

PHỤ LỤC 08
DANH MỤC TÀI LIỆU ÔN TẬP – ĐỐI TƯỢNG ĐẠI HỌC KỸ THUẬT
ĐIỆN TỬ Y SINH/ KỸ THUẬT Y SINH
PHẦN THI PHỎNG VẤN - KIẾN THỨC CHUYÊN NGÀNH
(Áp dụng trong Kỳ tuyển dụng lao động hợp đồng tại Bệnh viện Đa khoa tỉnh
Quảng Ninh, năm 2025)

Trích Tài liệu đào tạo cán bộ trang thiết bị y tế của Hội thiết bị y tế
Việt Nam và Vụ trang thiết bị và công trình y tế năm 2017

Bài 1. Máy X quang

Bài 2. Hệ thống chụp cắt lớp vi tính (ct scanner)

Bài 3. Hệ thống chụp mạch - angiography (dsa)

Bài 4. Hệ thống chụp cộng hưởng từ (mri)

Bài 5. Các phương pháp tạo ảnh cộng hưởng từ hạt nhân

Bài 6. Máy siêu âm

Bài 7. Hệ thống nội soi ống mềm video

Bài 8. Máy phân tích huyết học tự động

Bài 9. Máy xét nghiệm sinh hóa tự động

Bài 10. Máy thở

Bài số 11. Các thiết bị lọc máu

Bài số 12. An toàn bức xạ trong khoa chẩn đoán hình ảnh

Bài số 13. Hệ thống công nghệ thông tin y tế his, ris, pacs

Bài số 14. Hệ thống khí trung tâm

(Có file scan gửi kèm theo)

---HẾT---

MỤC LỤC

PHẦN I: NGHIỆP VỤ (CÁC THIẾT BỊ Y TẾ CHUYÊN DỤNG) 2

**(Tài liệu đào tạo cán bộ trang thiết bị y tế của Hội thiết bị y tế Việt Nam và Vụ
trang thiết bị và công trình y tế năm 2017)..... 2**

BÀI 1. MÁY X QUANG 2

BÀI 2. HỆ THỐNG CHỤP CẮT LỚP VI TÍNH (CT SCANNER)..... 2

BÀI 3. HỆ THỐNG CHỤP MẠCH - ANGIOGRAPHY (DSA) 9

BÀI 4. HỆ THỐNG CHỤP CỘNG HƯỞNG TỪ (MRI)..... 12

BÀI 5. CÁC PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH CỘNG HƯỞNG TỪ HẠT NHÂN18

BÀI 6. MÁY SIÊU ÂM 21

BÀI 7. HỆ THỐNG NỘI SOI ỐNG MỀM VIDEO 26

BÀI 8. MÁY PHÂN TÍCH HUYẾT HỌC TỰ ĐỘNG 26

BÀI 9. MÁY XÉT NGHIỆM SINH HÓA TỰ ĐỘNG 27

BÀI 10. MÁY THỞ 29

BÀI SỐ 11. CÁC THIẾT BỊ LỌC MÁU..... 30

BÀI SỐ 12. AN TOÀN BỨC XẠ TRONG KHOA CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH31

BÀI SỐ 13. HỆ THỐNG CÔNG NGHỆ THÔNG TIN Y TẾ HIS, RIS, PACS33

BÀI SỐ 14. HỆ THỐNG KHÍ TRUNG TÂM 35

PHẦN I: NGHIỆP VỤ (CÁC THIẾT BỊ Y TẾ CHUYÊN DỤNG)

(Tài liệu đào tạo cán bộ trang thiết bị y tế của Hội thiết bị y tế Việt Nam và Vụ trang thiết bị và công trình y tế năm 2017)

BÀI 1. MÁY X QUANG

1. Tổng quan

Máy chụp X quang là thiết bị phổ biến trong chẩn đoán hình ảnh, phương pháp tạo ảnh là dùng tia X (tia roentgen) để xây dựng và tái tạo lại hình ảnh về cấu trúc bên trong cơ thể. Những hình ảnh này cung cấp thông tin có giá trị trong việc chẩn đoán và điều trị

2. Nguyên lý:

Máy X quang sử dụng tia X, chùm tia X sau khi truyền qua vùng thăm khám của cơ thể thì suy giảm do bị hấp thụ bởi các cấu trúc, Sự suy giảm này phụ thuộc vào độ dày, mật độ của các cấu trúc mà nó đi qua. Cuối cùng, chùm tia tác dụng với bộ phận thu nhận (film, detector, màn chiếu..) và xử lý hình ảnh cho ra kết quả

3. Cấu tạo

Về cấu tạo của máy X quang có sự khác nhau tương đối giữa các thể hệ X quang, cơ bản gồm:

- Khối phát tia X
- Khối tạo cao thế
- Bàn chụp, giá chụp, cột đỡ bóng
- Khối điều khiển
- Khối thu nhận/ hiển thị hình ảnh

4. Các thông số cơ bản

- Công suất (kW)
- Dải điện áp chụp (kV)
- Dải dòng điện chụp (mA)
- Dải mAs
- Thời gian phát tia (ms)
- Kích thước tiêu điểm bóng (mm)
- Tốc độ quay A nốt (vòng/phút)
- Trữ nhiệt của bóng (KHU)
- Kích thước của bàn chụp (mm)
- Di chuyển dọc, ngang, lên xuống của bàn (mm)

BÀI 2. HỆ THỐNG CHỤP CẮT LỚP VI TÍNH (CT SCANNER)

PHẦN I. NGUYÊN LÝ TẠO ẢNH CT

1. Khái niệm về CT:

CT là một kỹ thuật tạo ảnh lớp cắt cùng với sự hỗ trợ của máy tính tạo ra các hình ảnh chụp cắt lớp sắc nét, rõ ràng. Công việc này được thực hiện thông qua việc thực hiện một thủ tục hay một chuỗi hoạt động được gọi là sự tái tạo ảnh từ các hình chiếu, một kỹ thuật hoàn toàn dựa trên các cơ sở toán học.

2. Giới thiệu về ảnh CT:

CT là một phương pháp chụp quang tuyến đặc biệt sử dụng tia X với khả năng đâm xuyên cao để tạo ảnh của cơ quan bên trong cơ thể. Ảnh của các bộ phận bên trong cơ thể được tạo ra với các phương pháp tiên tiến và các thuật toán tối ưu do đó CT tránh được hiệu ứng xếp chồng này vì chỉ xử lý những thông tin của lớp cắt cần quan tâm. Như vậy trong CT chi tiết của đối tượng tương ứng một cách chính xác với chi tiết ảnh mà không liên quan tới một số phần tử đối tượng nằm cạnh kề trên đường chiếu của chùm tia X. Ảnh được tạo ra không còn bị xếp chồng và được gọi là ảnh thay thế.

Đặc điểm nổi bật của kỹ thuật chụp CT

Khả năng của CT trong việc tạo ra ảnh thay thế, thay cho ảnh xếp chồng, chính là một trong những điểm cốt lõi chứng minh của hiệu quả cao của phương pháp này: CT có thể tạo ra những ảnh của các mô mềm với độ tương phản cực cao mà với phương pháp cổ điển không thể đạt được. Hơn nữa nhờ những tiến bộ của khoa học kỹ thuật, CT còn cho phép định lượng được hình ảnh.

Trong rất nhiều trường hợp, nhờ khả năng tạo ảnh các mô mềm với độ tương phản rất cao mà đã có thể loại bỏ việc sử dụng các chất cản quang. Ví dụ: nhờ CT có thể chụp ảnh não thất một cách trực tiếp do vậy có thể giảm bớt được nhiều xét nghiệm thần kinh, điện não đồ. Thông thường hơn, có thể tránh phải bơm thuốc cản quang vào mạch máu. Và do vậy, thay vì phải chịu nguy cơ cao do tiêm thuốc cản quang vào động mạch nay chỉ cần tiêm tĩnh mạch với nguy cơ thấp hơn. Đặc biệt hơn kỹ thuật chụp X quang còn giúp tạo ảnh hình dạng thực của các cơ quan bị thương tổn, phương pháp cổ điển chỉ tạo ảnh thông qua các thông tin gián tiếp thông qua sự dịch chuyển của máu, trong khi đó X quang với rất nhiều trường hợp đã cung cấp nhiều chỉ dẫn chính xác hơn khi chụp mạch.

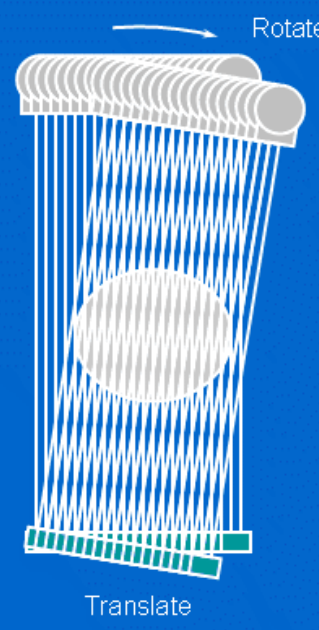
3. Phân loại các phương pháp quét ảnh theo thể hệ máy CT Scanner:

Kể từ khi được đưa vào sử dụng, người ta đã cố gắng cải thiện, nâng cao hiệu quả của hệ thống thiết bị CT đặc biệt trong việc giảm thời gian tạo ảnh, bằng cách cải tiến hệ thống quét. Những hệ thống quét này khác nhau chủ yếu về số lượng và cách bố trí các cảm biến, mỗi hệ thống quét đều có những ưu và nhược điểm riêng.

3.1. Máy CT thế hệ thứ nhất:

First generation CT scanner

- Single detector
- Translate - rotate acquisition
 - Translates across patient
 - Rotates around patient
- Very slow
 - minutes per slice



The diagram illustrates the 'translate-rotate' mechanism of a first-generation CT scanner. At the top, a horizontal assembly containing a single X-ray source and a single detector is shown rotating around a central patient (represented by a circle). An arrow labeled 'Rotate' indicates this circular motion. Simultaneously, the entire assembly moves linearly across the patient, as indicated by an arrow labeled 'Translate' at the bottom. The X-ray beams are depicted as multiple lines fanning out from the source to the detector.

Bộ thu chỉ gồm một đầu dò, chùm tia phát ra hẹp và song song dạng một cái bút chì.

Phương thức quét: Bóng XQ và đầu dò dịch chuyển song song theo hướng vuông góc với chùm tia và bao trùm toàn bộ mặt phẳng lớp cắt, sau đó cả hệ thống quay một góc rồi tiếp tục dịch chuyển song song, tại những khoảng cách đều đặn tia X được phát và thu. Quá trình tiếp diễn cho tới khi số lượng tín hiệu thu được đủ lớn để tái tạo ảnh.

Hệ thống này hiện tại hầu như không được ứng dụng vì chỉ sử dụng một phần năng lượng rất nhỏ, không đáng kể của nguồn bức xạ từ bóng XQ trong khi năng lượng bức xạ từ Anode của bóng có thể bao trùm một góc thì chùm tia bức xạ thực dụng để đo lại chỉ nằm trong góc 10°

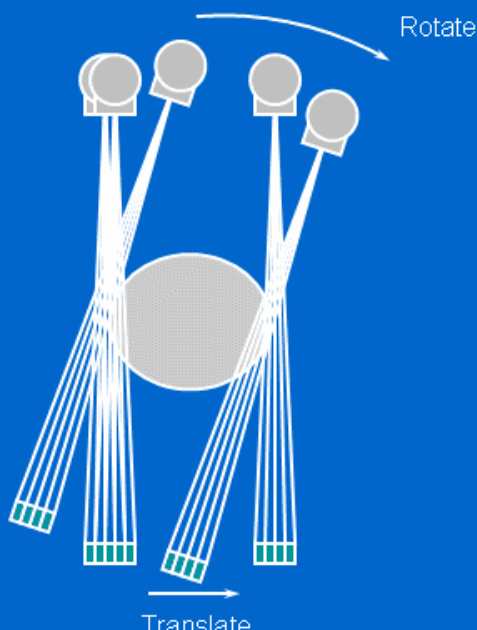
⁴ Radian. Bởi vậy, một mặt công suất của bóng XQ bị hạn chế, mặt khác do nhu cầu cần thiết phải tạo được liều bức xạ tại cảm biến đủ để đo nên máy không thể chuyển động với vận tốc cao. Với hệ thống này để tạo ảnh một lớp cắt cần một thời gian dài cỡ vài phút và vì vậy trong giai đoạn đầu của máy CT, nó chỉ được ứng dụng để chụp các cơ quan tĩnh đặc biệt là xương và sọ não.

Tuy nhiên, trong thực tế, việc giảm thời gian tạo ảnh chỉ có thể đạt được nhờ tăng số lượng kênh đo cho một lớp cắt, các máy CT đã được phát triển theo hướng này.

3.2. Các máy CT thế hệ thứ hai:

Second generation CT scanner

- Narrow fan beam (10°)
- Multiple detectors
- Multiple angle acquisition at each position
 - Larger angle rotate
 - Translate still required
- Slow
 - 20s per slice



The diagram illustrates the second-generation CT scanner geometry. A central circular patient is shown. Multiple narrow fan beams (represented by white lines) originate from a single source and pass through the patient to multiple detectors (represented by green rectangles). The entire assembly rotates around the patient, as indicated by a curved arrow labeled 'Rotate'. Simultaneously, the assembly translates along the z-axis, as indicated by a straight arrow labeled 'Translate'.

Cấu trúc : Thay vì dùng một đầu dò, đến thế hệ này đã dùng một chùm đầu dò khoảng 20-30 chiếc bố trí cận kề nhau trong hướng quét, Chùm tia quét có dạng hình quạt.

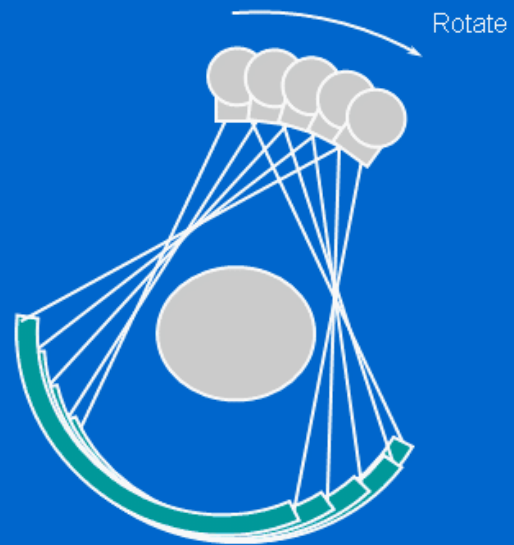
Phương pháp quét : Tương tự như thế hệ thứ nhất, hệ thống đo thực hiện hai loại dịch chuyển đó là : dịch chuyển song song và dịch chuyển tịnh tiến.

Với cách bố trí hệ thống đo này, nguồn bức xạ tia X từ bóng XQ được sử dụng hiệu quả hơn nhiều, có thể thực hiện được nhiều phép chiếu tương ứng với số lượng cảm biến và thu được nhiều dữ liệu đo đồng thời, vì vậy góc quay và khoảng giữa hai lần chiếu theo mặt sẽ tăng, kết quả giảm tổng số bước quét phẳng và số lần quay của hệ thống đo. Với hệ thống này, tùy thuộc vào số cảm biến thời gian tạo ảnh một lớp cắt trong khoảng từ 10-60 giây. Tuy nhiên do quá trình cơ học khi chuyển động ngang hay quay, việc giảm thời gian tạo ảnh xuống thấp hơn nữa đối với hệ thống đo này không thể thực hiện được .

3.3. Máy CT thế hệ thứ ba:

Third generation CT scanner

- Fan beam
- Multiple (500 - 1000) rotating detectors
- Rotation only
 - no translation required
- Much faster
 - as fast as 0.5 s per rotation
- Most common modern scanner design



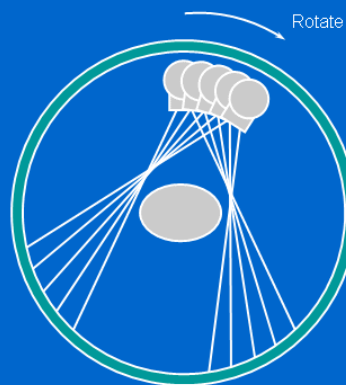
Cấu trúc : Số lượng đầu dò tăng đến vài trăm cái và được bố trí trên một vòng cung đối diện và gắn cố định với bóng XQ. Chùm tia X phát ra theo hình rẽ quạt với góc từ 30-60° tùy theo số lượng đầu dò và bao trùm toàn bộ tiết diện lớp cắt.

Phương pháp quét : Hệ thống đo quay quanh đối tượng một góc 360° để thực hiện một lớp cắt. Khi quay tia X có thể hoặc được phát thành xung tại những góc cố định hoặc được phát liên tục. Với cấu trúc này, nguồn bức xạ tia X được sử dụng tối ưu, hơn nữa hệ thống đo chỉ thực hiện một kiểu chuyển động quay và quay liên tục chứ không phải từng bước. Thời gian chụp ngắn nhất giảm xuống chỉ còn cỡ một vài giây.

3.4. Máy CT thế hệ thứ 4:

Fourth generation CT scanners

- Fan beam
- Static detectors all round gantry
- Only tube rotates
- Avoids ring artefact problems of 3rd generation scanners



Cấu trúc : Khác với những máy thuộc thế hệ trước, bóng XQ và đầu dò gắn chặt với nhau, cùng dịch chuyển hoặc quay. Máy thế hệ thứ 4 có hệ thống đầu dò tách biệt với bóng XQ, đó là một tập hợp nhiều đầu dò được bố trí trên một vòng tròn bao quanh khoang bệnh nhân .

Phương pháp quét : Bóng XQ quay tròn quanh bệnh nhân, chùm tia phát thành hình rẽ quạt bao phủ vùng cần khám nghiệm, các phần tử cảm biến sẽ được đóng/ngắt theo quy luật nhất định phù hợp với chuyển động quay của bóng. Bóng quay tròn, các bộ cảm biến tạo thành vòng tròn đứng yên. Ưu điểm của loại máy thuộc thế hệ thứ 4: Thời gian chụp ngắn nhất tương tự như thế hệ thứ 3, cỡ một đến vài giây. Không bị nhiễu hình ảnh tròn (ring artifact) như thường xảy ra đối với

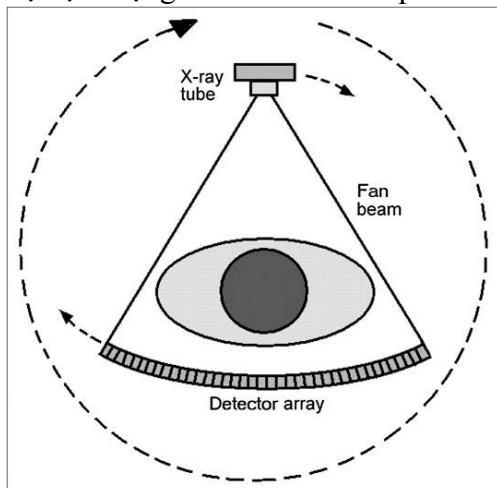
máy thuộc thế hệ thứ 3. Tuy nhiên máy có cấu trúc phức tạp vì số lượng đầu dò lớn hơn rất nhiều. Hiện nay chỉ mới một vài hãng sản xuất máy thế hệ thứ 4 (ví dụ như: Picker, Toshiba) sản phẩm thương mại chiếm khoảng 6%.

PHẦN II. TẠO ẢNH CT

1. Tạo một ảnh CT như thế nào:

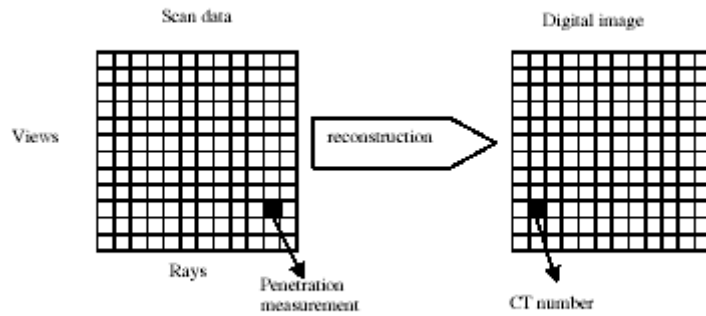
1.1. Giới thiệu và tổng quan

Ảnh CT khác với ảnh X quang ở vài chi tiết cụ thể. Những vấn đề này khác nhau ở cách tạo ảnh. Sự định dạng của ảnh CT trải qua nhiều bước.



Ảnh CT được bắt đầu với việc quét pha. Trong pha đó, một chùm tia X mỏng có hướng chiếu khi xuyên qua những cạnh (edges) của phần cơ thể để tạo ảnh. Bức xạ khi đi qua phần cơ thể nó được đo bằng dãy detector. Các detector này không thể tạo ra được ảnh CT hoàn chỉnh mà nó chỉ cho hình viền của một đường chiếu. Dữ liệu đường viền là đo sự suy giảm của tia X từ bóng phát tia tới những detector riêng lẻ. Để có đủ thông tin cho việc tạo nên một ảnh đầy đủ, chùm tia X quay vòng, hoặc quét, xung quanh thiết diện cắt để tạo nên đường viền từ những góc độ khác nhau. Điển hình, hàng trăm vùng tạo được và dữ liệu đường viền của mỗi vùng được lưu trữ trong bộ nhớ máy tính. Tổng số đo sự đâm xuyên tạo nên số vùng và số tia X nằm trong khoảng giới hạn cho mỗi vùng. Tổng thời gian quét cho một lớp cắt khoảng từ 0.35s tới 15s, phụ thuộc vào việc thiết kế máy quét (scanner mechanism) và người điều khiển chọn kiểu quét thay đổi. Chất lượng của ảnh có cải tiến bằng cách tăng thời gian quét. Pha thứ 2 của việc tạo ảnh là dựng ảnh. Quét pha của định dạng ảnh CT được thực hiện bằng máy tính số, nó là một phần của hệ thống CT. Dựng ảnh là thực hiện bằng một quá trình toán học đó là việc chuyển đổi dữ liệu quét của các vùng (views) riêng lẻ về dạng số hoá, hoặc số hóa bức ảnh bức ảnh. Ảnh được cấu tạo bởi dãy phần tử ảnh riêng lẻ gọi là pixel. Những pixel này được đặc trưng bằng một giá trị số, hoặc là chỉ số CT. Các giá trị đặc biệt cho mỗi pixel quan hệ với mật độ của mô ở trong những nguyên tố thể tích tương ứng gọi là voxel. Dựng ảnh thường mất vài giây, phụ thuộc vào sự phức tạp của bức ảnh và khả năng của máy tính.

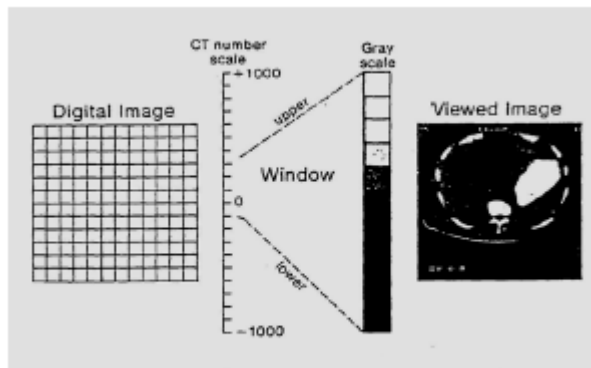
Ảnh số sẽ được lưu trữ ở trong bộ nhớ máy tính. Pha cuối cùng là chuyển đổi ảnh số thành hiển thị video vì vậy có thể nhìn trực tiếp được hoặc có thể được ghi ở trên phim. Bước này được thực hiện bằng những thành phần điện tử nó thực hiện chức năng chuyển đổi số sang tương tự.



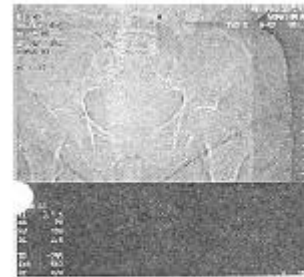
Dựng ảnh CT từ dữ liệu quét

Mối quan hệ giữa giá trị số CT và sự chuyển màu (shades) của mức xám hoặc độ sáng ở trong ảnh được xác định rõ bằng việc lựa chọn các mức cửa sổ (window) bằng người điều khiển. Có thể thấy rằng cửa sổ này bao hàm từ mức xám cao (upper) tới mức xám thấp (lower), đây có thể là sự thay đổi độ sáng và mức xám của ảnh hiển thị. Việc window đặt để xác định số CT trong một khoảng rộng nó bao hàm toàn bộ mức xám bên ngoài của ảnh (image gray scale).

Quét thăm dò hoặc quét toàn cảnh



Chuyển đổi ảnh số tới ảnh mức xám



Hình ảnh của một quá trình quét toàn cảnh

Topogram là một bức ảnh số nhìn tổng quát sử dụng cho việc lựa chọn các lớp cắt CT hoặc là cơ sở cho những tài liệu (documentation). Bóng phát tia và detector được lắp ráp trên một khung có vị trí cố định đối nhau. Trong quá trình quét thăm dò Chuyển đổi ảnh số tới ảnh mức xám Hình ảnh của một quá trình quét toàn cảnh hay quét toàn cảnh bóng phát tia và cụm đầu dò đứng yên, bàn bệnh nhân di chuyển trên một khoảng cách bao trùm vùng thăm khám (phù hợp với chiều dài đặt topogram). Một ảnh chiếu được tạo nên từ đo các mức suy giảm “line-by-line”. Kết quả những hướng chiếu khác cũng tương tự đối với việc xuất hiện những tia được quy ước. Hình ảnh tạo ra là tập hợp của rất nhiều ảnh xếp chồng (như trong phương pháp chụp Xquang thông thường), rộng bằng bề dày của lớp cắt (đã được xác định). Dựa trên hình ảnh toàn cảnh này để lập chương trình tạo ảnh cắt lớp.

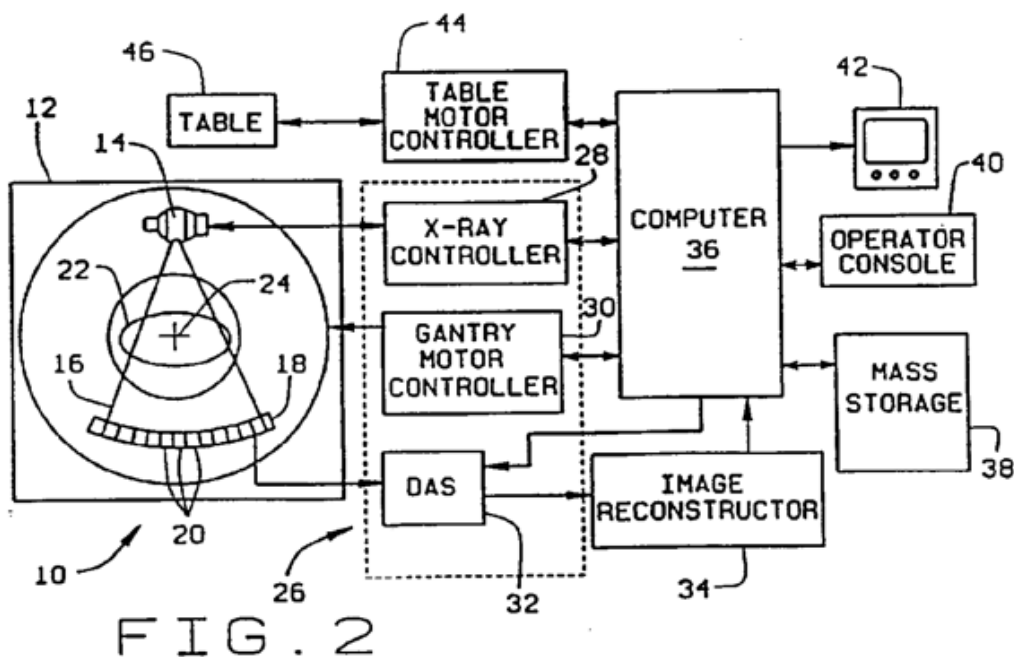
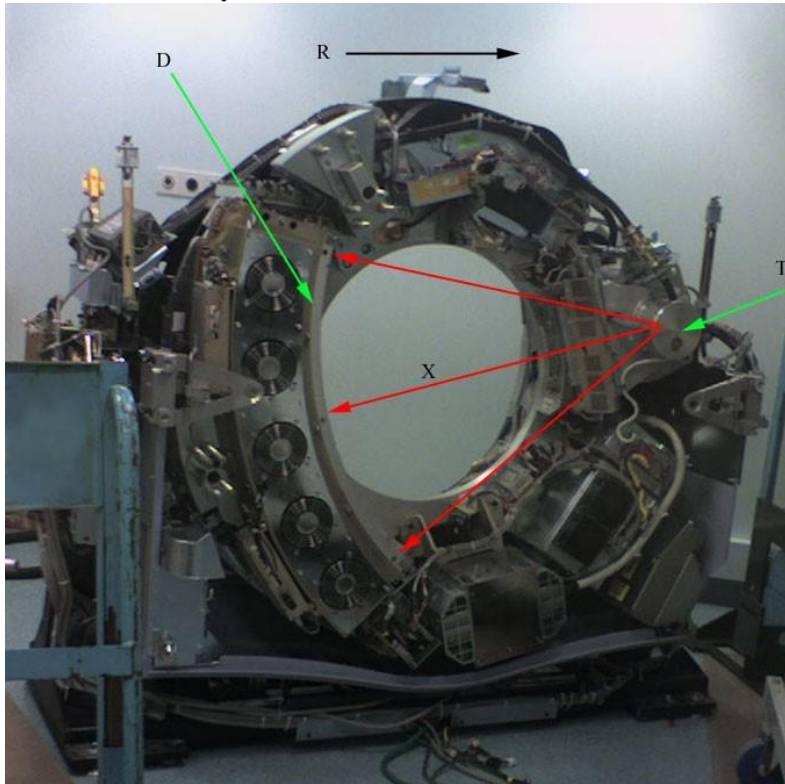
Quét cắt lớp

Bóng phát tia và cụm đầu dò quay quanh người bệnh một góc 360° để thực hiện một lớp cắt. Bàn bệnh nhân dịch chuyển một khoảng cách bằng bề dày lớp cắt sau mỗi lớp cắt theo phương thức quét gián đoạn hoặc di chuyển liên tục với một tốc độ cố định (tốc độ chuyển động tịnh tiến của bàn bệnh nhân phải phù hợp với tốc độ quay tròn của giàn quay để xác định khoảng cách giữa các lớp cắt) theo phương thức quét xoắn ốc. Đối với phương pháp quét xoắn ốc trong khi đang thu nhận tomogram, hệ thống bóng/detector vẫn tiếp tục quay tròn quanh bàn bệnh nhân. Những hướng chiếu thu được từ những vị trí của những góc kế tiếp nhau trên vòng quay là nhanh. Đo cường độ đường viền với những mức cường độ tại những detector. Mỗi hướng chiếu sẽ có một cường độ đường viền tương ứng (hướng chiếu của lớp cắt quét cho một kênh). Trong khi đo,

xấp xỉ 1,000 hướng chiếu được tạo nên. Mỗi một hướng chiếu tạo ra 704 giá trị lấy mẫu –sample values, vì vậy để quét được đầy đủ cần phải thực hiện trên 700,000 lấy mẫu dữ liệu đo.

Lựa chọn chiều dày lớp cắt bằng cách sử dụng một máy tính điều khiển bộ chuẩn trực ở bóng phát tia. Bóng phát tia, trong quá trình quét, có thể hoạt động theo hai phương thức: phát tia liên tục hoặc phát tia theo xung. Hiện nay hầu hết máy CT đều được thực hiện theo phương thức phát tia liên tục vì giảm được công suất phát tia, tránh cho bóng phải hoạt động căng thẳng. Để thu thập mẫu dữ liệu, được bật tắt hàng nghìn lần trong một vòng quay.

PHẦN 3: CẤU TẠO CHUNG



Như các bạn thấy đây là phân cứng tổng quát của một CT scanner sẽ bao gồm

T : Tube là bóng Xquang. Có chức năng phát tia X. Khác với các bóng Xquang thông thường khe phát tia X này cho ra các chùm tia mỏng và cường độ tia chuẩn hơn.

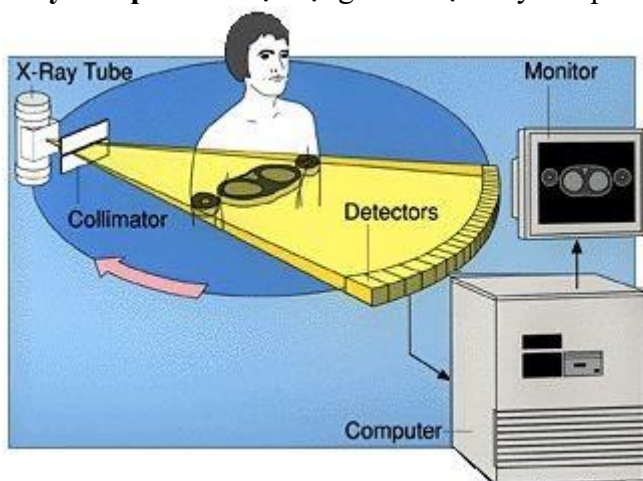
D : Detectors : Là các cảm biến nhạy tia X. Nhằm cảm nhận mức độ hấp thụ của các chùm tia Xquang phát ra từ bóng. Số lượng và chất lượng của các cảm biến ảnh hưởng rất nhiều đến hình ảnh của máy CT

R : Là một hệ thống gồm ray, động cơ, khung... Nhằm tạo chuyển động quay cho bóng và detectors

Hệ thống bàn : Gồm mạch điều khiển, động cơ bước, Bàn cho bệnh nhân nằm. Có chức năng dịch chuyển cao thấp, lui tiến theo chế độ điều khiển rất chính xác của Xử lý trung tâm

Hệ thống điều khiển và hiển thị hình ảnh: Nhìn về ngoài nó giống như một hệ thống máy tính thông thường. Tại đây người các lệnh điều khiển cho máy được thực hiện hoàn toàn bằng phần mềm trên một hệ điều hành. Các tín hiệu hình ảnh và quản lý thông tin bệnh nhân cũng được xử lý tại đây

Máy rửa phim: Hoạt động như một máy rửa phim số thông thường



Nguyên lý hoạt động cơ bản

Bóng Xquang sẽ phát ra một chùm tia cố định về cường độ và độ dày.

Khi đi qua vật mẫu (bệnh nhân) cường độ tia X sẽ bị hấp thụ một phần hay toàn phần

Các cảm biến trên dãy Detector sẽ cảm nhận được sự thay đổi của cường độ hay nói đúng hơn là định lượng được sự hấp thụ đó.

Các tín hiệu từ các cảm biến sẽ được chuyển về bộ xử lý ảnh. Ở đây nó sẽ được số hóa, Và bằng một số thuật toán phức tạp bộ xử lý sẽ dựng được ảnh hiển thị trên màn hình máy tính

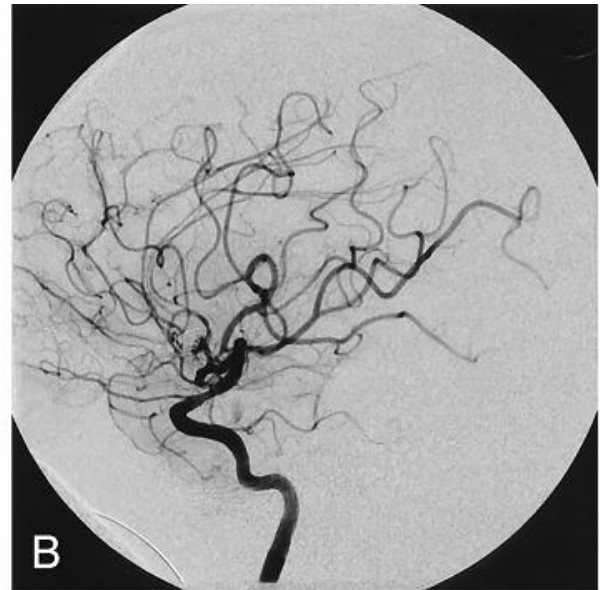
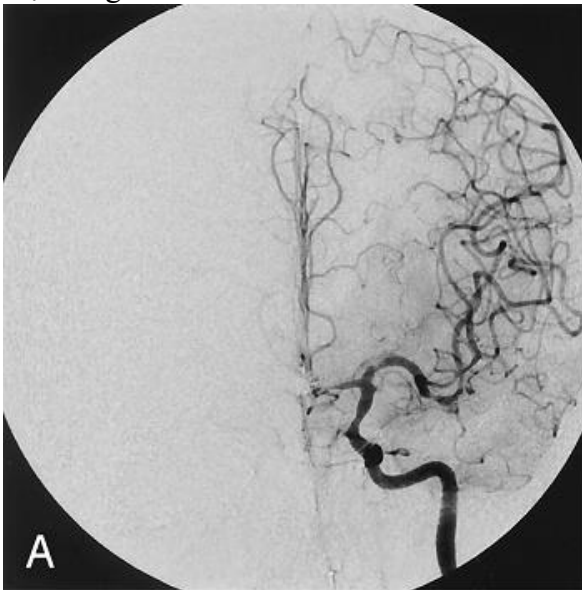
BÀI 3. HỆ THỐNG CHỤP MẠCH - ANGIOGRAPHY (DSA)

1. DSA là gì ?

DSA được viết tắt bởi cụm từ **Digital Subtraction Angiography**, đây là phương pháp chẩn đoán hình ảnh kết hợp giữa việc chụp X-quang và xử lý số sử dụng thuật toán để xóa nền trên 2 ảnh thu nhận được trước và sau khi tiêm chất cản quang vào cơ thể người bệnh, nhằm mục đích nghiên cứu mạch máu trong cơ thể.



Hệ thống DSA



Hình ảnh mạch máu thu được bằng kỹ thuật DSA

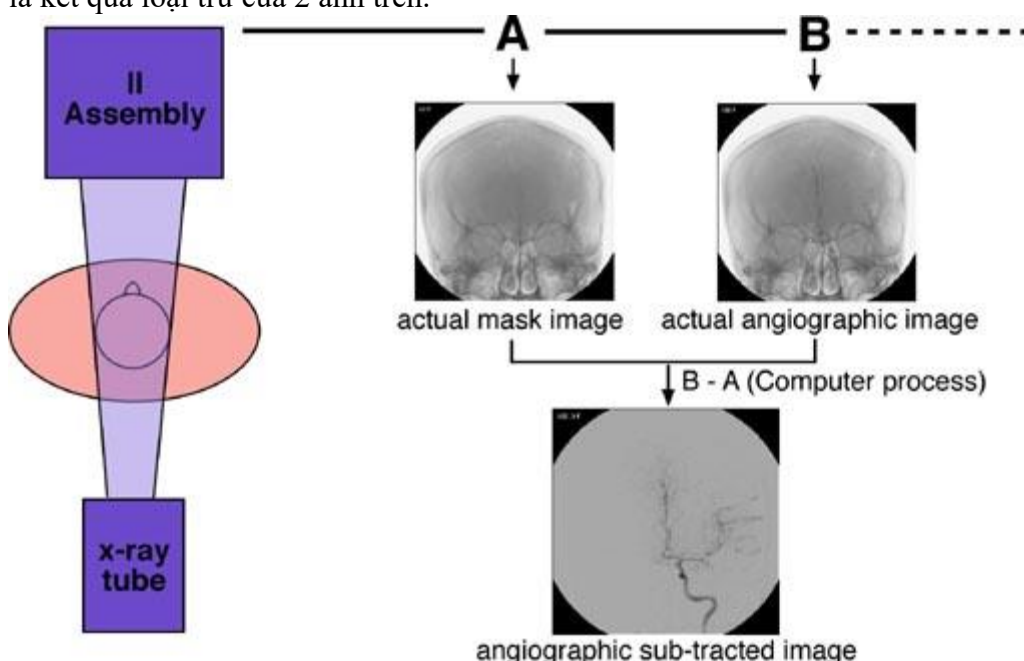
2. Hệ thống cấu tạo DSA như thế nào?

Một hệ thống DSA thường bao gồm các thành phần như bộ phát tia X (đầu đèn), bộ phận thu nhận hình ảnh, bộ phận xử lý hình ảnh số và bộ phận hiển thị....Bộ phận trung tâm của hệ thống đó là bộ xử lý hình ảnh số (digital image processing system). Nó sẽ thu thập hình ảnh từ video camera và tạo ra tín hiệu điều khiển xung theo thời gian cho cả bộ phận phát tia X và hệ thống thu nhận hình ảnh nhằm mục đích điều khiển được việc thu và phát tín hiệu giữa 2 hệ thống này. Quá trình thu nhận hình ảnh được bắt đầu khi xung kích theo thời gian được truyền đến bộ phận phát tia, khi đó tia X được phát ra, đi xuyên qua cơ thể người bệnh và được thu nhận bằng bầu tăng quang (Image Intensifier). Một ống kính được đặt giữa bầu tăng quang và video camera nhằm giới hạn số lượng ánh sáng truyền đến camera.

Sau khi nhận tín hiệu ánh sáng từ bầu tăng quang, video camera sẽ chuyển sang tín hiệu video và đưa chúng vào bộ xử lý hình ảnh dưới dạng analog. Tại bộ phận xử lý hình ảnh, tín hiệu analog sẽ được số hóa và lưu trữ vào bộ nhớ, chúng được sử dụng để thực hiện việc so sánh và xóa nền với một ảnh khác ở 1 thời điểm hay ở 1 mức năng lượng khác.

Thuật toán thông dụng trong hệ thống X-quang số được sử dụng để xóa nền là thuật toán xóa theo thời gian. (Temporal subtraction).

Trong quá trình thực hiện thuật toán này, hình ảnh ban đầu được thu nhận. Sau đó, chất cản quang sẽ được đưa vào cơ thể thông qua đường tĩnh mạch. Tiếp theo là quá trình thu nhận ảnh động khi chất cản quang đi vào cơ thể trong 1 đơn vị thời gian được cài đặt sẵn. Bộ phận xử lý hình ảnh sẽ lấy ảnh thu nhận được khi chưa có chất cản quang làm ảnh nền (ảnh mask) và tiến hành loại trừ ảnh nền với ảnh thu được khi có chất cản quang đối với những cấu trúc giải phẫu tĩnh giống nhau giữa 2 ảnh. Như trên mô hình, ta có thể thấy được hình ở trên phía bên trái là hình mask, còn hình bên phải là hình thu nhận được khi có chất cản quang đưa vào, ảnh còn lại là kết quả loại trừ của 2 ảnh trên.



Các thành phần cơ bản của hệ thống DSA

Bầu tăng quang (Image Intensifier)

Mục đích chính sử dụng bầu tăng quang ở trong hệ thống DSA đó là giảm liều chiếu cho bệnh nhân và bảo đảm được chất lượng hình ảnh thu được

Hệ thống ống kính thu nhận ánh sáng (Light Aperture)

Tương tự như hệ thống ống kính của máy chụp hình, nó được đặt ngay tại ngõ ra của bầu tăng quang nhằm thay đổi số lượng ánh sáng đi vào video camera cho từng liều chiếu cụ thể.

Video Camera

Một trong những bộ phận then chốt của hệ thống X-quang kỹ thuật số nói chung và DSA nói riêng là video camera. Nó có chức năng chính là tạo ra tín hiệu điện tử analog tỉ lệ với số lượng ánh sáng thu nhận được thông qua hệ thống ống kính (light aperture)

Bộ xử lý hình ảnh số

Bộ xử lý hình ảnh số là bộ phận trung tâm của hệ thống DSA. Nó thực hiện các chức năng chính như:

Thu nhận và số hóa hình ảnh video.

Lưu trữ hình ảnh số vào bộ nhớ.

Thực hiện các thuật toán trên hình ảnh lưu trữ

Hiển thị hình ảnh trên màn hình theo dõi

Lưu trữ hình ảnh và dữ liệu trong đĩa cứng hoặc đĩa quang từ.

Bộ xử lý hình ảnh thường bao gồm 1 vi xử lý hoặc một hệ thống điều khiển bằng máy tính để điều khiển và kiểm soát hoạt động của quá trình phát tia X, quá trình xử lý dữ liệu.

Hiện nay, hệ thống chụp DSA đã được tích hợp vào trong những máy X-quang số di động nhỏ gọn, thích hợp cho việc chẩn đoán trực tiếp ngay trên bàn mổ hoặc ngay trên giường bệnh.

3. Chụp DSA cho ta thông tin gì?

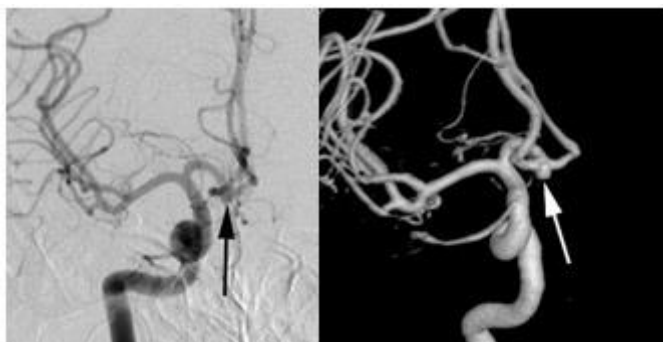
Những hình ảnh thu được từ DSA cung cấp thông tin chính xác về quá trình lưu thông máu khi đi qua các bộ phận của cơ thể đặc biệt là quá trình cung cấp máu cho não và tim. Qua đó, bác sĩ có thể **sớm phát hiện tình trạng bất thường của mạch máu** như mạch bị co hẹp, tắc nghẽn, phình mạch ... và một số các bệnh lý như nhồi máu cơ tim, tai biến mạch máu não ...

4. Kỹ thuật DSA thường dùng để chẩn đoán và điều trị trong trường hợp nào?

DSA thường dùng để chẩn đoán và điều trị trong trường hợp như

- Chụp chẩn đoán và can thiệp động mạch vành.
- Thuyên tắc động mạch tử cung để điều trị u xơ tử cung, chảy máu tử cung.
- Thuyên tắc động mạch phế quản để điều trị ho ra máu
- Thuyên tắc hóa dầu để điều trị ung thư gan (thủ thuật TOCE)
- Đặt giá đỡ động mạch; Chụp động mạch đùi.
- Chụp chẩn đoán và điều trị can thiệp bệnh lý động mạch cảnh, động mạch não
- Đặt máy tạo nhịp tim.
- Thuyên tắc động mạch phế quản và tử cung.
- Chụp u xơ tử cung, u gan; Chụp mạch máu ngoại vi

...



Hình ảnh chụp DSA phình mạch não

5. Ưu điểm của kỹ thuật DSA?

Ưu điểm của kỹ thuật này là giúp các bác sĩ phát hiện sớm các tình trạng bất thường của dòng máu, giúp cho việc chẩn đoán và điều trị chính xác các bệnh lý nghiêm trọng có liên quan đến sự tuần hoàn của máu trong cơ thể, lên kế hoạch giải phẫu và giúp xác định chính xác các vị trí tổn thương bên trong cơ thể.

6. Quá trình chụp DSA

Trước khi tiến hành chụp DSA, các bác sĩ sẽ tiêm vào cơ thể bạn một chất nhuộm có nhiệm vụ làm sáng mạch máu, chất nhuộm này hoàn toàn vô hại và sẽ thải ra ngoài cơ thể qua nước tiểu của bạn. Trong suốt quá trình chụp DSA, bạn sẽ được chăm sóc bởi một đội ngũ nhân viên y tế bao gồm bác sĩ tim mạch, bác sĩ X-quang, y tá và kỹ thuật viên điện tâm đồ. Các bác sĩ sẽ theo dõi mạch và nhịp tim bạn trong suốt quá trình chụp DSA, máy sẽ quay 360 độ và chụp một loạt hình ảnh phức tạp.

7. Chụp DSA có gây đau không?

Quá trình chụp DSA không gây đau, lúc đầu bạn có thể cảm thấy hơi khó chịu do sau khi tiêm thuốc. Nếu bạn quá căng thẳng, các bác sĩ có thể cho bạn sử dụng thuốc an thần nhưng điều này thường không cần thiết.

BÀI 4. HỆ THỐNG CHỤP CỘNG HƯỞNG TỪ (MRI)

1. MRI là gì ?

Chụp cộng hưởng từ hay chụp MRI (Magnetic Resonance Imaging) là một trong những kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh tiên tiến nhất hiện nay. Đây là phương pháp đưa cơ thể vào vùng từ trường mạnh để đồng hóa chiều chuyển động của các nguyên tử Hydro trong các phân tử nước của cơ

thể và một ăng ten thu phát sóng radio tần số thấp (tần số radio này được thay đổi trong vùng từ trường ổn định của nam châm chính tùy theo mục đích khảo sát của sự phân biệt mỡ, nước...) được sử dụng để gửi tín hiệu đến cơ thể gặp các nguyên tử Hydro của cơ thể sau đó nhận lại tín hiệu về chiều chuyển động của các nguyên tử này, tín hiệu của ăng ten được truyền về trung tâm xử lý tín hiệu và tái tạo thành hình ảnh cấu trúc của các cơ quan, bộ phận trong cơ thể cần khảo sát. Những hình ảnh thu nhận được sẽ cung cấp nhiều thông tin có giá trị trong việc chẩn đoán và điều trị bệnh.



Hình ảnh máy MRI

Nhờ sử dụng từ trường và sóng radio, không sử dụng tia X nên MRI rất an toàn cho bệnh nhân. Đây là một kỹ thuật nhanh, gọn không gây ảnh hưởng phụ, là một phương pháp chẩn đoán hình ảnh hiện đại, hiệu quả và phổ biến trên thế giới. Ngày nay, MRI được sử dụng để kiểm tra gần như mọi cơ quan trong cơ thể. Kỹ thuật này đặc biệt có giá trị trong việc chụp ảnh chi tiết não hoặc dây cột sống. Kể từ khi MRI mang lại những hình ảnh 3 chiều, bác sĩ có thể nắm được thông tin về vị trí thương tổn. Những thông tin như vậy rất có giá trị trước khi phẫu thuật chẳng hạn như tiểu phẫu não.

2. Lịch sử phát triển của MRI

Nguyên lý cộng hưởng từ hạt nhân được Felix Block và Edward Puroel phát hiện vào năm 1946, cộng hưởng từ được ứng dụng rộng rãi từ năm 1950. Năm 1952, 2 nhà vật lý Felix Block và Edward Puroell được trao giải Nobel Vật lý nhờ sự phát hiện và ứng dụng cộng hưởng từ. Năm 1980, chiếc máy cộng hưởng từ đầu tiên trên thế giới được đưa vào hoạt động để tạo ảnh cơ thể người. Năm 1987, MRI được ứng dụng trong chẩn đoán các bệnh lý tim mạch bằng kỹ thuật cardiac MRI. Năm 1993, ứng dụng

MRI để chẩn đoán các bệnh lý não thần kinh.

Ngày nay, kỹ thuật tạo ảnh cộng hưởng từ (MRI) đã trở thành phổ biến trong y học chẩn đoán hình ảnh trên thế giới cũng như tại các bệnh viện lớn của Việt nam.

Cùng với sự phát triển của khoa học công nghệ, các hãng sản xuất đã tích hợp nhiều hệ thống chẩn đoán lại với nhau (hybrid) như PET/MRI, SPECT/MRI nhằm tận dụng lợi thế của cả chẩn đoán chức năng và cấu trúc giải phẫu.

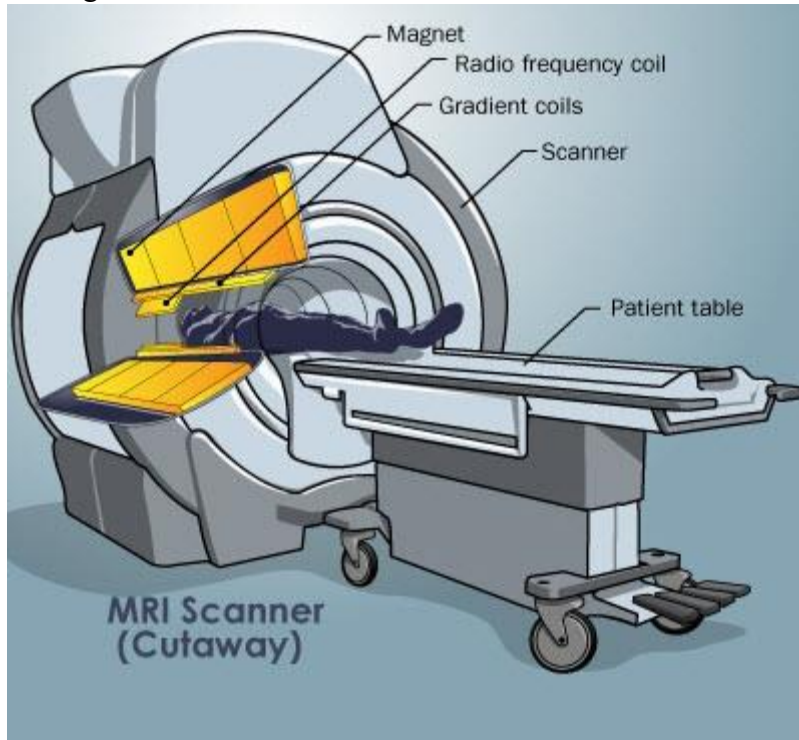
3. Nguyên lý cơ bản của máy chụp cộng hưởng từ - MRI

Trong cơ thể người chứa rất nhiều nước, đồng nghĩa với có nhiều nguyên tử hydro (proton).

Ngoài ra, trong những môi trường khác nhau thì quá trình hồi phục của các hạt nhân diễn ra khác nhau. Do đó, tín hiệu phát ra tại giữa vùng bình thường và khối u, hay giữa mô cứng và mô mềm sẽ không giống nhau. Từ đó ta sẽ có các hình ảnh khác nhau.

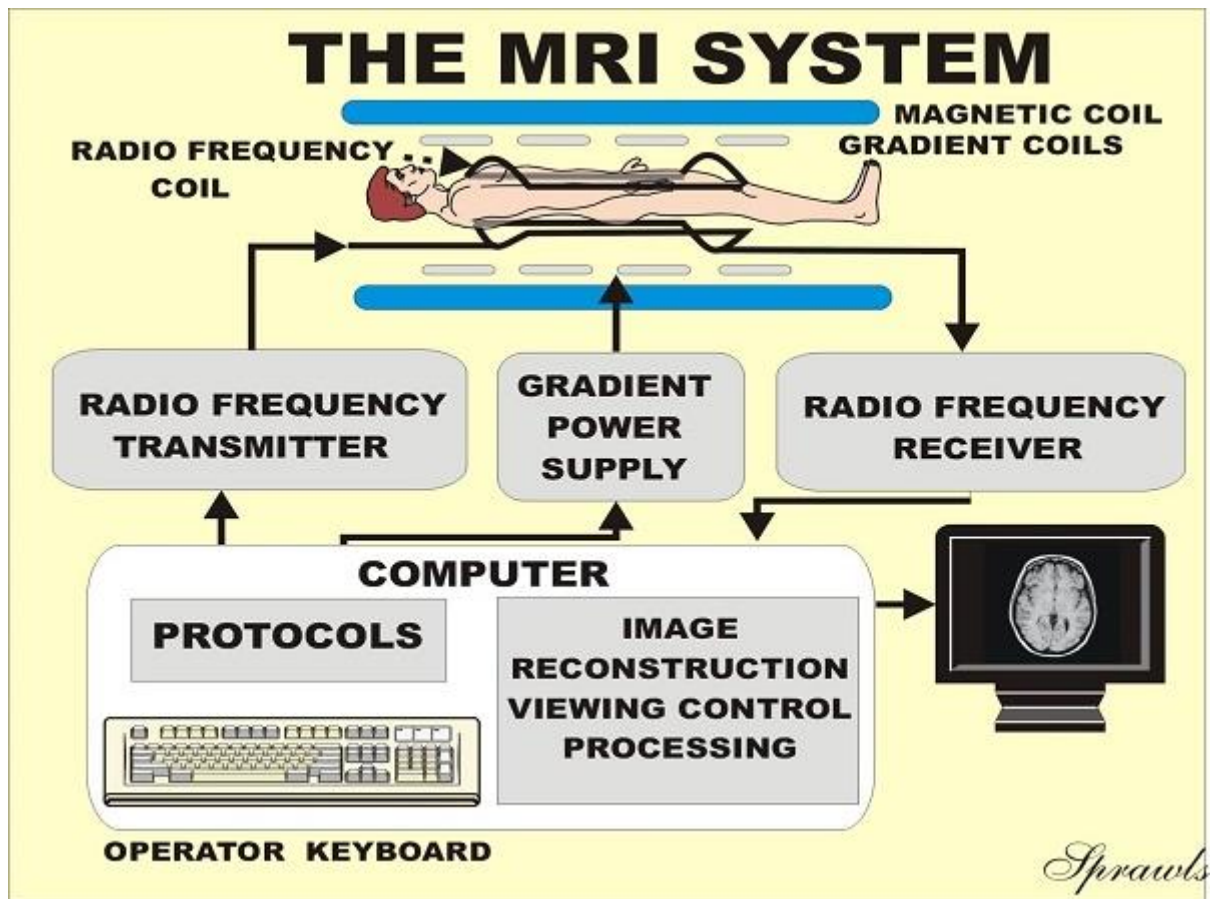
Cơ thể chúng ta cấu tạo chủ yếu từ nước (60-70%). Trong thành phần của phân tử nước luôn có nguyên tử hydro. Về mặt từ tính, nguyên tử hydro là một nguyên tử đặc biệt vì hạt nhân của chúng chỉ chứa 1 proton. Do đó, nó có một mômen từ lớn. Từ điều này dẫn tới một hệ quả là:

nếu ta dựa vào hoạt động từ của các nguyên tử hydro để ghi nhận sự phân bố nước khác nhau của các mô trong cơ thể thì chúng ta có thể ghi hình và phân biệt được các mô đó. Mặt khác, trong cùng một cơ quan, các tổn thương bệnh lý đều dẫn đến sự thay đổi phân bố nước tại vị trí tổn thương, dẫn đến hoạt động từ tại đó sẽ thay đổi so với mô lành, nên ta cũng sẽ ghi hình được các thương tổn.



Ứng dụng nguyên lý này, MRI sử dụng một từ trường mạnh và một hệ thống phát các xung có tần số vô tuyến để điều khiển hoạt động điện từ của nhân nguyên tử, mà cụ thể là nhân nguyên tử hydro có trong phân tử nước của cơ thể, nhằm bức xạ năng lượng dưới dạng các tín hiệu có tần số vô tuyến. Các tín hiệu này sẽ được một hệ thống thu nhận và xử lý điện toán để tạo ra hình ảnh của đối tượng vừa được đưa vào từ trường đó

4. Cấu tạo chung của máy chụp cộng hưởng từ - MRI



4.1 Nguồn.

Cấp điện cho hệ thống. Máy MRI sử dụng dòng điện có điện thế, cường độ cao và tiêu thụ rất nhiều điện năng. Vì vậy, bộ nguồn là một bộ phận rất quan trọng.

4.2 Các bộ phận tạo từ trường.

- Bộ phận tạo từ trường chính: Cuộn dây siêu dẫn tạo ra từ trường lên tới 1,5 hoặc 3 tesla. Đây là từ trường rất mạnh, chúng ta cần biết rằng từ trường của trái đất chỉ vào khoảng 30 – 60 microtesla.
- Cuộn dây tạo gradient: tạo từ trường biến đổi
- Cuộn dây RF: tạo sóng RF

4.3 Cảm biến, xử lý:

Thu nhận và xử lý tín hiệu, biến đổi các tín hiệu RF thành hình ảnh

4.4 Trạm xử lý hình ảnh & phần mềm:

Có chức năng hiển thị, chỉnh sửa, quản lý hình ảnh. Ngoài các phần mềm xử lý ảnh 2D, các phần mềm tái tạo 3D giúp các bác sĩ tái tạo hình ảnh 3D của bộ phận được quét. Các phần mềm hiện nay rất hiện đại và dễ sử dụng, hỗ trợ rất nhiều cho công tác chẩn đoán của bác sĩ.

5. Phòng đặt máy MRI

Máy MRI không cần đặt trong phòng được bọc chì hoặc vật liệu ngăn tia X như máy Xquang, CT. Tuy nhiên phòng đặt MRI cần được lót đồng nhằm tạo hiệu ứng “lồng Faraday” (Faraday cage) để ngăn sóng điện từ phát ra ngoài.



6. Quy trình chụp MRI.



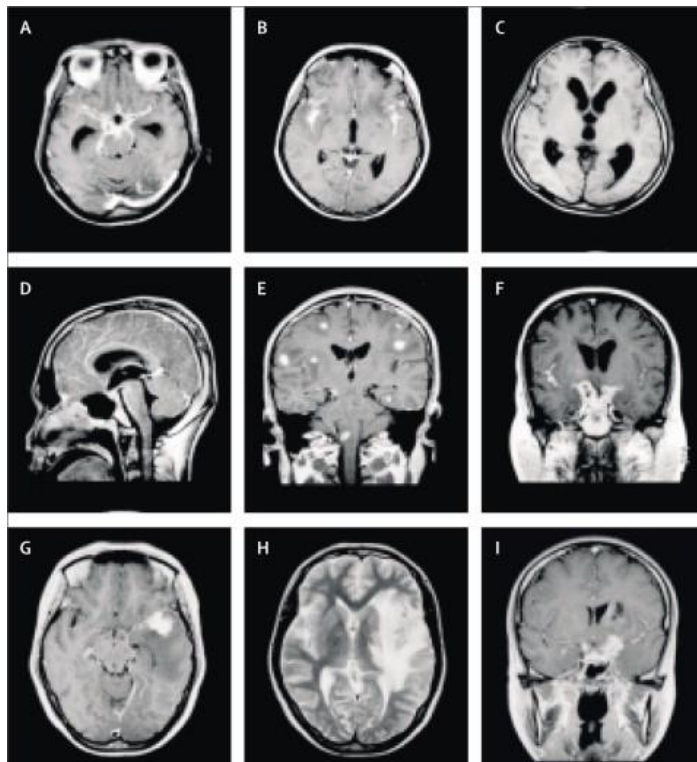
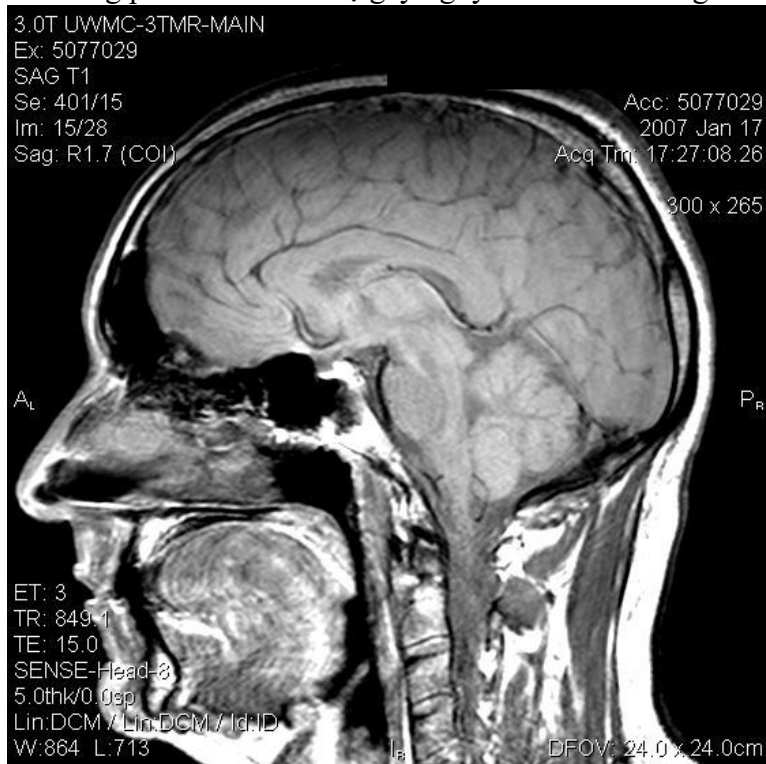
Bệnh nhân sẽ được cung cấp và đề nghị thay quần áo thoải mái, nằm lên bàn máy và được đưa vào khung máy. Phần cơ thể cần kiểm tra được chính nằm chính giữa khoang máy. Một thiết bị giống cuộn dây (Coils) giúp nâng cao chất lượng hình ảnh, có thể sẽ được đặt lên trên vùng cần kiểm tra. Bạn sẽ biết quá trình chụp đang được thực hiện khi nghe tiếng rung. Điều quan trọng nhất là bạn cần phải nằm im tuyệt đối. Cử động sẽ làm hình ảnh cần chụp bị mờ. Thông thường, có bốn hoặc năm hình thức chụp MRI và mỗi loại mất khoảng 2-8 phút để hoàn thành. Toàn bộ quy trình thực hiện khoảng 20 phút.

7. Ưu điểm của chụp MRI.

- Ảnh của cấu trúc các mô mềm trong cơ thể như tim, phổi, gan và các cơ quan khác rõ hơn và chi tiết hơn so với ảnh được tạo bằng các phương pháp khác.
- MRI giúp cho các bác sĩ đánh giá được các chức năng hoạt động cũng như cấu trúc của nhiều cơ quan nội tạng trong cơ thể.
- Sự chi tiết làm cho MRI trở thành công cụ vô giá trong chẩn đoán thời kì đầu và trong việc đánh giá các khối u trong cơ thể.
- Tạo ảnh bằng MRI không gây tác dụng phụ như trong tạo ảnh bằng chụp X quang thường quy và chụp CT.
- MRI cho phép dò ra các điểm bất thường ẩn sau các lớp xương mà các phương pháp tạo ảnh

khác khó có thể nhận ra.

- MRI có thể cung cấp nhanh và chuẩn xác so với tia X trong việc chẩn đoán các bệnh về tim mạch.
- Không phát ra các bức xạ gây nguy hiểm cho con người



Kết quả MRI

8. Nhược điểm của chụp MRI.

- Các vật bằng kim loại cấy trong cơ thể không được phát hiện có thể bị ảnh hưởng bởi từ trường mạnh.
- Không sử dụng với các bệnh nhân mang thai ở 12 tuần đầu tiên. Các bác sĩ thường sử dụng các phương pháp tạo ảnh khác, ví dụ như siêu âm, với các phụ nữ mang thai trừ khi thật cần thiết bắt

buộc phải sử dụng MRI.

9. Vấn đề an toàn trong chụp MRI.

- Tuân theo sự hướng dẫn của nhân viên phòng chụp MRI.
- Hiện nay chưa thấy tác hại của từ trường đối với cơ thể. Tuy nhiên, từ trường cao của máy có thể gây hại đến các thiết bị cấy ghép bằng kim loại bên trong cơ thể. Bệnh nhân cần thông báo cho nhân viên y tế phòng chụp MRI về các thông tin: có đặt máy tạo nhịp tim, van tim nhân tạo, máy trợ thính, cấy ghép thiết bị điện tử, đinh-kẽm kim loại, mảnh đạn trong người, dụng cụ tránh thai trong cổ tử cung, răng giả v.v... Tất cả các vật kim loại cần được lấy ra trước khi chụp MRI
- Không mang các vật dụng có kim loại như đồ trang sức, đồng hồ, kẹp tóc, chìa khoá, máy tính, máy điện thoại di động, thẻ tín dụng v.v... vào phòng chụp MRI.
- Để có chất lượng hình ảnh tốt, bệnh nhân không cử động trong lúc chụp MRI.
- Trong lúc chụp MRI, nếu có bất cứ yêu cầu nào, bệnh nhân có thể trao đổi trực tiếp với nhân viên điều khiển máy.
- Bệnh nhân không cần nhịn đói trước khi chụp MRI. Trong trường hợp cần gây mê để chụp thì bệnh nhân phải nhịn đói 4 – 6 giờ trước khi chụp.

BÀI 5. CÁC PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH CỘNG HƯỞNG TỪ HẠT NHÂN

1. Phân loại các phương pháp

Có 2 phương pháp tạo ảnh chính, nó phụ thuộc vào các ghi nhận echo

- Trình tự Spin echo, đặc trưng bởi định là sự có mặt của xung RF định pha 180°
- Trình tự Gradient echo

Nhiều biến thể đã được phát triển trong mỗi phương pháp, chủ yếu tăng các tốc độ thu nhận

- Trình tự spin echo nhanh, Single shot FSE and Haste
 - Trình tự Gradient echo với spoiling của từ hóa ngang còn lại (spoiled gradient echo và ultrafast gradient echo) một nhóm trình tự Gradient với trạng thái ổn định từ trường dư ngang (trạng thái ổn định gradient echo) và các dẫn xuất của nó (Tăng cường độ tương phản trạng thái ổn định gradient echo) và với các gradient cân bằng (trạng thái ổn định cân bằng gradient echo), echoplanar (EPI).

Một số trình tự là lai, kết hợp giữa Spin echo và Gradient echo (GRASE, SE-EPI).

Trình tự cộng hưởng từ chụp mạch 3F (FBI, contrast-enhanced MRA, TOF, PC) hình ảnh truyền dịch, ảnh khuếch tán (DW) và quang phổ học MR sẽ được giải quyết trong phần 2

2. Spin echo

Trình tự spin echo được tạo thành từ một loạt các sự kiện : Xung 90° _ Xung định pha lại 180° tại $TE/2$ _ đọc tín hiệu tại TE. Chuỗi này lặp đi lặp lại mỗi khoảng thời gian TR (Repetition time). Với mỗi lần lặp, một đường KG-K được làm đầy, nhờ một mã hóa giai đoạn khác nhau. Xung định pha lại 180° được bù cho sự không đồng nhất các trường liên tục để đạt được một echo đó là T2 weight và không T2*

Gradient và pha trong trình tự spin echo

Thùy định pha của lát gradient chọn , gradient mã hóa pha và thùy lệch pha của gradient đưa ra được áp dụng đồng thời ngay lập tức sau khi các xung kích thích.

Lát gradient chọn áp dụng cho xung 180° yêu cầu không có thùy định pha. Tuy nhiên 2 thùy gradient đồng nhất được áp dụng trên cả hai phía của gradient này để loại bỏ từ hóa ngang tạo bởi xung định pha 180° trên các cạnh của lát (nơi các proton trong thực tế sẽ được gửi đến một góc lật dưới 180° do dữ liệu lát không hoàn hảo)

Thời gian của một trình tự spin echo

Thời gian = $TR \cdot N_{Py} \cdot N_{ex}$

Với

TR là thời gian lặp

N_{py} là Số bước mã hóa pha

Nex là số các kích thích

Độ tương phản

Một trình tự spin echo có 2 thông số cần thiết : TR và TE

TR là là khoảng thời gian giữa hai sóng RF 90° liên tiếp. Các điều kiện hồi phục dọc của mô xem xét (phụ thuộc vào T1). Tăng TR, từ hóa dọc tái sinh lại hoàn chỉnh hơn (Mz tiến tới M0). Giảm TR ảnh hưởng trong T1 sẽ đầy như là sự khác biệt giữa hồi phục dọc của các mô từ hóa sẽ được đánh dấu. Trong lớp spin echo, sau thời gian TR một không gian K đơn sẽ được thu lại. TR lặp lại là như vậy, trách nhiệm trong suốt thời gian của chuỗi TE là khoảng thời gian giữa 90° lật và nhận được tiếng vang, các tín hiệu được sản xuất bởi từ hóa ngang. Ngang từ hóa giảm theo hằng số thời gian T2 của mỗi mô (Sự không đồng nhất trường [trong đó cung cấp T2*] được bù đắp bằng lật 180° áp dụng tại TE / 2)

Trong trình tự spin echo T2-weight thông số TR và TE được tối ưu để phản ánh hồi phục T2

Khi TR dài (hơn 2000 mili giây) phục hồi từ hóa dọc là hoàn thành và flip sau, ảnh hưởng của T1 vào cường độ tín hiệu sẽ được giảm thiểu . Kết hợp với TE dài (80 đến 140 mili giây), các mô khác nhau tốt hơn được đánh dấu theo của T2.

Các mô T2 dài sẽ xuất hiện như một quá tín hiệu (hypersignal) , trái ngược với cấu trúc T2 ngắn đó sẽ xuất hiện như là một hyposignal .

Mật độ proton quay trọng spin echo đã được tối ưu hóa TR và TE thông số để giảm thiểu ảnh hưởng của cả hai T2 và T1. Sự tương phản thu được sẽ phụ thuộc vào mật độ của các hạt nhân hydro (nghĩa là proton).

Một TR dài (hơn 2000 mili giây), kết hợp với một TE ngắn (10 đến 20 mili giây) tương đối sẽ ngăn chặn ảnh hưởng của T1 và tác dụng của T2 về cường độ tín hiệu.

3. Spin echo nhanh

Trong trình tự spin echo nhanh, khoảng thời gian sau khi tiếng vang đầu tiên, được sử dụng để nhận được dãy tiếng vang để điền đầy các không gian K khác trong cùng một lát. Bởi vì giảm số lần lặp (TR) được yêu cầu, không gian K được làm đầy nhanh hơn, thời gian thu nhận lát cắt giảm xuống.

Điều này được thực hiện bằng cách áp dụng xung 180° mới để có được một chuỗi các spin echo. Sau mỗi echo, mã hóa pha được hủy và mã hóa pha khác được áp dụng echo tiếp theo.

Số các tiếng vang nhận được trong sự lặp lại giống nhau (Trong thời gian TR) được gọi là nhân tố nhanh (Turbo Factor) hoặc chuỗi tiếng vang dài (ETL - Echo Train Length)

Những trình tự này cho phép một số hình ảnh của vị trí cùng lát mà không làm tăng thời gian thu nhận tổng thể. Ưu điểm là những hình ảnh thu được với một sự tương phản khác nhau, đó là hữu ích trong chẩn đoán tổn thương nhất định (Ví dụ, làm nổi bật sự tương phản ở TE dài cho -u mạch gan, xuất hiện như một hypersignal tương đối).

Sau khi echo đầu tiên thu được, đó là một khoảng thời gian tự do cho đến khi TR tiếp theo. Bằng cách áp dụng một xung 180° mới, một echo mới nhận được, với mã hóa pha tương tự, để xây dựng hình ảnh thứ hai. Thời gian echo của 2 hình ảnh khác nhau và hình ảnh thứ hai sẽ có T2W hơn lúc đầu. Thông thường, những trình tự này được sử dụng để có được đồng thời PD- và T2W.

Độ tương phản độ phân giải và thời gian quét

Độ tương phản của spin echo nhanh được điều chỉnh trong mối quan hệ từ một trình tự spin echo tiêu chuẩn. Như các echo nhận được tại thời gian echo khác nhau, các echo tương ứng với phân trung tâm của không gian K sẽ xác định độ tương phản của ảnh. Thời điểm đó các echo thu được gọi là TE hiệu quả.

Trong trình tự T1W cần chọn một giới hạn TR ngắn cho một chuỗi dài các echo. Loại trình tự rất thường được sử dụng ở T2W, cụ thể là trong hình ảnh khung chậu.

Tín hiệu chất béo trong spin echo nhanh

Trong phân tử li-pít một khớp nối spin –spin (khớp nối J) xảy ra giữa các hạt nhân nguyên tử. Khớp nối này có thời gian phục hồi T2 ngắn. Sự lặp lại nhanh của xung 180° trong trình tự spin echo nhanh sẽ làm xáo trộn khớp nối J nguyên nhân chất béo làm kéo dài T2

Như vậy chất béo có một tín hiệu T2 cao hơn trong fast spin echo hơn spin echo tiêu chuẩn, sau này chú ý khớp nối J.

Một trình tự DIET (Delayed Interval Echo Train) là một trình tự SE nhanh nơi sự chậm trễ giữa xung 180 ° được thiết kế để tôn trọng J khớp nối : Kết quả là, các chất béo duy trì một sự xuất hiện gần như quan sát thấy trong một chuỗi SE tiêu chuẩn.

Lợi ích và hạn chế

Lợi ích của trình tự SE nhanh nằm trong tốc độ của nó (khoảng 10 giây) thêm vào độ nhạy thấp của họ cho vật nhạy từ và không đồng nhất từ trường.

Thay đổi tương phản và tín hiệu chất béo phải được đưa vào tài khoản trong việc giải thích các hình ảnh. Rủi ro của các giả tạo và số lượng lớn tần số vô tuyến lắng đọng bởi xung 180° hạn chế các thông số (TR, TE hiệu quả, chuỗi echo dài) của các loại trình tự

SE nhanh có thể kết hợp với các kỹ thuật phát triển của trình tự multi-echo để có được các ảnh nhanh hơn với độ tương phản khác nhau trong cùng một vùng quan tâm.

4. SE cực nhanh

Loại trình tự	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
Ultrafast SE	SSH-TSE UFSE	SSTSE HASTE	SS-FSE	FSE - ADA	(Super)FASE DIET

Kỹ thuật chuỗi echo có thể được đẩy tới giới hạn làm đầy toàn bộ mặt phẳng Fourier với một xung đơn 90° (do TR là vô hạn). Những cái đó gọi là trình tự « single-shot » yêu cầu ứng dụng kế tiếp như nhiều 180° xung như có những dòng k-không gian để điền vào.

Trình tự có thể được đẩy nhanh hơn nữa, tránh cần thiết đăng ký echo cuối (Tín hiệu giảm nhiều bởi phục hồi T2) bởi phần KG-K thu được. Chỉ hơn một nửa các dòng k-không gian thực sự thu được và các đường mất tích được tính bằng cách sử dụng không gian k đối xứng đặc tính. Điều này làm giảm thời gian mua lại bởi một yếu tố gần gũi với 2, nhưng để các tổn hại của các tín hiệu tỉ lệ nhiều của hình ảnh

Độ phân giải và thời gian quét

Cho chuỗi echo dài, các hình ảnh thu được T2W đánh giá cao, khi phần lớn các đường KG-K được làm đầy với echo TE dài.

Với các trình tự loại này các lát cắt được tạo ra dưới 1 giây

Lợi thế và giới hạn

Những trình tự này cũng được điều chỉnh để chụp ảnh xuất hiện các cấu trúc lỏng không lưu thông như một T2W hypersignal (Cholangio-MRI and Uro-MRI). Do chúng nhanh, họ có độ nhạy thấp để di chuyển và tương thích với ngưng thở (cấu trúc di động: gan, bụng, tim)

Những tác động tiêu cực của chuỗi echo dài là làm giảm tỷ lệ S/N (tín hiệu yếu từ các xung cuối và rất cao trong TE effective) với độ phân giải không gian thấp và làm mờ theo hướng mã hóa pha.

Trình tự bắt đầu với một làn sóng đảo ngược 180° RF lật dọc từ hóa Mz ở hướng ngược lại (tiêu cực). Do hồi phục dọc, chiều dọc từ hóa sẽ tăng trở lại giá trị ban đầu của nó, vượt qua giá trị bằng không.

Đề đo các tín hiệu, một làn sóng 90 ° RF được áp dụng để có được từ hóa ngang. Việc chậm trễ giữa 180 ° sóng đảo ngược RF và sóng kích thích 90 ° RF được gọi là thời gian đảo ngược TI. Khi tốc độ tái phát triển theo chiều dọc được đặc trưng bởi thời gian thư giãn T1, những trình tự này được trọng trong T1. Đảo ngược-phục hồi cũng làm tăng trọng trình tự hình ảnh liên quan (spin echo hoặc gradient echo của thay đổi tốc độ)

Với loại này trình tự, mô nhất định có một tín hiệu tiêu cực. Xét về hiển thị, có hai khả năng tồn tại:

- Hoặc là tín hiệu độ lớn (biên độ trong quan hệ với 0) được sử dụng để hiển thị thang màu xám : chắc chắn hơn giá trị tín hiệu mô (dương hoặc âm) mạnh mẽ hơn nó sẽ được.
- Hoặc các mức màu xám sẽ được phân phối từ các giá trị tín hiệu tiêu cực đến các giá trị tích cực (Với một nền tín hiệu không cho rằng sẽ có màu xám chứ không phải màu đen) đây là hiển thị đúng loại.

Các tài sản khác của phục hồi đảo ngược trình tự được liên kết với sự lựa chọn của TI: Nếu một TI được chọn sao cho từ hóa theo chiều dọc của một mô là null, sau này không thể phát ra một tín hiệu (Không có từ hóa ngang do sự vắng mặt của từ hóa theo chiều dọc). Kỹ thuật đảo ngược-phục hồi do đó cho phép các tín hiệu của một mô nhất định để được đập tắt bằng cách chọn một TI thích nghi với T1 mô này.

Đảo ngược-phục hồi có thể được kết hợp với trình tự loại khác tiêu chuẩn spin echo Đặc biệt nó có thể dùng với trình tự spin echo nhanh, để tiết kiệm thời gian đáng kể, như đảo ngược-phục hồi đòi hỏi TR tương đối dài để cho phép từ hóa thời gian để tạo lại. phục hồi đảo ngược cũng là chuẩn bị từ hóa cho trình tự gradient echo, trọng lượng chúng trong T1.

BÀI 6. MÁY SIÊU ÂM

1. Siêu âm là gì?

Siêu âm (Ultrasound/Sonography) – là một kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh không xâm lấn, áp dụng phổ biến trong y tế, phương pháp tạo ảnh là sử dụng sóng siêu âm (sóng âm tần số cao) để xây dựng và tái tạo hình ảnh về cấu trúc bên trong cơ thể. Những hình ảnh này cung cấp thông tin có giá trị trong việc chẩn đoán và điều trị bệnh. Do hình ảnh siêu âm được ghi nhận theo thời gian thực nên nó có thể cho thấy hình ảnh cấu trúc và sự chuyển động của các bộ phận bên trong cơ thể kể cả hình ảnh dòng máu đang chảy trong các mạch máu.

Siêu âm sử dụng để làm gì?

Siêu âm thường được sử dụng để :

- Khảo sát các bộ phận, cơ quan trong cơ thể : Ổ bụng tổng quát, Sản khoa, Tim mạch, Phụ khoa, Tiết niệu, Tiền liệt tuyến, Tuyến giáp, Tuyến vú, Các bộ phận nhỏ, Cơ xương khớp, Tinh hoàn
- Siêu âm dẫn đường cho sinh thiết và hỗ trợ các kỹ thuật y học khác.

Nguyên lý hoạt động của siêu âm.

Siêu âm dựa trên nền tảng là nguyên lý định vị bằng sóng siêu âm (sonar)-một kỹ thuật dùng để phát hiện các vật thể dưới nước. Trong khi siêu âm, bác sỹ sử dụng đầu dò (transducer) tỳ sát lên da, đầu dò có chức năng vừa phát vừa thu sóng siêu âm.

Khi siêu âm, các tinh thể bên trong đầu dò phát ra các sóng siêu âm truyền vào bên trong cơ thể. Các mô, xương và chất lỏng trong cơ thể - một phần hấp thụ hoặc truyền qua - một phần phản xạ lại sóng âm và quay ngược trở lại đầu dò. Đầu dò thu nhận sóng âm phản hồi, gửi các thông tin này tới bộ xử lý, sau khi phân tích các tín hiệu phản hồi bằng các phần mềm và thuật toán xử lý ảnh, kết hợp các thông tin để xây dựng và tái tạo thành hình ảnh siêu âm mà chúng ta nhìn thấy trên màn hình.

2. Cơ sở vật lý của siêu âm

Cơ chế phát sóng âm: Sóng âm được tạo ra do chuyển đổi năng lượng từ điện thành các sóng phát ra từ các đầu dò, có cấu trúc cơ bản là gốm áp điện (piezo-electric). Sóng âm thanh chỉ truyền qua vật chất mà không truyền qua được chân không, vì không có hiện tượng rung. Một trong những đặc điểm cơ bản nhất là tần số sóng âm phụ thuộc vào bản chất của vật có độ rung khác nhau. Đơn vị đo tần số là Hertz, tức là số chu kỳ dao động trong một giây.

- Bản chất của Siêu âm : là các sóng âm dao động có tần số $> 20.000\text{Hz}$ (20kHz). Trong lĩnh vực Y tế người ta dùng sóng âm với tần số từ 2 MHz đến 20 MHz ($1\text{ MHz} = 10^6\text{Hz}$) tùy theo yêu cầu thăm khám.

Tính chất của Siêu âm:

- + Sự suy giảm và hấp thụ:

Trong môi trường có cấu trúc đồng nhất, sóng âm lan truyền theo đường thẳng, và bị mất năng lượng dần gọi là suy giảm. Sự suy giảm theo luật nghịch đảo của bình phương khoảng cách. Sự hấp thụ quan trọng của năng lượng âm gặp vật chất tạo nhiệt. Tuy nhiên sự mất năng lượng trong siêu âm không giống bức xạ tia X, vì ở đây còn có hiệu ứng quang tử hoặc hiệu ứng Compton. Vận tốc truyền sóng âm phụ thuộc vào độ cứng và tỷ trọng của môi trường vật chất xuyên qua, trong cơ thể người: mỡ 1450; nước 1480; mô mềm 1540; xương 4100 m/s.

+ Sự phản xạ hay phản hồi:

Trong môi trường có cấu trúc không đồng nhất, một phần sóng âm sẽ phản hồi ở mặt phẳng thẳng góc với chùm sóng âm tạo nên âm dội hay âm vang (echo), phần còn lại sẽ lan truyền theo hướng của chùm sóng âm phát ra. Như vậy, ở đường ranh giới giữa hai môi trường có trở kháng âm (acoustic impedance), ký hiệu là Z, Z khác nhau tùy thuộc cấu trúc của vật chất đặc biệt là số nguyên tử. Sóng phản hồi sẽ thu nhận bởi đầu dò, sau đó được xử lý trong máy và truyền ảnh lên màn hình (display), hoặc ghi lại trên phim, giấy in hoặc trên băng đĩa từ. Tất nhiên các sóng phản hồi không được thu nhận bởi đầu dò sẽ bị biến mất theo luật suy giảm.

+ Sự khúc xạ, nhiễu âm:

Khi chùm sóng đi qua mặt phẳng phân cách với một góc nhỏ, chùm âm phát ra sẽ bị thụt lùi một khoảng so với chùm âm tới còn gọi là nhiễu âm. Chính điều này sẽ tạo ra ảnh giả.

3. Phân loại máy siêu âm.

Máy siêu âm được chia thành nhiều chủng loại khác nhau tùy vào hình dạng, công nghệ, phạm vi ứng dụng...

Theo hình dạng cấu trúc : máy siêu âm xe đẩy, máy siêu âm xách tay(để bàn), máy siêu âm cầm tay.

Theo công nghệ : Máy siêu âm đen trắng, máy siêu âm màu, máy siêu âm Doppler, máy siêu âm 3D/4D...

Theo phạm vi ứng dụng : Máy siêu âm tim mạch, máy siêu âm tổng quát, máy siêu âm sản/phụ khoa...



Accuvix XG - Medison



S8 - Sonoscape

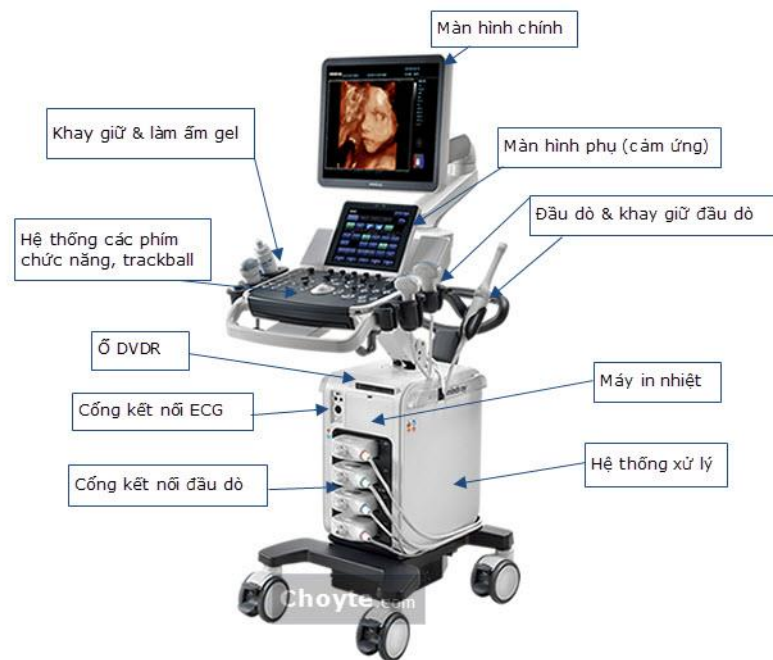


Vscan - GE Healthcare

4. Cấu tạo máy siêu âm

Các bộ phận của máy siêu âm :

- **Đầu dò :** phát và thu nhận sóng siêu âm.
- **Hệ thống xử lý tín hiệu (phần cứng + phần mềm) :** xử lý các tín hiệu thu được từ đầu dò, tái tạo hình ảnh và hiển thị lên màn hình.
- **Hệ thống nhập liệu, tương tác :** bao gồm bàn phím chức năng và trackball (hoặc màn hình cảm ứng - nếu có), sử dụng để nhập liệu bệnh nhân, lựa chọn thông số, chuyển đổi đầu dò...
- **Màn hình :** hiển thị hình ảnh siêu âm sau khi xử lý (một số dòng siêu âm cao cấp có thêm màn hình cảm ứng để tăng tốc độ và khả năng tương tác trong quá trình siêu âm)
- **Máy in :** in kết quả siêu âm (sử dụng máy in nhiệt hoặc máy in thông thường qua máy tính).



Cấu tạo máy siêu âm bên ngoài (Máy siêu âm DC-70 Mindray)



Máy in ảnh siêu âm



Đầu dò siêu âm

Đầu dò siêu âm.

Đầu dò (Transducer - Probe): làm nhiệm vụ vừa phát vừa thu sóng âm phản hồi. Nó bao gồm một hoặc nhiều miếng gốm

áp điện (piezo-electric), khi có dòng điện xoay chiều tần số cao kích thích vào miếng gốm này làm cho nó co giãn và phát ra xung siêu âm. Ngược lại khi miếng áp điện rung lên do sóng siêu âm dội trở về sẽ tạo ra một xung động. Sóng siêu âm lan truyền vào các mô trong cơ thể, gặp các mặt phẳng sẽ gặp các sóng âm dội trở về. Mỗi âm dội mà đầu dò thu nhận được sẽ chuyển thành tín hiệu điện, từ tín hiệu này sẽ được xử lý và chuyển thành tín hiệu trên màn hình, và tất cả chùm sóng âm quét tạo nên hình ảnh siêu âm. Tùy vào chức năng và tần số khảo sát, hãng sản xuất, các loại đầu dò có hình dạng và kích thước khác nhau. Các đầu dò quét được nhờ một hệ thống cơ khí hay điện tử, với chùm thăm dò theo hình chữ nhật hay rẽ quạt.

+ Đầu dò quét cơ học:

Trong đầu dò có bộ chuyển động được gắn với tinh thể gốm áp điện hoặc một tấm gương phản âm. Chức năng của bộ này giống như một bộ đèn pha quét ánh sáng chùm đơn, chuyển động nhờ một bánh xe hoặc một chuyển động kẻ. Các dao động sóng sẽ phản chiếu nhờ tấm gương.

+ Đầu dò quét điện tử:

Các tinh thể gốm áp điện được xếp thành một dãy theo chiều ngang (tuyến tính), được mở ra một cửa sổ (aperture) nhỏ lớn phụ thuộc vào số lượng tinh thể, chiều rộng của chùm sóng âm khi phát ra.

Một số loại đầu dò phổ biến như đầu dò Convex (dò tổng quát), đầu dò Linear (khảo sát phần nông), đầu dò tim (khảo sát tim mạch), đầu dò âm đạo (sản phụ khoa)... Đa số các siêu âm được thực hiện với đầu dò bên ngoài da, một số loại siêu âm thực hiện bên trong cơ thể (invasive ultrasound). Trong trường hợp này, đầu dò được gắn vào một que đo và được đưa vào bên trong bằng các con đường mở tự nhiên. Một số siêu âm thuộc loại này bao gồm :

- Transesophageal echocardiogram (siêu âm tim qua thực quản): đầu dò được đưa vào bên trong thực quản để thu các hình ảnh của tim.
- Transrectal ultrasound (siêu âm qua trực tràng): đầu dò được đưa vào bên trong hậu môn để quan sát trực tràng, tuyến tiền liệt.
- Transvaginal ultrasound (siêu âm qua âm đạo): đầu dò được đưa vào bên trong âm đạo để quan sát tử cung & buồng trứng.

5. Các loại kỹ thuật siêu âm (mode siêu âm).

Siêu âm kiểu A (Amplitude): Ghi lại sóng phản hồi bằng những xung nhọn, mà vị trí tương ứng với chiều sâu và biên độ tỷ lệ thuận với cường độ của âm vang (echo). Kiểu A ít có giá trị về chẩn đoán mà thường dùng để kiểm tra sự chính xác của máy siêu âm.

Siêu âm kiểu B hay 2 chiều (2D): Mỗi sóng xung kiểu A đều được ghi lại bằng một chấm sáng nhiều hay ít tùy theo cường độ của âm dội. Sự di chuyển của đầu dò trên da bệnh nhân cho phép ghi lại cấu trúc âm của các mô trong cơ thể nằm trên mặt phẳng quét của chùm tia, đây là phương pháp siêu âm cắt lớp (Echotomography). Hình thu được từ các âm vang này sẽ được lưu trữ trong bộ nhớ và chuyển thành tín hiệu trên màn truyền bằng các chấm trắng đen, xám.

+ **Siêu âm kiểu Động (Dynamic):** Là một kiểu hai chiều với tốc độ quét nhanh, tạo nên hình ảnh theo thời gian thực (real time). Kiểu Động so với kiểu B tựa như điện ảnh so với chụp ảnh.

Siêu âm kiểu M (TM - Time Motion): Trong kiểu siêu âm này âm vang sẽ ghi lại theo kiểu A, nhưng chuyển động theo thời gian nhờ màn hình quét ngang thường xuyên. Do đó những cấu trúc đứng yên trên màn hình là một đường thẳng, còn những cấu trúc chuyển động là một đường cong ngoằn ngoèo tùy theo sự chuyển động của cơ quan thăm khám. Siêu âm kiểu này thường dùng để khám tim.

Siêu âm kiểu Doppler (Động): Dùng hiệu ứng Doppler của siêu âm để đo tốc độ tuần hoàn, xác định hướng của dòng máu và đánh giá lưu lượng máu. Có 3 loại Doppler: Doppler liên tục, Doppler xung, Doppler màu, người ta thường phối hợp hệ thống Doppler với siêu âm cắt lớp theo thời gian thật gọi là siêu âm DUPLEX. Ngày nay người ta còn mã hóa các dòng chảy của siêu âm chính là siêu âm Động-màu, siêu âm Doppler năng lượng (Power Doppler), siêu âm tổ chức (tissue doppler) và siêu âm chiều rất tiện cho việc thăm khám Tim-Mạch, sản khoa.

Siêu âm kiểu 3D. Trong những năm gần đây siêu âm 3D đã được ứng dụng rất rộng rãi, chủ yếu ở lĩnh vực sản khoa. Hiện nay có 2 loại siêu âm 3D, đó là loại tái tạo lại hình ảnh nhờ các phương pháp dựng hình máy tính và một loại được gọi là 3D thực sự (Live 3D, 3D real time, 4D). Siêu âm 3D do một đầu dò có cấu trúc khá lớn, mà trong đó người ta bố trí các chấn tử nhiều hơn theo hình ma trận, phối hợp với phương pháp quét hình theo chiều không gian nhiều mặt cắt, các mặt cắt theo kiểu 2D này được máy tính lưu giữ lại và dựng thành hình theo không gian 3 chiều. Ngày nay có một số máy siêu âm thế hệ mới đã có siêu âm 3 chiều cho cả tim mạch, tuy nhiên ứng dụng của chúng còn hạn chế do kỹ thuật tương đối phức tạp và đặc biệt là giá thành cao.

6. Quá trình siêu âm trên bệnh nhân

Cần chuẩn bị gì khi siêu âm?

Chuẩn bị cho siêu âm như thế nào còn phụ thuộc vào vị trí cần kiểm tra trên người bạn. Một vài loại siêu âm không cần phải chuẩn bị. Một vài loại khác yêu cầu bạn phải kiêng một số loại thực phẩm hoặc phải uống nước, nhịn tiểu khoảng vài giờ trước khi thực hiện siêu âm. Khi bạn thực hiện siêu âm, bạn cần trao đổi với bác sĩ về tình trạng cụ thể của mình để được tư vấn và có kết quả chẩn đoán chính xác nhất.

Bạn có thể làm gì trong khi siêu âm?

Trong khi thực hiện siêu âm, bạn nằm trên một chiếc giường và được bôi một lượng gel nhỏ lên da. Gel này giúp bạn loại bỏ các bọt khí giữa đầu dò và cơ thể, để sóng siêu âm truyền tốt hơn. Đầu dò tạo ra một áp suất ép lên da tại các khu vực mà bạn được kiểm tra, di chuyển từ nơi này tới những nơi khác cần thiết.

Siêu âm thông thường không gây đau. Tuy nhiên, bạn có thể cảm thấy khó chịu khi thực hiện một số siêu âm mà đầu dò đi vào bên trong cơ thể, đặc biệt nếu bạn được yêu cầu phải nhịn tiểu, làm bong đá bị đầy hoặc khi bác sĩ ép quá mạnh lên bề mặt da tại một số bộ phận khảo sát. Một cuộc kiểm tra siêu âm thông thường diễn ra từ 20 phút tới 1 tiếng. Ở Việt Nam, do nhiều yếu tố liên quan nên đa số quy trình siêu âm thăm khám diễn ra không đủ tiêu chuẩn, siêu âm thông thường chỉ 3-10 phút.

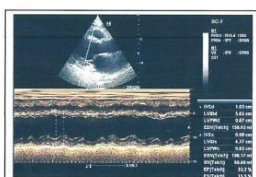
Kết quả siêu âm.

Sau khi kết thúc siêu âm, bác sĩ sẽ phân tích các hình ảnh và trả kết quả cho bạn hoặc cho bác sĩ điều trị của bạn.

BỆNH VIỆN THANH NHÂN
KHOA CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH
Số 42 THANH NHÂN - TP. HÀ NỘI
Điện thoại: 0438219324

SIÊU ÂM - DOPPLER TIM MÀU

HỌ VÀ TÊN: VŨ ĐẠI TRÀO
Tuổi: 52 **Giới:** NAM
Địa chỉ: HN
Chẩn đoán lâm sàng:



Nhĩ trái	ĐM chủ	Thắt trái						DK thất phải	VLT	TSTT
31±4 mm	28±3 mm	Dd 46±4 mm	Ds 30±3 mm	Vd 101±17 ml	Vs 37±9 ml	%D 34±6	EF 63±7 %	16±4 mm	t.trg 7.5±1 mm	t.thu 10±2 mm
44	25	57	48	157	106	16	48	21	10	10
									9	9

- Van hai lá: Thanh mảnh**
 - Dạng di động: Ngược chiều
 - Tốc tâm trương: mm/s
 - K.cách hai bờ van: mm
 - T.trạng van + dây chằng: với hóa lá trước lá sau
 - Mép van: Bình thường
- Van động mạch chủ:**
 - T.trạng van: Thanh mảnh
 - Biên độ mở van: 17 mm
- Van động mạch phổi:**
 - T.trạng van: Thanh mảnh
 - Di động: Bình thường
 - Đ.kính gốc ĐMP: mm
 - Áp lực ĐMP (ước tính): tâm thu mmHg
- Van ba lá:**
 - T.trạng van: Thanh mảnh
- Màng ngoài tim:** Không có dịch
- Nhận xét khác:** Không thấy rối loạn vận động vùng S hô hai lá TD = 4.8 cm² 4 B = 4.31 cm²

Kết luận: Kích thước và chức năng tâm thu thất trái trong giới hạn bình thường. Hở hai lá vừa. Hở ba lá nhẹ.

07/01/14
Bác sĩ siêu âm

BS. NGUYỄN THỊ KIM DUNG



7. Những lợi ích và nguy cơ của siêu âm

Lợi ích

- Hầu hết các phương pháp siêu âm đều không xâm lấn (không dùng kim cũng như không cần phải tiêm thuốc) và thường không gây đau.
- Siêu âm được sử dụng rộng rãi, dễ dàng và ít tốn kém hơn những phương tiện hình ảnh khác.
- Siêu âm không ảnh hưởng tới sức khỏe do không dùng tia xạ ion hóa như X-quang hay CT.
- Siêu âm có thể cho thấy hình ảnh rõ ràng của các mô mềm vốn thể hiện không tốt trên hình X quang.
- Siêu âm không gây ra những vấn đề nào về sức khỏe và có thể thực hiện lặp đi lặp lại ở mức độ cần thiết.
- Siêu âm là phương pháp khảo sát hình ảnh ưa thích để chẩn đoán và theo dõi ở những phụ nữ mang thai và thai nhi.

- Siêu âm cung cấp hình ảnh theo thời gian thực nên trở thành một công cụ tốt để hướng dẫn cho các thủ thuật xâm lấn tối thiểu chẳng hạn như tiêm cortisone, sinh thiết bằng kim, dùng kim hút các dịch trong khớp hoặc ở những nơi khác trên cơ thể.

Nguy cơ

- Đối với siêu âm chẩn đoán cơ bản thì vẫn chưa tìm thấy những tác dụng có hại của nó trên con người.

8. Những giới hạn của siêu âm chẩn đoán

Sóng siêu âm bị cản trở bởi hơi hoặc không khí, do đó siêu âm không phải là phương tiện chẩn đoán hình ảnh lý tưởng cho ruột và những cơ quan bị ruột che khuất. Những khảo sát dạ dày, ruột non, và ruột già có thể bị hạn chế. Khí ở ruột non có thể ngăn không quan sát được những cấu trúc nằm sâu hơn như tụy và động mạch chủ. Những bệnh nhân có khổ người lớn (béo, dày) siêu âm khó khăn hơn do các mô làm suy giảm (làm yếu đi) sóng âm khi nó đi sâu hơn vào cơ thể. Trong hầu hết các trường hợp, khảo sát với X-quang (dùng chất cản quang), CT scan, và MRI là những phương pháp được lựa chọn ở tình huống này.

Sóng âm khó xuyên thấu được xương và do đó chỉ có thể nhìn thấy được mặt ngoài của các cấu trúc xương chứ không nhìn được những gì nằm bên trong. Để quan sát được những cấu trúc bên trong của xương và một số khớp, các bác sĩ thường dùng một phương tiện chẩn đoán hình ảnh khác, chẳng hạn như MRI.

BÀI 7. HỆ THỐNG NỘI SOI ỐNG MỀM VIDEO

1. Tổng quan

Hệ thống nội soi ống mềm video là phương pháp thăm khám trực quan các tổ chức bên trong cơ thể

2. Nguyên lý:

Ống soi có đường kính nhỏ được gắn camera độ nhạy và độ phân giải cao ở đầu ống soi đồng thời nguồn sáng trắng có đường độ sáng mạnh được tích hợp ngay đầu ống soi để chiếu sáng khu vực ống soi, phục vụ cho camera thu nhận hình ảnh khu vực đầu ống soi

3. Cấu tạo

Hệ thống nội soi ống mềm video cơ bản gồm:

- Nguồn sáng
- Hệ thống xử lý hình ảnh
- Màn hình
- Ống soi

4. Các thông số cơ bản

- Công suất nguồn sáng (W)
- Trường nhìn (độ)
- Đường kính đầu ống soi (mm)
- Đường kính thân ống soi (mm)
- Đường kính kênh sinh thiết (mm)
- Chiều dài làm việc (mm)
- Khả năng uốn cong lên, xuống, trái, phải (độ)

BÀI 8. MÁY PHÂN TÍCH HUYẾT HỌC TỰ ĐỘNG

1. Tổng quan

Máy phân tích huyết học là thiết bị có chức năng phân tích các thành phần của máu

2. Nguyên lý

2.1. Phương pháp đo trở kháng

Máu được pha loãng theo tỷ lệ nhất định và đưa vào buồng đếm, trong buồng có một khe nhỏ cho tế bào máu đi qua thành dòng dưới một áp lực tạo ra từ bơm. Trong buồng đếm đặt 2 điện cực + và điện cực -. Khi tế bào máu đi qua khe và làm thay đổi trở kháng của dòng một chiều làm xuất hiện xung. Số lượng xung được ghi trên biểu hiện tỷ lệ số tế bào máu đi qua khe

2.2. Phương pháp đo bằng nguồn Laser

Phương pháp này dựa trên sự tán xạ ánh sáng khi cho chùm tia laser đi qua dung dịch có tế bào máu. Góc tán xạ sẽ thay đổi tỷ lệ nghịch với kích thước tế bào máu. Bộ cảm biến sẽ đo góc tán xạ và đưa ra kích thước cho phù hợp, số lượng xung tương ứng với tế bào máu đi qua

- + Ở góc 0 độ đo kích thước tế bào máu
- + Ở góc 10 độ 90 độ, Tách tế bào NEU và EOS
- + Ở góc 0 độ 10 độ, tách tế bào Lympho, Monom BAH

2.3. Phương pháp đo bằng phát xạ huỳnh quang

Đối với trường hợp ung thư máu, các mảnh Protein của tế bào ung thư tồn tại trong máu sẽ kích thích hệ thống miễn dịch tạo ra kháng thể tương ứng với các loại ung thư. Ta gắn các kháng thể phát xạ huỳnh quang lên các kháng thể này qua đó nhờ kháng thể ta đo được tế bào máu

3. Đặc tính kỹ thuật

- Phương pháp đo:
- +Đếm tế bào máu: phát hiện bằng trở kháng điện
- +Hemoglobin: Đo quang học
- +Hematocrit: Đo biểu đồ
- +Phân loại bạch cầu: Đo quang học bằng tia Laser
- +Phân tích tiểu huyết cầu: đo biểu đồ
- +Dải phân bố hồng cầu: đo biểu đồ
- +Dải phân bố tiểu huyết cầu: đo biểu đồ

BÀI 9. MÁY XÉT NGHIỆM SINH HÓA TỰ ĐỘNG

1. Đặc trưng kỹ thuật

Các máy xét nghiệm sinh hoá từ đơn giản đến hiện đại đều dựa trên nguyên tắc là phương pháp đo màu. Dung dịch cần đo được đưa vào Cuvette. Một nguồn sáng có ánh sáng trắng đi qua bộ lọc để thu được một bước sóng phù hợp với dung dịch cần đo, Bộ phát hiện quang thu cường độ ánh sáng đi qua Cuvette chứa dung dịch cần đo chuyển thành tín hiệu điện, từ tín hiệu điện này máy có thể tính toán và hiển thị kết quả.

1.1. Nguồn sáng

Nguồn sáng có nhiệm vụ phát ra ánh sáng trắng có cường độ đủ mạnh. Lý do dùng nguồn sáng trắng ở đây như phần cơ sở hoá sinh ta đã biết, chính là do mỗi một xét nghiệm khi phản ứng sẽ cho một màu đặc trưng của xét nghiệm đó, và nó sẽ hấp thụ mạnh nhất một dải bước sóng tương ứng, vì vậy khi đo sự hấp thụ ta chỉ dùng một bước sóng cơ bản. Với nhiều xét nghiệm ta sẽ dùng nhiều bước sóng khác nhau và nguồn sáng trắng sẽ cấp đầy đủ các bước sóng này cho tất cả các xét nghiệm.

1.2. Bộ lọc bước sóng

Bộ lọc bước sóng dùng để chọn lấy một bước sóng yêu cầu cho từng xét nghiệm. Sở dĩ người ta dùng nguồn sáng trắng và các bộ lọc mà không dùng các linh kiện phát ra các bước sóng cố định là do dùng bộ lọc có thể dễ dàng thêm các bộ lọc theo yêu cầu xét nghiệm tức là có tính mở rộng với xét nghiệm hơn là dùng linh kiện phát ra bước sóng cố định. Trong các máy xét nghiệm sinh hoá hiện nay, bộ lọc thường là một bánh xe trên có gắn một số kính lọc, số kính lọc trên bánh xe này tùy thuộc vào loại máy. Các bộ lọc này là các cách tử, kính lọc, lăng kính kết hợp với các thấu kính để thu được một dải rất hẹp bước sóng: 340nm, 405nm, 505nm, 546nm, 570 nm, 600nm, 650nm, 700 nm...

1.3. Bộ phát hiện quang

Bộ phát hiện quang có chức năng là biến đổi tín hiệu quang thu được khi ánh sáng đi qua cuvet thành tín hiệu điện. Bộ phát hiện quang là một trong các linh kiện quang - điện, trên thực tế hiện nay thường dùng là photo điốt hay photo tranzitor do kích thước nhỏ, thích hợp cho các máy xách tay hoặc những máy có cấu trúc nhỏ. Đồng thời lại có độ nhạy cao hơn các linh kiện khác.

1.4. Hiển thị

Kết quả đo sẽ được hiển thị trên khối hiển thị. Tùy từng loại máy mà có các cách hiển thị kết quả khác nhau, có thể chỉ đơn giản là hiển thị dưới dạng số trên LED 7 thanh, hiển thị trên màn hình CRT hoặc là hiển thị trên màn hình tinh thể lỏng (LCD). Từ đó, kết quả hiển thị có thể ở mức đơn giản là cường độ dòng điện thu được, hoặc được tính toán để hiển thị chi tiết đến độ hấp thụ, nồng độ chất, tên bệnh nhân, số thứ tự, ngày tháng xét nghiệm...

2. Các phương pháp đo trong xét nghiệm sinh hoá

2.1. Phương pháp điểm cuối (Endpoint)

Phương pháp này chỉ đo độ hấp thụ của hỗn hợp phản ứng một lần, đó là lúc phản ứng tạo màu đã xảy ra hoàn toàn, và nồng độ các chất trong dung dịch sau phản ứng đã ổn định. Có thể đo độ hấp thụ ở một bước sóng (monochromatic) hoặc hai bước sóng (bichromatic). Sử dụng dung dịch chuẩn (Standard) để dựng đường chuẩn hay hệ số cài đặt trước.

Chia theo số dung dịch chuẩn sử dụng khi đo ta có 3 loại:

- Phép đo chỉ sử dụng một dung dịch chuẩn: nồng độ của mẫu cũng được tính theo công thức:

$$C_{\text{sample}} = (A_{\text{sample}} - A_{\text{blank}}) C_{\text{standard}} / (A_{\text{standard}} - A_{\text{blank}})$$

- Phép đo sử dụng nhiều dung dịch chuẩn (multistandard): nồng độ của mẫu được xác định từ đường cong chuẩn. Đường cong này dựng được từ các dung dịch chuẩn đã biết trước nồng độ và độ hấp thụ đo được:

$$(A_{\text{standard}} - A_{\text{blank}}).TR$$

TR là chiều của phản ứng : +1 nếu chiều phản ứng tăng; -1 nếu chiều phản ứng giảm

Nồng độ của mẫu được nội suy từ đường cong chuẩn: $(A_{\text{standard}} - A_{\text{blank}}).TR$

- Phép đo sử dụng hệ số:

Khi đo không sử dụng các dung dịch chuẩn mà sử dụng một hệ số cho trước để tính ra nồng độ của dung dịch. Nồng độ mẫu được tính theo công thức:

$$C_{\text{sample}} = (A_{\text{sample}} - A_{\text{blank}}).F$$

Với F là hệ số cho trước

Chia theo số bước sóng sử dụng khi đo ta có 2 loại:

- Phép đo một bước sóng: đo độ hấp thụ của dung dịch Trắng, Chuẩn và Mẫu tại một bước sóng.

- Phép đo hai bước sóng: đo độ hấp thụ của Trắng (Blank), Chuẩn và mẫu (Sample) tại hai bước sóng, một bước sóng chính và một bước sóng phụ, độ hấp thụ của các dung dịch được tính theo công thức sau:

$$A_{\text{sample}}, A_{\text{standard}}, A_{\text{blank}} = A_{\text{lmain}} - A_{\text{lref}}$$

- A: độ hấp thụ

- lmain Bước sóng chính

- lref: Bước sóng phụ

2.2. Phương pháp động học (Kinetic)

Phương pháp động học được sử dụng để đo độ hoạt động của enzyra. Đặc điểm của phương pháp này là đo ngay khi bắt đầu phản ứng, sau một khoảng thời gian trễ (Delay time) nào đó, không có thời gian đợi phản ứng ổn định.

- Phương pháp đo động học (K :

Độ hấp thụ của hỗn hợp phản ứng được đo n lần trong thời gian phản t (Reaction time), khoảng cách giữa n lần đo là t/n giây và tính giá trị chênh lệch của các độ hấp thụ giữa phép đo sau và đo trước, kết quả cuối cùng là tính được giá trị chênh lệch trung bình /phút (DA/min)

Độ hoạt động của enzyme được tính theo công thức:

$$\text{Độ hoạt động của Enzym} = DA/\text{min}.K$$

Trong đó, K là hệ số thường được cho trước với từng loại hóa chất

Đơn vị đo hoạt độ động enzyme là U/L, ngoài ra còn được sử dụng đơn vị mới là Kat (katal) là lượng men xúc tác sự biến đổi 1 mol cơ chất trong 1 giây

- Phương pháp đo thời gian cố định (Fixed Time)

Cũng tương tự như phép đo động học, nhưng chỉ khác là thời gian giữa các lần đo độ hấp thụ là cố định

BÀI 10. MÁY THỞ

1. Định nghĩa

Máy thở là một thiết bị cơ khí tự động được thiết kế để cung cấp tất cả hoặc một phần công việc mà cơ thể phải tạo ra để đưa khí (chứa ôxy) vào và ra khỏi phổi. Việc đưa khí vào và ra khỏi phổi được gọi là sự thở hoặc nói một cách chuẩn mực hơn là sự thông khí (Ventilation). Thông khí nhân tạo có thể thay thế một phần hoặc thay hoàn toàn nhịp tự thở của bệnh nhân.

2. Các kiểu máy thở

Các máy thở đều dựa vào nguyên lý tạo ra chênh lệch áp lực nhằm đưa khí vào trong và ra ngoài phổi của bệnh nhân để thực hiện quá trình thông khí. Để tạo ra chênh lệch áp lực áp lực này, các máy thở có thể sử dụng áp lực dương, áp lực âm hoặc phối hợp cả hai.

1.1. Máy thở áp lực dương.

Các máy thở áp lực dương tạo ra áp lực dương bên trong phổi, làm căng và nở phổi ra. Các loại máy thở này tạo ra áp lực dương trong lồng ngực, ngược với sinh lý. Tuy vậy đây là loại máy được dùng phổ biến trong các khoa Điều trị Tích cực vì nó cho phép các bác sỹ hồi sức can thiệp mạnh và kiểm soát tốt hơn thông khí của bệnh nhân.

Ở loại này người ta còn phân chia chúng thành các máy thở thể tích, áp lực và kết hợp giữa thể tích và áp lực.

Nguyên tắc máy thở áp lực dương:

+ Hít vào : Áp lực dương ở Piston bơm không khí vào phổi.

+ Thở ra: Dừng áp lực dương và van thở ra mở: không khí từ phổi ra ngoài

1.2. Máy thở áp lực âm

Các máy thở áp lực âm tạo ra áp lực âm ngoài lồng ngực. Áp lực âm ngoài lồng ngực làm nở thành ngực ra và không khí đi vào phổi bệnh nhân. Các loại máy thở này có vẻ rất sinh lý nhưng rất khó kiểm soát thông khí cho bệnh nhân và có nhiều hạn chế. Điển hình cho loại máy thở này là “phổi thép” (“iron lung”).

Nguyên lý máy thở áp lực âm :

+ Hít vào: Bơm hút ra tạo áp suất âm trong chamber làm lồng ngực phồng to dẫn đến giảm áp suất trong lồng ngực : luồng khí vào phổi

+ Thở ra: Bơm ko hút- cân bằng áp suất sẽ có chu trình ngược.

$P_{chamber} < P_{kk}$: chu kì hít vào

$P_{Chamber} = P_{kk}$: chu kì thở ra

Hệ thống điều khiển (Control System) : Có nhiệm vụ tạo và kiểm soát các chế độ thở khác nhau phù hợp với tình trạng của từng bệnh nhân. Hệ thống điều khiển bao gồm nhiều thành phần kết hợp : mạch xử lý, các valve, cảm biến khí...

Màn hình (Monitor) : Cung cấp thông tin về các thông số đang hoạt động của máy thở, tình trạng bệnh nhân, các cảnh báo...

Khối nguồn (Sources) : Cung cấp nguồn cho toàn bộ hệ thống hoạt động, có thể bao gồm cả pin sạc dự phòng.

Khối giao tiếp bệnh nhân (Patient Interface) : Trực tiếp tương tác với bệnh nhân thông qua các ống thở tạo thành mạch liên hoàn (patient circuit). Tùy vào thiết kế của máy, có thể gồm 1 hoặc 2 ống thở. Kết nối với bệnh nhân thông qua mặt nạ, ống nội khí quản hoặc mở khí quản

3. Các loại mode thở

- Thông khí kiểm soát (CMV: Controlled Mechanical Ventilation)
- Thông khí hỗ trợ-kiểm soát (acv: assist-control ventilation)
- Thông khí bắt buộc ngắt quãng đồng bộ (simv: synchronized intermittent mandatory ventilation)
- Thông khí hỗ trợ áp lực (psv : pressure support ventilation)

- Thông khí tự nhiên với áp lực đường thở dương (Positive Airway Pressure Spontaneous Ventilation)
- Thông Khí Áp Lực Dương Liên Tục Đường Thở (CPAP : Continuous Positive Airway Pressure): Thông khí tự nhiên 1 mức áp lực dương liên tục bằng cách cài đặt PEEP.
- Thông Khí Với 2 Mức Áp Lực Dương Liên Tục Đường Thở (BIPAP: Bilevel Positive Airway Pressure): Thông khí với 2 mức CPAP khác nhau. Thời gian thở ở 2 mức áp lực cao và thấp được cài đặt trước. – Một dạng khác của phương thức hỗ trợ áp lực áp lực dương 2 thì (BiPAP Biphasic Positive Airway Pressure) hoạt động dựa trên sự cài đặt PS + PEEP.

BÀI SỐ 11. CÁC THIẾT BỊ LỌC MÁU

1. Các phương pháp lọc máu

1.1. Lọc màng bụng (peritoneal dialysis)

- + Lọc màng bụng cấp: chỉ tiến hành lọc màng bụng trong một thời gian ngắn, cho đến khi chức năng thận hồi phục.
- + Lọc màng bụng liên tục ngoại trú: là tiến hành lọc màng bụng liên tục trong suốt đời sống còn lại của bệnh nhân. Trong khi lọc màng bụng bệnh nhân vẫn có thể đi lại và sinh hoạt tại nhà mà không cần nhập viện. Lọc màng bụng liên tục ngoại trú gồm có các phương pháp:
 - CAPD (continuos ambulatory peritoneal dialysis): lọc màng bụng liên tục có thể đi lại được (ngoại trú).
 - CCPD (continuos cycler-assisted peritoneal dialysis): lọc màng bụng liên tục chu kỳ có trợ giúp.
 - NIPD (nortunal intermittent peritoneal dialysis): lọc màng bụng ngắt quãng về đêm.

1.2. Lọc máu ngoài cơ thể (extracorporeal hemodialysis)

1.2.1. Lọc máu ngắt quãng IHD (intermitent hemodialysis), hay còn gọi là thận nhân tạo (artificial kidney)

- + Thận nhân tạo cấp: lọc máu bằng thận nhân tạo trong một thời gian ngắn cho đến khi chức năng thận hồi phục.
- + Thận nhân tạo chu kỳ: lọc máu bằng thận nhân tạo theo chu kỳ, tiến hành suốt cuộc đời còn lại của bệnh nhân.

1.2.2. Lọc máu liên tục (continuous blood purification) hay còn gọi là điều trị thay thế thận liên tục CRRT (continuous renal replacement therapy)

- + **Cơ chế khuếch tán và dòng đối lưu:**
 - CVVHD (continuous veno-venous hemodialysis): lọc máu tĩnh-tĩnh mạch liên tục
 - CVVHDF (continuous veno-venous hemodiafiltration): siêu lọc thẩm tách máu tĩnh-tĩnh mạch liên tục
- + **Cơ chế siêu lọc và dòng đối lưu:**
 - SCUF (slow continuous ultrafiltration): siêu lọc liên tục chậm
 - CVVH (continuous veno-venous hemofiltration): siêu lọc máu tĩnh-tĩnh mạch liên tục
- + **Cơ chế hấp phụ:**
 - HPAC (hemoperfution with activated charcoal): lọc máu hấp phụ bằng cột than hoạt tính
 - MARS (molecular absorbents recirculation system): lọc máu bằng hệ thống tái tuần hoàn các chất hấp phụ phân tử
- + **Thay huyết tương**

2. Lọc máu ngắt quãng (Thận nhân tạo)

2.1. Kỹ thuật và thiết bị trong lọc máu ngắt quãng (thận nhân tạo)

Bộ lọc nhân tạo: bao gồm một màng bán thấm (màng lọc), được làm bằng chất liệu tự nhiên (màng cellululo), chất liệu bán tổng hợp (cellulo trùng hợp, cellululo tổng hợp), chất liệu tổng hợp (polyacrylonitrile, polysulfone, polymethylmethacrylat, polycarbonat, polyamid). Có nhiều kiểu bộ lọc khác nhau như bộ lọc tấm, bộ lọc cuộn, bộ lọc sợi rỗng. Hiện nay bộ lọc sợi rỗng được dùng phổ biến, vì nó cần lượng máu mỗi ít, chỉ 60-90 ml so với 100-120ml của bộ lọc tấm. Màng lọc có diện tích khác nhau từ 0,4-1,6 m², trung bình 1,2±0,3 m², tùy theo diện tích cơ thể

bệnh nhân mà chọn loại màng lọc có diện tích thích hợp. Bộ lọc sợi rỗng được cấu tạo bởi 10000-15000 ống mao dẫn, mỗi ống có đường kính 200-300 μm , các sợi mao dẫn có các lỗ lọc. Máu được dẫn vào đầu trên của bộ lọc, rồi chảy trong các ống sợi rỗng (sợi mao dẫn) xuống đầu dưới bộ lọc. Dịch lọc chảy bên ngoài các sợi rỗng từ dưới lên trên, ngược chiều với chiều dòng máu. Tốc độ dòng máu trong vòng tuần hoàn ngoài cơ thể trung bình 250 ml/ph, tốc độ dòng dịch lọc trung bình 500-800 ml/ph. Tốc độ dòng máu và dòng dịch được điều chỉnh do bơm máu và bơm dịch.

Dịch lọc: có hai loại dịch lọc được sử dụng, dịch lọc acetat và dịch lọc bicarbonat. Dịch acetat có ưu điểm là dễ pha dịch, giá thành rẻ, nhưng có nhược điểm hay gây tụt huyết áp và có một số bệnh nhân không dung nạp. Dịch bicarbonat khắc phục được nhược điểm của dịch acetat, nhưng pha dịch phức tạp và giá thành đắt. Một kỳ lọc máu 4 giờ cho mỗi bệnh nhân, cần khoảng 120 lít nước tinh khiết để pha dịch lọc. Nước phải được xử lý để không có vi khuẩn, được loại bỏ các ion và làm mềm. Thông thường nước pha dịch lọc được xử lý theo nguyên lý thẩm thấu ngược RO (reverse osmolarity). Nước được pha với dịch lọc theo một tỉ lệ nhất định và được làm ấm lên 37°C.

Máy thận nhân tạo gồm 4 bộ phận cơ bản: hệ thống vòng tuần hoàn ngoài cơ thể; hệ thống pha trộn và dẫn dịch lọc; hệ thống kiểm soát siêu lọc tự động; hệ thống riêng của các thể hệ máy. Trong hệ thống tuần hoàn ngoài cơ thể có dây dẫn máu, bộ lọc, bơm máu, bơm heparin, các bộ phận thông báo các thông số như áp lực dòng máu động mạch, dòng máu tĩnh mạch, tốc độ bơm heparin, bảo động có khí trong dòng máu. Hệ thống dịch lọc bao gồm thiết bị pha loãng dịch lọc đậm đặc thành dịch lọc chuẩn, thiết bị kiểm tra độ dẫn điện (gián tiếp đánh giá độ thẩm thấu của dịch lọc), thiết bị kiểm tra nhiệt độ dịch lọc, tốc độ dòng dịch lọc, phát hiện dò máu, thiết bị bẫy khí, thiết bị hâm nóng dịch lọc.

Với các bệnh nhân lọc máu chu kỳ, mỗi tuần cần lọc 12 giờ, thường chia làm ba kỳ lọc, mỗi kỳ 4 giờ. Phương pháp lọc máu bằng thận nhân tạo chu kỳ chỉ thay thế được cho chức năng bài tiết của thận, không thay thế được cho chức năng nội tiết của thận. Do đó, vẫn phải kết hợp với phương pháp điều trị bảo tồn bao gồm: điều chỉnh huyết áp, điều chỉnh thiếu máu, điều chỉnh thiếu hụt calcitriol, điều chỉnh chế độ ăn.

BÀI SỐ 12. AN TOÀN BỨC XẠ TRONG KHOA CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH

1. Các hiệu ứng bức xạ ở mức tế bào

1.1. Sự tổn thương tế bào và việc sửa chữa

Sự tổn thương tế bào do bức xạ chủ yếu do các hiệu ứng trên AND và có thể gồm 3 hiệu ứng chính như sau:

- Tế bào có thể chết.
- Chất liệu di truyền của tế bào có thể thay đổi và sự thay đổi này được truyền qua các tế bào mới.
- Sự thay đổi có thể xảy ra trong tế bào và tế bào đó có thể dẫn tới sự phân chia dị thường.

Các tế bào có cơ chế sửa chữa rất hữu hiệu và hồi phục khỏi tổn thương do các tác nhân bên ngoài gây ra, kể cả tác nhân bức xạ. Nếu tốc độ tổn thương tế bào khá chậm thì khả năng hồi phục cao.

Việc chiếu xạ với liều nhận được trong thời gian dài, hàng tháng hay hàng năm, được gọi là chiếu xạ trường cửu (chronic) thì khả năng sửa chữa tế bào cao. Đối với chiếu xạ cấp tập (acute), nghĩa là một liều lớn nhận được trong một vài giờ hay ngắn hơn thì khả năng sửa chữa tế bào thấp hơn.

Chính vì vậy, khi điều trị bằng bức xạ, liều chiếu cần được phân ra thành một số lần chứ không chiếu một lần để cho các tế bào khỏe mạnh gần với khối u có thời gian hồi phục trong lúc các tế bào ung thư có độ nhạy cảm bức xạ cao có khả năng tổn thương cao hơn và khó hồi phục.

1.2. Sự nhạy cảm bức xạ

Độ nhạy cảm bức xạ của tế bào nói lên mức độ mất khả năng tái sinh của tế bào nghĩa là mức độ hủy diệt tế bào sau chiếu xạ. Từ lâu người ta đã nhận thấy tác dụng của tia X quang càng lớn ở

những tế bào phân chia mạnh và cấu trúc, chức năng của chúng càng chưa cố định. Chính vì vậy mà các cơ quan ung thư (sinh sản mạnh, nhiều tế bào non và có cấu trúc bất thường) có độ nhạy cảm bức xạ cao hơn các cơ quan lành.

Độ nhạy cảm bức xạ ở các mô cũng khác nhau. Độ nhạy cảm cao nhất ở các mô tạo máu trong tủy xương, mô sinh dục. Tiếp theo là các mô niêm mạc, da, thủy tinh thể của mắt. Mô liên kết như sụn xương, mạch máu có độ nhạy cảm trung bình. Sau đó là các tế bào của các phủ tạng, mô tuyến nội tiết và cuối cùng là các mô cơ, xương và thần kinh có độ nhạy cảm thấp nhất. Chính vì vậy tia bức xạ có thể gây ra các tổn thương khác nhau ở các mô khác nhau tạo ra các triệu chứng khác nhau.

2. Các mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài

2.1. Ảnh hưởng các loại bức xạ tới mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài

- Các mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài có thể sinh ra từ 2 nguồn. Một là từ các thiết bị mà khi vận hành sẽ tạo ra bức xạ ion hóa. Hai là từ các chất phóng xạ.
- Các máy phóng tia X là một loại thiết bị bức xạ ion hóa phổ biến. Khi chúng vận hành các tia X được tạo ra và thiết bị là một mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài. Tuy nhiên khi tắt máy việc sinh ra các tia X bị dừng lại và mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài bị mất đi.
- Ngược lại các hạt beta, các tia X và tia gamma được phát ra từ các chất phóng xạ là một mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài liên tục. Các chất phóng xạ không có thể dừng việc phát xạ được nhưng chúng có thể được đặt vào trong các bình chứa hoặc bao xung quanh bằng một vật liệu che chắn mà nó sẽ làm giảm mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài tới một mức chấp nhận được.

2.2. Kiểm soát mối nguy hiểm của bức xạ chiếu ngoài

a. Các biện pháp kỹ thuật cơ bản

- Khi nhân viên làm việc với nguồn bức xạ, mà chủ yếu là nguồn phóng xạ kín và máy phát tia X, để giảm liều chiếu ngoài tại vị trí người làm việc, có thể sử dụng 3 biện pháp như sau đây:
 - Giảm thời gian làm việc.
 - Tăng khoảng cách từ người đến nguồn.
 - Tăng chiều dày vật che chắn bức xạ (đối với máy X-quang di động : áo chì bảo vệ tốt có độ dày 0,5 mm)

b. Các biện pháp kiểm soát hành chính về an toàn bức xạ để giảm liều chiếu ngoài

- Phân loại các vùng làm việc
- Sử dụng các dấu hiệu cảnh báo rõ ràng đối với mỗi vùng được phân loại
- Huấn luyện an toàn bức xạ cho nhân viên và người quản lý
- Xây dựng các quy trình làm việc phối hợp việc sử dụng các yếu tố thời gian, khoảng cách và che chắn
 - Xây dựng nội quy làm việc hợp lý
 - Bảo đảm các điều kiện làm việc an toàn
 - Duy trì, thống kê, theo dõi các nguồn bức xạ
 - Thiết lập duy trì hệ thống kiểm tra an toàn bức xạ bao gồm việc đánh giá an toàn các quy trình làm việc, nhà máy thiết bị
 - Sử dụng các mức điều tra đối với kiểm soát liều cá nhân và kết quả kiểm soát nơi làm việc

3. Giới hạn liều:

3.1. Đối với nhân viên bức xạ

Chiếu xạ nghề nghiệp đối với mọi nhân viên bức xạ phải được kiểm soát sao cho :

- Liều hiệu dụng toàn thân trong một năm được lấy trung bình trong 5 năm liên tục không được vượt quá **20 mSv**.
- Liều hiệu dụng toàn thân trong một năm riêng lẻ bất kỳ không được vượt quá **50 mSv**.
- Liều tương đương trong một năm đối với thể tinh thể của mắt không vượt quá **150 mSv**.
- Liều tương đương trong một năm đối với tay chân và da không vượt quá **500 mSv**.

3.2. Đối với dân chúng

- Liều hiệu dụng toàn thân trong một năm không được vượt quá 1 mSv .
- Trong các trường hợp đặc biệt liều hiệu dụng có thể tăng tới 5 mSv cho một năm riêng lẻ, như liều hiệu dụng cho trung bình 5 năm liên tục không vượt quá 1 mSv trong một năm.
- Liều tương đương trong một năm đối với thủy tinh thể của mắt không vượt quá 15 mSv
- Liều tương đương trong một năm đối với chân tay hoặc da không được vượt quá 50 mSv.

3.3. Đối với người thăm, người trợ giúp bệnh nhân

- Giới hạn liều được lập ra trong điều này sẽ không áp dụng cho những người chăm sóc bệnh nhân, có nghĩa là các cá nhân bị chiếu trong khi tình nguyện trợ giúp bệnh nhân (khác với những công việc hoặc nghề nghiệp của họ) trong khi tiến hành các xét nghiệm hoặc điều trị, hoặc khách đến thăm bệnh nhân, bởi vậy
- Liều của một cá nhân bất kỳ tham gia chăm sóc, hỗ trợ bệnh nhân và khách đến thăm cần phải được kiểm chế sao cho liều bức xạ không vượt quá giá trị **5 mSv** trong cả thời kỳ bệnh nhân được chẩn đoán và điều trị.
- Liều chiếu với các trẻ em đến thăm bệnh nhân đang sử dụng được chất phóng xạ cũng phải được kiểm chế ở mức nhỏ hơn **1 mSv**

4. Các thông số tính toán an toàn bức xạ

Với thông số của máy chụp mạch ta cần phải tính toán thiết kế sao cho tia X ra khỏi phòng đạt tiêu chuẩn an toàn bức xạ.

4.1. Bề dày vật liệu chì

Tính toán các hệ số α, β, γ dựa trên công thức của Archers et al(1997) nội suy 10kVp
Tham chiếu bảng 4.6 của BIR (2000)¹, các hệ số đã được tính toán cho vật liệu chì bằng cách nội suy cho 120KVp

$$\alpha=2.2878; \beta=9.3780; \gamma=0.7664$$

$$\text{Bề dày vật liệu chì: } x = \frac{1}{\alpha \times \gamma} \ln \left\{ \frac{\beta^{-1} + (\frac{\beta}{\alpha})}{1 + (\frac{\beta}{\alpha})} \right\} = 2.35 \text{ mm chì}$$

4.2. Bề dày của bê tông

Tham chiếu đến bảng 4.6 của BIR (2000)¹ các hệ số sau đây được tính toán đối với bê tông bằng cách nội suy cho 120kVp

$$\alpha=0.0359$$

$$\beta=0.0696$$

$$\gamma=0.7302$$

Sử dụng công thức tính bề dày vật liệu (bê tông)

$$Y = \frac{1}{\alpha \times \gamma} \ln \left\{ \frac{\beta^{-1} + (\frac{\beta}{\alpha})}{1 + (\frac{\beta}{\alpha})} \right\} = 177.87 \text{ mm bê tông}$$

BÀI SỐ 13. HỆ THỐNG CÔNG NGHỆ THÔNG TIN Y TẾ HIS, RIS, PACS

1. HIS (Hospital Information System):

Hệ thống thông tin bệnh viện thường được biết đến với tên gọi khác là "Hệ thống quản lý bệnh viện"; phục vụ công tác quản lý, điều hành tại Bệnh viện với các chức năng chính: quản lý thông tin bệnh nhân và bệnh sử; quản lý bệnh nhân đến khám và điều trị nội và ngoại trú, quản lý bệnh án, dược, tài chính, viện phí, trang thiết bị vật tư y tế, nhân sự... Ngày nay, HIS là công cụ tối ưu hóa trong quản lý điều hành; phục vụ điều trị; phục vụ nghiên cứu và đào tạo; thống kê, dự báo, dự phòng... tại các Bệnh viện.

2. EPR (Electronic Patient Record):

Bệnh án điện tử thực chất là phần mềm dùng thay thế cho bệnh án giấy trong quản lý thông tin bệnh nhân, kết quả chẩn đoán, xét nghiệm, liệu trình điều trị... với nhiều ưu điểm trong tìm kiếm, tra cứu, tổng hợp số liệu phục vụ điều trị và hỗ trợ nghiên cứu.
Mối quan hệ giữa các hệ thống CNTT Y tế tại Bệnh viện hoạt động dựa trên chuẩn hình ảnh DICOM và chuẩn trao đổi dữ liệu HL7

3. RIS (Radiology Information System):

Hệ thống thông tin chẩn đoán hình ảnh là hệ thống phần mềm được triển khai tại Khoa chẩn đoán hình ảnh. RIS bao gồm các thành phần và có tổ chức gần giống với HIS nhưng ở qui mô nhỏ hơn với các chức năng: quản lý thông tin bệnh nhân, quản lý danh sách bệnh nhân đến chụp - chiếu tại khoa, số liệu chụp - chiếu và kết quả chẩn đoán... Thông tin dữ liệu của RIS gồm dạng Text và dạng ảnh theo tiêu chuẩn DICOM được lấy từ các thiết bị chiếu chụp: X-quang, cắt lớp, siêu âm, cộng hưởng từ...

4. PACS (Picture Archiving and Communication System):

Hệ thống thông tin lưu trữ và thu nhận hình ảnh có nhiệm vụ quản lý công tác lưu trữ, truyền và nhận hình ảnh trên mạng thông tin máy tính của Khoa chẩn đoán hình ảnh hoặc của Bệnh viện, trong đó các hình ảnh được lấy từ các thiết bị: siêu âm, X-quang, chụp cắt lớp, cộng hưởng từ hạt nhân... với định dạng ảnh phổ biến hiện nay là DICOM được lưu trữ tại các Server và truyền đến các máy tính tại Khoa chẩn đoán hình ảnh và các Khoa trong Bệnh viện phục vụ công tác khám, chẩn đoán và điều trị. PACS khác RIS là chỉ quản lý, tổ chức lưu trữ, truyền và nhận hình ảnh trên mạng mà không quan tâm đến các dữ liệu dạng Text như: thông tin chi tiết của bệnh nhân, số lần chụp chiếu, bệnh án, liệu trình điều trị...

Hệ thống PACS gồm 4 thành phần chính:

- Phương thức hình ảnh : các loại thiết bị khác nhau tạo ra hình ảnh bằng sử dụng X-quang, siêu âm, CT, MRI...
- Mạng máy tính bảo đảm cho việc truyền tải thông tin bệnh nhân.
- Lưu trữ và cất giữ hình ảnh, thông tin
- Các máy trạm (máy tính để bàn, laptop, máy tính bảng, điện thoại di động...) sử dụng để lấy, giải thích, và xem xét hình ảnh.

Chức năng chính của PACS:

- Thay thế bản sao cứng của hình ảnh y tế (phim ảnh truyền thống) bằng những hình ảnh điện tử trên máy tính.
- Cung cấp truy cập từ xa các báo cáo về bệnh nhân (gồm thông tin và các hình ảnh) để xem, cho phép bác sỹ chẩn đoán hình ảnh làm việc từ các địa điểm khác nhau có thể truy cập cùng một thông tin cùng một lúc.
- Tạo ra một nền tảng tích hợp các hình ảnh điện tử dùng cho chẩn đoán hình ảnh kết nối với các hệ thống y tế thông minh khác như hệ thống thông tin bệnh viện (HIS), cơ sở dữ liệu bản ghi y tế điện tử - Electronic Medical Record (EMR), và hệ thống thông tin hình ảnh (RIS) để tạo thuận lợi cho việc chẩn đoán.
- Cung cấp quản lý công việc chẩn đoán, được sử dụng để quản lý quy trình khám chữa bệnh nhân.

5. DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine):

Tiêu chuẩn ảnh và truyền thông trong y tế, được phát triển từ năm 1988 dựa trên chuẩn ACR-NEMA; là qui chuẩn về định dạng và trao đổi ảnh y tế cùng các thông tin liên quan, từ đó tạo ra một phương thức chung nhằm đáp ứng nhu cầu của các nhà sản xuất cũng như người sử dụng trong kết nối, lưu trữ, trao đổi, in ấn ảnh y tế. Hiểu một cách đơn giản, tập tin ảnh DICOM ngoài dữ liệu hình ảnh giống như các tiêu chuẩn JPG, BMP, GIF... còn chứa thêm một số thông tin dạng Text như: tên bệnh nhân, loại thiết bị chụp chiếu tạo ra hình ảnh....

6. HL7 (Health Level Seven):

Tên gọi HL7 bắt nguồn từ mô hình mạng truyền thông OSI 7 lớp trong đó lớp 7 là lớp ứng dụng (Application Level). HL7 là chuẩn dùng cho trao đổi dữ liệu dạng Text; chia sẻ, kết hợp, truy xuất các thông tin y tế điện tử giữa các bệnh viện cũng như các cơ sở y tế. Ra đời từ năm 1987, trải qua nhiều phiên bản, cho đến nay HL7 ngày càng được hoàn thiện và ứng dụng rộng rãi.

7. IHE (Intergrating Healthcare Enterprise):

Được phát triển từ năm 1998, là giải pháp tích hợp các hệ thống, tiêu chuẩn giữa các tổ chức y tế bằng cách đưa ra các quy trình thực hiện (Process) và cách thức giao dịch (Transaction). IHE

sử dụng các tiêu chuẩn DICOM và HL7, đưa ra các “Profile” tích hợp (Intergration Profile), hướng dẫn các thông tin hoặc quy trình làm việc dựa trên các tiêu chuẩn có sẵn như DICOM hoặc HL7. Tóm lại, IHE sẽ giúp loại bỏ sự không thống nhất, giảm chi phí, tạo ra khả năng tương thích ở mức độ cao nhất.

8. LIS/LIMS (Laboratory Information System/Laboratory Information Management System)

LIS/LIMS là hệ thống quản lý thông tin phòng xét nghiệm được thiết kế giúp các phòng khám/bệnh viện quản lý hiệu quả các hoạt động xét nghiệm, và có thể cung cấp thêm các dịch vụ giá trị gia tăng khác như theo dõi tình hình hoạt động của phòng xét nghiệm từ xa, trả kết quả xét nghiệm qua LAN hoặc internet, website, SMS ...

BÀI SỐ 14. HỆ THỐNG KHÍ TRUNG TÂM

1. Ý nghĩa: Khí y tế trung tâm như trái tim bệnh viện

Ngày nay với sự tiến bộ của ngành y khoa trong công tác điều trị, bên cạnh đó việc trang bị các thiết bị hiện đại là rất cần thiết, trong đó HỆ THỐNG KHÍ Y TẾ là một trong những yếu tố quan trọng có ý nghĩa quyết định cho kết quả điều trị an toàn, phòng chống cháy nổ và tránh gây nhiễm khuẩn cho bệnh nhân.



2. Các loại khí y tế sử dụng trong bệnh viện:

- Khí Oxy trung tâm (dùng cho bệnh nhân thở)
- Nguồn Oxy lỏng hóa hơi
- Trung tâm Oxy chai dự phòng
- Khí nén y tế 4 bar (dùng để chạy máy móc, thiết bị)
- Khí nén phòng mổ 7 bar
- Khí mê N₂O trung tâm (dùng trong gây mê)
- Khí hút chân không y tế trung tâm (dùng để hút dịch)
- Hệ thống khí thải phòng mổ.

Về mặt đầu tư, xây dựng, hệ thống khí y tế được coi là một hệ thống thiết bị công trình và được trang bị lắp đặt khi đang xây dựng tòa nhà trong Bệnh Viện. Việc xây dựng nó cần được tiến hành kết hợp với việc quy hoạch các hệ thống công trình khác trong tòa nhà. Về mặt y tế, hệ thống được coi là thiết bị hỗ trợ điều trị, nên nó cần tương thích với các thiết bị hỗ trợ điều trị Y tế khác như máy gây mê, máy thở... và cần được đặt ở những vị trí thuận lợi để điều trị bệnh nhân.

Tuy nhiên, trong điều kiện hiện nay, các bệnh viện trong nước có mức đầu tư hạn chế nên trong thiết kế, chỉ có phần hệ thống oxy y tế là hoàn chỉnh, còn hệ thống khí nén và hút chỉ giới hạn trong phần đường ống và ổ chờ ở trên tường.

3. Hệ thống khí y tế trung tâm này có các ưu điểm:

- Thời gian triển khai lấy khí cấp cứu bệnh nhân nhanh.

- Dễ dàng cho sử dụng (không cần cầ lê, dụng cụ tháo lắp)
- Các ống dẫn inox không bị oxy hóa như ống đồng.
- Cấp khí liên tục vì nguồn khí trung tâm lớn, có nguồn chính nguồn dự phòng.
- Tiết kiệm không gian phòng và đảm bảo an toàn vệ sinh y tế.

4. Với đặc thù nói trên, hệ thống khí y tế cần đáp ứng các yêu cầu sau:

- Cung cấp đầy đủ và liên tục khí y tế với chất lượng tiêu chuẩn quốc tế. Các tiêu chuẩn được tham khảo: EN, DIN, BSI, FDA. Hệ thống còn đảm bảo tuân thủ các tiêu chuẩn Việt nam hiện hành.
- Hệ thống nguồn cấp đảm bảo thừa tải, có khả năng nâng cấp và có hệ thống dự phòng.
- Mô hình vận hành là trung tâm cung cấp khí y tế - hệ thống truyền dẫn, kiểm soát, báo động – hệ thống đầu cuối.
- Toàn bộ hệ thống phải đảm bảo tính đồng bộ và tương thích.
- Bố trí đầu ra của khí y tế cho các khu vực phải hợp lý, thuận tiện cho điều trị và và đảm bảo mỹ quan.
- Là hệ thống hoạt động độc lập trong bệnh viện chỉ sử dụng cho các mục đích y tế.
- Các thiết bị nên được lựa chọn trong số các nhà sản xuất nổi tiếng thế giới tại Châu Âu, Mỹ...

5. Các chuẩn đầu cắm nhanh hệ thống khí y tế trung tâm



Kiểu	Loại Hose burb	Loại Male dài	Loại Male ngắn
► Chuẩn Pin Index			
► Chuẩn Ohmeda (kiểu xoắn)			
► Chuẩn BS Anh (BS5682)			
► Chuẩn DISS female			

1. Chuẩn PIN Index

Loại đuôi chuột	

Loại đuôi ren dài	
Loại đuôi ren ngắn	

2. Chuẩn Ohmeda (kiểu xoáy)

Loại đuôi chuột	
Loại đuôi ren ngắn	
Loại đuôi ren dài	

3. Chuẩn BS (Anh)

Loại đuôi chuột	
Loại đuôi ren ngắn	
Loại đuôi ren dài	

4. Chuẩn DIN



5. Chuẩn DISS



6. Chuẩn Oxequip



7. Chuẩn Puritan Bennett



8. Chuẩn Chemetron

