là chỉ chiếu chùm tia vào bộ phận cần chụp. Ống chuẩn trực có nhiệm vụ hiệu chuẩn hình dạng chùm tia theo yêu cầu, có cấu tạo như vẽ trên hình 2-20.



Hình 3-30. Cấu trúc ống chuẩn trực

Bộ lọc (dạng cửa chớp - Shutter) tạo thành từ các vật liệu nặng nhằm hấp thụ những tia rontgen không cần thiết - là các tia tán xạ, các tia có bước sóng dài. Cấu tạo



Hình 3-31. Cấu tạo lưới lọc các tia tán xạ

của nó như chỉ ra trên hình 3-31. Đèn báo và gương phản xạ quang cho phép quan sát được vùng cần chụp của bệnh nhân, từ đó điều chỉnh hình dạng chùm tia cho phù hợp.

3.11.7. Hoạt động của các khối thu nhận và biến đổi thông tin

Nó thực hiện nhiệm vụ thu nhận năng lượng chùm tia rơnghen sau khi chiếu qua bệnh nhân và biến đổi chúng thành tín hiệu điện, chuyển đổi tín hiệu này thành dữ liệu số 16 bit đưa đến thiết bị tính toán và ngoài ra nó còn có các mạch tạo tín hiệu thực hiện chức năng điều khiển quá trình thu nhận và đồng bộ. Khối này bao gồm các phần tử cơ bản sau:

3.11.7.1. Bộ cảm biến

Bộ cảm biến có chức năng thu nhận và biến đổi năng lượng tia rơnghen chiếu tới thành tín hiệu điện tương ứng. Căn cứ vào đặc trưng cấu tạo và hoạt động, trong thiết bị chụp cắt lớp thường ứng dụng hai loại cảm biến: cảm biến kiểu buồng ion hoá (dùng khí Heli ${}^4\text{He}$) và cảm biến trạng thái rắn (dùng tinh thể nhấp nháy NaI).

Máy SCT 7000T có bảng các thông số kỹ thuật dưới đây (Bảng 2-10):

Bảng 3-10

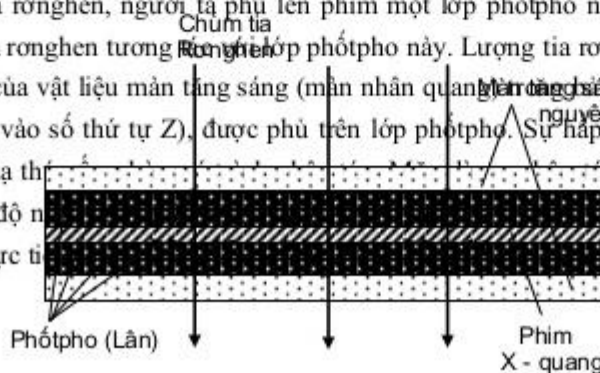
Số lượng cảm biến của các máy

Loại máy	SCT 7000TX	SCT 7000TH	SCT 7000TC	SCT 7000TS
Số cảm biến	768	826	826	938

3.11.7.2. Cảm biến hiện hình trực tiếp (Phim X - quang)

Đây là loại cảm biến đơn giản nhất dùng trong chụp X - quang hiện hình trực tiếp (X - quang thường). Phim hiện hình trực tiếp có cấu tạo như chỉ ra trên hình 2-22. Nó bao gồm các thành phần: hai màn tăng sáng (Intensifying screens) làm bằng vật liệu có số hiệu nguyên tử Z lớn, các lớp phospho và phim X - quang (là một lớp nhũ tương).

Nguyên lý hoạt động như sau: Chùm tia X - quang sau khi đi qua bệnh nhân được chiếu lên phim hiện hình nhạy cảm với cả tia rơnghen và ánh sáng trắng, thường dùng là các muối halogen chẳng hạn bạc bromua. Vì phim không nhạy cảm trực tiếp với tia rơnghen, người ta phủ lên phim một lớp phospho nhằm tạo ra ánh sáng trắng khi tia rơnghen tương tác với lớp phospho này. Lượng tia rơnghen bị hấp thụ tăng theo vị trí của vật liệu màn tăng sáng (màn nhân quang) có hiệu suất chuyển đổi hoàn toàn (tùy thuộc vào số thứ tự Z), được phủ trên lớp phospho. Sự hấp thụ này tạo ra hiện tượng phát xạ thứ cấp của lớp phospho này có chiều hướng làm giảm độ nhiễu xạ ngược lại vì màn nhân quang tiếp xúc trực tiếp



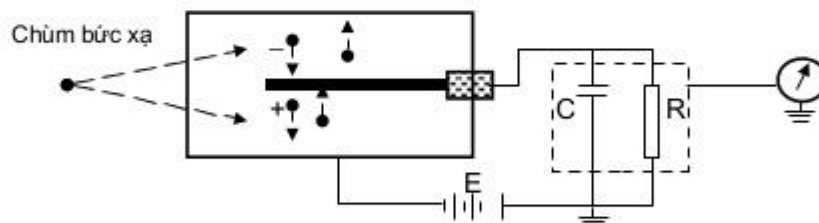
Hình 3-32. Cấu tạo phim hiện hình trực tiếp

Dưới tác động của ánh sáng tạo ra bởi lớp photpho, làm cho các ion Ag^+ trong nhũ tương chuyển thành nguyên tử Ag. Số lượng các nguyên tử Ag tạo ra tỷ lệ với cường độ chùm ánh sáng trắng và như vậy tỷ lệ tuyến tính với cường độ chùm tia rơnghen chiếu tới. Sau khi rửa phim, dưới tác động của các nguyên tử bạc sẽ cho các vùng sáng tối khác nhau trên phim phản ánh cấu trúc của đối tượng nghiên cứu.

3.11.7.3. Bộ cảm biến kiểu buồng Ion hoá

Đây là thiết bị thực hiện việc thu nhận và biến đổi năng lượng chùm bức xạ thành dòng điện tương ứng dựa trên đặc tính ion hoá chất khí của chùm bức xạ.

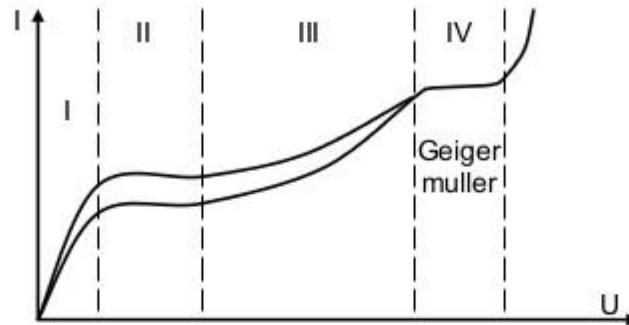
Để hiểu rõ cơ chế hoạt động của các thiết bị làm việc dựa trên cơ sở ion hoá chất khí. Chúng ta tiến hành khảo sát hiện tượng này theo sơ đồ thí nghiệm được bố trí như hình 3-33.



Hình 3-33. Sơ đồ thí nghiệm hiện tượng ion hoá chất khí

Qua hệ thống tụ điện và trở kháng C - R người ta cung cấp cho 2 điện cực một hiệu điện thế U nhất định. Các chất khí trong điều kiện bình thường là cách điện. Khi bức xạ ion hoá đi xuyên qua lớp khí này, các nguyên tử và phân tử khí bị ion hoá. Dưới ảnh hưởng của điện trường giữa hai điện cực, các ion sẽ chuyển động về các điện cực (ion âm dịch chuyển về cực dương và ion dương dịch chuyển về cực âm). Sự chuyển dịch này tạo ra một dòng điện I qua chất khí gọi là dòng điện ion hoá. Khảo sát

hiện tượng này với các điện thế khác nhau ta thu được đặc tuyến quan hệ giữa cường độ dòng điện và hiệu điện thế như trên hình 3-34.



Hình 3-34. Đặc tuyến quan hệ giữa cường độ dòng điện và hiệu điện thế trong hiện tượng ion hoá

Ta thấy đặc tuyến trên có 4 đoạn khác nhau:

Đoạn I: Điện thế giữa 2 cực còn quá yếu để cuốn hút hết các ion về đó. Hầu hết chúng tái hợp với nhau để trở thành phân tử (nguyên tử) khí trung hoà về điện. Điện thế càng tăng thì số lượng và vận tốc chuyển động của các ion về điện cực càng lớn. Càng làm tăng dòng điện I và làm giảm số lượng các nguyên tử được tái hợp trở lại. Cường độ dòng điện lúc này còn rất nhỏ.

Đoạn II: Lúc này dù điện thế được tăng lên nhưng cường độ dòng điện không đổi ta gọi dòng điện I bão hoà hay đồ thị ở dạng plateau (thẳng ngang). Sở dĩ có hiện tượng đó là vì khi ấy toàn bộ các cặp ion hoá bức xạ tạo ra đều bị cuốn hút về các điện cực, không có sự tái hợp nào nữa. Người ta gọi là miền ion hoá và độ lớn của xung (dòng điện) chỉ còn tỉ lệ với năng lượng do bức xạ chuyển giao cho các phân tử khí. Các buồng ion hoá thường làm việc ở miền này để dò liều lượng bức xạ.

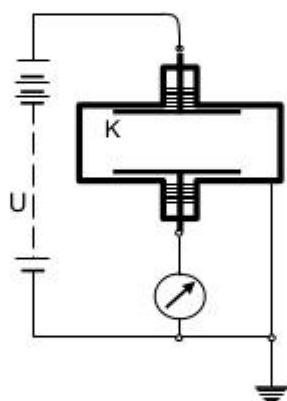
Đoạn III, Điện thế được tiếp tục tăng lên nữa thì cường độ dòng điện I lại tiếp tục tăng. Sở dĩ như vậy vì lúc này các ion có độ nặng rất lớn có thể gây nên hiện tượng ion hoá thứ cấp ion mới. Số ion được chuyển dịch về hai cực sẽ càng lớn và phụ thuộc vào điện thế ở đó. Miền này được gọi là miền tỉ lệ và thường được tạo ra các ống đếm tỉ lệ ghi đo các hạt vi mô. Độ lớn của xung điện (tức là cường độ dòng điện I), phụ thuộc vào năng lượng ban đầu của hạt vi mô khi tương tác với phân tử khí. Do vậy, ống đếm tỉ lệ có thể vừa dùng để đo năng lượng bức xạ vừa để đo cường độ bức xạ.

Đoạn IV, Đến cuối đoạn III, tất cả các ion sơ cấp và thứ cấp đều đã được thu hút về các điện cực. Thực nghiệm cho thấy 2 đường cong A & B ứng với mức năng lượng E_A và E_B của bức xạ khác nhau có xu hướng trùng nhau. Điều đó có nghĩa là độ

lớn của xung điện không phụ thuộc vào năng lượng ban đầu của chùm tia và điện thế nữa. Đây là khu vực làm việc của các ống đếm G. M. và được gọi là miền Geiger - Muller. Tại đây, số cặp ion cuối cùng đến được các điện cực ít liên quan đến số cặp ion được tạo ra lúc đầu, tức là ít liên quan đến năng lượng bức xạ chiếu vào. Vì vậy, ống đếm G. M chỉ đo được cường độ mà không đo được năng lượng của bức xạ.

Dựa vào hiện tượng ion hoá chất khí của chùm bức xạ, Các buồng ion hoá đều có cấu tạo như hình 3-35. Điện thế được cung cấp bằng pin hoặc acquy và hoạt động trong vùng II của đặc tuyến trên hình 3-34. Trong bình được nén khí Hêli tới áp suất cần thiết. Buồng ion hoá thường được dùng để đo liều lượng bằng các tinh điện kế có bảng thể hiện kết quả là R/h hoặc mR/s. Mỗi loại buồng ion hoá có thể đo được một phạm vi liều lượng khác nhau và được chế tạo với nhiều dạng khác nhau: loại lớn đặt ở phòng thí nghiệm, loại xách tay đi dã ngoại, loại bút cài để đo liều cá nhân v. v

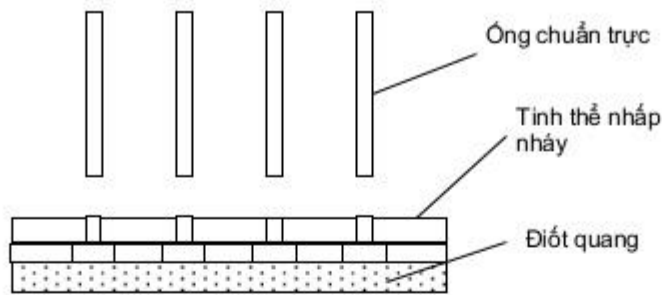
Một dụng cụ đo quan trọng thuộc loại này là buồng chuẩn liều (calibrator). Đó là buồng ion hoá có điện kế chính xác và một bộ phận chứa đựng các ống nghiệm cần xác định liều lượng phóng xạ.



Hình 3-35. Sơ đồ cấu tạo buồng ion hoá

3.11.7.4. Bộ cảm biến trạng thái rắn

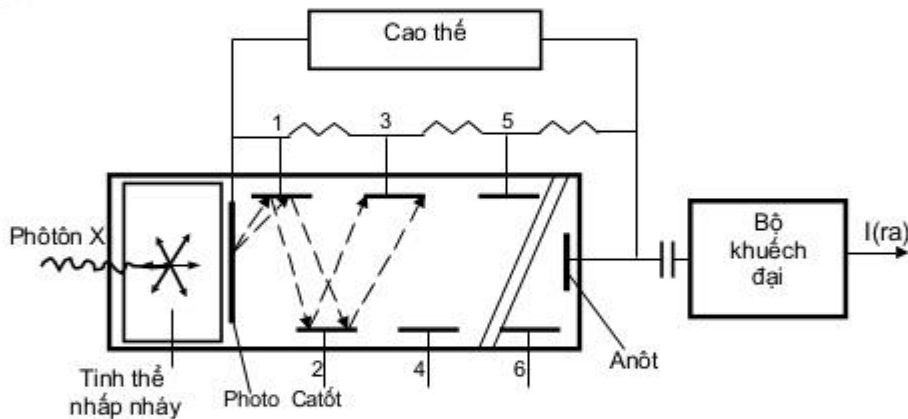
Các cảm biến trạng thái rắn dùng tinh thể nhấp nháy có cấu tạo bao gồm: Kênh ống chuẩn trực có tác dụng loại bỏ các tia rơnghen tán xạ và bộ cảm biến chứa tinh thể nhấp nháy và điốt quang, có tác dụng nhân quang và biến ánh sáng thành dòng điện tương ứng như chỉ ra trên hình 3-36.



Hình 3-36. Dạng cảm biến trạng thái rắn

Tinh thể nhấp nháy của bộ cảm biến dùng trong thiết bị chụp cắt lớp thường là NaI có pha Tali.

Sơ đồ mô tả nguyên lý hoạt động của một cảm biến được minh họa trên hình 3-37.



Hình 3-37. Sơ đồ nguyên lý hoạt động của cảm biến

Khi hấp thụ năng lượng từ chùm tia phóng xạ. Một số tinh thể có khả năng phát quang. Mật độ và năng lượng bức xạ phát ra phụ thuộc vào năng lượng hấp thụ được. Do vậy, có thể đo được năng lượng chùm tia đã truyền cho tinh thể bằng cách đo năng lượng chùm tia thứ cấp phát từ tinh thể đó.

Hiện nay tinh thể có đặc tính phát quang thường dùng là: Tinh thể muối ZnS phát quang dưới tác dụng của tia X, tia gamma, tinh thể muối NaI được hoạt hoá bằng TI, phát quang dưới tác dụng của tia gamma và tinh thể Antraxen phát quang khi hấp thụ năng lượng từ chùm tia beta. Các tinh thể này được dùng để tạo ra đầu đo. Vì năng lượng của chùm phát quang rất yếu nên phải được khuếch đại bằng các ống nhân

quang. Kỹ thuật ghi đo bằng tinh thể phát quang có hiệu suất lớn, do đó ngày càng được sử dụng rộng rãi.

Dung dịch hỗn hợp PPO (2, 5 diphenyl oxazol) và POPOP (2, 5 phenyl oxazol - bezen) hoà tan trong dung môi toluen hay đioxan phát quang khi hấp thụ năng lượng yếu của các tia beta phát ra từ ^3H và ^{14}C . Dung dịch này là thành phần chính của kỹ thuật ghi đo đặc biệt gọi là kỹ thuật nhấp nháy lỏng, thường dùng trong các nghiên cứu y sinh học.

Tuy nhiên, quan trọng nhất trong các thiết bị hoạt động dựa vào đặc tính phát quang là ống đếm nhấp nháy. Năm 1940, người ta phát hiện thấy tinh thể Iodua Natri (NaI) được trộn lẫn một lượng nhỏ Tali (TI) hoặc tinh thể KI (TI), CsI (TI), Lil v. v có khả năng phát ra một phổ tần thứ cấp (phát quang) khi có bức xạ gamma tác dụng vào. Hiện nay còn nhiều chất nhấp nháy khác là nhấp nháy dẻo, nhấp nháy lỏng và nhấp nháy khí.

Số lượng các phổ tần phát quang (thứ cấp) tỉ lệ với năng lượng các tinh thể nhấp nháy hấp thụ được từ tia tới. Trung bình cứ 30 -50 eV năng lượng hấp thụ được sẽ tạo ra một phổ tần phát quang thứ cấp. Như vậy, một tia gamma có năng lượng khoảng 0,5 MeV được hấp thụ sẽ tạo ra khoảng 10^4 phổ tần thứ cấp trong tinh thể. Nếu các phổ tần huỳnh quang đo được tiếp xúc với bản photocatốt thì sẽ tạo ra một chùm các điện tử.

Bộ phận tiếp theo của đầu đếm nhấp nháy là ống nhân quang. Ống nhân quang được cấu tạo bởi nhiều bản điện cực có điện thế tăng dần để khuếch đại từng bước vận tốc của chùm tia điện tử phát ra từ photô catốt. Một ống nhân quang có 10 -14 đôi điện cực có thể khuếch đại vận tốc điện tử lên từ 10^6 đến 10^9 lần. Tuy vậy, đó vẫn chỉ là những xung điện yếu, cần phải khuếch đại nữa mới ghi đo được.

Ống đếm nhấp nháy dùng tinh thể vô cơ Natri Iodua (NaI) ngày nay được dùng rất phổ biến và đạt được hiệu suất đo 20% - 30% đối với tia gamma và 100% đối với các hạt vi mô. Thời gian chết của chúng cũng rất ngắn (khoảng vài μs).

Ống đếm nhấp nháy không những ghi đo được cường độ bức xạ mà còn cho phép ghi đo lại được phổ năng lượng của chất phóng xạ. Muốn đo phổ năng lượng cần có thêm máy phân tích biên độ.

Với các kỹ thuật hiện đại, người ta có thể tạo ra các tinh thể nhấp nháy có kích thước lớn và những hình dạng thích hợp, từ đó có thể tạo ra các máy móc ghi đo hiện đại sử dụng cho các mục đích khoa học khác nhau. Trong y sinh học có các máy đo bức xạ phát ra từ trong cơ thể, từ toàn thân, từ các phủ tạng hoặc từ các mẫu bệnh phẩm.

Phần tử cảm biến trạng thái rắn có những ưu điểm nổi trội hơn so với cảm biến kiểu buồng ion hoá đó là khả năng hấp thụ năng lượng lớn hơn (khả năng hấp thụ chùm tia tới khoảng 99%, trong khi đó cảm biến kiểu buồng ion hoá chỉ hấp thụ khoảng 50%).

Khi xem xét độ bền của cảm biến trạng thái rắn, người ta chú ý tới hai vấn đề: sự suy giảm chất lượng bộ nhấp nháy và điốt quang.

Đối với bộ nhấp nháy, giá trị đầu ra bị suy giảm từ từ do sự chiếu xạ liên tục tia rơnghen và nó sẽ hồi phục trạng thái sau một thời gian nhất định. Giá trị đầu ra bị suy giảm khoảng 2% khi bị chiếu xạ liên tục 40000s (tương đương 20000 lớp cắt được chụp trong trường hợp dòng bóng có giá trị 300mA) với suất liều lượng chiếu 2R/s (tương đương với điện thế 120kV và dòng bóng là 150mA). Việc đánh giá sự suy giảm giá trị đầu ra bộ nhấp nháy hầu hết được kết thúc vào thời điểm sau sự suy giảm ban đầu. Sau đó khoảng hai giờ, giá trị đầu ra sẽ được hồi phục lại.

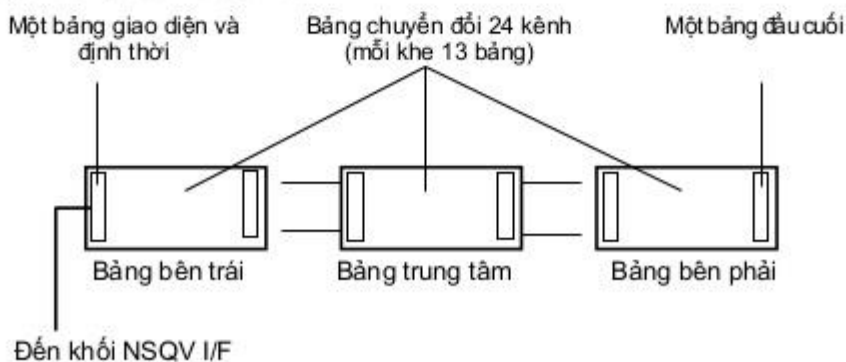
Trong thực tế sử dụng, không cần thiết phải quan tâm đến sự suy giảm và quá trình hồi phục của bộ nhấp nháy, bởi vì sau mỗi lần chụp một bệnh nhân khoảng 50 lớp, người ta phải dừng lại khoảng 10 phút để thay thế bệnh nhân khác. Nếu như sự suy giảm giá trị trên bị tích lũy, nó sẽ được chính xác hoá nhờ việc hiệu chỉnh hằng ngày.

Do chùm tia rơnghen bị chặn hoàn toàn bởi bộ nhấp nháy, vì vậy các điốt quang không chịu ảnh hưởng trực tiếp từ chùm tia nên không cần thiết phải quan tâm tới sự suy giảm của nó.

* Bộ chuyển đổi và truyền dữ liệu (Data set commands - Data accept system DSC - DAS)

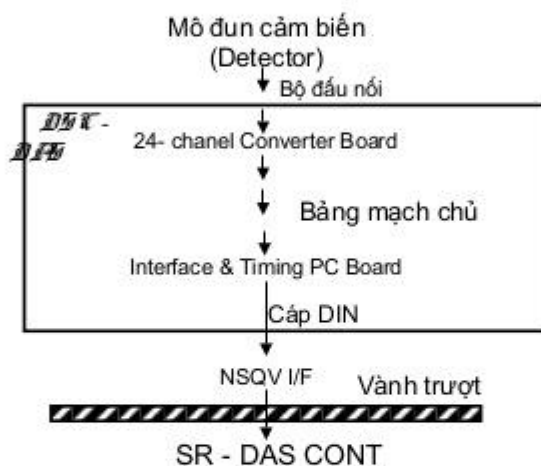
DSC - DAS có nhiệm vụ thu nhận tín hiệu đầu ra cảm biến, tích phân chúng rồi chuyển đổi chúng thành dữ liệu số thông qua bộ chuyển đổi tương tự - số ADC (Analog Digital Converter).

Ngoài ra, DSC - DAS còn thực hiện nhiệm vụ lọc sơ bộ dữ liệu nhằm loại trừ các thành phần nhiễu tạp dải rộng bằng bộ lọc số thông thấp và điều khiển quá trình truyền dữ liệu đến NSQV I/F.



Hình 3-38. Sơ đồ bố trí đặt khối DSC - DAS

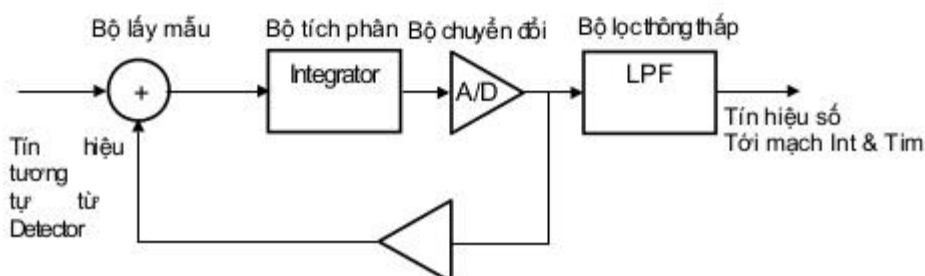
Khối DSC - DAS cấu thành từ ba khung (trái, phải và giữa). Mỗi khung có 14 rãnh như mô tả trên hình 3-38. Trong đó: Khối Interface & Timing PC Board thực hiện điều khiển quá trình truyền dữ liệu. Khối 24 - Chanel Converter PC Board thực hiện chức năng chuyển đổi tín hiệu tương tự thành dữ liệu số và lọc số cho 24 kênh. Mỗi bảng có một bộ chuyển đổi A/D và một bộ lọc số. Toàn bộ khối chứa 39 bảng thực hiện chuyển đổi dữ liệu và lọc số cho tổng cộng 936 kênh. Biểu đồ mô tả đường đi dòng dữ liệu trong một bảng của khối DSC - DAS được chỉ ra như trên hình 3-39.



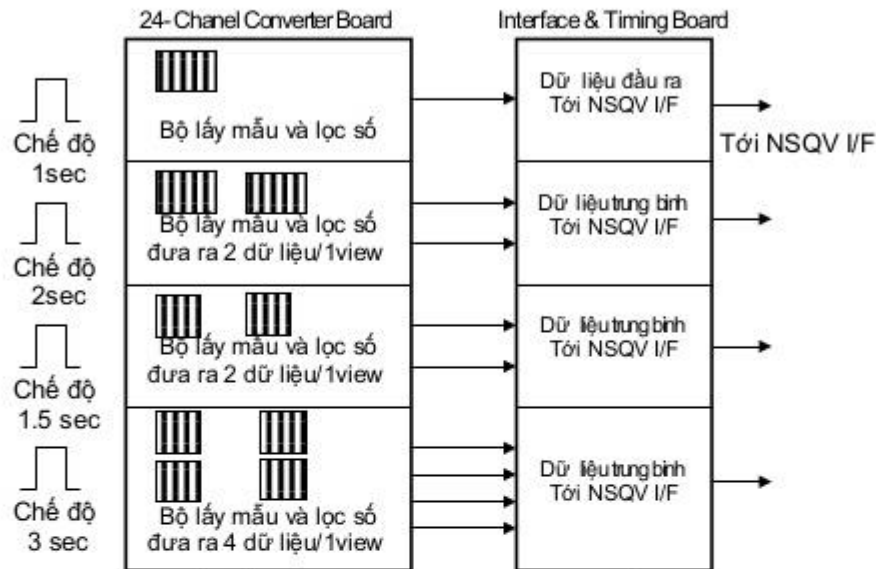
Hình 3-39. Đường đi dòng dữ liệu trong khối DSC - DAS

Nguyên tắc hoạt động diễn ra như sau:

Có khoảng từ 50 đến 70 lần lấy mẫu được thực hiện đối với một lần chụp (1 View) và dữ liệu được lấy tích phân qua bộ tích phân tín hiệu. Đồng thời, các thành phần nhiễu tạp lớn sẽ được loại trừ sơ bộ nhờ bộ lọc thông thấp (Low Pass Filter). Tất cả các bảng mạch 24 - Chanel Converter PC trong khối DSC - DAS đều có mạch chuyển đổi cho tất cả các kênh như mô tả trên hình 3-40.



Hình 3-40. Sơ đồ mạch biến đổi tín hiệu trong khối DSC - DAS



Hình 3-41. Biểu đồ thu thập dữ liệu trong các chế độ chụp khác nhau

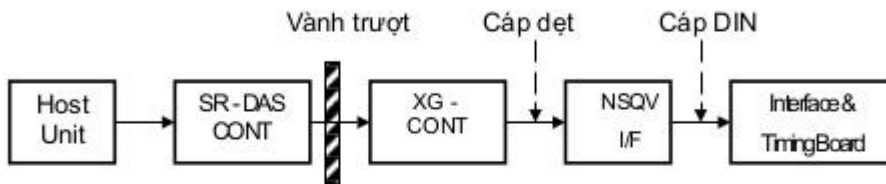
Quá trình hoạt động bên trong khối DSC - DAS thay đổi tùy thuộc vào tốc độ thu nhận dữ liệu (Data acquisition Rate). Các chế độ lấy mẫu cơ bản ở đây là chế độ 0,75 s, 1,00 s và chế độ CR (computed Radiography). Trong các chế độ 2,00 s hoặc 1,5 s, việc thu nhận được thực hiện bằng hai lần của chế độ 1,00 s hoặc 0,75 s trong khối 24 - Chanel Converter PC Board. Sau đó giá trị trung bình được tính toán trong bảng mạch Interface & Timing PC Board và đưa giá trị nhận được tới đầu ra. Việc thu nhận được thực hiện một lần trong các chế độ 1,00 s và chế độ CR. Biểu đồ mô tả tốc độ thu nhận dữ liệu trong các chế độ khác nhau được chỉ ra trên hình 3-41.

Các lệnh thiết lập tốc độ thu nhận dữ liệu sẽ được đưa tới DSC - DAS từ máy chủ (Host Unit) và vì vậy, quá trình hoạt động nội tại trong DAS, như chỉ ra ở trên được thực hiện. Thêm vào đó, DSC - DAS sẽ thực hiện tự hiệu chuẩn lại tốc độ thu nhận dữ liệu nhận được. Khi quá trình này kết thúc, có thể bắt đầu việc thu nhận dữ liệu. Dựa vào những lý do trên, các lệnh thiết lập việc thu nhận dữ liệu trong DSC - DAS được cộng vào như chỉ ra dưới đây:

Lệnh STMO - 2: đặt tốc độ thu nhận dữ liệu.

Lệnh STATUS+: H: cho phép việc tự hiệu chuẩn bắt đầu và kết thúc.

Đường dẫn lệnh đặt tốc độ thu nhận dữ liệu cho DAS từ máy chủ được chỉ ra trên hình 3-42 (máy chủ quản lý trạng thái quá trình hiệu chuẩn, được đặt bởi DAS theo đường dẫn ngược lại). Trong đó, cáp det 10 chân giữa bảng XG - CONT và NSQV I/F sẽ thiết lập việc thu nhận dữ liệu cho DAS.

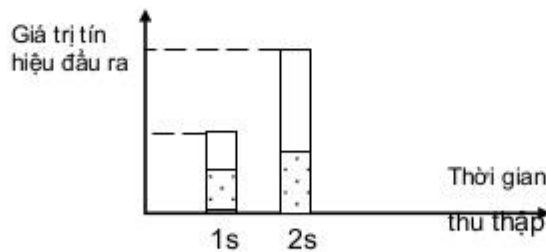


Hình 3-42. Đường dẫn lệnh từ máy chủ tới DAS - DFE

Sự khác biệt cơ bản trong các máy X - quang dùng cảm biến kiểu buồng ion hoá và dùng cảm biến trạng thái rắn đó là:

Bộ QV - DAS là loại tích phân tín hiệu, giá trị tín hiệu đầu ra tỷ lệ với thời gian thu nhận (thời gian chụp). Ví dụ, độ lớn tín hiệu ở chế độ 2s sẽ bằng hai lần ở chế độ 1s (hình 4-43). Nhiễu tạp được tính bằng căn bậc hai của tín hiệu và vì vậy, khi thời gian thu nhận tăng lên hai lần, ta có tỷ số tín/tạp tính theo công thức sau:

$$\frac{S}{N} = \frac{2}{\sqrt{2}} = \sqrt{2} \quad (2.35)$$



Hình 3.43. Biểu đồ biểu diễn mối quan hệ giữa tín hiệu đầu ra và thời gian chụp trong bộ QV - DFE

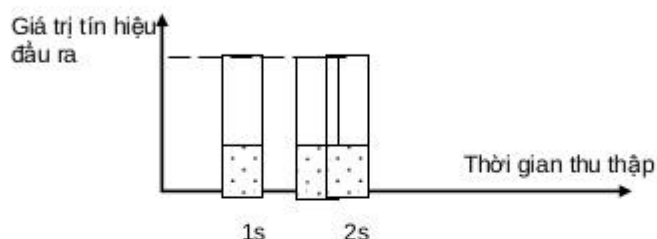
Trong bộ DSC - DAS, giá trị tín hiệu đầu ra không thay đổi ngay cả khi thời gian thu nhận dữ liệu thay đổi, như mô tả ở trên. Tức là, giá trị tín hiệu đầu ra trong chế độ

2 s và 1 s là bằng nhau (hình 3.44). Nhiễu tạp có giá trị tương đương với số lần giá trị trung bình cộng tín hiệu, được tính theo công thức:

$$N = \frac{1}{\sqrt{n}} \quad (2.36)$$

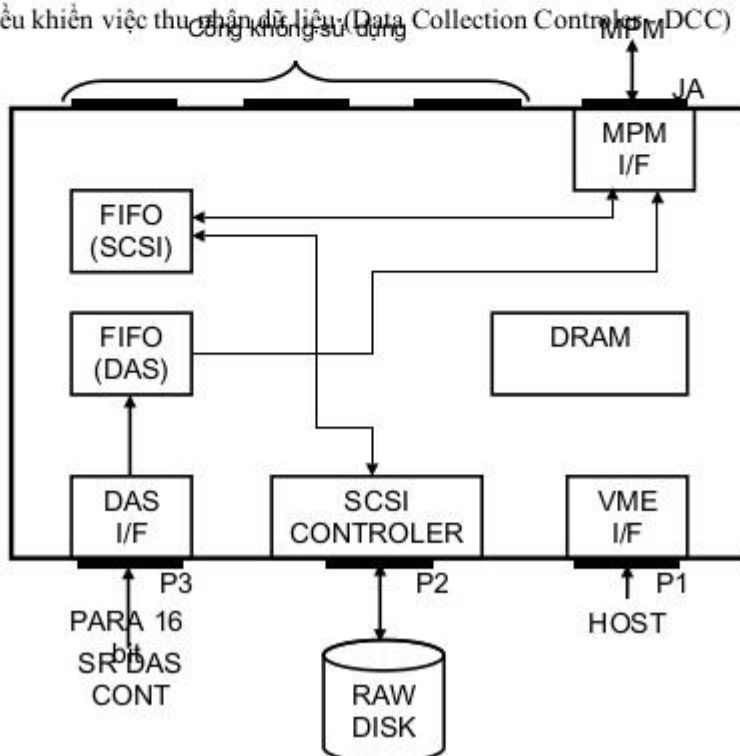
Trong đó, n là số lần giá trị trung bình cộng tín hiệu. Như vậy, khi thời gian thu nhận tín hiệu tăng lên hai lần, thì tỷ số tín/tạp sẽ bằng:

$$\frac{S}{N} = \frac{1}{1/\sqrt{2}} = \sqrt{2} \quad (2.37)$$



Hình 4-44. Biểu đồ biểu diễn mối quan hệ giữa tín hiệu đầu ra và thời gian chụp trong

* Bộ điều khiển việc thu thập dữ liệu (Data Collection Controller, DCC)



Hình 3-45. Sơ đồ khối bộ điều khiển thu thập dữ liệu (DCC)

Bộ điều khiển thu nhận dữ liệu nằm trên bản điều khiển thuộc phần cố định của máy và thực hiện các chức năng: Ghi dữ liệu đã biến đổi từ DAS vào MPM (Multi - Port Memory), nhờ bộ điều khiển SCSI, DCC thực hiện ghi dữ liệu chứa trong bảng mạch MPM vào đĩa từ. Đồng thời nó thực hiện tác vụ ngược lại là đọc dữ liệu từ đĩa vào MPM.

Sơ đồ mô tả nguyên lý hoạt động của khối DCC như chỉ ra trên hình 2-35. Dữ liệu song song 16 bit đã chuyển đổi bởi bảng mạch SR - DAS Cont trong DAS được chứa vào bộ đệm FIFO (First In First Out) dành cho dữ liệu nằm bên trong DCC và việc đặt thời gian được đưa đến từ DAS (hoàn thành chuyển đổi một lần ghi nhận - 1 view). Thông qua giao diện MPM (MPM I/F), dữ liệu được chuyển vào bộ nhớ cổng đa năng MPM.

Mặt khác, dưới sự điều khiển của bộ đệm FIFO dành cho SCSI, dữ liệu thô chứa trong MPM được ghi vào đĩa dữ liệu thô. Đồng thời, quá trình tái tạo ảnh từ dữ liệu thô được thực hiện theo đường ngược lại. Máy chủ sẽ điều khiển tất cả các hoạt động này.

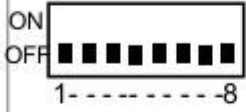

Việc thiết lập trạng thái ban đầu cho khối điều khiển thu nhận dữ liệu này được thực hiện thông qua đặt các chuyển mạch bật/bênh (DIP Switch) và các cầu nối nhảy cóc (Jumper plug) trên bảng. Khối DCC có 5 chuyển mạch bật/bênh (AA07, AB07, AC07, AL14, AL15) và 6 cầu nối nhảy cóc (JP01 đến JP06).

Việc đặt trạng thái các chuyển mạch DIP và chức năng của từng chuyển mạch được cho trong bảng 3-12.

Bảng 3-13

Bảng thiết lập trạng thái ban đầu các chuyển mạch cho DCC

Tên chuyển mạch	ON OFF		Chức năng
AA07		1-----8	- Đặt địa chỉ cho DCC
AB07	ON		- A31- A24 tương ứng với 1-8 của
	OFF		
	ON OFF		
		1-----8	

		AB7 - A23- A16 tương ứng với 1-8 của AA7
ACO7		-1-6 đặt các địa chỉ cao để truy nhập trực tiếp DCC trên môđun nhớ. -7: gỡ lỗi.8: chống tranh chấp MPM.
AL14		- Đặt các địa chỉ cao để truy cập trực tiếp môđun nhớ trong DCC từ công bộ nhớ. Tất cả các bit mặc định ở trạng thái tắt (off)
AL15		- Đặt các địa chỉ cao để truy cập trực tiếp bộ nhớ đệm FIFO trong DCC từ công bộ nhớ.

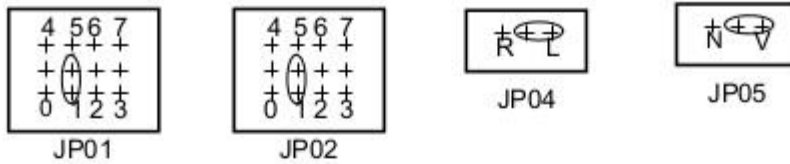
Việc đặt trạng thái các cầu nối nhảy cóc (Jumper plug) và chức năng của từng cầu nối được cho trong bảng 3-14.

Bảng 3-14

Bảng thiết lập trạng thái ban đầu các cầu nối cho DCC

Tên cầu nối	Chức năng	Chú giải
JP01	1- 7: Ngắt VME	- Một sẽ được ngắn mạch tương ứng với IRQ1* - IRQ7* ngắt bộ điều khiển ngắt VME
JP02	0- 7: Ngắt công bộ nhớ	- Một trong chúng được ngắn mạch, tương ứng với MIRQ0 - MIRQ7 của công bộ nhớ ngoài. - MIRQ7 ngắn mạch mặc định.
JP03		
JP04	Thiết lập việc điều khiển chuyển đổi dữ liệu	- Ngắn mặt L, Bít LS chuyển thành bít MS - Ngắn mặt R, Bít MS chuyển thành bít LS - Ngắn mặt L mặc định.
JP05		- Ngắn mặt V, chế độ giám sát nguồn - Ngắn mặt N, chế độ không giám sát nguồn
JP06		- Bộ đầu nối RS dùng cho việc nối đầu cuối khi ở chế độ gỡ lỗi MINIMON29.

Cấu hình các cầu nối chỉ ra trên hình 3-46:

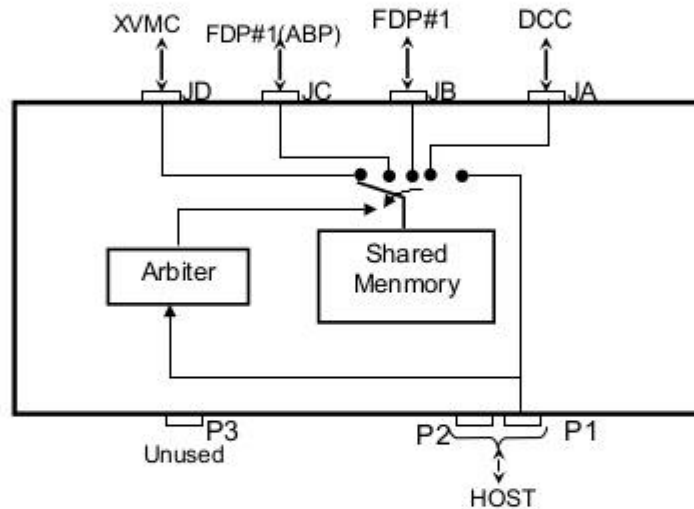


Hình 3-46. Cấu hình các đầu nối nhảy có trong DMM

3.11.8. Khối Tái tạo ảnh chụp cắt lớp

Bộ nhớ đa cổng - Multi Port Memory (MPM)

Cấu hình bộ nhớ đa cổng được biểu diễn trong hình 3-47



Hình 3-47. Cấu hình bộ nhớ đa cổng DMM

Bảng 3-15: Bảng thiết lập trạng thái các chuyển mạch DIP

Tên chuyển mạch	Cấu hình trạng thái	Chú giải																
SW01	<table style="border: none;"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td></tr> <tr><td>OFF</td><td>ON</td><td></td><td></td><td></td><td>ON</td></tr> </table>	1	2	3	4	5	6	OFF	ON				ON	Từ 2 đến 6 mở				
1	2	3	4	5	6													
OFF	ON				ON													
SW02	<table style="border: none;"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td></tr> <tr><td>OFF</td><td>OFF</td><td>ON</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td>ON</td></tr> </table>	1	2	3	4	5	6	7	8	OFF	OFF	ON					ON	Từ 4 đến 8 mở
1	2	3	4	5	6	7	8											
OFF	OFF	ON					ON											
SW03	<table style="border: none;"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td></tr> <tr><td>ON</td><td></td><td>ON</td><td></td></tr> </table>	1	2	3	4	ON		ON		Tất cả đều mở								
1	2	3	4															
ON		ON																

1	2	3	4
ON		ON	

SW04		Tất cả đều mở
------	--	---------------

Khối bộ nhớ đa cổng nằm trên bàn điều khiển thuộc phần cố định của máy có nhiệm vụ chứa ảnh và dữ liệu thô. Nó có cấu hình được mô tả như trên hình 2-37.

Nguyên lý hoạt động của khối bộ nhớ đa cổng MPM giống như các bộ nhớ thông thường, nó được sử dụng để chứa các ảnh và dữ liệu thô dưới dạng ma trận 512 x 512. Nó còn được gọi là bộ nhớ 5 cổng bao gồm bộ điều khiển truy cập cổng và bộ nhớ chung có dung lượng 48MW (SCT 7000TH) và 64MW (SCT 7000TX) có thể được truy cập qua mỗi cổng.

Bộ điều khiển chuyển đổi cổng sẽ căn cứ vào lệnh từ Host CPU gửi đến để thực hiện nối mạch DCC, FDP, ABP, XVMC và Host CPU trong mỗi lần cần truy cập bộ nhớ chung.

Việc thiết lập trạng thái ban đầu cho khối điều khiển thu nhận dữ liệu này được thực hiện thông qua đặt các chuyển mạch bập bênh (DIP Switch) và các cầu nối nhảy cóc (Jumper plug) trên bảng. Việc đặt trạng thái ban đầu của các chuyển mạch DIP cho trong bảng 2-15, còn trạng thái các cầu nối nhảy cóc Jumper plug được cho trong bảng 3-16.

Bảng 3-16: Bảng thiết lập trạng thái cho các cầu nối của MPM

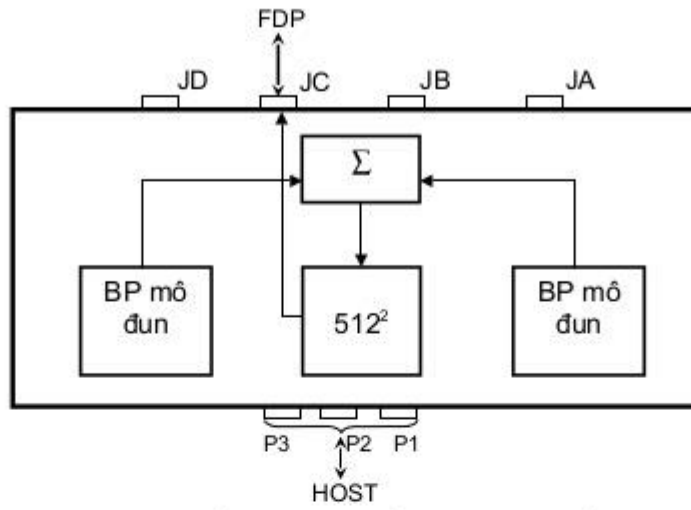
Tên cầu nối	Cấu hình trạng thái	Chú giải
1 JP03-04 2 4 5 6		Chân 2 và 3 ngắn mạch
1 4 JP0510 2 5 8 11 3 6 9 12		Các chân 2-3, 5-6, 8-9, 11-12 được ngắn mạch
JP09		Đã được gắn vào sẵn
JP07-08		Không được gắn vào
JP10 1 2		Chân 2-3 được ngắn mạch

3

* Bộ chiếu ngược tiên tiến - Advanced Back Projector (ABP)

Khối chiếu ngược tiên tiến là một bảng mạch đặc thù cho việc chiếu ngược, nó thực hiện chức năng ghi mặt cắt sau khi đã hiệu chuẩn vào bộ nhớ hình ảnh (bộ nhớ chiếu

ngược BP Memory), đồng thời thực hiện việc tính toán hình chiếu ngược. Cấu hình ABP của máy SCT7000TH chỉ ra trên hình 3-48.



Hình 3-48. Cấu trúc bộ chiếu ngược trên FDP

Nguyên tắc hoạt động của ABP có thể khái quát như sau:

Mặt cắt đã hiệu chuẩn được gửi từ FDP tới ABP và ghi vào bộ nhớ mặt cắt của mỗi mô đun chiếu ngược - BP. Việc tính toán hình chiếu ngược được thực hiện dùng dây cổng (FBP CORE) trong mỗi mô đun, kết quả tính toán được ghi vào bộ nhớ ảnh (bộ nhớ hình chiếu ngược) với các phần tử ảnh tương ứng dưới dạng ma trận 512×512 . Sau đó dữ liệu được đưa trở lại khối FDP để xử lý tái tạo ảnh.

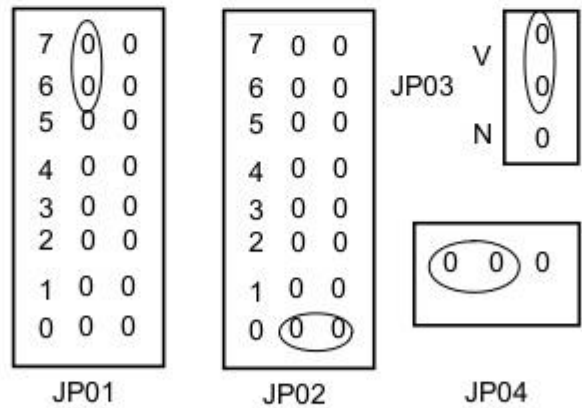
Việc thiết lập trạng thái ban đầu cho khối chiếu ngược tiên tiến này được thực hiện thông qua đặt các chuyển mạch bập bênh (DIP Switch) và các cầu nối nhảy cóc (Jumper plug) trên bảng mạch.

Việc đặt trạng thái ban đầu của các chuyển mạch DIP cho trong bảng 3-17

Bảng 3-17: Bảng thiết lập trạng thái các chuyển mạch DIP

Tên chuyển mạch	Dạng cấu hình thiết lập	Chú giải
AB09		- Đặt địa chỉ cơ sở VME, 0xc0
AB11		- Ngăn mạch địa chỉ vào ra VME, 0xe8.
AB27		- Mức ngắt 1
AB28		- Định véc tơ ngắt, 0 x 64

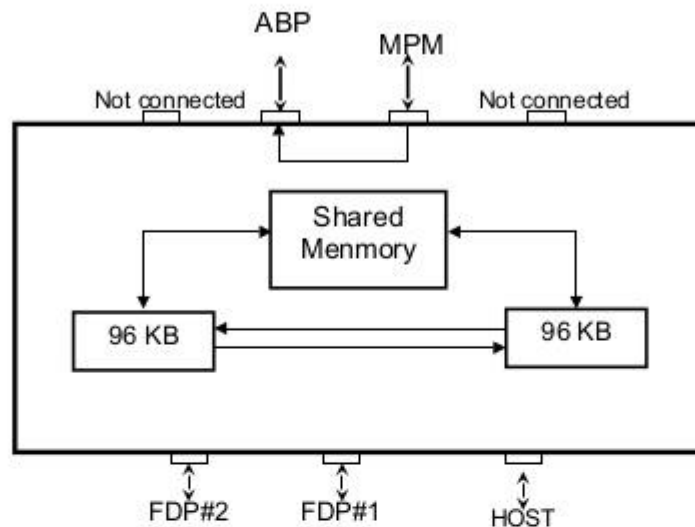
Cấu hình các cầu nối của ABP chỉ ra trên hình 2-39:



Hình 3-49. Cấu hình các cầu nối nhảy cơ của khối FDP

* Bộ xử lý tín hiệu số nhanh - Fast Digital Processor (FDP)

Bộ xử lý tín hiệu số nhanh FDP thực hiện chức năng đọc các dữ liệu chứa trong bộ nhớ đa cổng MPM. Nó thực hiện việc xử lý dữ liệu trước khi tính toán hình chiếu ngược. Đồng thời, FDP thực hiện việc xử lý đầu cuối đối với dữ liệu và sau đó dữ liệu được chứa lại vào bộ nhớ đa cổng MPM. Cấu hình của nó được mô tả trên hình 2-40.



Hình 3-49. Cấu hình khối xử lý tín hiệu số nhanh FDP

Nguyên lý hoạt động của FDP như sau:

Dữ liệu thô đọc ra từ bộ nhớ đa cổng MPM sẽ được xử lý bởi hai bộ xử lý tín hiệu số riêng biệt (đối với TX) hoặc một bộ xử lý tín hiệu số (đối với TH) trong khối FDP. Việc xử lý này xác định bởi WCS, được tải vào bộ nhớ truy cập ngẫu nhiên tĩnh SRAM (Static Random Access Memory) từ máy chủ thông qua giao diện VME. Trong quá trình quét bình thường, FDP thực hiện việc xử lý bù (offset), các tính toán lôgarít, xử lý tương quan (Reference) và hiệu chuẩn. Cũng trong thời gian này, FDP thực hiện việc xử lý vòng và tạo ra mặt cắt hấp thụ trong bộ nhớ chung được đặt vào song song như khi đọc và được cuộn lại. Sau đó, dữ liệu được gửi một cách hợp lệ tới bộ chiếu ngược tiên tiến ABP.

Việc thiết lập trạng thái ban đầu cho khối chiếu ngược tiên tiến này được thực hiện thông qua đặt các chuyển mạch bập bênh (DIP Switch) và các cầu nối nhảy cóc (Jumper plug) trên bảng mạch.

Việc đặt trạng thái làm việc ban đầu của các chuyển mạch DIP và cầu nối của FDP#1 cho trong bảng 3-18.

Bảng 3-18

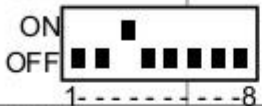

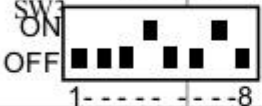
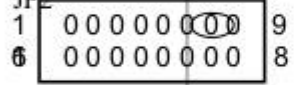
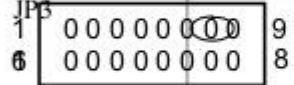
Bảng thiết lập trạng thái các chuyển mạch DIP và cầu nối của FDP#1

Tên chuyển mạch, cầu nối	Dạng cấu hình thiết lập trạng thái	Chú giải
SW1		
JP2		-Ngắn mạch chân 7-10
JP3		Ngắn mạch chân 9-10

Việc đặt trạng thái làm việc ban đầu của các chuyển mạch DIP và cầu nối của FDP#2 cho trong bảng 3-19.

Bảng 3-19

Bảng thiết lập trạng thái các chuyển mạch DIP và cầu nối của FDP#2

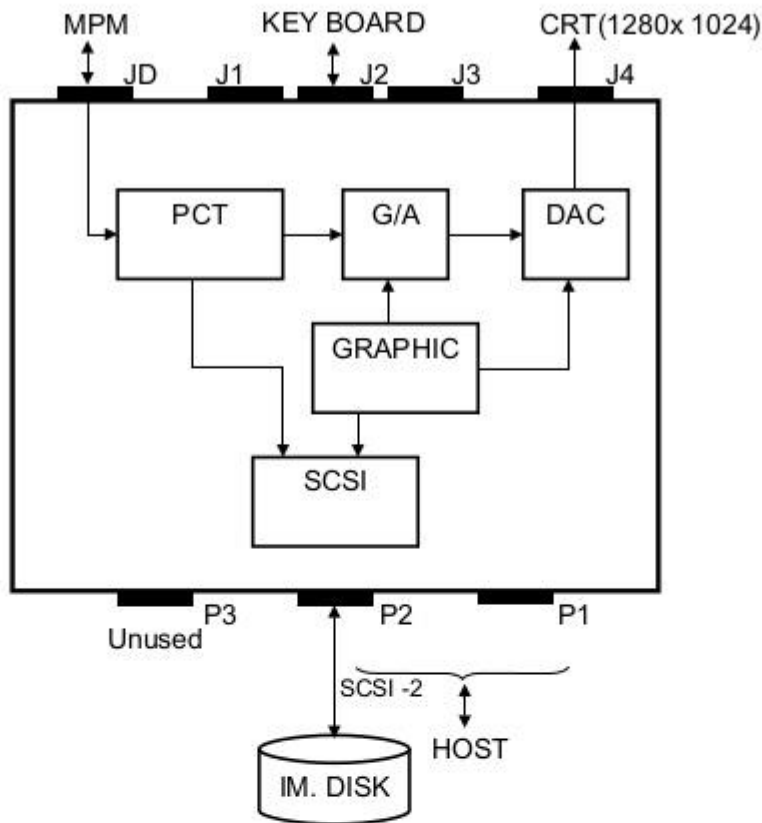
Tên chuyển mạch, cầu nối	Dạng cấu hình thiết lập trạng thái	Chú giải
SW1		
SW2		
SW3		
JP2		-Ngắn mạch chân 9-10
JP3		-Ngắn mạch chân 9-10

3.11.9. Khối xử lý ảnh và hiển thị

* Bộ điều khiển nhớ hình ảnh X - quang (X ray Video Memory Controller - XVMC)

Bộ điều khiển nhớ hình ảnh X - quang thực hiện chức năng đọc ảnh đã tái tạo chứa trong bảng mạch MPM và đưa ra màn hình hiển thị sau khi đã pha màu và qua bộ chuyển đổi số/ tương tự DAC (Digital/ Analog Converter). Đồng thời, nó còn thêm vào các thành phần đồ hoạ giống như mạch ROI.

Ngoài ra, XVMC thực hiện ghi ảnh từ MPM vào đĩa ảnh, việc loại trừ không khí (thành phần không cần thiết) và nén ảnh không được thực hiện bởi XVMC (ảnh ghi vào đĩa dưới dạng ma trận 512x 512). Ảnh đã xử lý bởi bộ xử lý ảnh nội tại được XVMC đưa tới thiết bị tạo ảnh laze hoặc Camera. Cấu hình của khối XVMC như mô tả trên hình 3-51.

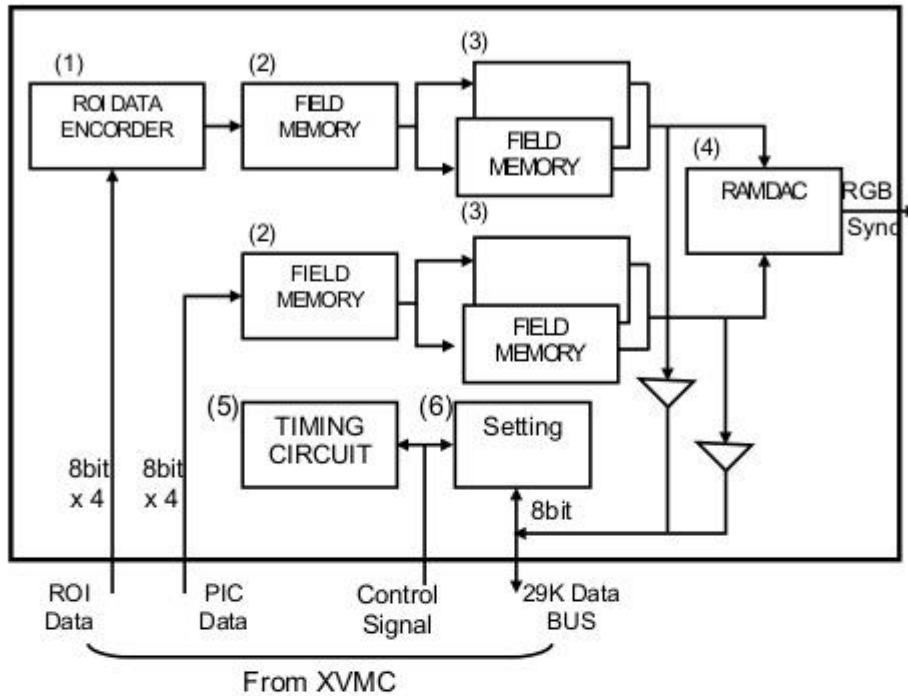


Hình 3-51. Cấu hình khối điều khiển bộ nhớ hình ảnh X-quang X

Mạch chuyển đổi dữ liệu hình ảnh mô tả trên hình 3-52 bao gồm:

Mạch mã hoá dữ liệu ROI thực hiện nhiệm vụ chuyển đổi 8bit thành 4bit đối với dữ liệu từ XVMC gửi đến bằng một mạch trong khối chuyển đổi quét, đồng thời chế độ mã hoá có thể được đặt độc lập từ XVMC.

Khi khối XVMC đưa ra dữ liệu đã kết hợp, dữ liệu sẽ được tách trong bộ nhớ trường sơ cấp (Field Memory). Dữ liệu sau đó đưa đến hai khối của bộ nhớ trường thứ cấp phục vụ cho việc kết hợp trường chẵn và trường lẻ. Cuối cùng, màu sắc được pha trộn và ảnh được hiển thị dưới dạng ma trận 1024 x 1024 trên màn hình ảnh.

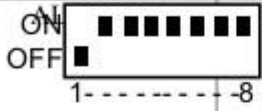
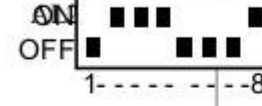

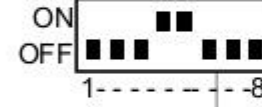
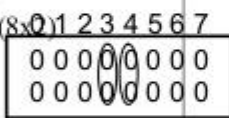
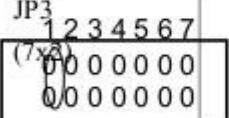

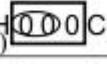
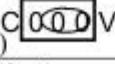


Hình 3-52. Cấu hình khối chuyển đổi quét XVMC

Việc thiết lập trạng thái ban đầu cho khối điều khiển nhớ hình ảnh này được thực hiện thông qua đặt các chuyển mạch bật/bên (DIP Switch) và các cầu nối nhảy cóc (Jumper plug) trên bảng mạch.

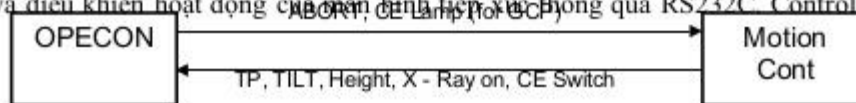
Việc đặt trạng thái làm việc ban đầu của các chuyển mạch DIP và cầu nối của XVMC cho trong bảng 3-20.

Bảng 3-20 Bảng thiết lập trạng thái các chuyển mạch DIP và cầu nối của XVMC

Tên CM và CN	Dạng cấu hình	Chú giải
		
		
AL28		
AL21		
JP1 (8x2)		3, 4 ngắn mạch
JP2(5x2)		Không ngắn mạch
JP3 (7x3)		1 ngắn mạch
JP4 (6x1)		Không ngắn mạch
JP5 (2x1)		
JP6 (3x1)		
JP7 (3x1)		

* Bộ kết nối máy thu và bảng điều khiển truyền động - OPECON

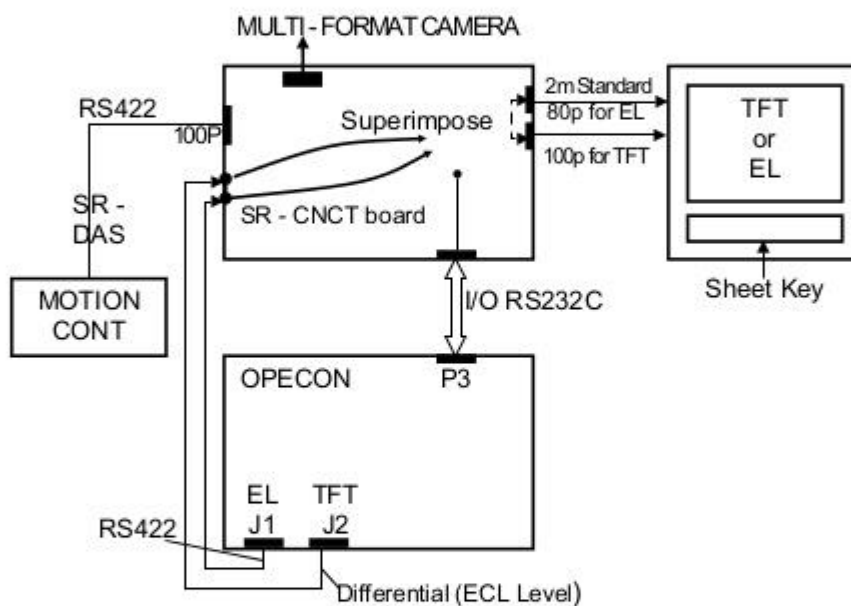
Khối này thực hiện chức năng điều khiển tín hiệu vào/ra của Panel điều khiển và điều khiển hoạt động của bàn nâng, trục thông qua RS232C. Control Panel và



Hình 3-53. Các tín hiệu liên lạc giữa OPECON và Motion Cont

Touch Panel liên lạc với bảng mạch máy thu bằng cổng P3 của OPECON thông qua SR - CNCT board. Đồng thời, nó còn thực hiện điều khiển các tín hiệu tới Camera và liên lạc với khối điều khiển truyền động (Motion Cont) theo lưu đồ tín hiệu trên hình 2-43.

Cấu hình khối OPECON được mô tả trên hình 3-54.



Hình 3- 54. Cấu hình khối OPECON

Việc thiết lập trạng thái ban đầu cho khối kết nối máy thu và điều khiển truyền động này được thực hiện thông qua việc đặt các chuyển mạch bập bênh (DIP Switch) và các chân rắm (Jumper pins) trên bảng mạch.

Việc đặt trạng thái làm việc ban đầu của các chuyển mạch DIP và các chân rắm (Jumper pins) cho trong bảng 3-21.

Bảng 3-21: Bảng thiết lập trạng thái các chuyển mạch DIP và các chân rắm OPECON

Tên	Trạng thái thiết lập
AB08	Đặt địa chỉ VME cho OPECON
AB09	A31- A24 tương ứng với AB08s 1-8

	A23- A16 tương ứng với AB09s 1-8 Mã địa chỉ VME: 0720xxxx
AD06	1.RESET: ON - Reset. Off - Run. 2.DEBUG: ON - Cực tiểu hoá chế độ gỡ rối Off - Tải xuống từ chế độ máy chủ 3.DRAM29 4, 5.TERM: Off - Off; Không nhận điều khiển chủ Off - On; Chấp nhận điều khiển chủ, nối bàn phím với cổng P3 AUX2. On - Off; Chấp nhận điều khiển chủ, nối bàn phím với J10. On - On; Chấp nhận điều khiển chủ, nối bàn phím với J8. 6.TERM TYPE 7, 8.Empty
JP1	1-7: Đặt mức ngắt VME, một trong chúng được ngắt mạch
JP2	Tất cả mở
JP3	Ngắt mạch
JP4	0, 1, 2, 3: Một trong chúng được ngắt mạch, tương ứng với cổng bộ nhớ ngoài IRQ0 - IRQ3 4, 5, 6, 7: Một trong chúng được ngắt mạch, tương ứng với cổng bộ nhớ ngoài IRQ4- IRQ7

3.11.10. Hệ thống điều khiển truyền động

* Khối điều khiển chụp cắt lớp - CT control unit

Khối điều khiển chụp cắt lớp được đặt ở phần quay của dàn bao gồm các thành phần:

- Bảng kết nối phần quay với phần cố định - XG Cont Board.
- Bảng điều khiển phát xạ Ronghen – CT Cont -94 Board.
- Bảng nguồn cấp sợi đốt - mA Power -93 Board.
- Bộ cấp nguồn một chiều - DC Power.

Ngoài ra ở phần quay của dàn còn có các phần tử: Bộ đổi nguồn, biến áp cao thế, bóng X - quang, máy chiếu lớp cắt, ống chuẩn trực

Bảng kết nối - XG Cont Board thực hiện truyền tin giữa phần dàn quay với phần cố định thông qua vành trượt. Việc truyền tin này được thực hiện bởi: XG - Cont Board, Slipring, SR - DAS Cont Board. 68k của bảng này kết nối với 68k trong SR - DAS Cont thông qua bộ truyền động vi sai RS - 422 và thực hiện các điều khiển liên quan:

- Điều khiển tắt mở máy chiếu lớp cắt Slice Surface Projector.

- Đặt chế độ làm việc cho ống chuẩn trực theo máy chủ (1mm, 3mm, 5mm, 7mm, 10mm, Close, Free).

- Không chế thời gian phát xạ Ronghen, thiết lập giá trị điện áp và dòng của bóng, đặt chế độ hội tụ cho bóng thông qua bộ điều khiển X - quang (X - ray controler). Ngoài ra, nó còn điều khiển bộ khởi động.

Đặc biệt trạng thái lỗi của bảng XG Cont được gửi đến bảng SR - DAS Cont và ngừng hoạt động (ngắt) khi có một lỗi xuất hiện trong quá trình vận hành liên quan tới X - quang. Tình trạng lỗi này được hiện trên LED của bảng CT Cont.

Bảng 3-21

Bảng trạng thái lỗi của XG Cont

Loại lỗi	STS3	STS2	STS1	STS0	Chú giải
NO	0	0	0	0	
TROUBLE					
X OVER	0	0	0	1	- Quá thời gian phát xạ
F OVER	0	0	1	0	- Quá thời gian sợi đốt
P OVER	0	0	1	1	- Quá độ rộng xung Trigger
STARIER	0	1	0	0	
TROUBLE					
ST FAULT	0	1	0	1	
KV UNDER	0	1	1	0	- Dưới 67% điện áp ngưỡng
KV OVER	0	1	1	1	- 80 kV một mặt, mặt khác 20kV
DOOR	1	0	0	0	
OPEN					
TH OVER	1	0	0	1	- Quá nhiệt bóng
MA OVER	1	0	1	0	
CHARGE	1	0	1	1	- Điện áp nạp lớn hơn 440 VD
TROUBLE					
PKV OVER	1	1	0	0	
IF OVER	1	1	0	1	
POWER	1	1	1	0	
FAIL					
TH OVER 1	1	1	1	1	- Quá nhiệt biến thế

Bảng điều khiển phát xạ ronghen - CT Cont thực hiện thu nhận các tham số KV, mA và các lệnh Ready, Exp rồi sau đó thực hiện việc điều khiển liên quan đến phát xạ tia Ronghen.

Đối với việc bù điện áp hao phí, thực tế các giá trị điện áp hồi tiếp được khuếch đại tới giá trị điện áp (kV) đã đặt bởi bảng XG Cont. Sau đó, kết quả được biến đổi (nhờ bộ chuyển đổi V/F) tới tần số vận hành chuyển mạch của khối IGBT và được gửi tới bộ đảo điện. Đồng thời mạch tìm lỗi xác định lỗi liên quan đến phát xạ tia ronghen và lỗi được hiển thị trên LED. Bộ điều khiển điện áp bóng sẽ thu nhận lượng dòng hồi tiếp từ biến thế cao áp. Giá trị bù sụt điện áp bóng được dùng để bù cho điện áp sợi đốt. Kết quả được đưa tới bảng mA Power – 93 để thực hiện điều chỉnh điện thế bóng.

Bảng nguồn cấp sợi đốt (mA Power -93 Board) nhận tổng giá trị điện áp sợi đốt từ bảng CT Cont - 94 được đưa đến và thực tế nó xác định nhiệt lượng đặt vào một xét nghiệm sao cho hợp lý với giá trị phóng từ đồng hồ 1/2 công suất. Từ đó, chuyển mạch biến áp xung được tắt mở và nhiệt lượng được thiết lập bởi các xung thay đổi.

Bộ đổi điện - Inverter Unit tiếp nhận các tín hiệu điều khiển cổng IGBT lấy từ bảng CT Cont –94 được đưa đến bảng điều khiển cao thế IGBT (mỗi bảng hai đường +/-, tổng là 4) nằm trong bộ đổi điện. Điện áp một chiều trên tụ sơ cấp (410 VDC) nạp bởi nguồn xoay chiều ba pha 290 VAC được chuyển đổi thành xoay chiều bởi IGBT. Sau đó, cấp cho biến thế cao áp qua cáp biến thế hai lõi +/- . Khi tụ cộng hưởng bị quá nhiệt, nó được làm lạnh cưỡng bức bằng quạt một chiều (24 VDC) cũng như việc xác định trạng thái nhiệt dùng các sensor cảm biến nhiệt.

Khối cao áp trong máy chụp cắt lớp SCT 7000T gồm hai biến thế cao áp độc lập +/-, biến áp điều khiển sợi đốt và thiết bị chỉnh lưu cao áp (cầu chỉnh lưu).

Nguồn cho biến thế cao áp được cấp qua cáp biến thế từ bộ đổi điện, còn nguồn sợi đốt được cấp bởi bảng mA Power -93 trong khối CT Cont -94. Thiết bị chỉnh lưu cao thế được nối với phần thứ cấp của biến áp cao thế. Giá trị tách được hồi tiếp về bảng CT Cont - 94 của khối điều khiển chụp cắt lớp (CT control Unit). Nhiệt lượng tích lũy từ việc tạo cao thế sẽ được ổn định bằng dòng dầu lưu thông trong biến thế nhờ bộ ổn định nhiệt (Heat Exchanger).

* Bộ điều khiển truyền động - Motion Cont Unit

Các thiết bị liên quan đến việc điều khiển hệ thống truyền động bao gồm khối SR - DAS Cont và Motion Cont, chúng được gắn trên phần cố định bên phải của dàn. Các lệnh và trạng thái mạch được thông tin tới máy chủ thông qua UART trong khối SR - DAS Cont, đồng thời khối SR - DAS Cont phát ra các lệnh phục vụ việc điều khiển bộ quét (dàn/ giường) đưa đến bộ điều khiển truyền động (Motion Cont) và điều khiển hoạt động của các thiết bị chấp hành khi cần thiết tương ứng theo các lệnh. Việc liên lạc giữa khối Motion Cont và SR - DAS Cont được thực hiện bởi thiết bị vi sai RS - 422 và nó được phân chia thành các thành phần sau:

Đối với việc quay gồm các lệnh đặt chế độ quét: 1s, 1.5s, 2s, 3s, 4s, 6s, 49s.

Đối với giường gồm các lệnh (cho lớp cắt): đặt tổng số lớp, tốc độ dịch chuyển giường, lên xống của giường.

Đối với việc nghiêng dàn gồm các lệnh: đặt góc nghiêng, vận hành nghiêng, đặt chế độ nghiêng tự động hay không tự động.

Đối với máy chiếu lớp cắt gồm các lệnh điều khiển hoạt động của máy chiếu.

Chương 4: Máy siêu âm

4.1. Bản chất vật lý của sóng âm

4.1.1. Bản chất của sóng âm

Để hiểu bản chất của sóng âm, trước hết hãy hình dung sự hình thành sóng cơ học trong môi trường chất: các môi trường đàn hồi (rắn, lỏng hay khí) có thể coi như những môi trường liên tục gồm những phần tử liên kết chặt chẽ với nhau. Lúc bình thường, mỗi phần tử có một vị trí cân bằng bền. Nếu tác dụng lực lên một phần tử A nào đó của môi trường thì phần tử này rời khỏi vị trí cân bằng bền. Do tương tác, các phần tử bên cạnh, một mặt kéo phần tử A về vị trí cân bằng, một mặt cũng chịu lực tác dụng và do đó cũng thực hiện dao động cơ lan truyền trong môi trường đàn hồi được gọi là sóng đàn hồi hay sóng cơ.

Về bản chất, sóng âm là sóng cơ học do đó tuân theo mọi quy luật đối với sóng cơ.

4.1.2. Phân loại sóng âm

Sóng âm được chia theo dải tần số thành 3 vùng chính:

+ Sóng âm tần số cực thấp hay còn gọi là vùng hạ âm (Infrasound)

$$f < 16\text{Hz}$$

+ Sóng âm tần số nghe thấy (Audible sound)

$$f = 16\text{ Hz} - 20\text{kHz}$$

+ Sóng siêu âm (Ultrasound)

$$f > 20\text{kHz}$$

4.1.3. Ứng dụng của sóng siêu âm trong y tế

Sóng siêu âm được ứng dụng rộng rãi trong hai lĩnh vực chính:

- *Siêu âm chẩn đoán:*

Thực chất là tạo hình bằng siêu âm. Sử dụng phổ biến dải tần số từ 2,5 MHz đến 10 MHz. Ngoài ra còn sử dụng các tần số khác trong các đầu dò chuyên biệt, ví dụ như: Đầu dò siêu âm nội mạch (Intraluminal), hay siêu âm da liễu (Dermatological) tần số sử dụng có thể lên tới 20-50 MHz.

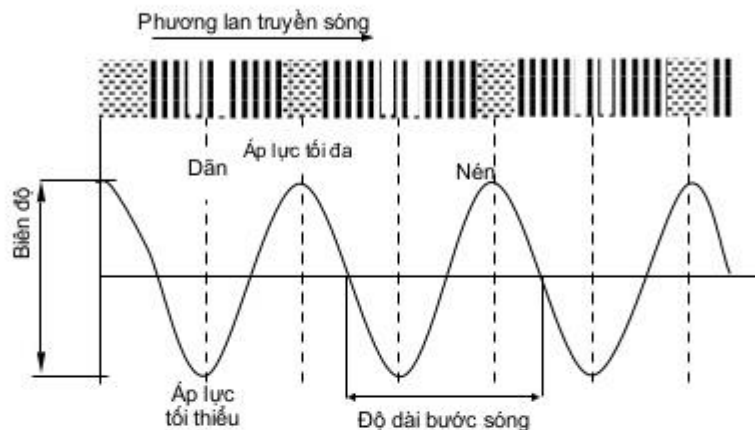
- *Siêu âm trị liệu:*

Tạo hiệu ứng nhiệt, xoa bóp, kích thích cơ. Nó được sử dụng riêng hoặc kết hợp với điện trị liệu (trong các máy kích thích điện) để tìm Trigger (điểm phát bệnh - điểm

góc). Tần số thường dùng trong siêu âm trị liệu là 700-900 kHz tùy theo hệ máy. Công suất của đầu dò 1- 4 W/cm² (gấp cỡ 1000 lần so với siêu âm chẩn đoán).

4.1.4. Các đại lượng đặc trưng của sóng âm

Hình 4-1 biểu diễn sóng âm dưới dạng tập hợp của các quá trình nén và giãn. Sự thay đổi này tuần tự theo dạng hình sin với các cực đại thể hiện áp lực cao nhất (nén) và các cực tiểu thể hiện áp lực thấp nhất (giãn).



* *Chu kỳ* Hình 4-1. *Biểu diễn sóng âm dưới dạng nén giãn*
Khoảng thời gian thực hiện một nén giãn gọi là một chu kỳ $T = [s]$

* *Tần số*

Số chu kỳ thực hiện được trong một giây gọi là tần số $f = [Hz]$

* *Vận tốc truyền sóng*

Vận tốc truyền sóng của sóng âm là quãng đường mà sóng truyền được sau một đơn vị thời gian. Vận tốc của sóng siêu âm khi truyền trong môi trường đẳng hướng được tính:

$$c = \sqrt{\frac{1}{\alpha\rho}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad [m/s]$$

Trong đó:

α : hệ số đàn hồi

$E = 1/\alpha$: suất đàn hồi (còn gọi là suất Young)

ρ : khối lượng riêng của môi trường hay còn gọi là mật độ của môi trường.

* *Bước sóng*

Độ dài bước sóng $\lambda = [m]$: là quãng đường mà sóng truyền được sau khoảng thời gian bằng một chu kỳ, $\lambda = vT = v/f$.

Từ trên hình vẽ ta thấy bước sóng là khoảng cách ngắn nhất giữa hai điểm có dao động cùng pha.

** Trở kháng môi trường*

Trở kháng âm của môi trường được tính theo công thức:

$$Z = c \times \rho \text{ [rayls]}$$

Trong đó:

ρ = [kg/m³] - mật độ của môi trường

c = [m/s] - vận tốc lan truyền của sóng âm trong môi trường.

Trở kháng âm của môi trường có vai trò quyết định đối với biên độ của sóng phản xạ trên mặt phân cách giữa hai môi trường.

Bảng 2-22: Trở kháng âm của một số môi trường sinh học

Môi trường	Z(rayls)
- Không khí	0,0004 x 10 ⁶
- Phổi	0,18 x 10 ⁶
- Mỡ	1,34 x 10 ⁶
- Nước	1,48 x 10 ⁶
- Gan	1,65 x 10 ⁶
- Máu	1,65 x 10 ⁶
- Thận	1,63 x 10 ⁶
- Cơ	1,71 x 10 ⁶
- Xương	7,8 x 10 ⁶

- Mặt sóng

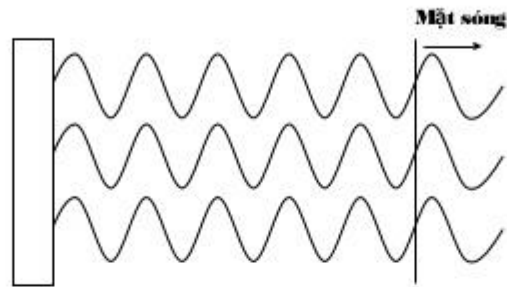
Nguồn siêu âm phát xạ tia siêu âm từ tất cả các điểm nằm trên mặt phát xạ và tia siêu âm được truyền vào môi trường nằm dưới mặt phát xạ. Mặt phẳng tạo bởi các điểm nằm trên cùng một chu kỳ gọi là mặt sóng. Hướng truyền của tia siêu âm vuông góc với mặt sóng, mặt sóng dịch chuyển với vận tốc bằng vận tốc truyền tia siêu âm. Hình 2-46 biểu diễn một ví dụ của mặt sóng phẳng. Hình 2-47 biểu diễn dạng mặt sóng phát xạ từ cảm biến phẳng và cảm biến hội tụ, có thể thấy rằng đối với cảm biến phẳng, khi ở gần cảm biến thì mặt sóng có dạng phẳng nhưng khi càng xa cảm biến thì mặt sóng trở nên lồi, mỗi mặt sóng tạo thành một mặt cầu. Đối với cảm biến hội tụ thì mặt sóng có dạng lõm ở vùng gần cảm biến (chùm tia đang hội tụ), phẳng ở vùng tiêu điểm và lồi dần khi chùm tia bắt đầu phân kỳ.

- Mức năng lượng và cường độ chùm tia siêu âm

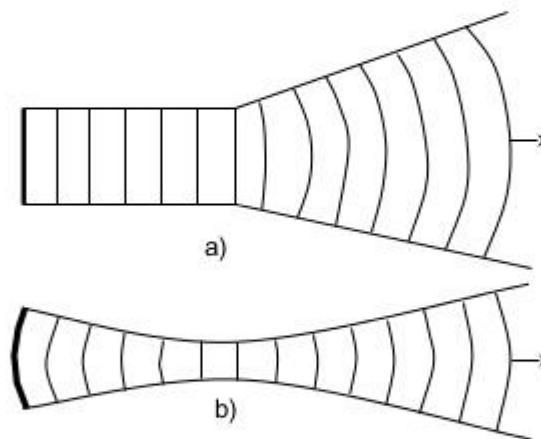
Đề đặc trưng cho độ lớn của áp lực âm học mà các phân tử trong môi trường nhận được khi chịu tác động của nguồn phát sóng âm, người ta đưa ra hai đại lượng:

P: Mức năng lượng truyền từ đầu dò vào môi trường, đơn vị đo của P là [W] hoặc [mW]. Thông thường năng lượng phát ra từ đầu dò trong lĩnh vực siêu âm chẩn đoán nằm trong phạm vi từ 1mW đến 10mW.

I: Cường độ của sóng âm, biểu thị cho năng lượng của sóng âm trên một đơn vị diện tích, đơn vị đo của I là W/cm^2 hoặc mW/cm^2 .



Hình 4.2. Mặt sóng phẳng



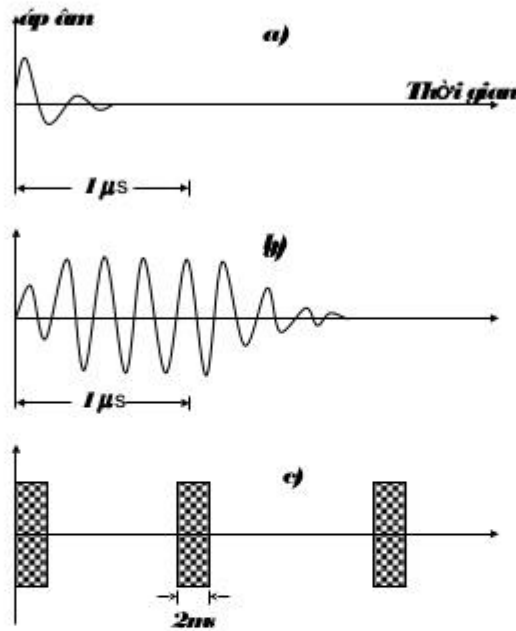
Hình 4.3. Hình thức sóng của cảm biến dạng đĩa phẳng (a) và cảm biến hình trụ (b)

4.2. Sóng siêu âm dạng xung

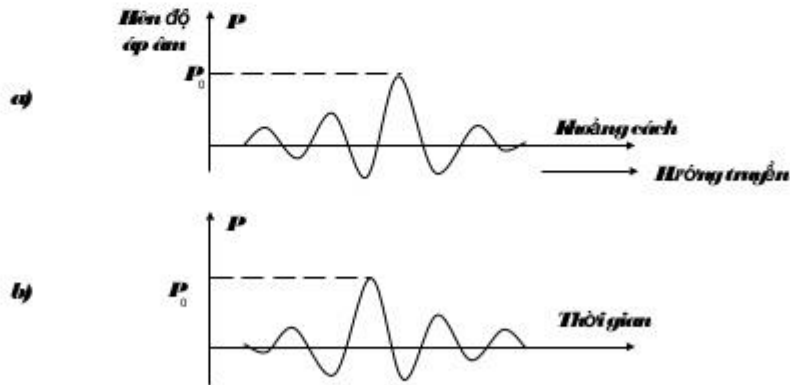
4.2.1. Xung siêu âm

Sóng siêu âm dạng liên tục được sử dụng trong một số thiết bị Doppler và thiết bị trị liệu, song siêu âm y tế chủ yếu là sử dụng dưới dạng xung. Hình 2-48 biểu diễn sự biến đổi biên độ áp âm theo thời gian của các ứng dụng tạo ảnh, trị liệu và Doppler. Các ứng dụng tạo ảnh yêu cầu độ rộng xung ngắn để dễ tách các tia phản xạ ở các mặt phản xạ cạnh nhau. Các xung tạo ảnh có độ dài 1-3 μs , các xung sử dụng trong thiết bị Doppler để nhận được tín hiệu dòng máu thường có độ dài từ 1-20 μs , các xung trong

các thiết bị trị liệu có độ dài khá lớn (2ms) song trong trường hợp này khoảng thời gian tắt giữa các xung lại không giống nhau (2-8ms), điều này nhằm giảm hiệu ứng nhiệt (cho phép làm lạnh bớt trong khoảng thời gian giữa hai xung). Trên hình 2-49b là dạng sóng biến đổi theo thời gian của sóng siêu âm, hình 2-49a đi qua một điểm cố định với vận tốc không đổi. Chú ý rằng đồ thị dạng sóng theo hàm thời gian ngược chiều so với đồ thị hàm theo khoảng cách.



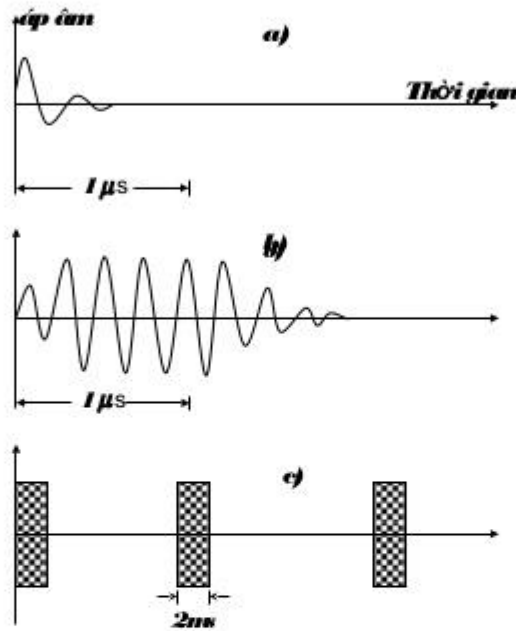
Hình 4-1 Xung siêu âm trong trạng thái ảnh hưởng (a) thiết bị Doppler (b) và trong bộ lọc (c)



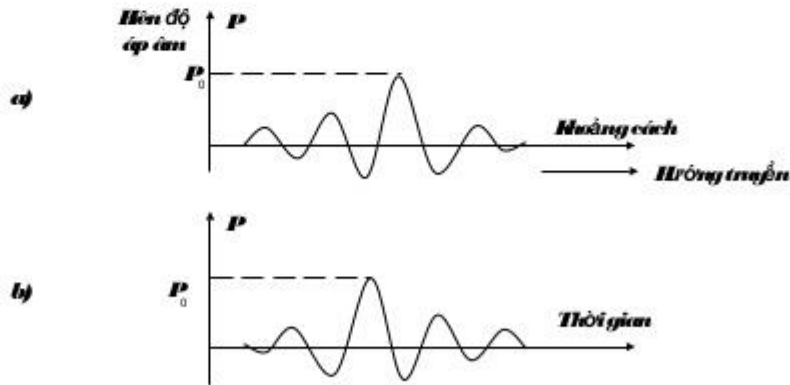
Hình 4-5. Sự biến đổi áp âm theo khoảng cách tại một thời điểm tức thì (a) và theo thời gian tại một điểm cố định trong trường âm (b)

4.2.2. Cường độ sóng siêu âm

các thiết bị trị liệu có độ dài khá lớn (2ms) song trong trường hợp này khoảng thời gian tắt giữa các xung lại không giống nhau (2-8ms), điều này nhằm giảm hiệu ứng nhiệt (cho phép làm lạnh bớt trong khoảng thời gian giữa hai xung). Trên hình 2-49b là dạng sóng biến đổi theo thời gian của sóng siêu âm, hình 2-49a đi qua một điểm cố định với vận tốc không đổi. Chú ý rằng đồ thị dạng sóng theo hàm thời gian ngược chiều so với đồ thị hàm theo khoảng cách.



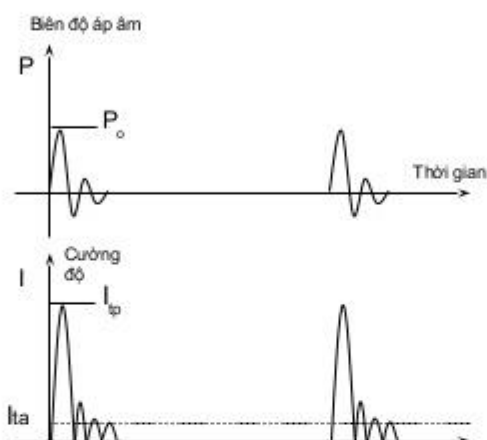
Hình 4-1 Xung siêu âm trong trạng thái ảnh hưởng (a) thiết bị Doppler (b) và trong bộ lọc (c)



Hình 4-5. Sự biến đổi áp âm theo khoảng cách tại một thời điểm tức thì (a) và theo thời gian tại một điểm cố định trong trường âm (b)

4.2.2. Cường độ sóng siêu âm

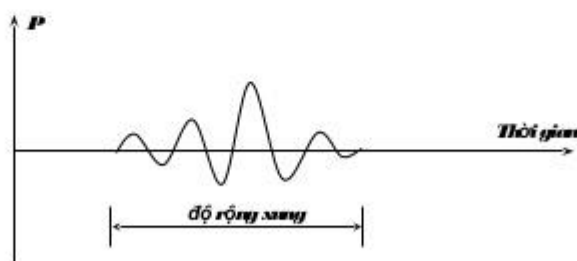
Đối với tín hiệu siêu âm dạng xung thì cường độ không những biến đổi theo khoảng cách mà còn biến đổi theo thời gian. Trên hình 2-50 biểu diễn sự biến đổi của cường độ và biên độ áp âm tại một điểm trong chùm tia theo thời gian. Cường độ tia siêu âm tỉ lệ với bình phương của biên độ áp âm. Người ta còn sử dụng các khái niệm về giá trị cường độ đỉnh theo thời gian và không gian, giá trị cường độ trung bình theo cả không gian và thời gian.



Hình 4.6. Biên độ áp âm và cường độ thay đổi theo thời gian xét tại một điểm trong trường âm của nguồn xung siêu âm. I_p – cường độ đỉnh theo thời gian; I_w cường độ trung bình theo thời gian.

4.2.3. Độ rộng xung sóng siêu âm

Thời gian của một xung áp âm được gọi là độ rộng xung (hình 4-7).



Hình 4-7. Độ dài xung

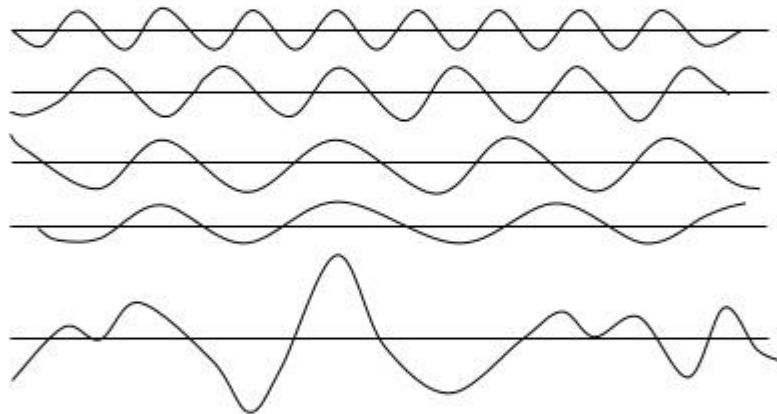
4.2.4. Năng lượng xung sóng siêu âm

Mỗi xung được phát ra đều mang một năng lượng nhất định, do đó năng lượng được phát ra trên một giây hoặc công suất phát xạ trung bình sẽ bằng năng lượng xung

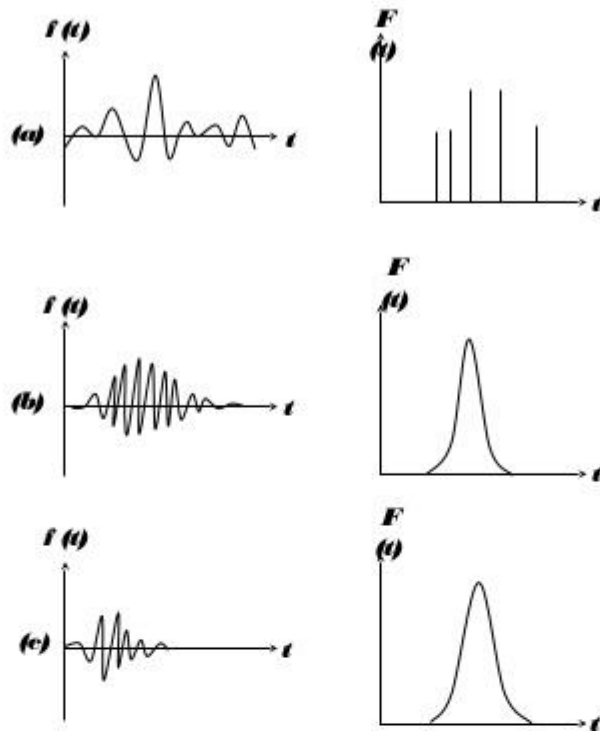
nhân với tần số lặp lại xung (PRF). Tổng năng lượng được phát ra bởi cảm biến đến thời điểm T_{On} bằng công suất phát xạ trung bình nhân với T_{On} .

4.2.5. Phổ tần số sóng siêu âm

Sóng nói chung và sóng siêu âm nói riêng đều được tổng hợp từ nhiều sóng hình sin với các tần số khác nhau. Trên hình cho thấy sóng dưới cùng là tổng của các sóng nằm phía trên. Sự thay đổi về số lượng sóng, tần số, biên độ và mối tương quan về thời gian của các sóng thành phần đều làm ảnh hưởng đến sóng tổng hợp. Tất cả các dạng sóng đều được tổng hợp theo cách này. Ngược lại thì bất kỳ một dạng sóng nào cũng đều có thể phân tích thành một tập hợp các sóng hình sin với các tần số khác nhau. Các thành phần tần số trên hình 4-8 được biểu diễn trên hình 4-9a. Trục nằm ngang biểu diễn tần số, chiều cao của từng đường thể hiện độ lớn biên độ các thành phần tương ứng. Trên thực tế thì các thành phần tần số nằm sát nhau tạo thành một hình liên tục, hình 4-9b và 4-9c là các ví dụ về phổ tần của hai dạng xung khác nhau. Người ta gọi độ rộng của phổ tần số là độ rộng băng tần của xung. Khi độ rộng xung giảm xuống thì độ rộng băng tần tăng lên.



Hình 4-8. Tổng hợp xung từ các sóng hình sin với biên độ, tần số khác nhau.



Hình 4-9. Phổ tần số tương ứng với nhiều dạng xung. (a) dạng xung và phổ tần của xung ở hình 4-9. (b) xung dài và xung ngắn(c). Độ rộng phổ tần tỉ lệ nghịch với độ rộng xung

4.3. Hiện tượng vật lý của sóng siêu âm

Tia siêu âm bị thay đổi khi đi vào môi trường truyền. Tại mặt phân cách giữa hai môi trường khác nhau tia siêu âm một phần bị phản xạ, một phần bị khúc xạ, và bị tán xạ khi gặp phải những cấu trúc mô nhỏ đồng thời nó bị mất năng lượng do sự hấp thụ của môi trường. Những yếu tố này đặc biệt quan trọng trong quá trình thiết kế thiết bị siêu âm.

4.3.1. Sự phản xạ và khúc xạ

Khi sóng âm truyền trong môi trường đồng nhất và đẳng hướng nó truyền theo đường thẳng; khi gặp mặt phân cách đủ lớn (kích thước $\varnothing \gg \lambda$) giữa hai môi trường có trở kháng âm khác nhau, tức là có vận tốc truyền âm khác nhau, tia âm sẽ tuân theo định luật phản xạ và khúc xạ. Một phần năng lượng của sóng âm sẽ phản xạ ngược trở lại và phần còn lại sẽ truyền tiếp vào môi trường thứ hai.

Độ lớn của năng lượng phản xạ phụ thuộc vào sự khác biệt của trở kháng âm ΔZ giữa hai môi trường. Hệ số phản xạ K được tính theo công thức:

$$K = \frac{P_r}{P_i} = \left[\frac{Z_2 \cdot \cos\theta_i - Z_1 \cdot \cos\theta_r}{Z_2 \cdot \cos\theta_i + Z_1 \cdot \cos\theta_r} \right]^2$$

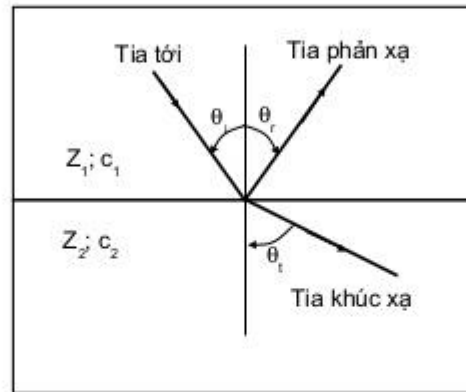
Trong đó:

θ_i : góc tới; θ_r : góc khúc xạ; θ_t : góc phản xạ

P_r : biên độ áp lực của sóng phản xạ

P_i : biên độ áp lực của sóng tới

Z_1, Z_2 : trở kháng âm của hai môi trường.



Hình 4-10. Sự phản xạ và khúc xạ

Hãy xét một số trường hợp đặc biệt:

+ Tia tới vuông góc với mặt phân cách: $\theta_i = \theta_r = 0$, $\cos\theta_i = \cos\theta_r = 1$:

khi đó hệ số phản xạ của mặt phân cách được tính theo công thức:

$$K = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2$$

+ Tia tới tạo một góc $\theta_i \neq 0$. Theo định luật phản xạ góc phản xạ bằng góc tới $\theta_r = \theta_i$. Sóng truyền tiếp lúc này không còn cùng hướng với sóng tới và tạo một góc $\theta_t \neq \theta_i$, hiện tượng này gọi là hiện tượng khúc xạ, góc khúc xạ θ_t phụ thuộc vào tốc độ truyền âm (c_1, c_2) trong hai môi trường và được xác định bởi công thức:

$$\sin\theta_t = (c_2/c_1) \times \sin\theta_i$$

4.3.2. Phản xạ toàn phần

Giả thiết môi trường thứ hai có $c_2 > c_1$, hiện tượng phản xạ toàn phần là hiện tượng tia khúc xạ không tiếp tục đi vào môi trường thứ hai mà quay trở lại môi trường ban đầu, hiện tượng phản xạ toàn phần bắt đầu xảy ra khi góc khúc xạ $\theta_t = 90^\circ$, tia khúc

xạ đi là là mặt phân cách. Ta có thể tính được góc tới ứng với trường hợp này: $\sin \theta_i^* = c_1/c_2$, ta có $\theta_i^* = \arcsin(c_1/c_2)$. Như vậy với tất cả các góc $\theta_i > \theta_i^*$ sóng âm không khúc xạ được sang môi trường bên kia mặt phân cách và toàn bộ năng lượng được phản xạ trở lại môi trường thứ nhất.

Trong trường hợp tia tới đi là là mặt phân cách thì sóng âm chỉ trượt trên mặt phân cách mà không truyền tiếp vào môi trường thứ hai, những hiện tượng này giải thích cho sự xuất hiện bóng lưng bên ở những cấu trúc hình cầu hoặc mặt cắt ngang cấu trúc ống.

Từ hai công thức nêu trên ta thấy hệ số phản xạ của mặt phân cách giữa hai môi trường phụ thuộc vào $\Delta Z = (Z_1 - Z_2)$ giữa hai môi trường: ΔZ càng lớn thì năng lượng phản xạ càng lớn, hầu hết năng lượng sẽ bị phản xạ trở lại, chỉ còn một phần nhỏ năng lượng sóng siêu âm đi được xuống môi trường bên dưới mặt phân cách, sóng truyền tiếp sẽ rất nhỏ và ta sẽ không nhận được thông tin từ cấu trúc bên dưới mặt phân cách này, đó cũng chính là lý do tại sao trong siêu âm chẩn đoán ta phải dùng gel tiếp xúc, nhằm tạo ra tiếp xúc không có không khí.

4.3.3. Sự tán xạ

Một hiện tượng quan trọng khác trong tạo hình bằng siêu âm đó là hiện tượng tán xạ của siêu âm khi gặp các cấu trúc nhỏ (có kích cỡ $\varnothing \ll \lambda$) hoặc với bề mặt không đồng đều. Khi đó tia siêu âm sẽ bị tán xạ đi khắp các hướng, và chỉ có một phần rất nhỏ chắc chắn tới được đầu dò. Mặc dù việc ghi nhận các tia tán xạ là rất khó khăn, song chúng có một lợi thế đó là không phụ thuộc vào góc tới của tia siêu âm, và rất quan trọng trong việc đánh giá các cấu trúc nhỏ, ví dụ như độ đồng đều của nhu mô gan, tụy hay vách liên thất. Các máy siêu âm chẩn đoán ngày nay chủ yếu làm việc trên các tia tán xạ.

4.3.4. Sự hấp thụ

Một phần năng lượng của tia siêu âm sẽ bị mất do sự hấp thụ và chuyển thành nhiệt. Tần số càng cao thì sự hấp thụ càng tăng.

4.3.5. Sự suy giảm

Suy giảm là sự giảm cường độ tia siêu âm trong quá trình nó truyền vào trong môi trường. Nguyên nhân gây ra sự suy giảm : sự hấp thụ; sự tán xạ; sự phân kỳ; sự phản xạ.

Biên độ và năng lượng của tia siêu âm bị suy giảm theo khoảng cách khi nó đi vào trong các tổ chức. Sự suy giảm này tuân theo hàm số: $P(z) = P_0 \cdot e^{-\alpha z}$

- + P - Biên độ áp âm ở độ sâu z; $P_0 = P(z = 0)$
- + α - Hệ số suy giảm âm của môi trường truyền
- + f - Tần số của sóng siêu âm

+ z - Độ sâu cần tới

4.4. Hình dạng chùm tia siêu âm

4.4.1. Sự giao thoa

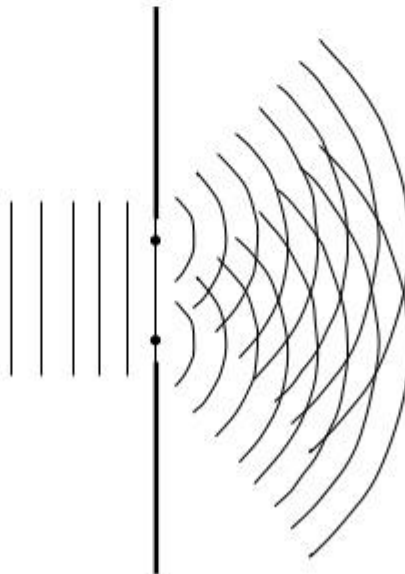
Một yếu tố quan trọng cần xét đến khi tổng hợp các sóng siêu âm, tổng hai sóng siêu âm cùng pha sẽ cho dạng sóng có biên độ bằng tổng của hai sóng thành phần (giao thoa cộng). Ngược lại tổng hai sóng siêu âm ngược pha sẽ cho dạng sóng có biên độ bằng hiệu biên độ hai sóng thành phần (giao thoa trừ). Như vậy pha là yếu tố trung gian quyết định đến biên độ của sóng tổng hợp.

4.4.2. Hình dạng sóng chùm tia siêu âm

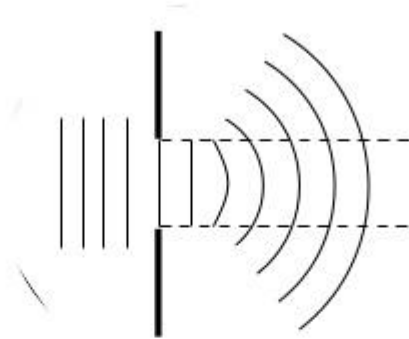
Dạng chùm tia siêu âm được quyết định bởi hiện tượng giao thoa và nguyên lý Huyghen.

** Nguyên lý Huyghen*

Nguyên lý Huyghen phát biểu rằng tất cả các điểm trên một mặt sóng đều là những nguồn phát xạ sóng mặt cầu. Điều này có nghĩa là tại một điểm nào đó sóng sẽ được tính bằng tổng tất cả các sóng con của các điểm nằm trên mặt sóng. Ví dụ, trường siêu âm ở vùng xa của một khe hở được chiếu bởi sóng siêu âm phẳng như chỉ ra trên hình 2-55 sẽ được tính bằng cách cộng tất cả các trường siêu âm tạo ra bởi mỗi điểm nằm trên khe hở. Trên hình chỉ ra các sóng con của hai nguồn điểm trên khe hở. Sẽ xảy ra hiện tượng giao thoa cộng tại những điểm mà các mặt sóng con trùng nhau. Nếu tính tổng của tất cả các điểm như thế ta sẽ có dạng mặt sóng tạo ra từ khe hở như trên hình 2-56. Có thể thấy rằng mặt sóng tiếp tục phẳng khi ở gần khe hở và lồi dần khi đi ra xa làm cho chùm tia dần bị phân kỳ. Vị trí mà chùm tia bắt đầu phân kỳ phụ thuộc vào tỉ số giữa kích thước của khe hở và độ dài bước sóng.



Hình 4-11. Giao thoa giữa hai sóng từ hai nguồn điểm của cảm biến phẳng



Hình 4-12. Mặt sóng và hình dạng chùm tia tạo ra bởi sóng phẳng đi qua khe hở

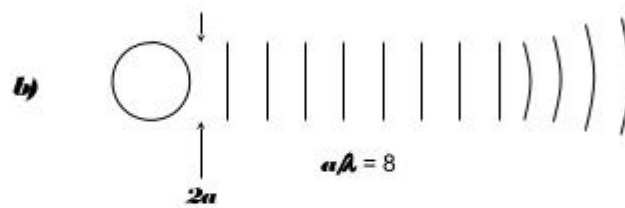
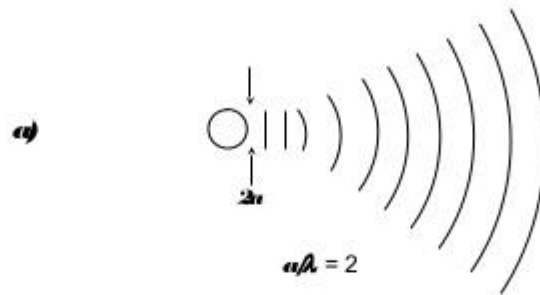
* Dạng chùm tia siêu âm

Nguyên lý Huygen có thể được mở rộng đối với các mặt sóng đi ra từ các cảm biến, hình 4-13 cho ví dụ về dạng chùm tia siêu âm của hai kiểu cảm biến. Nói chung khi tỉ số giữa bán kính của cảm biến và độ dài bước sóng tăng thì khoảng cách từ cảm biến đến vị trí mà chùm tia bắt đầu phân kỳ sẽ tăng đồng thời độ phân kỳ giảm.

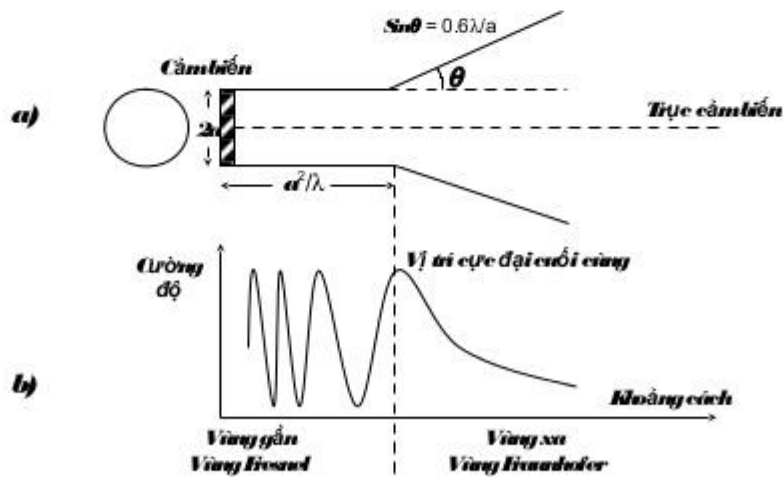
Áp dụng nguyên lý Huygen người ta tính được sự thay đổi của cường độ chùm tia xuất phát từ cảm biến. Trên hình 4-14 là dạng chùm tia siêu âm của cảm biến dạng đĩa mỏng có bán kính là a . Trong trường hợp này hầu hết năng lượng chùm tia nằm trong bề mặt (hình trụ đối với vùng gần, hình nón đối với vùng xa) (hình 4-14 a). Góc θ ($=1/2$ góc phân kỳ) được tính theo công thức:

$$\sin\theta = 0.6\lambda/a$$

Có thể thấy rằng cường độ chùm tia siêu âm dọc trục thay đổi theo khoảng cách, trong vùng gần (vùng Fresnel) sự thay đổi này khá rộng, trong vùng xa (vùng Fraunhofer) cường độ sẽ giảm dần. Chiều dài vùng gần (Z_m) được tính theo công thức: $Z_m = a^2/\lambda$



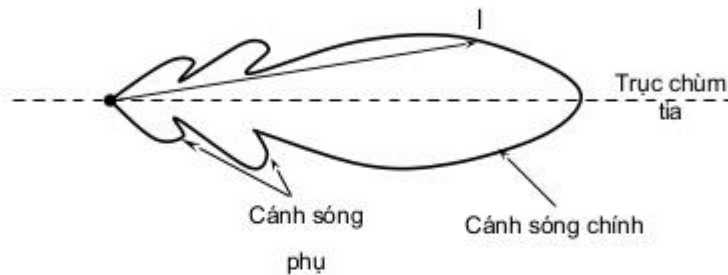
Hình 4-13. Mặt sóng và dạng chùm tia của cảm biến dạng đĩa phẳng phụ thuộc vào bán kính đĩa và bước sóng ($a/\lambda = 8$)



Hình 4-14. (a) Ảnh hưởng của dạng chùm tia siêu âm tập trung chủ yếu trong không gian giới hạn bởi một bề mặt; (b) sự thay đổi cường độ chùm tia siêu âm dọc trục

4.4.3. Cánh sóng phụ

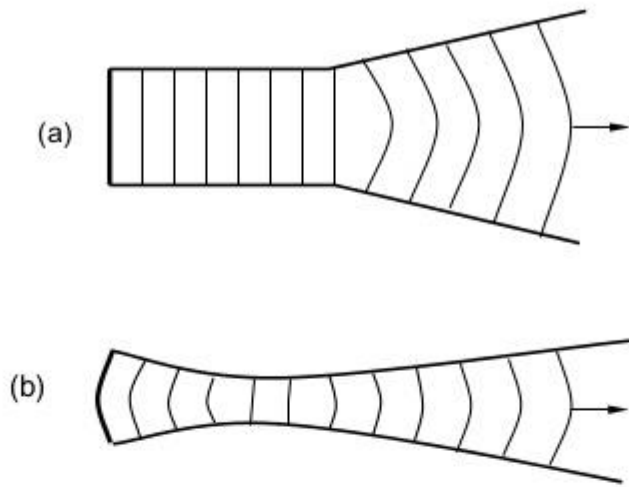
Hầu hết năng lượng chùm tia siêu âm nằm trong bề mặt như chỉ ra trên hình 4-14a song vẫn có một phần đáng kể nằm ngoài bề mặt này. Sự thay đổi về cường độ đặc biệt là trong vùng xa thường được biểu diễn dưới dạng toạ độ cực như trên hình 4 - 15. Độ dài đoạn thẳng nối từ gốc toạ độ đến một điểm trên đồ thị tỉ lệ với cường độ chùm tia siêu âm đo tại góc θ so với trục chùm tia; rõ ràng là ngoài búp sóng chính tương ứng với phần năng lượng nằm trong bề mặt còn có những búp sóng phụ, đây là một trong những nhân tố gây ra những ảnh giả trên màn ảnh siêu âm.



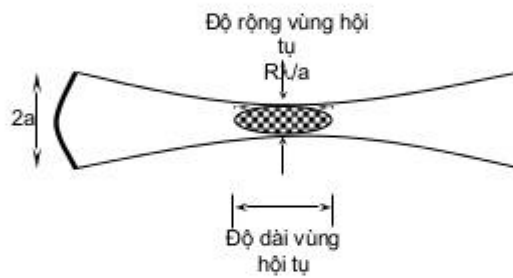
Hình 4- 15. Cường độ chùm tia vẽ theo toạ độ cực

4.4.4. Sự hội tụ của sóng siêu âm

Để có được chùm tia siêu âm với độ rộng nhỏ hơn so với bình thường người ta thực hiện hội tụ chùm tia bằng cách tạo ra các mặt sóng siêu âm dạng lòng chảo để chúng có thể hội tụ tại một tiêu điểm (hình 4-16), các mặt sóng sẽ hội tụ trong khoảng giữa cảm biến và vùng tiêu điểm (focal zone), chúng gần như phẳng trong vùng tiêu điểm sau đó lồi dần (phân kỳ) khi xa tiêu điểm. Như biểu diễn trên hình, một phương pháp hội tụ là chế tạo cảm biến dưới dạng như một phần của mặt cầu. Độ hội tụ phụ thuộc vào bán kính mặt cong của cảm biến(R) và vị trí cường độ chùm tia đạt cực đại cuối cùng (thực chất là độ dài vùng gần Z_m) của một cảm biến tương đương. Tỉ lệ này có thể có giá trị khá rộng, người ta chia làm ba mức: hội tụ yếu ($2 \geq Z_m/R > 0$), trung bình ($2\pi \geq Z_m/R > 2$) và mạnh ($Z_m/R > 2\pi$). Cần chú ý rằng việc làm hẹp chùm tia siêu âm chỉ hữu ích trong vùng gần và một phần đầu của vùng xa vì sau đó thì chùm tia sẽ bị tán xạ, hơn thế để tăng độ hội tụ thì phải giảm bán kính cong của cảm biến, khi đó độ rộng chùm tia giảm song độ dài có ích (độ dài vùng gần) cũng bị giảm. Có thể tính độ rộng của vùng hội tụ theo công thức đơn giản: $w = R\lambda/a$.

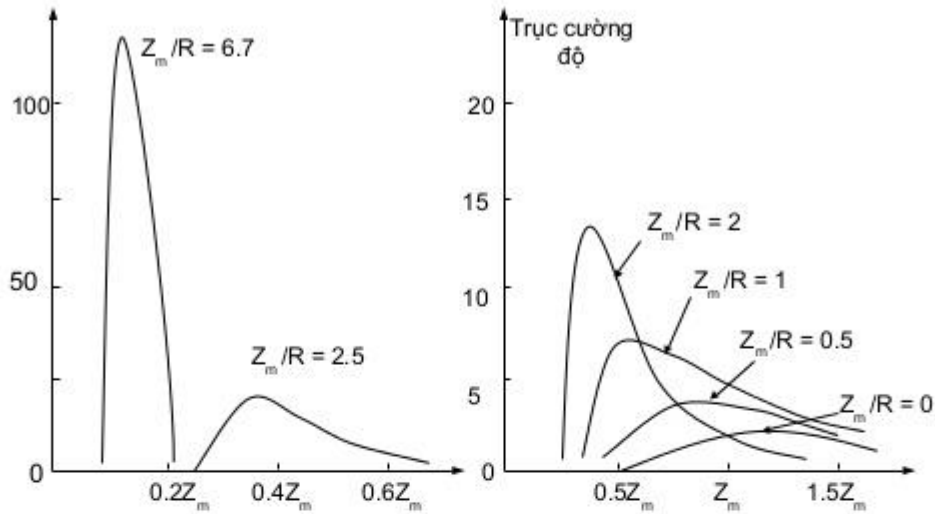


Hình 4 -16. Mặt sóng và hình dạng chùm tia của cảm biến y hẳng [a] và cảm biến hội tụ [b]



Hình 4-17. Vùng hội tụ

Việc hội tụ chùm tia không những chỉ làm giảm độ rộng của chùm tia siêu âm mà còn làm tăng cường độ của chùm tia tại tiêu điểm bởi vì năng lượng chùm tia tập chung trong một diện tích hẹp hơn. Hình 4- 18 cho đồ thị cường độ chùm tia dọc trục, để nhận thấy là cường độ của chùm tia không đạt cực đại tại khoảng cách bằng bán kính mà lại đạt cực đại ở khoảng giữa điểm này và cảm biến. Ngoài phương pháp tạo sự hội tụ bằng cách cấu tạo cảm biến có hình dạng đặc biệt người ta còn sử dụng thêm lăng kính hoặc gương phản chiếu.



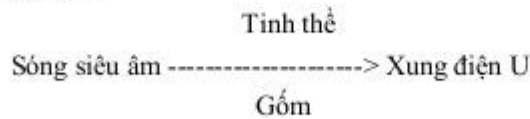
Hình 4 -18. Sự thay đổi của cường độ lũy thừa theo và sự mất mát độ hội tụ của chùm biến

4.5. Cảm biến trong máy siêu âm

4.5.1. Hiệu ứng áp điện

Hiệu ứng thuận: Nếu ta tác động một lực cơ học, hay nói cách khác là khi nén hoặc kéo giãn một số tinh thể gốm theo những phương đặc biệt trong tinh thể thì trên các mặt giới hạn của tinh thể đó xuất hiện những điện tích trái dấu, giữa hai bề mặt tinh thể xuất hiện một hiệu điện thế. Sóng siêu âm là sóng cơ học do đó khi va đập vào bề mặt tinh thể gốm nó sẽ làm xuất hiện trên tinh thể một chuỗi xung điện có độ lớn tỷ lệ với cường độ của sóng âm.

Hiệu ứng thuận



Hiệu ứng nghịch: Nếu ta đặt lên tinh thể gốm áp điện một hiệu điện thế thì phụ thuộc vào chiều của hiệu điện thế có tinh thể gốm sẽ giãn ra hay nén lại. Và nếu như ta đặt lên tinh thể một hiệu điện thế xoay chiều thì tinh thể gốm sẽ nén giãn liên tiếp và dao động theo tần số của hiệu điện thế xoay chiều, tạo ra áp lực nén và giãn liên tục vào môi trường bao quanh tức là tạo ra sóng âm. Phụ thuộc vào tần số dao động của xung điện, kích thước và công nghệ chế tạo tinh thể gốm ta sẽ thu được các chùm tia siêu âm có tần số khác nhau.

Hiệu ứng nghịch:

Tinh thể
 Xung điện -----> sóng siêu âm
 Gồm

4.5.2. Sự cộng hưởng

Khi đưa một điện áp xoay chiều hình sin như trên hình 4 -19, sóng siêu âm với tần số bằng tần số tín hiệu điện sẽ xuất hiện trên hai mặt của cảm biến.

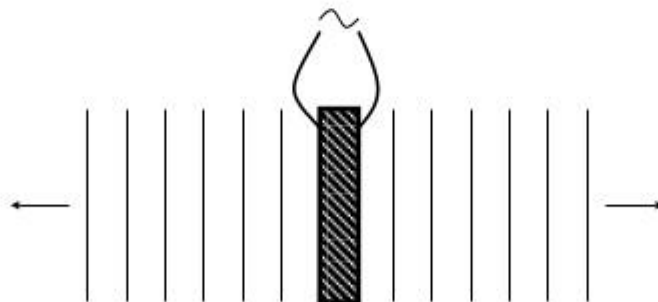
Ta hãy quan sát hiện tượng trên hình 4 -20. Mặt S_1 tạo ra sóng w_1 , đồng thời nó cũng tạo ra sóng đi vào trong cảm biến, sóng này một phần bị phản xạ trở lại ở mặt S_2 (sóng w_2). Nếu chọn độ dày của cảm biến (d) sao cho thời gian truyền (τ) của sóng từ S_1 đến S_2 và quay lại (quãng đường là $2d$) bằng một chu kỳ dao động thì w_1 và w_2 sẽ cùng pha với nhau do đó sẽ diễn ra giao thoa cộng, sóng tổng hợp sẽ như hình 4 -20b. Có thể thấy rằng còn nhiều sóng phản xạ khác nằm trong cảm biến và điều này sẽ tăng khả năng truyền đi của sóng siêu âm. Mặt sóng S_2 cũng xảy ra hiện tượng tương tự như vậy. Điều kiện để đạt được hiện tượng này:

$$2d = \lambda_c \text{ hay } d = \lambda_c/2$$

Ở đây λ_c là độ dài bước sóng, ta có tần số tương ứng khi xảy ra hiện tượng này là:

$$f_r = c_s/\lambda_c = c_s/(2d)$$

c_s là vận tốc của sóng siêu âm truyền trong vật liệu cảm biến; f_r được gọi là tần số cộng hưởng. Cần chú ý rằng điều kiện để hai sóng w_1 và w_2 cùng pha (điều kiện cộng hưởng) cũng có thể đạt được đối với các tần số hài (bằng số nguyên lần tần số f_r) nếu chúng được giữ chậm. Ở tần số cao độ suy giảm lớn điều đó đồng nghĩa với sự kém hiệu quả của cảm biến. Chính vì vậy mà các cảm biến y tế luôn được sử dụng ở tần số cộng hưởng cơ bản f_r .



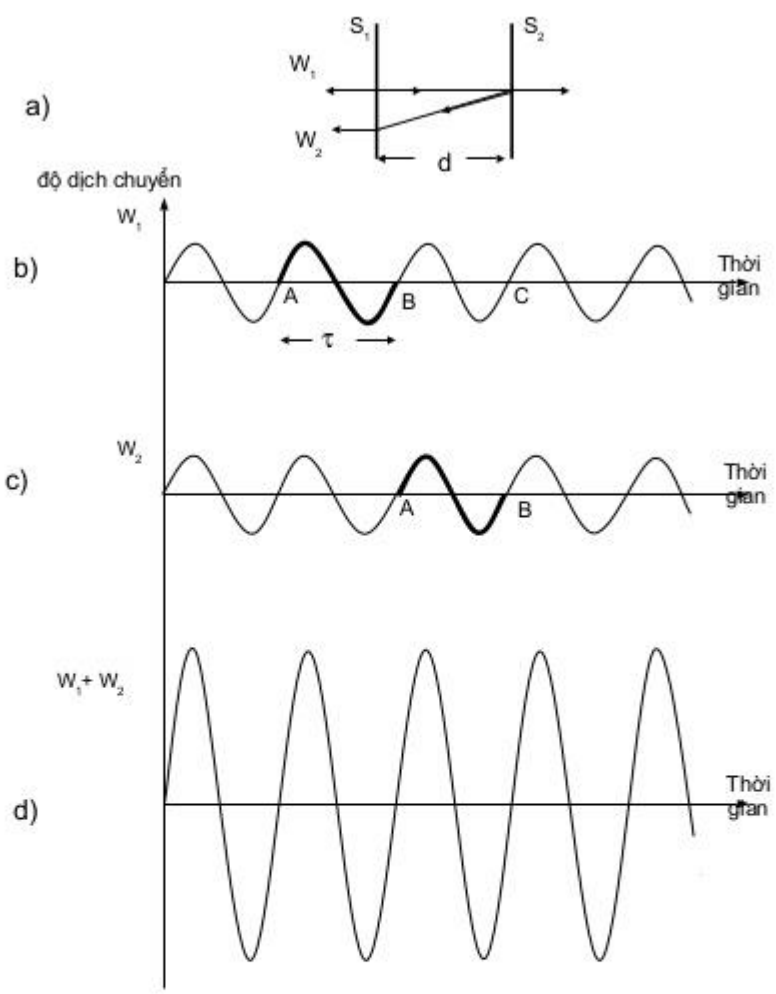
Hình 4 -19. Sóng liên tục được phát xạ từ hai bề mặt của cảm biến

4.5.3. Lớp chắn tạo ảnh siêu âm

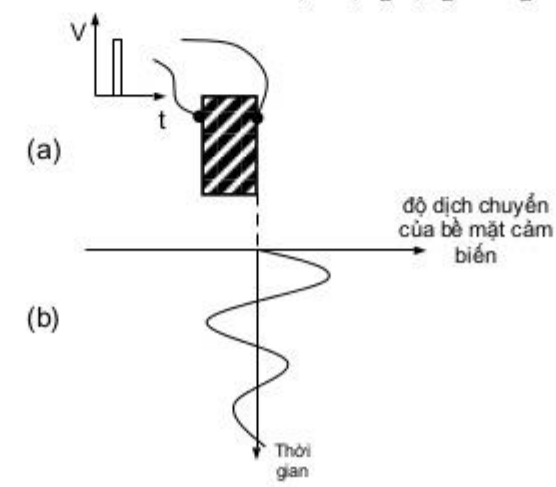
Trong các thiết bị siêu âm, người ta sử dụng tín hiệu xung để tạo ảnh siêu âm. Với việc đưa điện áp xoay chiều tới cảm biến, hai mặt của cảm biến sẽ biến dạng (dao động) lớn nhất ở tần số cộng hưởng, hình 4 -21 biểu diễn sự biến dạng của một trong hai mặt cảm biến. Chú ý rằng sự dịch chuyển của bề mặt là rất nhỏ so với độ dày của cảm biến, thời gian tắt dần của xung (độ rộng xung) phụ thuộc vào mức độ tiêu hao năng lượng trong mỗi nửa chu kỳ dao động. Sự tiêu hao năng lượng này là do quá trình tia siêu âm đi vào cảm biến và vào môi trường tiếp xúc với hai mặt của cảm biến. Có thể giảm nhanh độ rộng xung đối với mặt sau của cảm biến bằng cách làm suy giảm năng lượng xung đến mức có thể. Mức độ phản xạ tia siêu âm phụ thuộc vào độ sai lệch trở kháng âm giữa hai môi trường, vì vậy có thể tạo ra môi trường tiếp xúc với mặt sau của cảm biến có trở kháng âm gần bằng trở kháng âm của vật liệu làm cảm biến đồng thời phải đảm bảo có khả năng hấp thụ tia siêu âm để nó không thể quay trở lại cảm biến. Môi trường phía sau này thường được gọi là lớp chặn, có dạng hình thang (hình 4 -12. Với hình dạng này đảm bảo hầu như sự phản xạ chỉ diễn ra trong không gian vật liệu chặn, do đó làm tăng độ dài quãng đường đi của xung và tăng độ suy hao.

4.5.4. Lớp trung gian

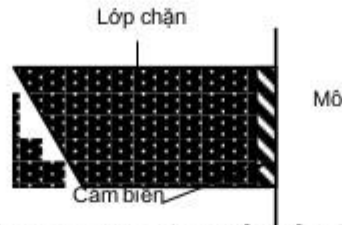
Một vấn đề đặt ra đối với mặt trước của cảm biến là trở kháng âm của vật liệu cảm biến thường rất lớn so với trở kháng âm của mô mềm. Điều này có nghĩa là hiệu quả truyền tín hiệu siêu âm vào trong mô mềm là tương đối thấp. Để cải thiện tình hình này, trên mặt cảm biến người ta sử dụng một lớp vật liệu trung gian với độ dày bằng một phần tư bước sóng, có giá trị trở kháng âm nằm giữa giá trị trở kháng âm của cảm biến và mô (hình 4 -13).



Hình 4 -20. Mô tả hiện tượng cộng hưởng



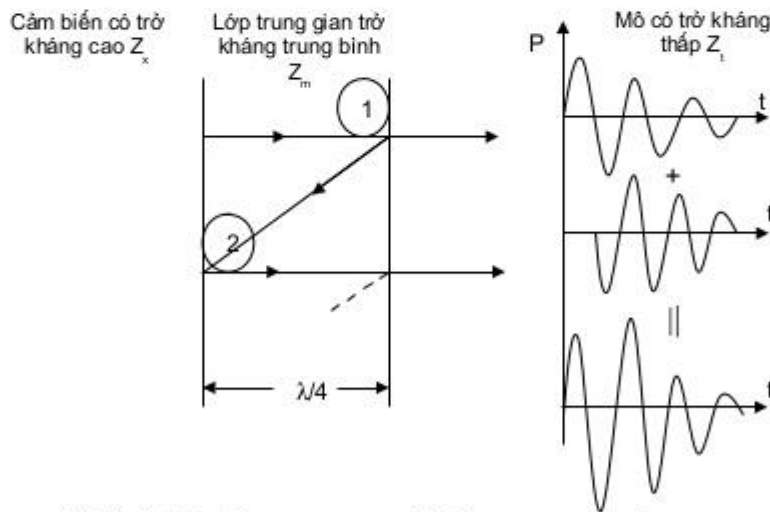
Hình 4 - 21. Sự dao động của bề mặt cảm biến khi có xung kích thích



Hình 4- 22. Lớp chặn của cảm biến

Một phần tia siêu âm qua lớp trung gian đi vào mô, một phần bị phản xạ trở lại (phản xạ 1). Tại tiếp giáp nơi trở kháng âm tụt xuống (Z_1 nhỏ hơn Z_m) có sự đảo pha của tia phản xạ. Một phần của tia phản xạ lại được phản xạ tại mặt phân cách giữa lớp trung gian và cảm biến (phản xạ 2). Như vậy xung phản xạ cuối cùng sau khi đi được quãng đường bằng nửa bước sóng (hai lần của $1/4$ bước sóng) sẽ đi vào mô. Do Z_x lớn hơn Z_m nên ở vị trí phản xạ 2 không xuất hiện sự đảo pha của tia phản xạ. Có thể thấy rằng trong lớp trung gian sẽ xuất hiện nhiều tia phản xạ cùng pha với tia siêu âm ban đầu tạo ra các giao thoa cộng, biên độ thực tế của xung tăng lên. Người ta thấy rằng xung tạo ra có biên độ lớn nhất khi lớp trung gian có trở kháng âm bằng trung bình nhân của hai trở kháng âm Z_x và Z_1 :

$$Z_m = \sqrt{Z_x Z_1}$$

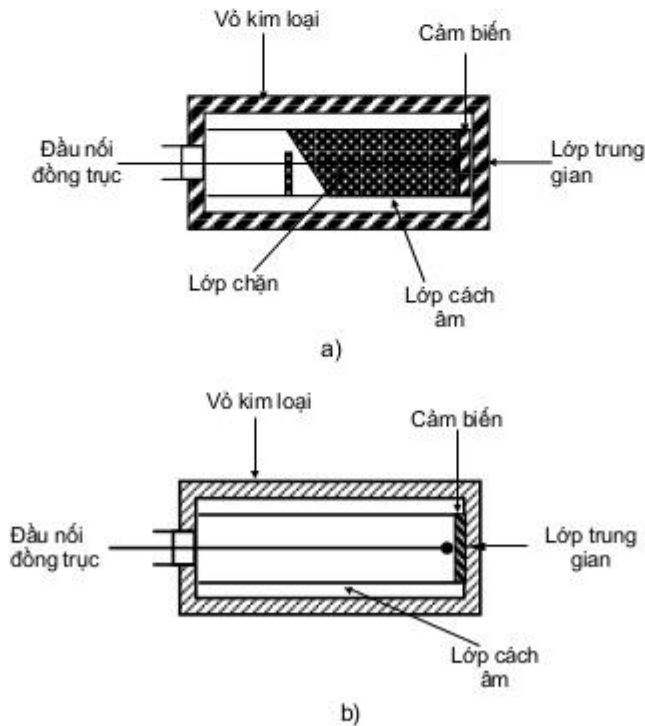


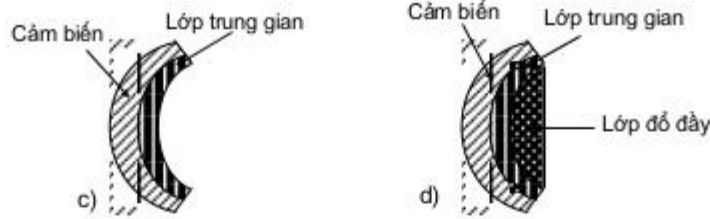
Hình 4 -23. Lớp trung gian với độ dày $1/4$ bước sóng

4.6. Đầu dò siêu âm

Hình 4 -24 biểu diễn cấu trúc hai loại cảm biến: loại sử dụng sóng liên tục cho trị liệu (lớp chặn là không khí) và sử dụng tín hiệu xung tạo ảnh (lớp chặn có trở kháng cao).

Lớp trung gian còn có tác dụng bảo vệ cảm biến, lớp chặn được bao quanh bởi một lớp kim loại tạo thành vỏ chống nhiễu khi thu và chống gây nhiễu khi cảm biến phát. Người ta còn sử dụng lớp cách âm (bằng cao su) nằm giữa cảm biến và vỏ kim loại nhằm không cho tia siêu âm đi vào vỏ kim loại. Mỗi nối tín hiệu được thực hiện như sau: sử dụng dây dẫn để nối điện cực mặt sau lên cảm biến, điện cực phía trước được nối thông qua vỏ kim loại. Việc bịt kín đầu dò không cho hơi ẩm đi vào trong là hết sức cần thiết, không những tránh hư hỏng đầu dò đồng thời còn đảm bảo an toàn điện. Hình 4 -25a biểu diễn loại đầu dò hội tụ sử dụng các cảm biến lòng chảo cùng lớp trung gian tương ứng. Người ta thường sử dụng chất đổ đầy ở bề mặt phía trước, chất đổ đầy này có trở kháng bằng trở kháng của mô tiếp xúc phía trước (hình 4 -25b). Trong quá trình tính toán độ cong của cảm biến cần lưu ý tới sự khúc xạ ở mặt phân cách giữa chất đổ đầy và mô. Trên đây mới chỉ nghiên cứu đối với các cảm biến một phần tử. Chúng ta sẽ nghiên cứu các cảm biến hai phần tử và mảng nhiều phần tử ở phần sau.





Hình 4 - 24. Cấu trúc đầu dò sử dụng tín hiệu xung (a) và đầu dò sử dụng tín hiệu liên tục (b)

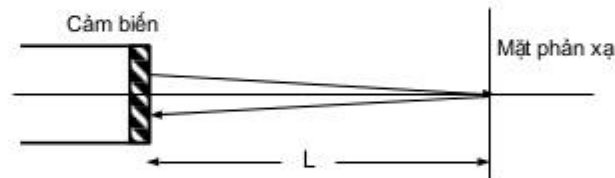
4.7. Máy siêu âm A-scan

4.7.1. Giới thiệu

Thiết bị chẩn đoán siêu âm đơn giản nhất là máy quét chế độ A. Các thiết bị này dựa trên hiện tượng thực tế là tốc độ tia siêu âm trong mô mềm thường có giá trị không đổi (cỡ 1540 m/s). Xác định thời gian đi và phản xạ trở về (τ) của tia siêu âm, người ta tính được khoảng cách (độ sâu) của mặt phản xạ (Hình 2-70)

$$\tau = 2L/c$$

$$L = c \cdot \tau / 2$$

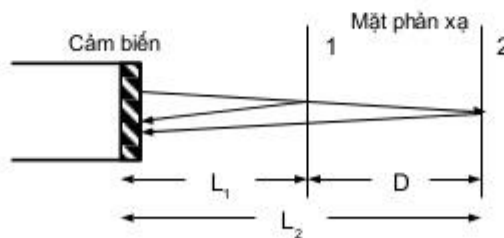


Hình 4 - 25. Đường đi của xung giữa cảm biến và mặt phản xạ
Khoảng cách giữa hai mặt phản xạ (Hình 4 - 26) có thể được tính:

$$L_1 = c \cdot \tau_1 / 2$$

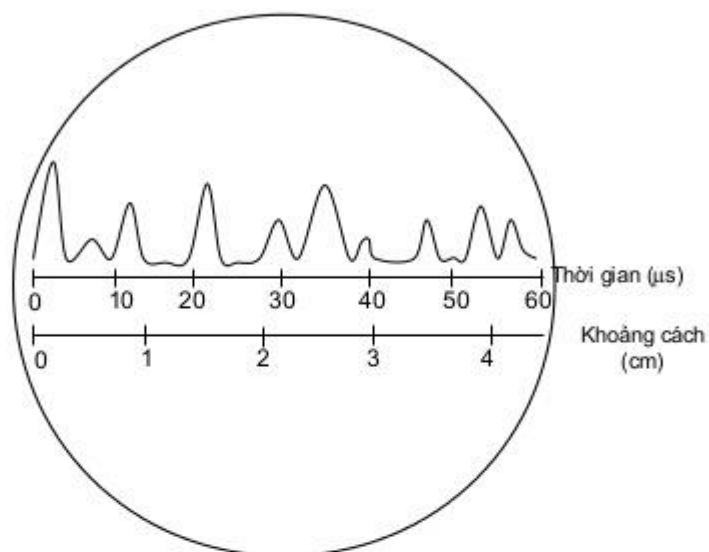
$$L_2 = c \cdot \tau_2 / 2$$

$$D = L_2 - L_1 = (\tau_2 - \tau_1) \cdot c / 2$$



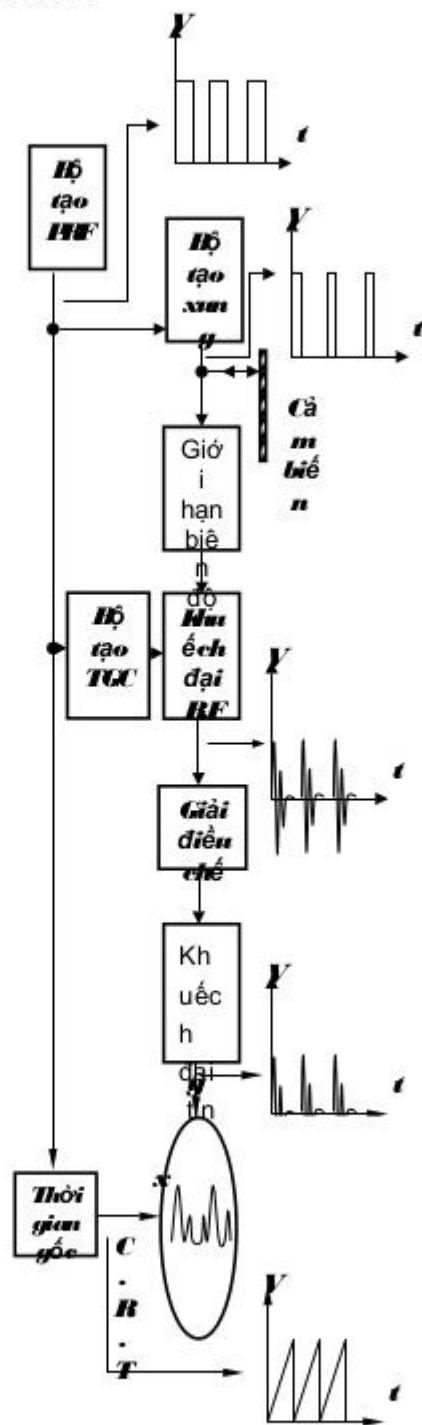
Hình 4 - 26. Đường đi của xung giữa hai mặt phản xạ

Tín hiệu hồi âm được thể hiện bằng xung hình gai trên dao động ký qua hệ thống trục tung và trục hoành, chiều cao của xung thể hiện độ lớn của biên độ tín hiệu hồi âm, vị trí của xung thể hiện khoảng cách các từ đầu dò đến mặt phản xạ. Loại hình thể hiện này thường được dùng trong đo đạc vì có độ chính xác cao.



Hình 4 - 27. *Hiển thị trong chế độ A- scan*

4.7.2. Sơ đồ khối máy siêu âm A-Scan



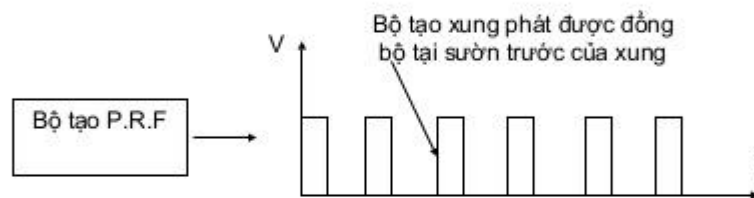
Hình 4 -28. Sơ đồ khối máy A – scan

4.7.2.1. Khối đồng hồ nhịp và phát xung

Đồng hồ nhịp đảm bảo sự hoạt động của các bộ phận của thiết bị người ta thường gọi khối này là khối phát PRF hay khối đồng hồ chủ. Dạng tín hiệu ra là một dãy xung đều đặn. Dãy xung này cũng khởi động khối định thời của ống tia điện tử (CRT).

4.7.2.2. Bộ thu nhận tín hiệu

Tín hiệu siêu âm phản xạ từ môi trường nhờ cảm biến được chuyển thành tín hiệu điện đi qua khối giới hạn biên độ đến khối khuếch đại tín hiệu tần số vô tuyến. Tín hiệu nhận được thường rất yếu so với tín hiệu phát đi, bộ khuếch đại có nhiệm vụ khuếch đại tín hiệu này đến mức đủ lớn. Bộ giới hạn biên độ được sử dụng nhằm bảo vệ bộ khuếch đại RF trong trường hợp xung phát có biên độ lớn.



Hình 4 - 29. Đầu ra của khối tạo tín hiệu PRF

4.7.2.3. Bộ giải điều chế

Bộ giải điều chế làm nhiệm vụ chuyển tín hiệu tần số radio xuất hiện trong khoảng thời gian ngắn ứng với mỗi mặt của phản xạ thành một tín hiệu xung. Quá trình này được mô tả trên hình 4 - 30, tín hiệu ban đầu sau khi khuếch đại được đưa tới bộ chỉnh lưu. Người ta sử dụng bộ lọc ở đầu ra nhằm loại bỏ các thành phần tần số cao, giữ lại tín hiệu đường bao. Có thể sử dụng chỉnh lưu cả sóng hoặc nửa sóng.

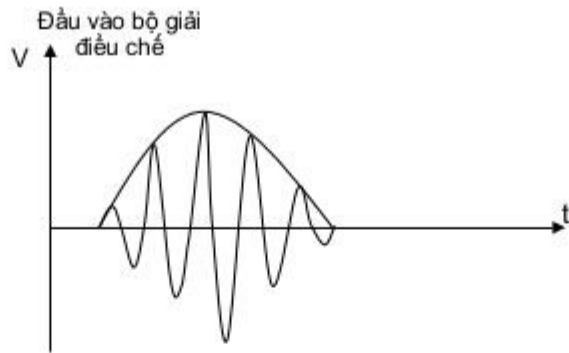
4.7.2.4. Hiển thị

Tín hiệu sau khi giải điều chế được đưa tới bộ khuếch đại tín hiệu video và đi tới hai bản cực Y (trục tung) của ống tia catốt CRT.

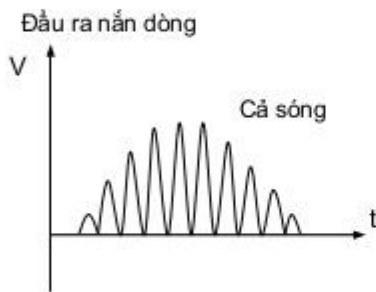
4.7.2.5. Bù khuếch đại thời gian (TGC-Time Gain Compensation)

Do sự suy giảm trên cả hai hướng đi và về của tia siêu âm nên biên độ tín hiệu siêu âm từ các mặt phản xạ giống nhau, ở độ sâu khác nhau sẽ giảm đi dần theo chiều sâu (Hình 4 - 31).

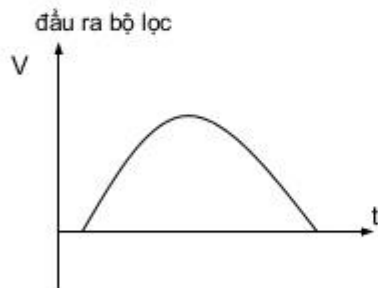
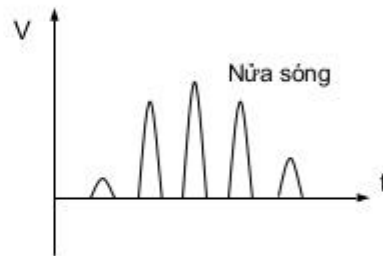
Cần có mạch hỗ trợ sao cho tín hiệu phản xạ từ các mặt phản xạ khác ở độ sâu khác nhau khi hiển thị sẽ có biên độ giống nhau, chính vì thế trong thiết bị A- scan người ta sử dụng tín hiệu bù suy giảm bằng cách tăng hệ số khuếch đại của bộ khuếch đại RF theo thời gian. Theo mỗi xung truyền đi, hệ số khuếch đại được tăng lên để bù suy giảm đối với từng độ sâu tương ứng.



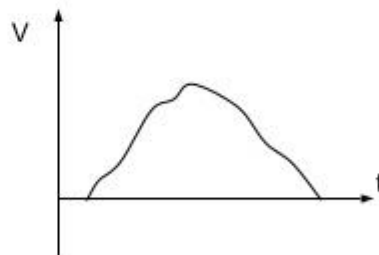
a)



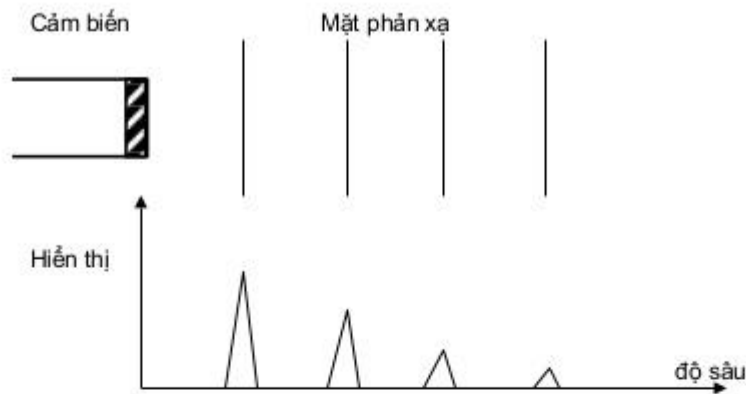
b)



c)

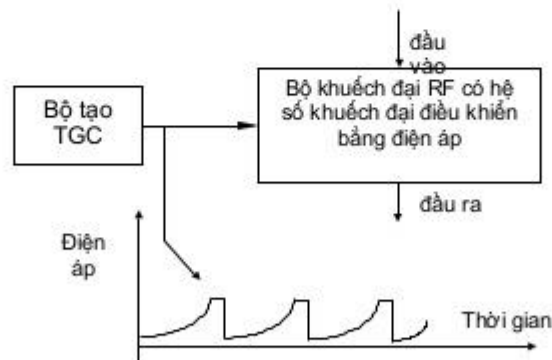


Hình 4-31. Giải điều chế cả sóng và nửa sóng

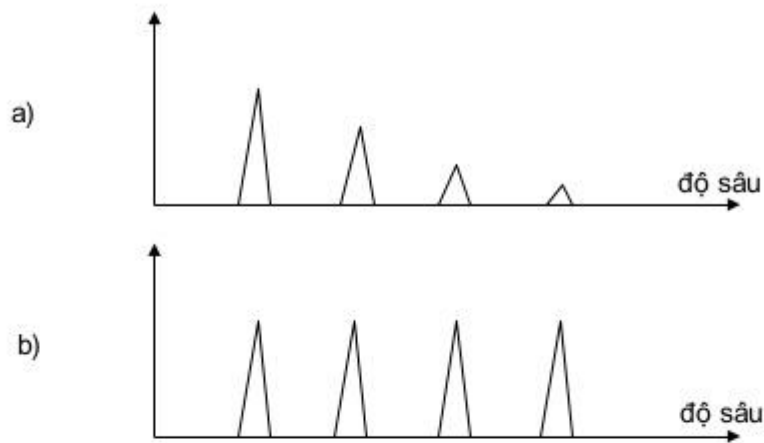


Hình 4-32. Xung gửi đi điều chế từ các mặt phản xạ ở độ sâu khác nhau trong môi trường suy giảm

Hình 4-33 mô tả sơ đồ khối nguyên lý làm việc bù suy giảm theo thời gian, bộ khuếch đại RF có hệ số khuếch đại điều khiển theo điện áp. Bộ tạo điện áp điều khiển TGC (được đồng bộ cùng khối đồng hồ chủ). Mỗi xung được phát đi thì bộ phát tín hiệu điều khiển TGC cũng đưa tới một xung tăng dần điều khiển điện áp đầu vào bộ khuếch đại RF vì vậy tăng dần hệ số khuếch đại của bộ này theo thời gian truyền xung, tức là hệ số khuếch đại của các mặt phản xạ sâu hơn cũng tăng lên. Kết quả là tín hiệu của các mặt phản xạ giống nhau với độ sâu khác nhau khi hiển thị trên màn hình sẽ giống nhau (hình 4-34)



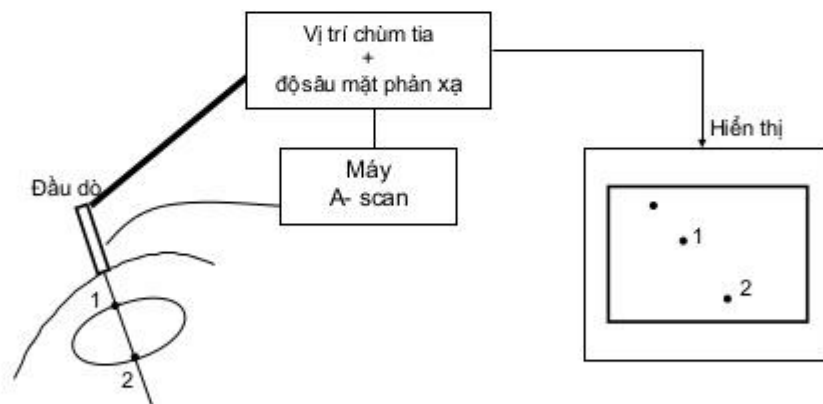
Hình 4-33. Hiển thị A - scan có và không có TGC



Hình 4-34. Biểu thị chế độ A-scan khi van đóng (a) và khi van mở (b)

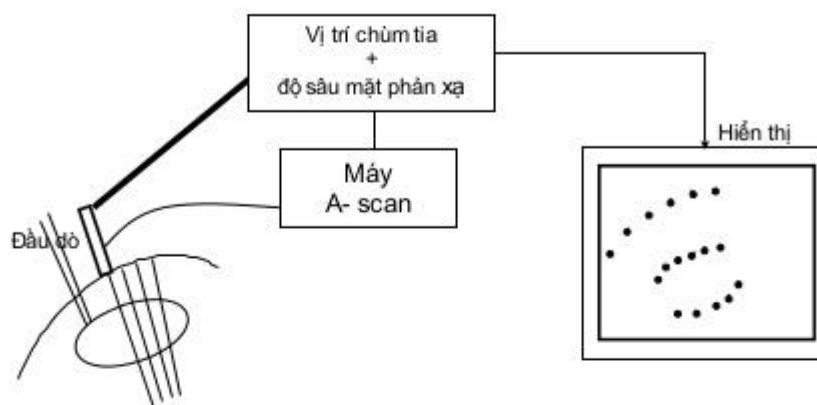
4.8. Máy siêu âm B-scan

Thiết bị quét ở chế độ A cho thông tin về vị trí mặt phản xạ, hay mặt tán xạ dọc theo chùm tia siêu âm. Như vậy nếu ta xác định thông tin về vị trí, hướng của chùm tia cùng với độ sâu (dọc theo chùm tia) thì có thể xác định được vị trí của các cấu trúc phản xạ cũng như có thể hiển thị vị trí này lên màn hình (Hình 4-35).



Hình 4-35. Thiết bị quét B - scan hiển thị các tia phản xạ bằng những chấm sáng

Nếu chùm tia dịch chuyển giới hạn trong một mặt phẳng, trên màn hình tạo ra một ảnh, là mặt cắt của cấu trúc như trên hình 4-36.



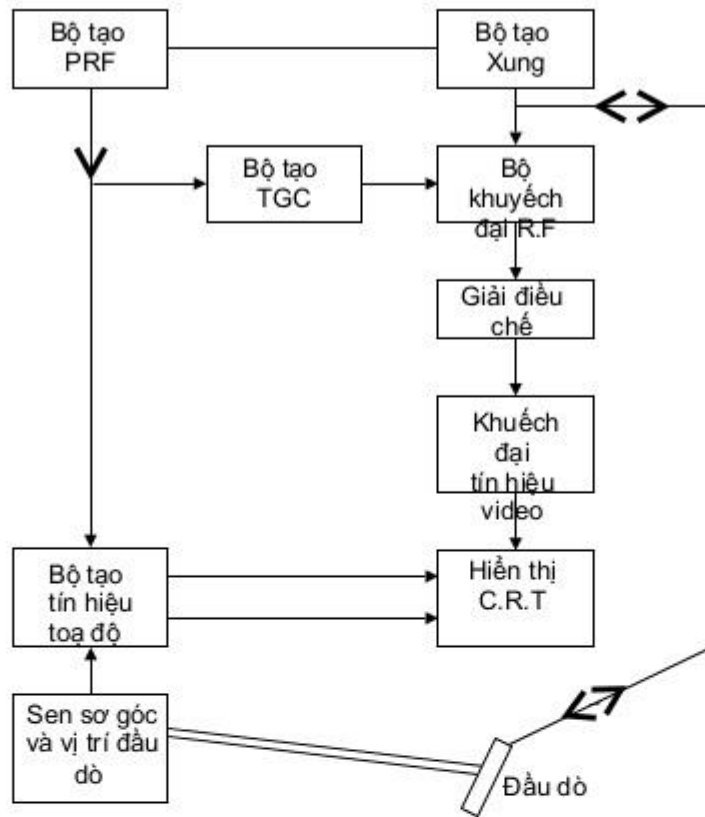
Hình 4-36. Tạo ảnh mặt cắt trong chế độ B-scan

Sơ đồ khối máy quét B-scan được biểu diễn trên hình 4-36. Các thành phần chính bao gồm: máy quét A-scan, cơ cấu định vị đầu dò và hướng chùm tia, bộ tạo tín hiệu tọa độ và màn hiển thị CRT. Để thuận tiện cho việc theo dõi người ta còn sử dụng màn video khi đó cần có thêm bộ chuyển đổi quét từ kiểu quét cho màn CRT sang màn video.

4.8.1. Máy quét thời gian thực

Máy quét thời gian thực dùng theo dõi các cấu trúc động (tim, bào thai), cho thấy sự thay đổi tức thì của mặt phẳng quét. Chùm tia siêu âm được tự động quét qua các mặt phẳng quét với tốc độ phù hợp sao cho cho hình ảnh nhận được không bị nhấp nháy.

Cơ sở của kiểu thể hiện hình ảnh siêu âm hai chiều này là B-mode, được dùng trong hầu hết các thiết bị siêu âm chẩn đoán từ trước cho đến nay, từ các máy "Static Scanner" (Máy quét tĩnh) của thời kỳ sơ khai của ngành siêu âm chẩn đoán thuộc thập niên 50, 60 cho đến các máy quét động "Real time Scanner" từ những thập niên 70 trở lại đây.



Hình 3-37. Sơ đồ khối máy siêu âm B- scan hiển thị CRT

Theo cách thể hiện của B-mode trong siêu âm một chiều thì tương xứng với mỗi vị trí đầu dò trên cơ thể và mỗi hướng của chùm tia nhất định thì trên màn hình ta có một đường tạo ảnh B-mode, phản ánh các mặt phản xạ được tạo ra bởi các cấu trúc cơ thể nằm trên đường truyền của chùm tia siêu âm. Với các máy “Static Scanner” sự tổng hợp tất cả các đường tạo ảnh tương xứng với nhiều vị trí đặt đầu dò trên cơ thể theo nhiều hướng khác nhau trong cùng một mặt phẳng sẽ tạo thành hình siêu âm phản ánh các cấu trúc giải phẫu theo thiết diện cắt ngang qua bởi mặt phẳng nói trên. Vào những năm 60, để thực hiện sự tổng hợp nói trên người ta phải dùng hệ thống cánh tay quét, cấu tạo bởi các trục và khớp nối để điều khiển đầu dò (đã trình bày ở phần trên). Do hạn chế về mặt kỹ thuật, để có được một hình siêu âm cắt khoanh lớp cơ thể thì phải mất rất nhiều thời gian và hình ảnh nhận được chỉ là hình ảnh tĩnh của các cấu trúc, vì vậy người ta gọi hệ thống này là quét hình ảnh tĩnh. Tuy nhiên ưu điểm của hệ thống này là cho cái nhìn tổng thể về các cấu trúc và mối liên quan giữa các cấu trúc chỉ trên một hình.

Để nhìn thấy sự chuyển động tức thời của cấu trúc trong cơ thể (đặc biệt quan trọng trong lĩnh vực tim mạch) thì tốc độ tạo hình phải thật nhanh, tốc độ tạo hình thường dùng (FR- Frame rate) khoảng 25 hình/giây; và giữa những năm thuộc thập niên 70 một thế hệ máy siêu âm mới ra đời cho phép ghi hình tức thời sự chuyển động của các cấu trúc trong cơ thể, gọi là máy quét hình ảnh động (Real Time scanner), tốc độ tạo hình ảnh của các máy này đạt được nhờ kỹ thuật quét chùm tia siêu âm và khả năng xử lý thông tin nhanh của các máy điện toán. Một nhược điểm của máy ghi hình ảnh động là trường quan sát (Field of view) bị hạn chế, không cho một hình ảnh tổng quát như trong kỹ thuật ghi hình tĩnh nói trên, do kỹ thuật ghi hình động bị hạn chế bởi ba yếu tố:

- + tốc độ tạo hình: Frame rate - FR
- + Mật độ đường cho 1 hình- N
- + Độ sâu khảo sát - d

$$1/FR = N \times t = 2N \times d/c$$

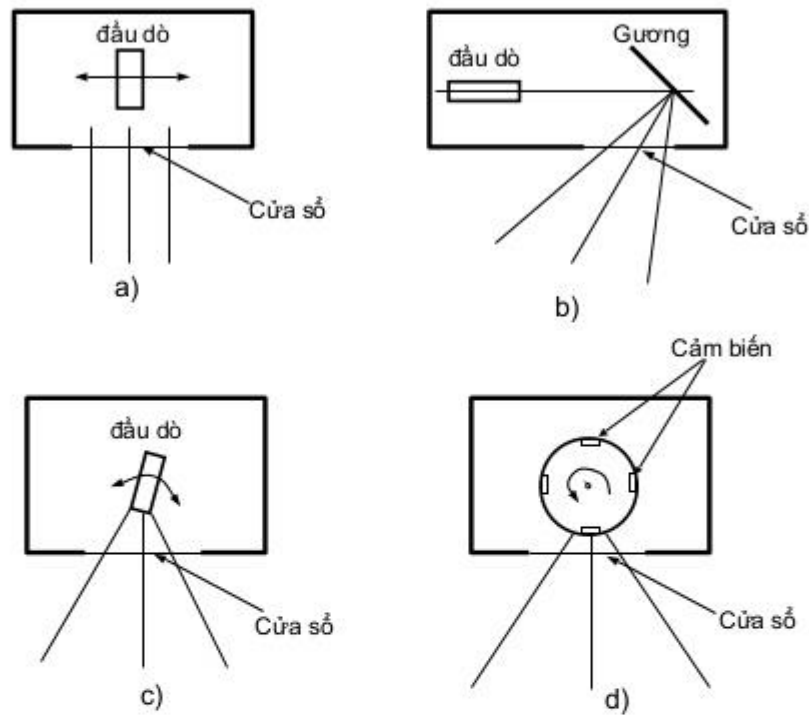
Ở đây: 1/FR thực chất sẽ là thời gian tạo một hình; t thời gian tạo một đường hình (line) - là thời gian cho tia siêu âm đi và về tới đầu dò. Thông thường ở độ sâu khảo sát 20 cm, với số đường tạo ảnh cho một hình là 150 thì số hình trong một giây không thể vượt quá 25 hình. Như vậy, nếu sử dụng diện khảo sát rộng đòi hỏi mật độ đường tạo ảnh lớn để đảm bảo chất lượng hình, và như thế làm tăng thời gian tạo nên một hình và đồng thời giới hạn tốc độ tạo hình của máy.

Một vài năm gần đây nhờ những tiến bộ trong kỹ thuật vi xử lý, người ta đã tạo ra được thế hệ máy có đồng thời cả hai ưu điểm của hai thế hệ máy nói trên, vừa có hình động, vừa khảo sát trên diện rộng gọi là Real time - E.F.O.V. (extended field of view) - Siêu âm thời gian thực tới Trường Nhìn Mở Rộng. Để tạo được diện khảo sát rộng, người ta vừa di chuyển đầu dò theo một thiết diện cắt ngang cơ thể vừa ghi nhận hình ảnh, hình ảnh được tổng hợp liên tục từ các góc quét riêng biệt ứng với các vị trí của đầu dò, kết quả nhận được là một hình tổng quát, đồng thời vẫn giữ được tính động của ảnh. Để thực hiện kỹ thuật này người ta phải sử dụng thuật toán logic mờ với sự xử lý cực nhanh của máy điện toán và bộ vi mạch xử lý truyền thông đa phương tiện (M.V.P.O - Multimedia Video Processor).

4.8.2. Máy quét cơ học

Siêu âm với trường nhìn mở rộng cho phép đánh giá các tổ chức trong sự tương quan toàn thể với các cấu trúc xung quanh, giúp bác sĩ nhìn thấy hình toàn cảnh thay vì phải tưởng tượng bằng cách ghép các mảnh hình riêng biệt lại với nhau. Kỹ thuật này thực sự đã kết hợp được ưu điểm của siêu âm chẩn đoán là độ an toàn cao với ảnh cấu trúc toàn thể mà trước đây chỉ có trên các hình CT hay MR. Kỹ thuật này thực sự mở

ra chân trời mới đối với siêu âm chẩn đoán và đưa các bác sĩ chẩn đoán hình ảnh xích lại gần nhau hơn. Để thu nhận được đường ảnh người ta sử dụng hai phương pháp quét: quét cơ học và quét điện tử.



Hình 4-38. Các kiểu đầu dò quét cơ học. a) dịch chuyển thẳng; b) sử dụng gương phản xạ quay; c) đầu dò dao động; d) sử dụng bánh quay

Một số dạng đầu dò của máy quét cơ học được chỉ ra trên hình 4-38. Trong tất cả các trường hợp, cảm biến đều được đặt trong môi trường dầu nhớt, tia siêu âm chỉ truyền qua cửa sổ trên màng plastic. Động cơ đảm nhiệm việc quay chùm tia. Có nhiều phương pháp quay đầu dò khác nhau.

4.8.3. Quét điện tử

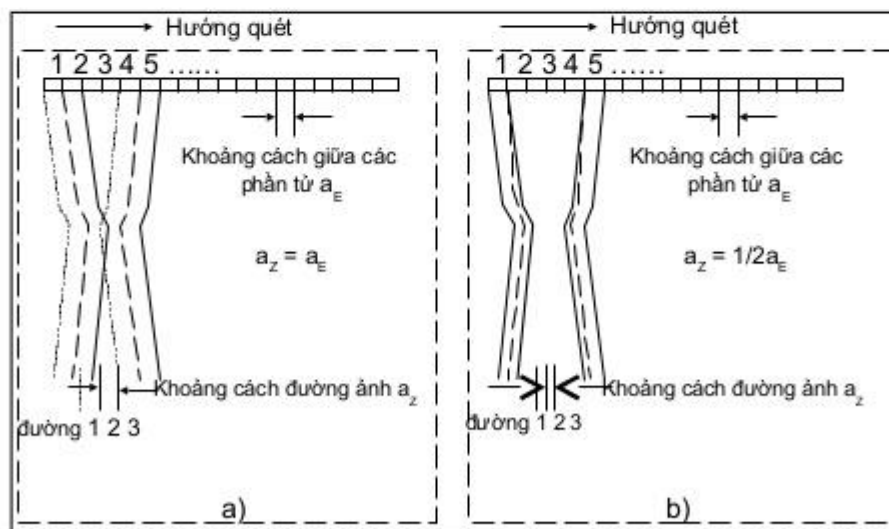
Các tia siêu âm được quét bằng cách: dùng bộ điều khiển khóa điện tử để đóng mở nguồn nuôi các tinh thể sắp xếp kế cận nhau theo một thứ tự thời gian thì các tia siêu âm sẽ được quét theo một phương nhất định. Chúng ta sẽ xem xét một số đầu dò điện tử.

4.8.3.1. Đầu dò mảng tuyến tính

Nguyên lý làm việc: đầu dò được cấu tạo từ một dãy n tinh thể đơn. Tia siêu âm được tạo thành từ nhóm gồm m đơn tinh thể đứng cạnh nhau và được quét bằng cách tắt tinh thể đứng đầu nhóm và bật thêm một tinh thể đứng kế tinh thể cuối cùng (Hình 4-39a). Như vậy tia siêu âm sẽ được dịch đi một khoảng $a_z = a_e$.

Bằng cách thay đổi độ rộng của nhóm người ta có thể tăng số đường ảnh (line density) lên gấp đôi, việc này được thực hiện như sau: đầu tiên và thu tín hiệu bởi tắt tinh thể, sau đó bật thêm một tinh thể kế bên tinh thể cuối cùng mà không tắt tinh thể đầu tiên đi, tạo thành nhóm có $m + 1$ tinh thể, như vậy trong trường hợp này tia siêu âm phát đi từ nhóm $m + 1$ sẽ dịch đi so với tia trước đó có độ rộng m tinh thể một khoảng $a_z = 1/2 a_e$. Sau đó tinh thể đầu tiên được tắt đi và nhóm thứ ba có m tinh thể lại phát đi một tia siêu âm dịch đi so với tia thứ hai một khoảng cũng bằng nửa chiều dày một tinh thể. Cứ thế tiếp tục, một tinh thể mới lại được bật lên cho nhóm thứ tư gồm $m + 1$ tinh thể (hình 4-39.b). Tuy nhiên khi số đường tăng lên gấp đôi thì tốc độ tạo ảnh cũng bị giảm nửa.

Một đặc điểm của đầu dò tuyến tính là có thể thay đổi vị trí điểm Focus bằng cách thay đổi độ rộng (số tinh thể) của nhóm. Nhóm càng lớn thì Focus càng nằm sâu. Thường hình ảnh vị trí Focus có độ phân giải là tốt nên khi dùng đầu dò Linear người ta có thể dịch Focus đến vị trí quan tâm, ngoài ra đầu dò Linear còn có thể làm việc ở chế độ nhiều Focus - từ 2 đến 4 Focus cùng lúc, tuy nhiên để tăng Focus người ta phải tăng số đường và do đó phải giảm FR, ví dụ FR giảm nửa trong trường hợp dùng 2 Focus



Hình 4-39. Nguyên lý làm việc của đầu dò mảng tuyến tính

- Ưu điểm của đầu dò tuyến tính:

- + Vùng thăm khám rộng
- + Khả năng thể hiện các vùng gần bề mặt tốt
- + Thực hiện được kỹ thuật Focus động
- + Không có phần cơ khí

- Nhược điểm:

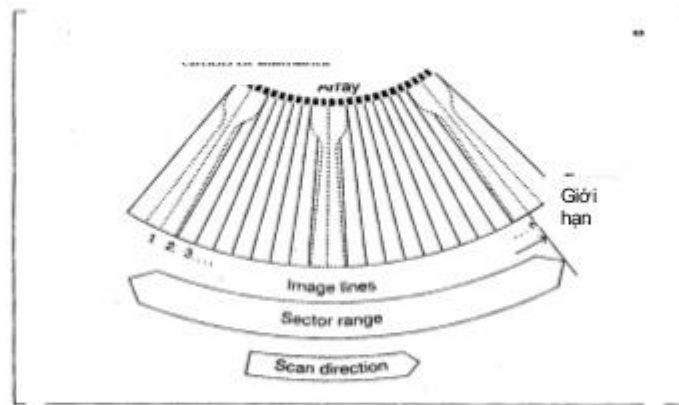
- + Kích thước lớn
- + Độ phân giải theo chiều dọc và ngang khác nhau
- + Nhiều lớn và hiệu ứng cánh sóng phụ lớn hơn đầu dò cơ khí.

- Ứng dụng:

- + Vùng bụng
- + Sản, phụ khoa
- + Tuyến giáp
- + Mạch gần bề mặt
- + Các ứng dụng đặc biệt: đầu dò Biopsy, nội soi phẫu thuật

4.8.3.2. Đầu dò Convex

Nguyên lý làm việc của đầu dò Convex giống hệt như đầu dò mảng tuyến tính, chỉ khác ở chỗ các đơn tinh thể không xếp theo hàng ngang mà xếp theo hình cong.



Hình 3.8. Nguyên lý làm việc của đầu dò Convex

Linear

Ưu điểm:

- + Quét theo hình rẽ quạt mà không cần phần cơ khí và động bộ pha.
- + Bề mặt tiếp xúc nhỏ hơn của Linear
- + Có dạng cong nên có khả năng áp vào nhiều vùng của cơ thể.

Nhược điểm:

+ Bề mặt tiếp xúc rộng hơn so với đầu dò mảng pha với cùng một độ mờ.

Ứng dụng: Vùng bụng và vùng xương chậu.

4.8.3.3. Đầu dò mảng pha (Phased Array)

Nguyên lý làm việc: tia siêu âm được lái bằng điện tử theo góc hình rẽ quạt nên loại đầu dò này còn gọi là Sector điện tử. Các tinh thể được bật tắt qua bộ trễ thời gian (hình 4-41), nếu thời gian trễ t_1 lớn hơn t_0 thì xung phát sẽ tới được tinh thể n trước và tinh thể 1 cuối cùng, mỗi tinh thể nếu đủ nhỏ có thể coi như một nguồn điểm của sóng, các nguồn điểm khi cộng chồng lên nhau sẽ tạo ra mặt sóng. Từ trên 4-41 ta thấy do t_1 là lớn nhất nên khi xung điện tới được tinh thể 1 thì sóng phát ra từ tinh thể n đã đi được một đoạn $s = (t_1 - t_0) \times c$, tương tự như vậy cho các tinh thể khác ở giữa.

Góc nghiêng của mặt sóng được tính như sau:

$$\varphi = \arcsin (t_1 - t_0) c / A$$

A : độ dài của đầu dò

Chiều dài hiệu dụng của đầu dò bằng:

$$A' = - A \cos \varphi$$

Ưu điểm:

+ Bề mặt tiếp xúc nhỏ

+ Đầu dò nhỏ, nhẹ

+ Khả năng thăm khám đặc biệt cao

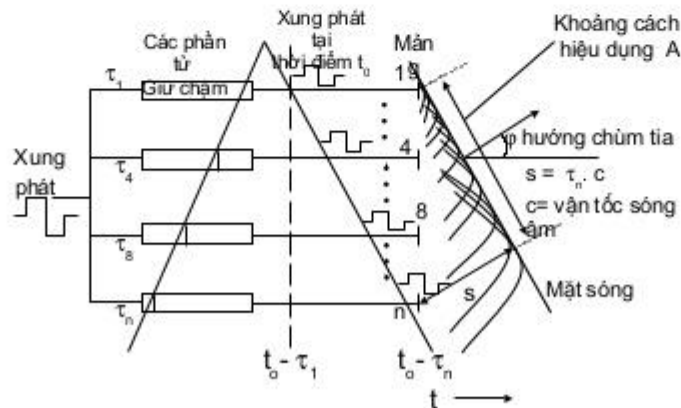
+ Hiện thị đồng thời B- mode, Doppler và TM - mode

+ Quét rẽ quạt mà không cần bộ phận cơ khí

Nhược điểm:

+ Giá thành cao

+ Góc quét nhỏ



Hình 4-41. Nguyên lý làm việc của đầu dò mảng pha

Ứng dụng:

+ Siêu âm tim qua khe liên sườn

+ Các ứng dụng đặc biệt: nội soi qua thực quản, nội soi qua thành bụng.

4.9. Độ phân giải của đầu dò siêu âm

Độ phân giải khoảng cách nhỏ nhất giữa 2 điểm (tính bằng mm) trên hình siêu âm còn phân biệt được, và được tính như sau: tính theo độ chênh tín hiệu từ điểm cắt của sườn hai xung có biên độ như nhau, phản xạ từ hai điểm cạnh nhau, đến đỉnh xung; phụ thuộc vào sự thu nhận và xử lý tín hiệu của đầu dò và máy sao cho mức chênh tín hiệu này tối thiểu phải là -6dB , thì khoảng cách giữa hai điểm được coi là độ phân giải của đầu dò.

Có một sự khác biệt giữa độ phân giải dọc và độ phân giải ngang

- Độ phân giải dọc (axial resolution): Phụ thuộc chủ yếu vào tần số của đầu dò, và được xác định bằng độ rộng xung phát. Do đó độ rộng xung càng nhỏ, hay nói cách khác xung càng hẹp thì độ phân giải dọc càng tốt và thường có giá trị cỡ hai lần bước sóng.

- Độ phân giải ngang (Lateral Resolution): phụ thuộc rất nhiều vào trường âm, độ rộng của chùm tia, có nghĩa là phụ thuộc vào công nghệ chế tạo đầu dò. Độ phân giải ngang cũng phụ thuộc vào tần số của đầu dò và có giá trị số tốt nhất nằm trong khoảng hội tụ của đầu dò, và thường có giá trị cỡ bốn đến năm lần bước sóng.

4.10. Xử lý ảnh trong máy siêu âm

Trong siêu âm một trong những nhiệm vụ quan trọng là xử lý tín hiệu ảnh, người ta sử dụng nhiều thuật toán và các phương pháp khác nhau để có thể biểu diễn ảnh tốt nhất. Dưới đây giới thiệu một số phương pháp nâng cao hiệu quả xử lý ảnh.

4.10.1. Tiền xử lý

- Khuếch đại tín hiệu

Tín hiệu sau khi thu nhận từ đầu dò được khuếch đại tới biên độ đủ lớn, hệ số khuếch đại được tính bằng dB, là tỉ số giữa biên độ sau khi khuếch đại và trước khi khuếch đại:

$$G = 20\log(U_2/U_1) [\text{dB}]$$

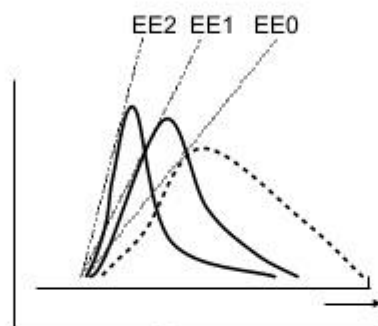
- Khuếch đại bù theo độ sâu

Khuếch đại bù theo độ sâu DGC (Depth Gain Compensation) hay TGC (Time Gain Compensation) thực chất là sự khuếch đại tăng dần theo thời gian: sau khi sóng siêu âm được truyền đi, tín hiệu hồi âm từ những mặt phản xạ ở xa được khuếch đại

nhiều hơn so với những tín hiệu từ các mặt phản xạ gần, do đó khắc phục được hiện tượng biến độ phản xạ bị suy giảm theo chiều sâu.

- Khuếch đại tăng bờ-EE (Edge Enhancement)

EE có tác dụng tăng độ phân giải dọc theo phương truyền của tia siêu âm bằng cách tăng độ vi phân của tín hiệu; khi tăng EE, hình siêu âm được biểu thị có hạt nhỏ hơn, các bề mặt vuông góc với phương truyền của tia siêu âm được vẽ ra rõ nét hơn (ví dụ như các lớp thành mạch), vì vậy phép xử lý này được gọi là khuếch đại tăng bờ. Hình 4-42 minh họa việc xử lý hình trong chế độ này.



Hình 4-42. Xử lý khuếch đại tăng bờ (Edge Enhancement)

- Dải động DR (Dynamic Range)

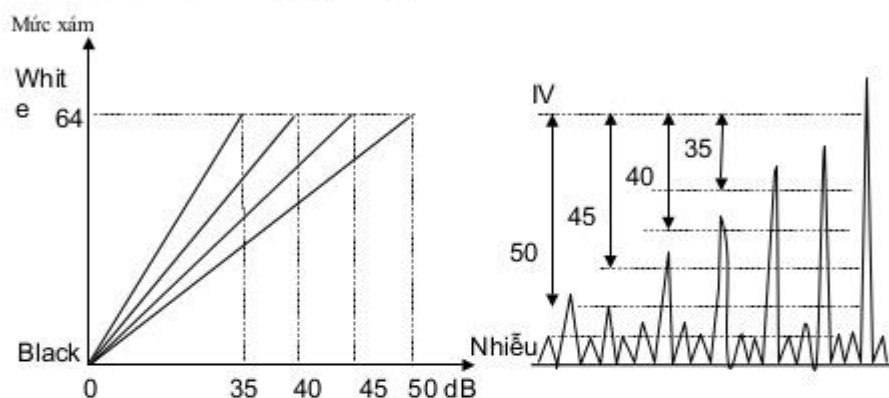
Hình ảnh siêu âm hai chiều tạo bởi từ tín hiệu phản xạ của tia siêu âm được ghi lại theo vị trí dưới dạng ma trận và theo trình tự thời gian với tốc độ thời gian thực. Các tín hiệu phản xạ này nằm trong khoảng tín hiệu rất rộng.



Hình 2-87. Dải tín hiệu hồi âm

Như ta thấy trên hình 4-43. Mặt phân cách mô mềm - không khí, tín hiệu phản xạ lớn nhất và nằm trong khoảng 1-10V. Mặt phân cách các cơ quan (bề mặt các cơ

quan) cho tín hiệu trong khoảng $100\mu\text{V}$ - 100mV . Nhu mô của các cơ quan cho tín hiệu phản xạ trong khoảng $10\mu\text{V}$ - 10mV . Chất lỏng cho tín hiệu phản xạ khoảng $10\mu\text{V}$. Như vậy toàn bộ tín hiệu thu được sẽ nằm trong khoảng $10\mu\text{V}$ - 10mV , tức là tỉ lệ $U_{\text{max}}/U_{\text{min}} = 10^6$ lần, hay nói cách khác $U_{\text{max}}/U_{\text{min}} = 120\text{ dB}$. Nhưng thực chất trong chẩn đoán người ta không cần quan sát toàn bộ dải tín hiệu trên cùng một lúc. Về mặt ý nghĩa, dải động là khoảng tín hiệu cần thiết có thể biểu diễn được và là tỷ lệ giữa tín hiệu lớn nhất và tín hiệu nhỏ nhất trong khoảng tín hiệu cần quan tâm. Các Dải động thường gặp là 35, 40, 45, 50, 55 hoặc 60dB. Mỗi dải động được chọn thường được biểu diễn bởi 64 mức xám (grey scale).



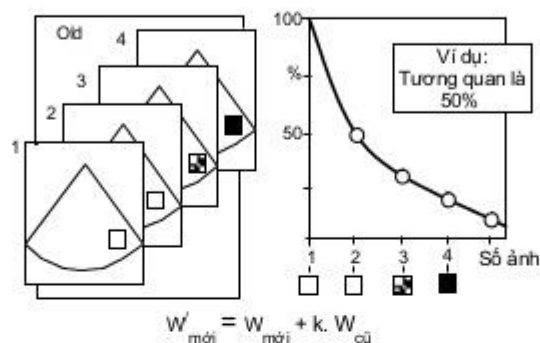
Hình 4-44. Xử lý thay đổi dải động

Thay đổi dải động của tín hiệu để đáp ứng độ tương phản của hình ảnh siêu âm cực đại. Các giá trị DR thấp cần thiết khi cần nhìn rõ các đường bao và do đó thường được sử dụng khi chẩn đoán tim mạch. Các giá trị DR cao cho phép biểu thị rõ các cấu trúc và do đó thường được sử dụng khi chẩn đoán nội tổng quát.

- Độ tương quan (correlation-CL)

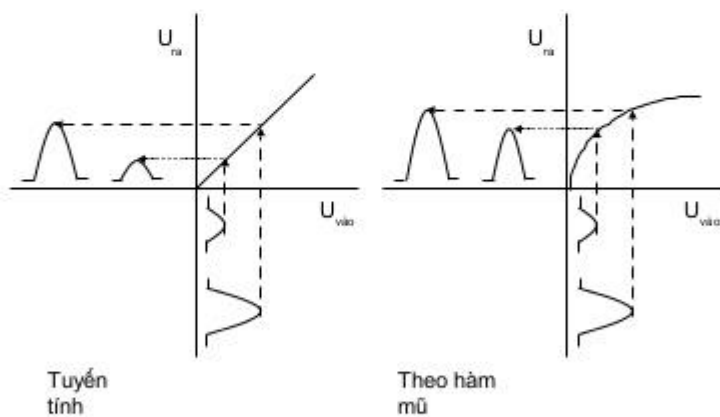
Có thể hiểu độ tương quan là sự trung bình hoá theo thời gian của bộ nhớ ảnh. Sự trung bình hoá theo thời gian được thực hiện sao cho khi các thông tin mới được ghi vào bộ nhớ thì một phần các thông tin cũ vẫn còn được giữ lại. Thông tin đã lưu giữ và thông tin mới nhận được kết hợp lại để tạo ra ảnh mới theo các tỉ lệ có thể lựa chọn: $CL = \text{giá trị hiện tại} / \text{giá trị đã có trước}$, CL có thể được dùng trong những trường hợp ảnh không thay đổi hoặc thay đổi chậm (ví dụ: vùng bụng, mạch ngoại vi) để cải thiện tỉ lệ tín/ tạp, tức là cải thiện ảnh, tạo hiệu ứng làm dịu ảnh nhờ loại bỏ được những nhiễu tức thời gây ra do các chuyển động của cơ, mô

Trong ví dụ dưới đây, độ mịn cực đại đạt được với CL3 = 50/50. Đối với những vật thể chuyển động nhanh ví dụ như tim, thì CL làm mờ các chuyển động của van tim, thành tim, do đó khi khảo sát các biên độ chuyển động nên đặt CL ở giá trị thấp nhất = CL0 = 100/0



Hình 4-45. Xử lý tương quan

4.10.2. Hậu xử lý (Postprocessing)



Hình 4-46. Hậu xử lý

Chức năng này cho phép người sử dụng làm nổi rõ hoặc làm mờ đi các mức xám (grey scale) riêng lẻ hoặc nhóm mức xám ở các ảnh siêu âm để giúp cho việc đọc hình được dễ dàng nhất bằng cách thay đổi hệ số khuếch đại cho các mức xám. Trên hình 4-46 là một ví dụ, tùy vào yêu cầu cụ thể mà người ta sử dụng các hàm khuếch

đại tín hiệu là tuyến tính, mũ hay một hàm đặc biệt. Hậu xử lý có thể thực hiện ở chế độ thời gian thực (B - mode) hoặc ở chế độ ảnh dừng.

4.11. Các chương trình đo và tính toán

Thiết bị chính bao gồm thân máy, bàn phím, màn hình và lưu trữ hình ảnh. Toàn bộ giao tiếp để điều khiển và xử lý ảnh được thực hiện qua bàn phím. Qua bàn phím có thể đưa tên, tuổi bệnh nhân, các chú dẫn trên hình, các pictogram..., thay đổi chế độ (mode) làm việc của máy, thực hiện các phép xử lý hình, các phép đo

4.11.1. Chương trình đo và tính toán

+ Ở chế độ B - mode: khoảng cách, chu vi, diện tích, thể tích, góc

+ Ở chế độ M- mode: chiều sâu, thời gian, vận tốc, nhịp tim.

+ Riêng trong phép đo và tính thể tích thì các máy khác nhau được cài đặt để tính theo các công thức khác nhau:

- Tính thể tích hình tròn: dùng track ball để chia ra đường kính của cơ quan hay bộ phận cần đo. Thể tích sẽ được tính theo công thức tính thể tích hình cầu tròn. Phương pháp này đơn giản song không chính xác vì hình dạng của các khối cần đo thường không phải là hình cầu tròn.

- Tính thể tích E- lip: Thể tích hình elip có thể được tính theo 3 cách:

- Tính theo hai đường kính ngắn và dài:

Để tính theo công thức này, cần phải nạp vào máy kích thước của hai đường kính L và D. Thể tích sẽ được tính theo công thức:

$$V = \pi LD^2/6$$

- Tính theo diện tích lớn của hình elip:

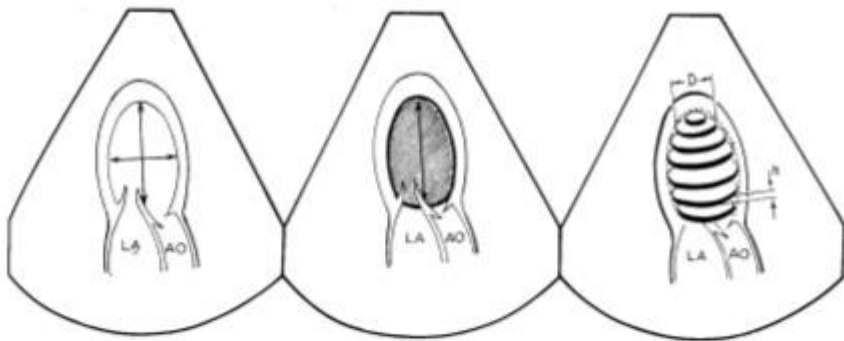
Dùng track ball hoặc joystick vẽ theo đường bao quanh của thiết diện lớn (a) và chiều dài của trục dọc (L). Thể tích sẽ được tính theo công thức:

$$V = 8 A^2/3\pi L$$

Tính theo phương pháp Simson: cách nạp dữ liệu cũng giống như phương pháp Area- length diameter song máy sẽ tính thể tích của hình bằng cách tính thể tích của từng lát cắt sau đó cộng lại:

$$V = (\pi h/4) \times (D_1^2 + D_2^2 + D_n^2)$$

Phương trình này đúng với bất kỳ một cấu trúc dạng cầu nào.



CHIỀU DÀI - ĐƯỜNG KÍNH

DIỆN TÍCH - CHIỀU DÀI

SIMPON

Hình 4-47. Các phương pháp tính thể tích hình elip

4.11.2. Các chương trình chuyên khoa

4.11.2.1. Chương trình chuyên cho sản

+ Tính tuổi thai và dự tính ngày sinh: Máy thường được cài đặt theo một hoặc nhiều bảng trong số các bảng sinh học dưới đây để tính tuổi thai và dự sinh, mỗi bảng có từ 1 đến 2 chuẩn. Ngoài ra tất cả các bảng sinh học đều có thể cài đặt thêm từ ngoài vào như đối với máy tính.

Với mỗi thông số có thể cài đặt để tính theo phép đo trực tiếp hoặc trung bình của mỗi phép đo.

Ngoài ra một số chương trình phần mềm chuyên biệt có thể được cài đặt như: tính tuổi thai và dự sinh theo hai khoảng cách hai hốc mắt, chiều dài gáy, chiều dài xương cánh tay, chiều dài xương ống chân, bàn chân hoặc các chương trình chuyên cho song thai, các chương trình chuyên cho phụ khoa

GSD	- Gestational sac diameter:	Đường kính túi thai
CRL	- Crown rump length:	Chiều dài đầu mông
BPD	- Biparietal diameter:	Đường kính lưỡng đỉnh
OFD	- Occipital frontal diameter:	Đường kính trước sau đầu
HC	- Head Circumference:	Chu vi đầu
FL	- Femur length:	Chiều dài xương đùi
TBD	- Tranverse body diameter:	Đường kính ngang thân
APBD	- Anterior - pody diameter:	Đường kính trước sau thân
AC	-Abdominal circumference:	Chu vi thân
CHD	- Chorion diameter:	Đường kính bánh nhau

+ Để tính cân nặng thai nhi máy có thể được cài nhiều công thức khác nhau, sau đây là hai ví dụ:

Hasmann: tính theo TBD & BPD

EFBW (Estimated Fetus Body Weight) = Dự tính cân nặng = $64.9145 \times TBD - 105.775 \times BPD - 0.20562 \times TBD^2 + 0.930707 \times BPD^2 + 515.263$

Warsof: tính theo BPD & AC

$\text{Log}_{10}(\text{EFBW}/1000) = 0.0166 \times BPD + 0.0046 \times AC - 0.00002646 \times BPD \times AC - 1.7492$

Một số máy còn cho phép cài đặt công thức từ ngoài vào.

4.11.2.2. Chương trình chuyên tim

Tùy theo khả năng đo và tính của từng máy cụ thể, máy có thể đánh giá được chức năng thất trái qua thể tích cũng như đường kính cuối tâm trương và tâm thu, đánh giá thể tích tổng máu và thời gian tổng máu, vận tốc chuyển động của van tim, thành tim, đánh giá thành sau thất trái... Một số các thông số có thể đo và tính được trên hình siêu âm (B - mode) như:

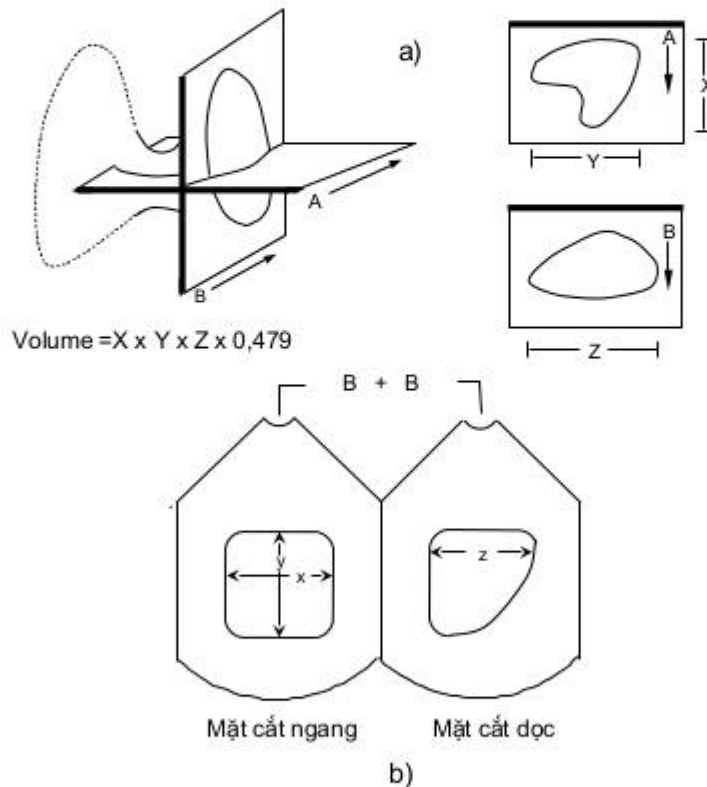
AoD = [mm] Đường kính lỗ van động mạch chủ

AoS	= [mm]	Biên độ mở van động mạch chủ
Lamax	= [mm]	Đường kính nhĩ trái – max
RVED	= [mm]	Đường kính thất phải cuối tâm trương
LVESD	= [mm]	Đường kính thất trái cuối tâm thu
FS	= [%]	Phần trăm co cơ của thất trái (tính theo LVD)
Efslope	= [mm/s]	Vận tốc chuyển động của van hai lá
LVEDV	= [ml]	Thể tích thất trái cuối tâm trương
LVESV	= [ml]	Thể tích thất trái cuối tâm thu
SV	= [ml]	Thể tích tổng máu của một lần bóp
EFrac	= [%]	Phần trăm tổng máu (tính theo LVV)

Hình 4-48. Ví dụ minh họa phương pháp đo và tính thể tích tuyến giáp và xác định lượng nước tiểu tồn lưu

4.11.3. Một số chương trình khác

+ Tính thể tích nước tiểu tồn lưu



Xác định lượng nước tiểu tồn lưu

Thể tích của bàng quan chứa đầy được xác định từ các ảnh cắt theo chiều dọc và theo chiều ngang (phương pháp 3 trục). Để xác định được yêu cầu phải có 2 ảnh được lưu.

+ Chương trình chuyên cho tính thể tích tuyến giáp: chỉ cần nhập 3 kích thước X,Y, Z trên hai mặt cắt dọc và ngang sau đó máy sẽ tự tính toán ra kết quả cuối cùng (hình 2-92b).

+ Chương trình chuyên cho chẩn đoán Prostate qua nội soi Rectum

+ Chương trình chuyên cho chẩn thương chỉnh hình: yêu cầu phải có 2 ảnh được lưu.

Chương 5: Thiết bị xét nghiệm sinh hóa

5.1. Những vấn đề chung của phép đo

5.1.1. Sự xuất hiện phổ hấp thụ nguyên tử

Khi chiếu 1 chùm tia sáng có bước sóng xác định vào đám hơi nguyên tử nào đó thì các nguyên tử tự do sẽ hấp thụ các bức xạ mà nó có thể phát ra được trong quá trình phát xạ. Lúc đó nguyên tử đã nhận năng lượng dưới dạng các tia bức xạ và nó chuyển lên trạng thái kích thích có năng lượng cao hơn trạng thái cơ bản. Quá trình đó được gọi là quá trình hấp thụ năng lượng của nguyên tử. Phổ sinh ra trong quá trình này được gọi là phổ hấp thụ nguyên tử.

$$\Delta E = (E_m - E_0)h\nu \quad (1.1)$$

hay
$$\Delta E = hc/\lambda \quad (1.2)$$

Trong phép đo phổ hấp thụ nguyên tử đám hơi nguyên tử của mẫu trong ngọn lửa hay trong cuvet graphit là môi trường hấp thụ bức xạ (hấp thụ năng lượng). Muốn có phổ hấp thụ nguyên tử trước hết phải tạo ra được đám hơi nguyên tử tự do, sau đó chiếu vào nó 1 chùm tia sáng có những bước sóng xác định trùng với bước sóng tia phát xạ.

5.1.2. Cường độ của vạch phổ hấp thụ

Mối quan hệ giữa cường độ vạch phổ hấp thụ và nồng độ C (trong vùng nồng độ nhỏ) của nguyên tố đó trong đám hơi tuân theo định luật Lambert- Beer:

$$I = I_0 \cdot e^{-K_v \cdot N \cdot l} \quad (1.3)$$

I_0 là cường độ chùm sáng qua đám hơi nguyên tử

K_v là hệ số hấp thụ nguyên tử của vạch phổ tần số:

$$K_v = K_0 \cdot e^{-\frac{A}{2RT} \left(\frac{\nu - \nu_0}{\nu_0} \right)^2} \quad (1.4)$$

K_0 là hệ số hấp thụ tại tâm vạch phổ ứng với tần số ν_0

A là nguyên tử lượng của nguyên tố hấp thụ bức xạ.

R là hằng số khí

T là nhiệt độ của môi trường hấp thụ

Cường độ của vạch hấp thụ nguyên tử D:

$$D = \log(I_0/I) = 2,303 K_v N I \quad (1.5)$$

Trong đó N bằng:

$$N = 3 \cdot 10^{21} \frac{F \cdot w \cdot s \cdot n \cdot R_0}{Q \cdot T \cdot n_T} C \quad (1.6)$$

F là tốc độ dẫn mẫu

w là hiệu suất aerosol hoá

s là hiệu suất nguyên tử hoá

n_R là số phân tử khí ở nhiệt độ phòng

n_T là số phân tử khí ở nhiệt độ T

Q là tốc độ của dòng khí mang mẫu vào buồng nebulai hoá (lit/phút)

C là nồng độ nguyên tố hấp thụ bức xạ trong dung dịch mẫu.

5.1.3. Nguyên tắc và trang bị của phép đo AAS

AAS là phép đo phổ hấp thụ nguyên tử. Muốn thực hiện phép đo AAS cần phải theo các quá trình sau:

- Chọn các điều kiện và một loại trang bị phù hợp để chuyển mẫu phân tích từ trạng thái ban đầu thành trạng thái hơi của các nguyên tử tự do. Gọi là quá trình nguyên tử hoá mẫu.

- Chiếu chùm tia sáng phát xạ của nguyên tố cần phân tích qua đám hơi nguyên tử vừa điều chế trên. Phần cường độ của chùm tia sáng bị một loại nguyên tử hấp thụ là phụ thuộc vào nồng độ của nó trong môi trường hấp thụ.

- Máy đo quang phổ thu, phân ly và chọn vạch phổ của nó. Cường độ đó chính là tín hiệu hấp thụ của vạch phổ hấp thụ.

Máy đo phổ hấp thụ nguyên tử phải bao gồm các phần cơ bản sau:

- Phần 1: Nguồn phát bức xạ cộng hưởng của nguyên tố cần phân tích. Đó là đèn catốt rỗng (HCL), các đèn phóng điện không điện cực (EDL), hay nguồn phát xạ liên tục đã được biến điệu.

- Phần 2: Hệ thống nguyên tử hoá mẫu phân tích. Có thể theo kỹ thuật nguyên tử hoá bằng ngọn lửa (F-AAS) hoặc nguyên tử hoá không ngọn lửa (ETA-AAS).

+ Kỹ thuật nguyên tử hoá bằng ngọn lửa gồm:

- * Bộ phận dẫn mẫu vào buồng aerosol hoá và thực hiện quá trình aerosol hoá mẫu

- * Đèn để nguyên tử hoá mẫu khi đốt cháy hỗn hợp khí có chứa mẫu ở thể huyền phù khí

- + Kỹ thuật nguyên tử hoá mẫu không ngọn lửa: Dùng lò nung nhỏ bằng graphit (cuvet graphit) để nguyên tử hoá mẫu nhờ nguồn năng lượng điện có thế thấp (< 2V) nhưng dòng rất cao (50-500A).

- Phần 3: Máy quang phổ, là bộ đơn sắc có nhiệm vụ thu và phân li và chọn tia sáng cần đo hướng vào nhân quang điện để phát hiện tín hiệu hấp thụ AAS.

- Phần 4: Hệ thống chi thị tín hiệu hấp thụ của vạch phổ. Nó có thể là một điện kế hay một máy tự ghi pic của vạch phổ hoặc bộ hiện số hoặc máy in. Các máy hiện đại còn có thêm Microcomputer hay Microprocessor. Nhiệm vụ của nó là xử lý các kết quả đo và lập trình điều khiển tất cả 4 phần trên.

5.1.4. Ưu nhược điểm của phép đo AAS

- Ưu điểm:

+ Độ nhạy và độ chọn lọc cao. Gần 60 nguyên tố hoá học có thể xác định với độ nhạy từ 1.10^{-4} đến 1.10^{-5} %. Đặc biệt nếu sử dụng kỹ thuật nguyên tử hoá không ngọn lửa thì có thể đạt tới độ nhạy đến 1.10^{-7} %.

+ Nhiều trường hợp không phải làm giàu nguyên tố cần xác định trước khi phân tích nên tốn ít nguyên liệu mẫu, tốn ít thời gian và không phải sử dụng nhiều hoá chất tinh khiết cao khi làm giàu mẫu. Mặt khác tránh được sự nhiễm bẩn mẫu khi xử lý qua các giai đoạn phức tạp.

+ Thao tác nhẹ nhàng, các kết quả phân tích có thể ghi lại trên băng giấy hay giản đồ để lưu trữ. Có thể xác định đồng thời hay liên tiếp nhiều nguyên tố trong 1 mẫu. Các kết quả phân tích rất ổn định, sai số nhỏ, nhiều khi sai số không quá 15% với vùng nồng độ cỡ ppm.

- Nhược điểm:

+ Hệ thống máy tương đối đắt tiền.

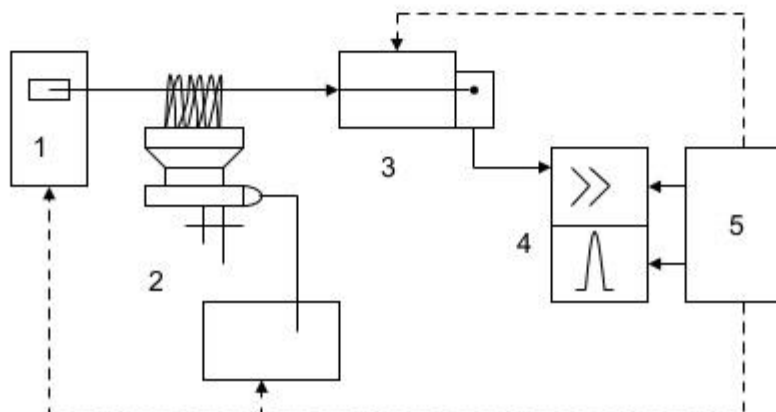
+ Vì độ nhạy cao nên sự nhiễm bẩn có ý nghĩa tới kết quả phân tích. Đòi hỏi môi trường phải rất sạch, dụng cụ và hoá chất có độ tinh khiết cao.

+ Máy móc khá tinh vi phức tạp, đòi hỏi kỹ sư bảo dưỡng sửa chữa phải có trình độ cao.

+ Nhược điểm chính là ta chỉ biết thành phần nguyên tố của chất ở trong mẫu phân tích mà không chỉ ra trạng thái liên kết của các nguyên tố ở trong mẫu.

5.1.2. Cấu trúc thiết bị đo ASS

1- Nguồn phát tia bức xạ đơn sắc; 2- hệ thống nguyên tử hoá mẫu; 3- hệ thống đơn sắc và detector; 4-Bộ khuếch đại và chi thị kết quả đo; 5- Microcomputer.



Hình 5-1. Sơ đồ nguyên tắc cấu tạo hệ thống máy AAS

5.1.2.1. Nguồn phát bức xạ đơn sắc

Các yêu cầu của nguồn phát tia bức xạ đơn sắc:

Nguồn phát tia bức xạ đơn sắc phải tạo ra được các tia phát xạ nhạy của nguyên tố cần phân tích. Nó có cường độ ổn định, lặp lại nhiều lần trong cùng điều kiện, phải điều chỉnh được cường độ mong muốn.

Nguồn phát tia bức xạ đơn sắc phải cung cấp được chùm tia thuần khiết chỉ gồm vạch nhạy của nguyên tố phân tích phổ.

Chùm tia bức xạ đơn sắc do nguồn đó cung cấp phải có cường độ cao, bền vững theo thời gian không bị các yếu tố khác gây nhiễu.

Không quá đắt, tuổi thọ cao và không quá phức tạp.

Hiện nay phân ra làm 3 loại nguồn tia bức xạ đơn sắc:

- Đèn Catốt rỗng (HCL- Hollow Cathode Lamps)
- Đèn phóng điện không điện cực (EDL)
- Đèn phát phổ liên tục bị biến điệu.

5.1.2.1. Trang bị nguyên tử hoá mẫu

Người ta thường dùng 2 kỹ thuật khác nhau:

- Nguyên tử hoá bằng ngọn lửa
- Nguyên tử hoá không ngọn lửa

5.1.2.2. Hệ thống đơn sắc

Đó chính là hệ thống thu, phân ly và phát hiện vạch phổ hấp thụ cần phải đo. Nó là 1 máy quang phổ có độ phân giải tương đối lớn. Cấu tạo gồm 3 phần chính:

- Hệ chuẩn trực
- Hệ thống tán sắc (phân li) chùm sáng đa sắc thành đơn sắc
- Hệ buồng tối (buồng ảnh) hội tụ.

5.1.2.3. Detector-Photomultivle

Detector là dụng cụ quang học để thu nhận, phát hiện tín hiệu quang học theo hiệu ứng quang điện của nó.

Photomultiplier là ống nhân quang điện, đó là loại detector quang học kiểu ống có thể khuếch đại hàng triệu lần, nó có độ nhạy và độ chọn lọc cao.

5.2. Kỹ thuật nguyên tử hóa mẫu

5.2.1. Mục đích của nguyên tử hoá mẫu

Nguyên tử hoá mẫu phân tích là một công việc hết sức quan trọng của phép đo phổ hấp thụ nguyên tử vì chỉ có các nguyên tử tự do ở trạng thái hơi mới cho phổ hấp thụ nguyên tử. Nghĩa là số nguyên tử tự do trong trạng thái hơi là yếu tố quyết định cường độ vạch phổ hấp thụ và quá trình nguyên tử hoá mẫu thực hiện tốt hay không tốt đều có ảnh hưởng trực tiếp đến kết quả phân tích một nguyên tố. Mục đích của quá trình này là tạo ra được đám hơi các nguyên tử tự do từ mẫu phân tích với hiệu suất cao và ổn định, để phép đo đạt kết quả chính xác và có độ lặp lại cao. Đáp ứng mục đích đó, để nguyên tử hoá mẫu phân tích, ngày nay người ta thường dùng hai kỹ thuật. Thứ nhất là kỹ thuật nguyên tử hoá mẫu trong ngọn lửa đèn khí. Kỹ thuật này ra đời đầu tiên cùng với sự ra đời của phép đo phổ hấp thụ nguyên tử. Nhưng kỹ thuật này có độ nhạy không cao. Sau đó là kỹ thuật nguyên tử hoá không ngọn lửa. Kỹ thuật này ra đời sau, nhưng lại có độ nhạy rất cao và hiện nay lại được ứng dụng nhiều hơn kỹ thuật nguyên tử hoá bằng ngọn lửa. Chính vì có hai kỹ thuật nguyên tử hoá mẫu khác nhau, nên chúng ta cũng có hai phép đo tương ứng. Đó là phép đo phổ hấp thụ trong ngọn lửa (F- AAS) và phép đo phổ hấp thụ nguyên tử không ngọn lửa (ETA - AAS).

5.2.2. Kỹ thuật nguyên tử hoá mẫu bằng ngọn lửa

Theo kỹ thuật này người ta dùng đèn khí để nguyên tử hoá mẫu phân tích. Vì thế mọi quá trình xảy ra khi nguyên tử hoá mẫu là phụ thuộc vào các đặc trưng và tính chất của ngọn lửa đèn khí mà chủ yếu là nhiệt độ của ngọn lửa. Nó là yếu tố quyết định hiệu suất nguyên tử hoá mẫu phân tích.

5.2.2.1. Yêu cầu và nhiệm vụ của ngọn lửa

Trong phép đo phổ hấp thụ nguyên tử, ngọn lửa là môi trường hấp thụ. Nó có nhiệm vụ hoá hơi và nguyên tử hoá mẫu phân tích tạo ra đám hơi của các nguyên tử do có khả năng hấp thụ bức xạ. Vì thế ngọn lửa đèn khí muốn dùng vào mục đích để nguyên tử hoá mẫu phân tích nó cần phải thoả mãn một số yêu cầu nhất định sau đây:

- Ngọn lửa đèn khí phải làm nóng đều được mẫu phân tích, hoá hơi và nguyên tử hoá mẫu phân tích với hiệu suất cao, để bảo đảm cho phép phân tích đạt độ chính xác và độ nhạy cao.

- Năng lượng (nhiệt độ) của ngọn lửa phải đủ lớn và có thể điều chỉnh được tùy theo từng mục đích phân tích đồng thời lại phải ổn định theo thời gian và có thể lặp lại được trong các lần phân tích khác nhau để đảm bảo cho phép phân tích đạt kết quả

đúng đắn. Yêu cầu này có lúc không được thoả mãn. Vì nhiệt độ cao nhất của ngọn lửa cũng chỉ đến 3000°C. Do đó với những nguyên tố tạo thành hợp chất bền nhiệt thì hiệu suất nguyên tử hoá của ngọn lửa là kém.

- Yêu cầu thứ ba là ngọn lửa phải thuần khiết, nghĩa là không sinh ra các vạch phổ phụ làm khó khăn cho phép đo hay phổ nền quá lớn gây nhiễu phép đo. Quá trình ion hóa và phát xạ phải không đáng kể và ổn định vì quá trình này làm mất các nguyên tử tự do tạo ra phổ hấp thụ nguyên tử.

- Một yêu cầu nữa là ngọn lửa phải có bề dày đủ lớn để có được lớp hấp thụ đủ dày làm tăng độ nhạy của phép đo. Đồng thời bề dày của lớp hấp thụ phải thay đổi được khi cần thiết. Trong các máy hiện nay, bề dày này có thể thay đổi được từ 2cm đến 15cm.

Để tạo ra ngọn lửa, người ta có thể đốt cháy nhiều hỗn hợp khí khác nhau trong các đèn khí. Nhưng với những yêu cầu đã nói ở trên, thì chỉ có một vài đèn khí là tạo ra được ngọn lửa tương đối phù hợp cho phép đo phổ hấp thụ nguyên tử. Đó là những môi trường nguyên tử hoá mẫu tương đối bền vững và kinh tế (bảng 1-1). Đặc biệt được ứng dụng nhiều nhất là ngọn lửa của đèn khí N₂O và acetylen.

5.2.2.1. Đặc điểm và cấu tạo của ngọn lửa đèn khí

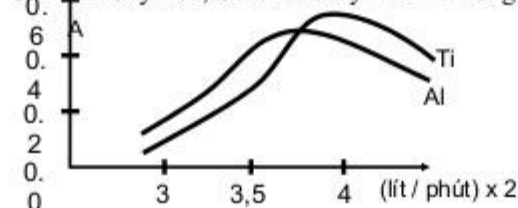
Nhiệt độ là một thông số đặc trưng của ngọn lửa đèn khí. Nhiệt độ ngọn lửa của một loại đèn khí là phụ thuộc rất nhiều vào bản chất và thành phần của chất khí được đốt cháy để tạo ra ngọn lửa, nghĩa là ứng với mỗi hỗn hợp khí cháy, ngọn lửa sẽ có một nhiệt độ nhất định và khi thành phần khí cháy thay đổi thì nhiệt độ ngọn lửa cũng bị thay đổi (bảng 1-1)

Bảng 1-1

Thành phần khí đốt và nhiệt độ của ngọn lửa một số đèn khí dùng trong phép đo AAS

Loại khí		Tỷ lệ (Ox/Ch.)	Nhiệt độ (°C)
Ox.	Ch.		
K.k.	Propan	8/1,2	2200
K.k.	Acetylen	4/1,5	2450
K.k.	Hydro	4/3	2100
Oxy	Acetylen	1/1	2750
N ₂ O	Propan	2/1	3000
N ₂ O	Acetylen	10/4	2900
K.k.	Acetylen	4/2,2	2300
K.k.	Acetylen	4/1	2250

Ox- chất oxy hoá; Ch- chất cháy K.k – Không khí nén.



Hình 5-2. Ảnh hưởng của tốc độ khí đến cường độ vạch phổ

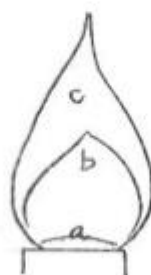
Ngoài yếu tố trên, tốc độ chảy của khí vào đèn để đốt cháy cũng ảnh hưởng đến nhiệt độ của ngọn lửa và qua đó mà ảnh hưởng đến cường độ của vạch phổ (hình 5-2).

Về cấu tạo, ngọn lửa đèn khí gồm ba phần chính (hình 5-3)

Phần a: là phần tối của ngọn lửa. Tại đó hỗn hợp khí được trộn đều và đốt nóng cùng với các hạt aerosol của mẫu phân tích. Phần này có nhiệt độ thấp.

Phần b: là vùng trung tâm của ngọn lửa. Phần này có nhiệt độ cao, nhất là ở đỉnh b, và thường không có màu hoặc có màu rất nhạt. Trong phần này hỗn hợp khí được đốt cháy tốt nhất và không có các phản ứng thứ cấp. Vì thế trong phép đo phổ hấp thụ nguyên tử người ta phải đưa mẫu vào phần này để nguyên tử hoá và thực hiện phép đo.

Phần c: Là vỏ và đuôi của ngọn lửa. Vùng này có nhiệt độ thấp, ngọn lửa có màu và thường xảy ra nhiều phản ứng thứ cấp không có lợi cho phép đo phổ hấp thụ nguyên tử.



Hình 5-3. Cấu tạo của ngọn lửa đèn khí

Chính do các đặc điểm và cấu tạo đó nên trong mỗi phép phân tích cần phải khảo sát để chọn được các điều kiện phù hợp đối với thành phần và tốc độ của hỗn hợp khí cháy tạo ra ngọn lửa.

5.2.2.3. Thiết bị nguyên tử hoá

Muốn thực hiện phép đo F-AAS, trước hết phải chuẩn bị mẫu phân tích ở trạng thái dung dịch sau đó dẫn dung dịch mẫu vào ngọn lửa đèn khí để nguyên tử hoá và

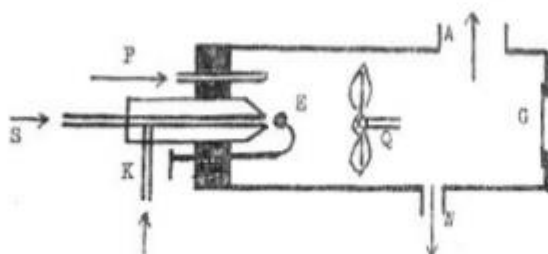
thực hiện phép đo. Quá trình nguyên tử hoá trong ngọn lửa gồm hai bước kế tiếp nhau. Bước một là chuyển dạng dịch mẫu phân tích thành thể các hạt nhỏ như sương mù cùng với khí mang và khí cháy. Đó là các hạt sol khí (aerosol). Kỹ thuật thực hiện quá trình này và hiệu suất của nó ảnh hưởng trực tiếp đến kết quả của phép đo AAS. Sau đó dẫn hỗn hợp khí đốt vào đèn (burner) để nguyên tử hoá. Khí mang là một trong hai khí để đốt cháy tạo ra ngọn lửa. Thường người ta hay dùng khí oxy hoá (không khí nén hay khí N_2O). Hai giai đoạn trên được thực hiện bằng một thiết bị nguyên tử hoá mẫu. Hệ thống này gồm hai phần chính:

- Đèn nguyên tử hoá mẫu (burner): Thường có hai dạng khác nhau, là hình tròn có nhiều lỗ hoặc hình một khe hẹp có độ rộng từ 0,5 - 1,0mm và chiều dài 5cm hay 10cm. Loại 10cm dùng cho hỗn hợp khí đốt acetylen và không khí nén; loại 5 cm dùng cho hỗn hợp khí đốt acetylen và khí N_2O .

- Buồng aerosol hoá mẫu: Đó là buồng để điều chế các hạt sol khí của mẫu với khí mang. Để thực hiện công việc này người ta áp dụng hai nguyên lý khác nhau. Đó là kỹ thuật pneumatic (phun khí) và kỹ thuật ultrasonic (siêu âm).

5.3. Hoá mẫu theo kỹ thuật pneumatic

Sử dụng hệ thống nebulai và khí mang để tạo ra thể sol khí của mẫu phân tích (hình 5-4). Trước hết nhờ ống mao dẫn S và khí mang K mà dung dịch mẫu được dẫn vào buồng aerosol hoá. Trong buồng này, dung dịch mẫu được đánh tung thành thể bụi các hạt rất nhỏ nhờ quả bi E và cánh quạt Q, rồi được trộn đều với hỗn hợp khí đốt và đi vào đèn nguyên tử hoá (burner).



Hình 5-4. Hệ thống nebulai theo kỹ thuật pneumatic

K- Khí mang (oxy hoá); S- Đường dẫn mẫu, F-Khí cháy; Q- Cánh quạt quay đều; G- Màng bảo hiểm; A- Đường dẫn thể aerosol lên đèn nguyên tử hoá.

Khi đốt cháy hỗn hợp khí, xuất hiện ngọn lửa, dưới tác dụng nhiệt ngọn lửa các phần tử mẫu ở thể sol khí sẽ bị hoá hơi và nguyên tử hoá tạo ra các nguyên tử do. Đó là những phần tử hấp thụ năng lượng và tạo ra phổ hấp thụ nguyên tử cần nghiên cứu.

Bảng 1-2

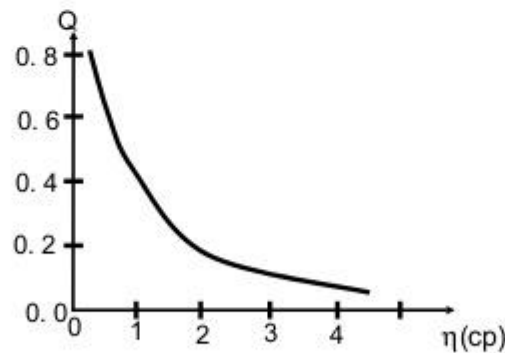
Ảnh hưởng của tốc độ dẫn mẫu đến cường độ vạch phổ

Tốc độ dẫn mẫu (ml/phút)	Cường độ vạch phổ
1,00	0,150
2,00	0,180
3,00	0,206
4,00	0,225
5,00	0,235
6,00	0,240
8,00	0,250

Cần chú ý rằng, ngoài ảnh hưởng của thành phần và tốc độ dẫn hỗn hợp khí đến cường độ vạch phổ, thì tốc độ dẫn dung dịch mẫu vào buồng aerosol hoá cũng ảnh hưởng đáng kể đến cường độ vạch phổ (bảng 1-2). Tốc độ này phụ thuộc vào nhiều yếu tố và được tính gần đúng theo công thức:

$$V \text{ (ml/ph.)} = \frac{\pi R^4 P}{8l\eta} \quad (1.7)$$

Trong đó: R- là bán kính của ống mao dẫn để dẫn mẫu; p - là chênh lệch áp suất giữa hai đầu ống mao dẫn; l- là chiều dài ống mao dẫn; η - là độ nhớt của dung dịch mẫu (g/cm.s).



Hình 1-5. Ảnh hưởng của độ nhớt đến tốc độ mẫu

Trong một hệ thống máy thì R và l thường là cố định P được giữ không đổi, cho nên V chỉ phụ thuộc chủ yếu vào độ nhớt η (hình 1-5).

5.4. Hóa mẫu bằng siêu âm (Aerosol)

Để aerosol hóa mẫu phân tích người ta dùng hệ thống siêu âm có tần số từ 1MHz - 4,5 MHz. Suất siêu âm có thể truyền qua thể rắn hay qua thể lỏng đến dung dịch mẫu để aerosol hóa. Dưới tác dụng của lực siêu âm, mẫu dung dịch cũng được phân tán thành những hạt rất nhỏ và trộn đều với hỗn hợp khí để dẫn lên đèn nguyên tử hóa. Ở đây, đường kính của các hạt sol khí được tính theo công thức:

$$d = \sqrt{(\pi s / 4 D \cdot F^2)} \quad (1.8)$$

Trong đó: s- là sức căng bề mặt của dung dịch mẫu, D- là tỷ trọng của nó; F- là tần số của máy phát siêu âm. Như vậy muốn có các hạt aerosol nhỏ, thì phải sử dụng tần số siêu âm cao. Tần số và công suất của máy phát siêu âm đều ảnh hưởng đến kích thước của hạt aerosol.

Trong hai kỹ thuật aerosol hóa, kỹ thuật pneumatic đơn giản, trang bị rẻ tiền, không phức tạp như kỹ thuật siêu âm. Nhưng kỹ thuật siêu âm có nhiều ưu điểm hơn. Ví dụ kích thước các hạt sol khí là khá nhỏ, hiệu suất lại cao và quá trình aerosol ít phụ thuộc vào khí mang và quá trình dẫn mẫu. Đặc biệt, aerosol hóa các dung dịch có nồng độ muối cao ưu việt hơn kỹ thuật pneumatic. Mặt khác, aerosol hóa bằng siêu âm thường cho độ nhạy cao.

5.5. Những quá trình xảy ra trong ngọn lửa

Ngọn lửa là môi trường nguyên tử hóa mẫu của phép đo phổ hấp thụ nguyên tử. Trong ngọn lửa có nhiều quá trình đồng thời xảy ra: Có quá trình chính và cũng có quá trình phụ (thứ cấp). Trong đó nhiệt độ của ngọn lửa là yếu tố quyết định mọi diễn biến của các quá trình đó.

Khi mẫu được dẫn lên đèn nguyên tử hóa dưới dạng các hạt sol khí, dưới tác dụng nhiệt của ngọn lửa, trước hết là sự bay hơi của dung môi hòa tan mẫu và các chất hữu cơ (nếu có). Như vậy mẫu còn lại là các hạt rắn rất nhỏ trong ngọn lửa. Tiếp đó là quá trình hóa hơi và nguyên tử hóa của các hạt mẫu khô đó. Các quá trình này xảy ra theo hai cơ chế chính:

- Nếu năng lượng (nhiệt độ) hóa hơi của các hợp phần có trong mẫu nhỏ hơn năng lượng phân li của nó, thì trước hết các hợp phần này sẽ hóa hơi ở dạng phân tử. Sau đó các phân tử khí này mới bị phân li thành các nguyên tử tự do. Hoặc cũng có thể chúng không bị phân li thành các nguyên tử tự do, nếu đó là các hợp chất bền nhiệt.

- Ngược lại, nếu năng lượng phân li của các hợp phần của mẫu là nhỏ hơn năng lượng hóa hơi của chính nó, thì trước hết các hợp phần đó sẽ bị phân ly thành các nguyên tử tự do, rồi sau đó mới hóa hơi.

Đó là hai cơ chế của quá trình nguyên tử hóa mẫu phân tích trong ngọn lửa đèn khí. Nó là những quá trình chính để tạo ra các nguyên tử tự do quyết định cường độ của vạch phổ.

Ngoài các quá trình chính, trong ngọn lửa còn có một số quá trình phụ. Các quá trình phụ này thường làm giảm cường độ của vạch phổ, ví dụ như:

- Sự ion hóa của nguyên tố phân tích. Quá trình này xảy ra dễ dàng đối với các nguyên tố có thế ion hóa thấp và mức độ bị ion hóa của một loại nguyên tử tùy thuộc vào nhiệt độ của ngọn lửa và thế ion hóa của nguyên tố đó. Nếu thế ion hóa càng nhỏ, thì ion hóa càng nhiều. Vì thế quá trình ion hoá xảy ra mạnh đối với các kim loại kiềm và sau đó là các kiềm thổ.

Như vậy quá trình ion hóa là làm giảm số nguyên tử tự do trong ngọn lửa. Có nghĩa là giảm cường độ của vạch phổ hấp thụ. Vì thế cần phải hạn chế ảnh hưởng này, bằng cách chọn các điều kiện phù hợp giữ cho nhiệt độ của ngọn lửa ổn định hoặc thêm vào mẫu một nguyên tố có thế ion hóa thấp hơn để hạn chế quá trình ion hóa của nguyên tố phân tích.

- Đồng thời với quá trình ion hóa, còn có sự kích thích phổ phát xạ của các nguyên tử tự do dưới tác dụng nhiệt của ngọn lửa. Số nguyên tử bị kích thích và mức độ bị kích thích phổ phát xạ cũng phụ thuộc vào năng lượng kích thích của từng nguyên tố. Nguyên tố nào có năng lượng kích thích phổ phát xạ càng nhỏ, nó sẽ bị kích thích càng nhiều. Nhiệt độ của ngọn lửa càng cao các nguyên tử cũng bị kích thích càng nhiều.

Trong ngọn lửa, ngoài các nguyên tử tự do, cũng còn có cả các ion và các phân tử ở trạng thái hơi. Các phân tử này tùy theo tính chất của nó và cũng tùy thuộc vào nhiệt độ của ngọn lửa, mà còn có sự hấp thụ năng lượng, sự ion hóa hay sự kích thích phổ của chính các phân tử đó. Những quá trình này, tuy là quá trình phụ nhưng cũng có trường hợp có ảnh hưởng đến cường độ vạch phổ của nguyên tố phân tích.

Các quá trình phụ tuy có mức độ khác nhau, nhưng trong một mối tương quan nhất định trong ngọn lửa, thì tất cả các quá trình đó đều có thể xảy ra cùng với các quá trình của phép đo F-AAS. Do đó điều quan trọng đối với chúng ta là phải chọn các điều kiện phù hợp để hạn chế đến mức nhỏ nhất các quá trình phụ và giữ cho nó không đổi suốt trong quá trình đo xác định một nguyên tố. Đó là một phần của công việc tối ưu hóa các điều kiện cho phép đo phổ hấp thụ nguyên tử trong ngọn lửa.

5.6. Kỹ thuật nguyên tử hóa không ngọn lửa

5.6.1. Đặc điểm

Kỹ thuật nguyên tử hóa không ngọn lửa ra đời sau kỹ thuật nguyên tử hóa trong ngọn lửa. Nhưng kỹ thuật này được phát triển rất nhanh và hiện nay đang được ứng dụng rất phổ biến vì kỹ thuật này tạo cho phép đo AAS có độ nhạy rất cao; có khi gấp

hàng trăm đến hàng ngàn lần phép đo trong ngọn lửa. Đây là ưu điểm chính của kỹ thuật nguyên tử hóa không ngọn lửa. Do đó, khi phân tích lượng vết các kim loại trong nhiều trường hợp không cần thiết phải làm giàu sơ bộ các nguyên tố cần xác định. Đặc biệt là khi xác định các nguyên tố vi lượng trong các loại mẫu của y học, sinh học, dược phẩm, thực phẩm, nước giải khát, máu, sêrum.

Tuy có độ nhạy cao, nhưng trong một số trường hợp, độ ổn định của phép đo không ngọn lửa thường kém phép đo trong ngọn lửa. Ảnh hưởng của phổ nền là lớn là đặc điểm và cũng là nhược điểm của phép đo này. Song với sự phát triển của vật lý và của kỹ thuật đo hiện đại, ngày nay người ta có thể khắc phục được nhược điểm này. Ví thể các hệ thống máy đo phổ hấp thụ theo kỹ thuật không ngọn lửa của những năm 1980 luôn luôn có kèm theo hệ thống hiệu chỉnh nền và độ ổn định của nó cũng không kém các hệ thống của phép đo trong ngọn lửa và đảm bảo độ nhạy cao cỡ phần nghìn đối với nhiều nguyên tố.

Đặc điểm nữa của phép đo không ngọn lửa là đòi hỏi một lượng mẫu tương đối nhỏ. Thông thường mỗi lần đo chỉ cần từ 20 đến 50 μ l. Do đó không cần nhiều mẫu phân tích, việc chuẩn bị mẫu cũng dễ dàng và không tốn nhiều hóa chất, cũng như các dung môi tinh khiết cao đắt tiền.

Về nguyên tắc, kỹ thuật nguyên tử hóa không ngọn lửa là quá trình nguyên tử hóa tức khắc trong thời gian rất ngắn nhờ năng lượng của dòng điện công suất lớn và trong môi trường khí trơ. Quá trình nguyên tử hóa xảy ra theo ba giai đoạn kế tiếp nhau: sấy khô, tro hóa luyện mẫu, nguyên tử hóa để đo phổ hấp thụ và cuối cùng là làm sạch cuvet. Trong đó hai giai đoạn đầu là chuẩn bị cho giai đoạn nguyên tử hóa đạt kết quả tốt. Nhiệt độ trong cuvet graphit là yếu tố chính quyết định mọi sự diễn biến của quá trình nguyên tử hóa mẫu.

5.6.2. Nguyên tắc và các giai đoạn của quá trình nguyên tử hóa

Nguyên tắc và cách thực hiện của kỹ thuật nguyên tử hóa không ngọn lửa là hoàn toàn khác kỹ thuật nguyên tử hóa trong ngọn lửa. Ở đây người ta thường dùng năng lượng nhiệt của một nguồn năng lượng phù hợp để nung nóng và nguyên tử hóa mẫu trong ống cuvet graphit hay trong thuyền Tăngtan (Ta). Nguồn năng lượng thường được dùng hiện nay là dòng điện có cường độ rất cao (từ 50 - 500A) và điện thế thấp (dưới 12V) hay là năng lượng của dòng điện cao tần cảm ứng. Dưới tác dụng của các nguồn năng lượng này cuvet chứa mẫu phân tích sẽ được nung đỏ tức khắc và mẫu sẽ được nguyên tử hóa để tạo ra các nguyên tử tự do ở trạng thái hơi có khả năng hấp thụ bức xạ đơn sắc sinh ra phổ hấp thụ nguyên tử.

Dụng cụ để nguyên tử hóa mẫu theo kỹ thuật này có rất nhiều loại khác nhau được chế tạo tùy thuộc theo từng hãng và từng phòng thí nghiệm. Nhưng có thể khái quát theo các nhóm chính dưới đây:

- Các loại cuvet graphit,
- Các loại cốc graphit,
- Các loại thuyền kim loại chịu nhiệt.

Trong các loại trên, được dùng phổ biến nhất là các cuvet graphit vì cuvet graphit thỏa mãn được những yêu cầu chính của phép đo không ngọn lửa. Mỗi hãng chế tạo máy quang phổ hấp thụ nguyên tử đều có các cuvet graphit riêng cho các máy của họ và hệ thống nguyên tử hóa không ngọn lửa tương ứng.

Hệ thống nguyên tử hóa mẫu theo kỹ thuật không ngọn lửa:

- + Lò graphit chứa mẫu để nguyên tử hóa,
- + Nguồn năng lượng để nung nóng lò đến nhiệt độ nguyên tử hóa mẫu,
- + Bộ điều khiển (programmer) để đặt chương trình và điều khiển quá trình nguyên tử hóa mẫu theo các giai đoạn đã nêu ở trên.

Tuy mỗi hãng có những dụng cụ khác nhau, nhưng quá trình nguyên tử hóa trong các dụng cụ đó đều xảy ra theo 4 giai đoạn kế tiếp nhau trong thời gian tổng số từ 40 - 60 giây.

Sấy khô mẫu: Đây là giai đoạn đầu tiên của quá trình nguyên tử hóa mẫu. Nó là rất cần thiết để đảm bảo cho dung môi hòa tan mẫu bay hơi nhẹ nhàng và hoàn toàn, nhưng không làm mất mẫu. Nếu không thực hiện sấy tốt, mẫu sẽ bị bắn ở các giai đoạn sau của quá trình nguyên tử hóa dẫn đến làm sai lệch kết quả phân tích. Để thực hiện quá trình sấy tốt, đối với mỗi một loại mẫu cần phải tiến hành nghiên cứu, phát hiện và chọn nhiệt độ và thời gian sấy cho phù hợp. Nhiệt độ và thời gian sấy khô của mỗi loại mẫu là phụ thuộc vào bản chất của các chất ở trong mẫu và dung môi hòa tan nó.

Thực nghiệm cho thấy rằng, không nên sấy mẫu ở nhiệt độ cao và sấy khô nhanh. Nói chung nhiệt độ sấy khô phù hợp đối với đa số các mẫu vô cơ trong dung môi nước thường nằm trong khoảng từ 100 - 150°C trong thời gian từ 25 - 40 giây với lượng mẫu bơm vào cuvet nhỏ hơn 100µl. Tất nhiên, quá trình sấy khô chậm ở nhiệt độ thấp bao giờ cũng cho kết quả ổn định. Việc tăng nhiệt độ khi sấy từ nhiệt độ phòng đến nhiệt độ sấy mong muốn cũng cần được thực hiện từ từ, với tốc độ tăng nhiệt độ từ 0.8 đến 5°C trong một giây là phù hợp.

Đối với các mẫu có chứa các chất hữu cơ hay hòa tan trong dung môi hữu cơ, thường phải sấy ở nhiệt độ thấp và tốc độ tăng nhiệt độ phải chậm hơn dung môi nước. Với loại mẫu này, nhiệt độ sấy thường là dưới 100°C.

Tro hóa luyện mẫu: Đây là giai đoạn thứ hai của quá trình nguyên tử hóa mẫu. Mục đích là để tro hóa (đốt cháy) các hợp chất hữu cơ và mùn có trong mẫu sau khi đã sấy khô. Đồng thời cũng là để nung luyện mẫu ở một nhiệt độ thuận lợi cho giai đoạn nguyên tử hóa tiếp theo đạt hiệu suất cao và ổn định. Giai đoạn này có ảnh hưởng rất nhiều đến kết quả phân tích, nếu chọn nhiệt độ tro hóa không phù hợp. Một số hợp chất có thể bị phân hủy mất trong giai đoạn này, nếu nhiệt độ tro hóa là quá cao. Lý thuyết và các kết quả thực nghiệm xác nhận rằng, tro hóa mẫu từ từ và ở nhiệt độ thấp hơn nhiệt độ giới hạn thì phép đo luôn luôn cho kết quả ổn định, và mỗi nguyên tố đó đều có một nhiệt độ tro hóa giới hạn cho nó trong phép đo ETA-AAS. Nhiệt độ tro hóa giới hạn là nhiệt độ mà sự tro hóa mẫu ở nhiệt độ đó và nhỏ hơn nó, thì cường độ của vạch phổ hấp thụ là không đổi. Còn nếu tro hóa mẫu ở nhiệt độ lớn hơn nhiệt độ đó thì cường độ vạch phổ bị giảm và không ổn định. Nhiệt độ tro hóa giới hạn của mỗi nguyên tố là rất khác nhau, nó phụ thuộc vào bản chất của mỗi nguyên tố và phụ thuộc vào dạng hợp chất mà nguyên tố đó tồn tại.

Nói chung, về mặt hóa học, các nguyên tố bền nhiệt và tồn tại trong các hợp chất bền nhiệt thường phải tro hóa luyện mẫu ở nhiệt độ tương đối cao.

Các kết quả thực nghiệm chỉ ra rằng, không nên tro hóa luyện mẫu ở nhiệt độ quá thấp so với nhiệt độ tro hóa giới hạn. Vì như thế việc luyện mẫu sẽ không tốt cho giai đoạn nguyên tử hóa tiếp theo. Chỉ nên tro hóa mẫu ở nhiệt độ thấp hơn nhiệt độ tro hóa giới hạn từ 30° - 50°C, hoặc cao nhất là đúng bằng nhiệt độ tro hóa giới hạn.

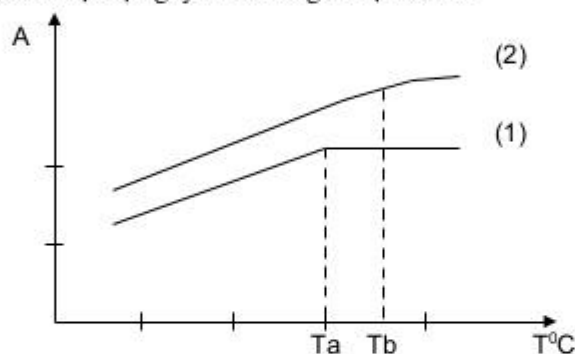
Ngoài yếu tố nhiệt độ tro hóa giới hạn, thì tốc độ tăng nhiệt độ từ nhiệt độ sấy đến nhiệt độ tro hóa được chọn cũng ảnh hưởng đến cường độ vạch phổ. Nói chung tốc độ tăng nhiệt độ quá lớn thường gây ảnh hưởng nhiều đến kết quả phân tích, việc tăng chậm vừa phải bao giờ cũng thu được kết quả tốt hơn. Nghĩa là phải thực hiện tro hóa mẫu trong một thời gian không quá ngắn, thông thường là từ 20 - 60 giây với lượng mẫu đưa vào cuvet graphit nhỏ hơn 100 µl. Trong tổng thời gian đó phải giành ít nhất 1/3 cho việc nâng nhiệt độ từ nhiệt độ sấy đến nhiệt độ tro hóa đã đặt. Tức là có 2/3 thời gian luyện mẫu ở nhiệt độ tro hóa đã chọn. Có như thế mới bảo đảm được việc luyện mẫu tốt cho giai đoạn nguyên tử hóa.

Đối với các mẫu có chứa chất hữu cơ, thì giai đoạn này càng cần phải thực hiện cẩn thận để tránh sự mất mát nguyên tố phân tích và tốc độ tăng nhiệt độ phải nhỏ hơn đối với các mẫu chỉ chứa các chất vô cơ. Do vậy, khi phân tích một nguyên tố ở trong mỗi loại mẫu chúng ta cần phải khảo sát để phát hiện được nhiệt độ tro hóa và thời gian phù hợp cho nó.

Nguyên tử hóa: Đây là giai đoạn cuối cùng của quá trình nguyên tử hóa mẫu. Nhưng lại là giai đoạn quyết định cường độ của vạch phổ; song nó lại bị ảnh hưởng

bởi hai giai đoạn trên. Giai đoạn này được thực hiện trong thời gian rất ngắn, thông thường là từ 3 đến 6 giây, đôi khi có thể đến 10 giây. Nhưng tốc độ tăng nhiệt độ lại là rất lớn để đạt ngay tức khắc đến nhiệt độ nguyên tử hóa và thực hiện phép đo cường độ vạch phổ. Tốc độ tăng nhiệt độ thường là từ $1500^{\circ} - 2000^{\circ}\text{C/s}$. Nghiên cứu chi tiết giai đoạn này chúng ta thấy rằng, nhiệt độ nguyên tử hóa của mỗi nguyên tố là rất khác nhau. Đồng thời mỗi nguyên tố cũng có một nhiệt độ nguyên tử hóa giới hạn của nó. Nhiệt độ này là phụ thuộc vào bản chất của mỗi nguyên tố và cũng phụ thuộc trong mức độ nhất định vào trạng thái và thành phần của mẫu mà nó tồn tại.

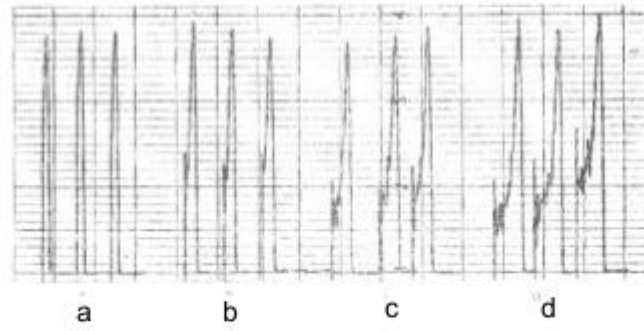
Khi nghiên cứu quá trình nguyên tử hóa của nhiều nguyên tố trong các điều kiện khác nhau người ta thấy sự diễn biến của nhiệt độ nguyên tử hóa của một nguyên tố và cường độ vạch phổ của nó thường theo hai loại như trong hình 1-6. Các nguyên tố theo loại (1) có nhiệt độ nguyên tử hóa giới hạn là T_a , ngược lại các nguyên tố theo loại hai (2) có nhiệt độ nguyên tử hóa giới hạn là T_b .



Hình 5-6. Quan hệ giữa nhiệt độ nguyên tử hóa và cường độ của vạch phổ hấp thụ

Tiêu biểu cho loại (1) là các nguyên tố Zn, Fe, Pb, Cu và Mn, tiêu biểu cho loại (2) là Al, Si, Sn, Mg, Ca. Các giá trị nhiệt độ T_a và T_b là nhiệt độ nguyên tử hóa giới hạn của mỗi loại. Khi nguyên tử hóa mẫu để đo cường độ vạch phổ của một nguyên tố ở nhiệt độ cao hơn nhiệt độ giới hạn này thường không được lợi thêm về cường độ, mà kết quả thực nghiệm cho thấy các kết quả đo thường không ổn định và thường làm hỏng nhanh cuvet graphit.

Ngoài việc chọn nhiệt độ, trong giai đoạn này còn cần phải chọn thời gian nguyên tử hóa cho phù hợp làm sao đảm bảo các pic cường độ vạch phổ thu được phải gọn và chỉ có một đỉnh. Như ví dụ trong hình 5-7 chỉ có trường hợp (a) là tốt.



Hình 5-7. Quan hệ giữa hình dạng vạch phở và thời gian nguyên tử hóa
Ca- 422,7mm; a-3 giây; b-4 giây; c-6 giây và d-8 giây.

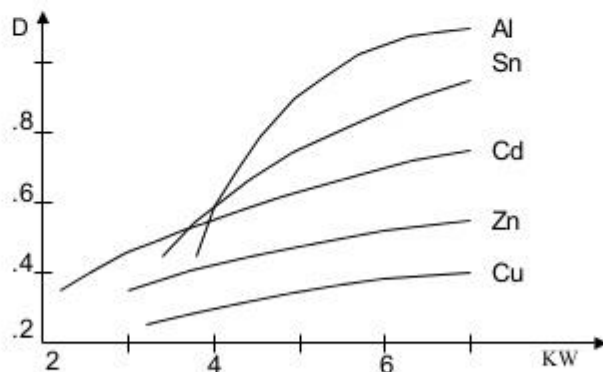
5.6.3. Các yếu tố ảnh hưởng

Cùng với các điều kiện sấy, tro hóa và nguyên tử hóa mẫu như đã trình bày trong phần trước, quá trình nguyên tử hóa mẫu theo kỹ thuật không ngọn lửa còn bị ảnh hưởng bởi một số yếu tố khác nữa. Các yếu tố này ảnh hưởng khác nhau đối với mỗi nguyên tố và cũng có khi lại không gây ảnh hưởng.

- Trước hết phải nói đến là môi trường khí trợ thực hiện quá trình nguyên tử hóa. Khí trợ hay được dùng làm môi trường cho quá trình nguyên tử hóa là argon (Ar), nitơ (N₂) và heli (He). Nghĩa là quá trình nguyên tử hóa thực hiện trong môi trường không có oxy. Do đó không xuất hiện hợp chất bền nhiệt loại MeO hay MeOX. Nhưng bản chất, thành phần và tốc độ dẫn khí trợ vào trong cuvet graphit đều ảnh hưởng đến cường độ của vạch phổ và nhiệt độ trong cuvet graphit.

Trong ba loại khí trợ nói trên, thì Ar là khí tốt nhất, sau đó đến N₂. Đồng thời khi tăng tốc độ dẫn khí trợ vào cuvet graphit thì cường độ vạch phổ luôn luôn giảm và mức độ giảm cũng khác nhau đối với mỗi nguyên tố. Do đó trong phân tích, khi đo cường độ vạch phổ bắt buộc phải giữ cho tốc độ dẫn khí là không đổi, hoặc có thể dùng khí trong giai đoạn nguyên tử hóa để đo cường độ vạch phổ.

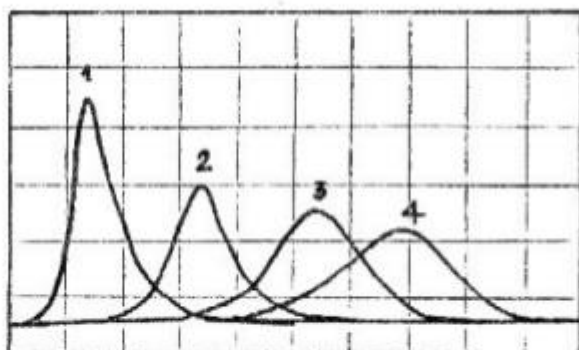
- Yếu tố thứ hai là công suất đốt nóng cuvet. Nhìn chung khi tăng công suất đốt nóng cuvet thì cường độ vạch phổ tăng theo (hình 5-8). Nhưng sự phụ thuộc này cũng chỉ trong một giới hạn nhất định khi công suất đốt nóng cuvet nhỏ hơn 6KW. Còn khi đốt nóng cuvet ở công suất lớn hơn 7KW, thì hầu như cường độ vạch phổ không tăng nữa (hình 5-8).



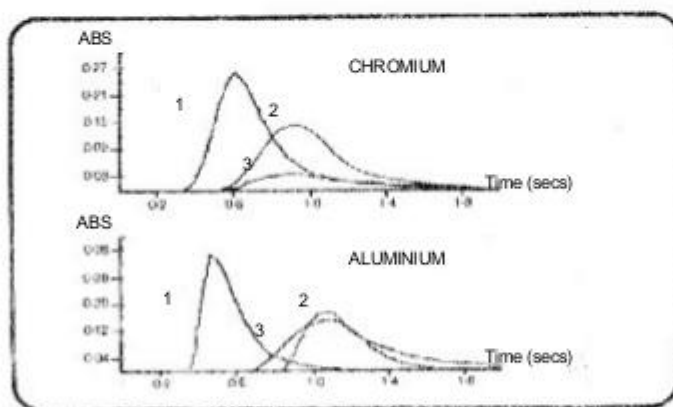
Hình 5-8. Ảnh hưởng của công suất đốt nóng cuvet graphit đến cường độ vạch phổ

- Yếu tố thứ ba là tốc độ đốt nóng cuvet. Tốc độ đốt nóng cuvet và thời gian nguyên tử hóa tỷ lệ nghịch với nhau. Nếu đo diện tích của vạch phổ thì yếu tố này hầu như không ảnh hưởng. Nhưng nếu đo chiều cao của vạch phổ thì lại là rất khác nhau (hình 5-9). Nói chung chiều cao của vạch phổ tỷ lệ với tốc độ đốt nóng cuvet. Hình 5-9

là các vạch phổ của quá trình nguyên tử hóa 10 ppb Pb với các tốc độ đốt nóng cuvet: 1- là 2300; 2- là 1600; 3- là 1000 và 4- là 800°C/giây. Ở đây chúng ta thấy với tốc độ đốt nóng 1 vạch phổ có chiều cao lớn nhất, sau đó đến tốc độ 2 và cuối cùng là tốc độ 4. Nhưng vấn đề chính là ở chỗ, khi nguyên tử hóa với tốc độ đốt nóng cuvet thấp, ta thường phải nguyên tử hóa trong thời gian dài. Do đó nhiều trường hợp dẫn đến vạch phổ không những có chiều cao thấp, mà còn có nhiều đỉnh và dạng phức tạp làm cho việc đánh giá định lượng khó khăn.



Hình 5-9. Ảnh hưởng của tốc độ đốt nóng cuvet đến cường độ của vạch phổ của Pb



Hình 5-10. Ảnh hưởng của loại cuvet graphit đến cường độ vạch phổ

- Yếu tố thứ tư là loại cuvet graphit dùng để nguyên tử hóa mẫu. Nghĩa là các nguyên liệu graphit khác nhau cũng ảnh hưởng đến cường độ vạch phổ và thời gian nguyên tử hóa (hình 5-10). Nói chung các loại graphit hoạt hóa toàn phần thường cho kết quả tốt nhất. Hình 5-10 là một ví dụ về vấn đề này, trong đó việc nguyên tử hóa Cr, và Al thực hiện với ba loại cuvet graphit khác nhau.

- (1) là với cuvet graphit được hoạt hóa nhiệt toàn phần
- (2) là cuvet graphit chỉ được hoạt hóa bề mặt
- (3) là cuvet graphit thường không hoạt hóa.