



Appunti universitari
Tesi di laurea
Cartoleria e cancelleria
Stampa file e fotocopie
Print on demand
Rilegature

NUMERO: 2112A-

ANNO: 2017

A P P U N T I

STUDENTE: Solomita Fabrizio

MATERIA: Bioimmagini - Prof. Molinari

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

**ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.**

Indice

Introduzione al corso.....	1
Radiologia.....	13
Tomografia Computerizzata.....	61
Medicina Nucleare.....	80
Ultrasuoni.....	122
Risonanza Magnetica.....	197
Effetti Biologici Ultrasuoni.....	285

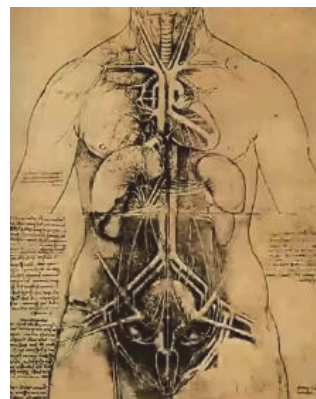


La lezione di anatomia di Rembrandt all'Aja

Fine Rinascimento: quadro famoso di Rembrandt dove c'è il medico con tutti gli specializzandi attorno che osservano. Periodo storico in cui le immagini si catturano guardando. Il medico nel Medioevo guardava con distacco; progressivamente la medicina ha capito che per capire cosa succede il medico deve avvicinarsi all'oggetto d'indagine. Oggi c'è un processo inverso: il medico si avvicina al paziente tramite le indagini, perché non è corretto operare per capire se c'è qualche problema nel paziente.

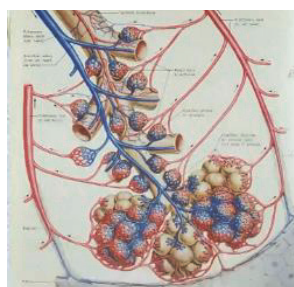
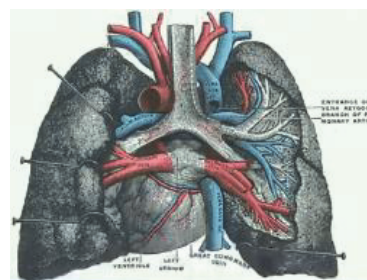
Evoluzione della filosofia che ha portato ai dispositivi per bioimmagini:

Leonardo da Vinci (1452-1519): trafugava cadaveri e li vivisezionava, perché gli serviva sapere com'erano fatti all'interno gli uomini per poi applicare gli stessi principi nelle sue invenzioni (sistemi d'irrigazione studiando l'anatomia dei vasi, macchine da guerra e macchine teatrali). Disegnava male l'anatomia: le arterie hanno angoli di biforcazione diversi dalla realtà, i calibri e i vasi non sono fatti così. A Leonardo interessava la schematizzazione più che il dettaglio del singolo organo.



Andreas Vesalius disegnò il libro "De Humani corporis fabrica" (1543) in cui c'è un cadavere rappresentato in diverse tavole: da una tavola all'altra manca un pezzo. Prendeva il cadavere e togliendo parte per parte lo ridisegnava. Nell'immagine a lato ha svuotato le cavità toracica e addominale e tolto qualche muscolo. Ciò ha dato l'idea per i dispositivi moderni di bioimmagini, che fanno vedere del corpo umano solo quello che interessa e non tutto (muscoli o albero respiratorio o apparato digerente o...). Si tratta di una rappresentazione selettiva, perché oggi un quesito di analisi d'immagini è dovuto ad un quesito diagnostico. La patologia è relativa a qualcosa di specifico.

I medici studiano solo in parte su pezzi umani conservati nei laboratori di anatomia e sulle moderne immagini dei dispositivi. Studiano su manuali disegnati misti (immagine-disegno). I disegni trasmettono l'informazione velocemente, perché se vedessi dal vivo i polmoni e il sistema circolatorio centrale con il cuore rimosso in immagine si vedrebbe un groviglio di roba incomprensibile. Con i disegni è più semplice studiare per chi si deve avvicinare all'anatomia.



Le tavole di anatomia di Netter sono le più famose e sono molto costose, ma essendo molto accurate riescono a rendere l'informazione molto bene. Nell'immagine a lato ci sono gli alveoli polmonari agglomerati l'uno sull'altro nei quali il sangue si ossigena.

Con i raggi X applicati per bioimmagini nacque anche il concetto di **risoluzione spaziale**, ovvero la capacità di vedere oggetti piccoli. I raggi X hanno un'applicazione che va oltre quella che si usava prima di essi (ottica→luce nel visibile), perché consentono di vedere cose molto più piccole. Ancora oggi molti dispositivi hanno evidenti limiti di risoluzione spaziale (5-6 mm). Mentre altri riescono a vedere piccole frazioni di mm (1/20 - 1/30 di mm).

Tra il 1945 e il 1970 nascono altri dispositivi applicati alla medicina: dispositivi ad ultrasuoni e primo prototipo di gamma camera (sensore che si usa in medicina nucleare per catturare i raggi γ). Le tecnologie che sfruttano radiazioni ionizzanti e ultrasuoni non nascono in un periodo a caso. Nascono quando c'è il 2° conflitto mondiale durante il quale venivano utilizzati per scopi bellici: gli ultrasuoni nascono dai sonar dei sottomarini, mentre i raggi γ li iniziarono a studiare perché durante la 2^a GM utilizzarono la bomba atomica.

Attorno al 1970 si diffondono 3 tecniche diverse che hanno una sola cosa in comune: la lettera T che sta per Tomografia. Esse sono:

- TC: Tomografia Computerizzata
- SPECT: Tomografia Computerizzata a Emissione di Singolo Fotone
- PET: Tomografia ad Emissione di Positroni

Le ultime due sono di medicina nucleare, mentre la TC è un dispositivo radiologico, cioè sfrutta i raggi X. La Tomografia rappresenta un volume, mentre la radiologia spiattella un volume su un piano.

Già prima degli anni '70 era nota la possibilità di rappresentare volumi, ma mancava la potenza computazionale per l'elaborazione e la ricostruzione numerica dell'immagine. Negli anni '70 si diffondono i Personal Computer (PC), dispositivi ad alta potenza computazionale in un volume ridotto. I computer c'erano anche prima ma erano molto grandi e non erano funzionali. Si è miniaturizzata la potenza computazionale nei PC, perché in quegli anni sono nati i semiconduttori, ovvero i microchip, grazie al fatto che l'uomo è andato nello spazio ed aveva così bisogno di qualcosa che facesse bene i conti in poco spazio. A quel punto si è pensato di portare la stessa cosa in ospedale.

Nasce così il concetto di **risoluzione in ampiezza**, ovvero la capacità di un dispositivo di produrre un'immagine con una dinamica di colore più o meno estesa. Quando, ad esempio, vedo un'immagine di un femore voglio che i contorni degli oggetti siano sufficientemente delimitati (osso chiaro e sfondo scuro). Usando pochi colori non si riusciva a rappresentare bene un'immagine e quindi pensarono correttamente di usare tanti grigi diversi.

Nel 1980 nascono RM, CT spirale (Tomografia Computerizzata a spirale) e DSA (Angiografia a Sottrazione Digitale). Ad esse si affianca il concetto di **risoluzione temporale**, ovvero la capacità di un dispositivo di produrre più immagini nel tempo e quindi di seguire anche oggetti in movimento come la pompa cardiaca. Fino al 1980 si potevano soltanto ascoltare i rumori cardiaci, osservare il tracciato ECG e fare una radiografia vedendo il cuore come un oggetto fermo. In quegli anni si hanno tecniche con una risoluzione temporale sufficiente in grado di documentare le diverse fasi del ciclo cardiaco.

Negli anni 2000 c'è la rivoluzione digitale grazie alla diffusione di sensori che catturano fotoni in bande diverse ad un costo relativamente basso. Tutti i dispositivi RX diventano digitali e restituiscono un'immagine numerica che si vede sul monitor.

Una tecnica più complessa che nasce in quegli anni è la MEG (Magnetoelettroencefalografia), che però si usa solo per ricerca. L'EEG misura soltanto la parte elettrica del campo elettromagnetico prodotto dai neuroni, mentre la MEG misura soltanto la parte magnetica.

Nell'immagine la MEG:

Definizione generica di bioimmagine

Ogni dispositivo che consente di ottenere l'immagine è un dispositivo per bioimmagini.

Questa definizione però non tiene conto di:

1) funzione: puoi ricavare un'immagine di una parte del corpo umano per motivi molto diversi (clinica, diagnostica, terapia, ecc...).

2) scala: è una bioimmagine una fotografia al microscopio di un tumore espantato come l'organo intatto. Ci sono bioimmagini su scala microscopica e altre su una macroscale. Alcuni dispositivi sono *imaging total body*, ovvero in un'immagine rappresentano tutto, altre immagini sono di 4-5 cellule.

3) tecnica: alcune bioimmagini vengono ricavate con tecniche di assorbimento, altre con tecniche di riflessione e altre ancora con tecniche di diffusione. Differisce il principio fisico che consente di ottenere un'immagine.

4) immagini morfologiche (descrivono bene come è fatto un organo, un tessuto, un sistema o...) **e immagini funzionali** (descrivono il funzionamento).

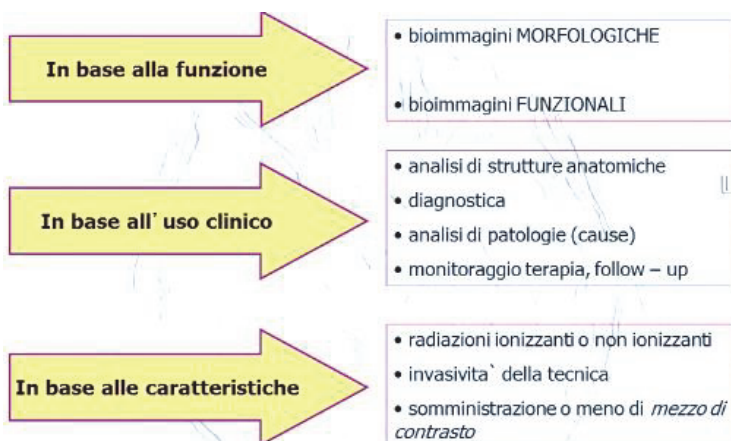
5) invasività delle tecniche: non è quella della direttiva 93/42. Si riferisce al modo di interagire dell'energia con il corpo umano. Alcune forme di energia possono lasciare segni: ad esempio, i raggi X qualcosa fanno, mentre gli ultrasuoni non fanno nulla. L'invasività si porta dietro un criterio di appropriatezza, ovvero si indaga con la tecnica giusta scegliendo, se ci sono più possibilità, quella meno invasiva.



Si indica col termine *bioimmagine* una figura relativa all'anatomia o alla fisiologia di parti interne del corpo.

Classificazione delle bioimmagini

La classificazione fatta nei paragrafi precedenti è quella fatta dal tecnico ingegnere; un medico, invece, vede il dispositivo da un punto di vista funzionale (oncologia, cardiologia, ginecologia), ovvero li classifica in base al loro uso. Un'immagine deve assolvere ad un compito clinico di diagnostica o di ricerca o di terapia o di monitoraggio del paziente; l'ingegnere deve conoscere sempre entrambi i punti di vista.



Tutti i dispositivi di diagnostica per immagini hanno la possibilità di utilizzare un mezzo di contrasto, perché senza il loro utilizzo alcune strutture non si vedono o si vedono male e quindi la qualità diagnostica è insufficiente.

Qualità dell'immagine

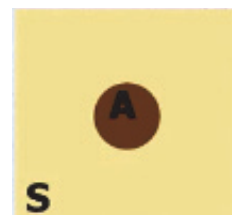
Prima domanda che ognuno si fa su un'immagine: è bella, ovvero ha una buona valenza diagnostica, oppure no?

Non esiste un parametro numerico per quantificare la qualità diagnostica di un'immagine. E' molto difficile tradurre la qualità di un'immagine in numeri e l'occhio umano è molto bravo ad interpretare un'immagine ed esperto (ad esempio, un radiologo ha visto milioni di radiografie e quindi sa interpretare benissimo una radiografia anche se tecnicamente l'immagine non è perfetta). Tuttavia, esistono dei parametri numerici che ci vengono in aiuto.

Contrasto

Il contrasto è la **differenza di colore tra un oggetto e lo sfondo su cui l'oggetto si trova**. Più colore dello sfondo e colore dell'oggetto si assomigliano, minore è la percezione degli oggetti e dei dettagli all'interno dell'immagine. Se oggetto e sfondo hanno lo stesso colore non esiste contrasto e non si vede nulla. In realtà matematicamente il contrasto è definito in maniera differente, poiché c'è anche un denominatore e non solo la differenza.

Per capire cosa vuol dire contrasto in termini numerici si deve fare una piccola premessa: in figura ci sono uno sfondo marroncino-giallino indicato con la lettera S e un oggetto marrone scuro indicato con la lettera A (oggetto scuro su sfondo chiaro). Potrebbe anche capitare il caso opposto: oggetto chiaro su sfondo scuro (ad esempio, una radiografia). Per capire come si calcola il contrasto bisogna prima vedere come avviene la codifica delle immagini: i colori marrone scuro dell'oggetto e marrone chiaro dello sfondo sono codificati da serie numeriche. L'immagine a lato è a colori, mentre noi definiremo il contrasto per un'immagine **monocromatica**, che non vuol dire bianco e nero, ma vuol dire che ha una scala di colori uniforme (per esempio, immagine a tono grigio).



Per la codificazione di un'immagine monocromatica in numeri dobbiamo tener conto di come è fatta la codifica delle immagini numeriche. L'immagine è fatta da una serie di righe e colonne, ogni colore è associato ad un numero che mette in corrispondenza il valore di quell'elemento dell'immagine con il colore che mi viene rappresentato a video.

Supponiamo un'immagine a toni di grigio, per definizione si utilizza il valore 0 per codificare il nero (Black), mentre per codificare i colori si utilizzano solo numeri interi. Il successivo 1 sarà un grigio molto scuro e così via. Se abbiamo un'immagine monocromatica da una parte della scala c'è il nero, mentre dall'altra parte c'è il bianco, che per decidere il numero con il quale si codifica bisogna chiedersi su quanti bit codifichiamo il colore. Qualunque dispositivo video ha numero di pixel e numero di colori gestibili e in questo modo dicono il numero di bit che il produttore utilizza per codificare il massimo numero di colori possibili per ogni elemento. Se supponiamo di codificare su N bit l'informazione, dall'altra parte della scala il valore massimo è 2^N-1 , che corrisponde al bianco. Il massimo intero esprimibile su N bit è 2^N-1 . Nel caso di 8 bit=1 byte, $2^8-1=255$, quindi 0 corrisponde al nero e 255 al bianco. In mezzo ci sono tutti i diversi colori della scala monocromatica.

Poiché il contrasto è definito dalla differenza tra colore dell'oggetto e colore dello sfondo è evidente che questa differenza avrà un segno:

- **Oggetti chiari su sfondo scuro danno origine a un contrasto di segno positivo**
- **Oggetti scuri su sfondo chiaro danno origine a un contrasto di segno negativo**

$$C = \frac{\Delta i}{i} = \frac{i_a - i_s}{i_s}$$

- i_a valor medio dell' immagine valutato sull' areola
- i_s valor medio dell' immagine valutato sullo sfondo

Il contrasto però è una misura relativa, perché **la differenza tra oggetto e sfondo va rapportata al valore dello sfondo**. Ne consegue che il contrasto è un numero adimensionato, che si può pertanto esprimere in percentuale. Perciò il contrasto dice qual è la percentuale di cui l'oggetto si discosta dallo sfondo in termini di colore. Se la percentuale fa 0 l'oggetto ha lo stesso colore dello sfondo, perché si

In questo caso la divergenza tra i dispositivi è enorme: esistono dispositivi con una risoluzione temporale bassissima (fanno un'immagine sola come per la radiografia perché non serve ne facciano di più, 1 immagine/s o in alcuni casi anche di più); esistono dispositivi che sono stati inventati apposta per vedere il muscolo cardiaco, l'oggetto in movimento all'interno del corpo umano più importante dal punto di vista clinico, che arrivano a 300 immagini/s.

Per vedere bene un fenomeno lo si deve osservare con una certa frequenza di campionamento: se lo si osserva con una frequenza troppo bassa, si incorre nel fenomeno di aliasing. Il cuore batte ad un ritmo per cui con 300 immagini/s lo si vede bene in qualsiasi condizione. I dispositivi con una risoluzione temporale così elevata sono i dispositivi ad ultrasuoni.

Recentemente è uscito un dispositivo ad ultrasuoni per applicazioni particolari che fa 5.000 immagini/s, utile per fare conti numerici di fenomeni di propagazione e d'altro tipo. La tecnologia permette di fare dispositivi con una risoluzione temporale molto alta. Lo standard televisivo è 25 frame/s. Perciò con 300 frame/s c'è la possibilità di vedere il movimento delle pareti cardiache senza nessun problema.

- **Risoluzione in ampiezza** (dinamica dell'immagine): **capacità di rappresentare sull'immagine colori diversi**. L'immagine su scala monocromatica non è in bianco e nero (che avrebbe una risoluzione in ampiezza bassissima). I dispositivi moderni hanno una risoluzione in ampiezza molto più elevata, che normalmente viene codificata in un numero di livelli prestabilito. Per alcuni dispositivi radiologici si usano da 8 a 10 bit (ultrasuoni), quasi tutti gli altri dispositivi (tomografici e risonanza magnetica) utilizzano 2 byte, cioè 16 bit, e quindi un numero di livelli molto più elevato. Si utilizzano più o meno livelli perché devo discretizzare l'informazione che arriva dal mondo fisico in modo corretto. Con pochi livelli l'immagine diventa granulosa o soltanto con toni chiari e scuri molto diversi tra loro. Per percepire bene un'immagine, invece, l'occhio umano ha bisogno della continuità di toni di grigio altrimenti l'immagine non viene percepita correttamente. Esiste una legge

(**legge di Weber**) con la quale è stato misurato il contrasto di soglia dell'occhio umano:

$$C_{th} = \frac{\Delta i}{i} \approx 0.02$$

Weber ha fatto vedere a tante persone delle immagini in cui c'era un oggetto su uno sfondo e il contrasto via via diminuiva; il soggetto doveva dire quando non vedeva più l'oggetto, i soggetti non vedono più l'oggetto prima che abbia lo stesso colore dello sfondo. E' un test onesto perché a volte l'oggetto c'è altre volte no, altrimenti se il soggetto sa che c'è l'oggetto dice di vederlo anche se non c'è. Facendo la media sulle persone che hanno fatto il test, Weber ha scoperto che il contrasto di soglia dell'occhio umano è di 0,02 (2%). Quando il colore dell'oggetto si discosta meno del 2% dallo sfondo, probabilmente non lo vedi. La legge di Weber è **valida per un'immagine monocromatica e per immagini fisse**, se l'immagine fosse in movimento l'occhio umano funziona meglio (se l'oggetto con contrasto 2% si muove sullo sfondo viene percepito); per l'immagine a colori il contrasto è diverso, perché la combinazione di colori aiuta l'occhio. Perciò l'occhio umano non vede 64 milioni di colori delle schede video.

Se ho un contrasto di soglia del 2% su una scala monocromatica, quanti sono i toni di colore che riesco a percepire come distinti in quella scala monocromatica?

Tutti quelli che si differenziano almeno del 2%, quindi al più vediamo 50 colori diversi monocromatici all'interno di una scala. Numericamente per rendere bene l'immagine è necessario avere una risoluzione in ampiezza elevata, ma la percezione dell'occhio umano limita la percezione dell'immagine stessa. Chi si allena ne vede di più, chi non è allenato ne vede di meno. Il radiologo perciò vede più di 50 colori diversi sulla scala monocromatica.

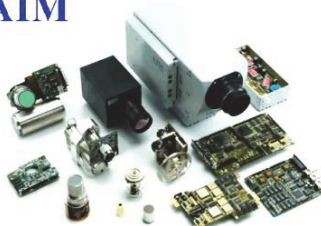
Anche la risoluzione non fa miracoli nel senso che non possiamo dire che un'immagine avente una buona risoluzione spaziale, un buon contrasto, ecc ... sia una bella immagine, però sicuramente aiuta. Ovvero immagini con bassa risoluzione spaziale o bassa risoluzione temporale o bassa dinamica non sono molto belle. Perciò anche la risoluzione è un parametro che può essere utilizzato per valutare la qualità diagnostica delle immagini.

dipendentemente dall'interazione tra raggi X e tessuto, ma se lo stesso tessuto lo osservo utilizzando gli ultrasuoni vedo una grandezza fisica differente di quel tessuto. Bisogna quindi stare attenti perché tutte le volte che parliamo di bioimmagini stiamo vedendo il risultato di un'interazione parziale, cioè non stiamo guardando l'intero tessuto, ma una specifica interazione tra una proprietà del tessuto e una forma di energia ed è il motivo per cui alcuni quesiti diagnostici devono essere risolti con più di un esame, perché tutte le immagini portano con sé soltanto una visione parziale. Inoltre, lo studio in vivo avviene sempre utilizzando una delle modalità seguenti:

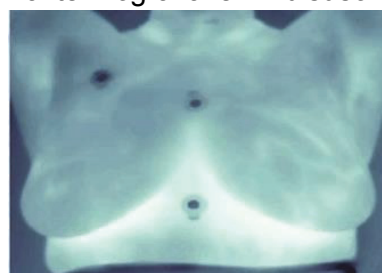
- 1) **Energia emessa spontaneamente dal corpo umano:** misuro un'energia già presente all'interno dei tessuti. Rari casi e scarse possibilità di indagini di questo tipo.
- 2) **L'interazione avviene perché dall'esterno fornisco energia al corpo umano.** La maggior parte dei dispositivi funziona in questo modo: una sorgente di energia cede energia ai tessuti, avviene l'interazione energia-tessuto e catturo il risultato.
- 3) **Interazione mirata a specifiche strutture** (caso della medicina nucleare): la sorgente è somministrata dall'esterno anche se viene veicolata all'interno del corpo però non si localizza a caso, ma va in strutture apposite. Metodica di imaging selettiva che si usa per scopi e in campi specifici.

Un esempio di dispositivo che funziona con l'emissione spontanea del corpo umano è il **termografo**. Si tratta di una telecamera che, invece di catturare luce visibile, cattura luce infrarossa perché il colore emesso dal corpo umano sta nella banda infrarossa dello spettro visibile. Preso il termografo si inquadra il corpo umano e si vede come viene distribuita la temperatura sulla superficie, necessariamente solo sulla superficie perché la pelle è opaca e quindi sotto la cute non si vede niente.

AIM



Sensibilità dei sensori all' infrarosso
 Risoluzione termica di 15 - 20 mK
 Ottica intercambiabile da 50mm
 Frame - rate massimo di 200 Hz
 Temperatura di esercizio dei sensori di circa 40 - 60 K
 Matrice d' uscita di 512x512 px codificati su 16 bit



La termografia è in disuso nell'imaging medico da più di 30 anni ed è stata abbandonata per diverse ragioni: ad esempio, ciascuno di noi ha una temperatura cutanea soggetta alle condizioni ambientali, c'è chi evapora meglio perché suda di più e chi evapora meno. Queste caratteristiche negative fanno sì che la termografia non abbia una qualità diagnostica particolare. Uno dei campi in cui si è ritornata ad utilizzare è l'analisi delle patologie legate alla mammella, perché gran parte di queste patologie sono ragionevolmente superficiali. L'organo ha dimensioni il più delle volte contenute e quindi un'eventuale problematica o lesione è localizzata in modo abbastanza superficiale. Alcune lesioni sono ipervascolarizzate, cioè hanno un afflusso di sangue molto maggiore delle altre aree e quindi con una foto a infrarossi si vede uno spot (macchia) alterato di temperatura superficiale. Tuttavia, in tutte le radiologie d'Italia non si trova un termografo.

L'altro dispositivo in cui si cerca di catturare l'emissione spontanea di una forma d'energia da parte del corpo umano è il **magnetoencefalografo**: in Italia ce n'è solo uno in un centro di ricerca a Roma.

Queste caratteristiche appena elencate non servono soltanto per valutare le immagini, ma sono quelle sulle quali andremo a valutare la qualità dei dispositivi.

In tabella si vede lo spettro delle radiazioni elettromagnetiche:

Nome	Frequenza (Hz)	Lunghezza d'onda
Onde radio	$1 \cdot 10^5$	3 km
Microonde	$3,0 \cdot 10^{10}$	0,01 m
Infrarosso	$3,0 \cdot 10^{12} - 3,0 \cdot 10^{14}$	$100 \mu\text{m} - 1 \mu\text{m}$
Luce visibile	$4,3 \cdot 10^{14} - 7,5 \cdot 10^{14}$	700 nm - 400 nm
Radiazione UV	$7,5 \cdot 10^{14} - 3,0 \cdot 10^{16}$	400 nm - 10 nm
Raggi X molli	$3,0 \cdot 10^{16} - 3,0 \cdot 10^{18}$	10 nm - 100 pm
Raggi X per diagnostica	$3,0 \cdot 10^{18} - 3,0 \cdot 10^{19}$	100 pm - 10 pm
Raggi X per radioterapia	$3,0 \cdot 10^{19} - 3,0 \cdot 10^{21}$	10 pm - 100 fm

Per le radiazioni elettromagnetiche quando siamo a bassa frequenza siamo dalle parti delle **onde radio** (massimo circa 10^5 Hz); in questa classe ci sono tutti i dispositivi che funzionano con le onde radio (radio analogiche, cellulari, antenna TV).

A frequenza un po' più elevata troviamo le **microonde** (i tessuti umani non resistono benissimo al microonde, perché il microonde è fatto apposta per mettere in eccitazione le cellule d'acqua e siccome i tessuti molli sono ricchi d'acqua automaticamente per moto termico i tessuti si cuociono: questo è il motivo per cui il microonde è una scatola metallica schermata con una parete di vetro). E' impossibile o molto difficile fare imaging a microonde, perché la lunghezza d'onda è dell'ordine dei cm ed è anche in buona approssimazione la misura minima della risoluzione spaziale. Perciò si vede poco all'interno del corpo umano.

L'**infrarosso** è più interessante perché ha frequenza più elevata. Si suddivide in tante bande: infrarosso termico e resto di infrarosso, ma il problema è che è facilmente assorbibile dal corpo umano. Si irradiano solo pochi mm in superficie mandando infrarosso a volontà sul corpo umano. In profondità l'energia non va perché i tessuti assorbono troppo quella lunghezza d'onda.

La stessa cosa dell'infrarosso succede per la **luce visibile**, che ha una banda strettissima rispetto allo spettro elettromagnetico, e a maggior ragione per le **radiazioni UV**, che penetrano un po' di più andando a colpire nel derma facendo sembrare abbronzati.

Alla fine della banda UV inizia la banda X, che si divide in 3 categorie:

- 1) **Raggi X molli** fino a una frequenza di $3 \cdot 10^{18}$ Hz
- 2) **Raggi X per diagnostica** fino a una frequenza di $3 \cdot 10^{19}$ Hz
- 3) **Raggi X per radioterapia** fino a una frequenza di $3 \cdot 10^{21}$ Hz

Dalla fine degli ultravioletti in avanti sono tutte radiazioni ionizzanti, ma quelle che servono per fare imaging sono in una banda ben specifica (raggi X per diagnostica). La banda X che viene prima (raggi X molli) non è utile, perché sono radiazioni elettromagnetiche penetranti all'interno del tessuto, ma che non escono (abbiamo detto che una forma di energia totalmente assorbita è inutile per fare imaging). Aumentando la frequenza si va nella banda X per radioterapia, in cui si ha una radiazione X talmente penetrante che è in grado di danneggiare volutamente i tessuti. Si usano per deteriorare una porzione specifica di tessuto in caso di tumore.

Le 3 appena elencate sono tutte radiazioni ionizzanti, ma con comportamenti e caratteristiche differenti.

L'unico parametro che differenzia tra di loro radiazioni elettromagnetiche anche molto diverse (come infrarossi ed ultravioletti) è la lunghezza d'onda

più bassa e quindi la lunghezza d'onda è più grande e riesce ad interagire solo con oggetti di dimensioni maggiori.

Relazione frequenza – energia

$$E = hf$$

- E : energia dell'onda elettromagnetica
- h : costante di Plank (pari a $6,63 \cdot 10^{-34}$ Js)

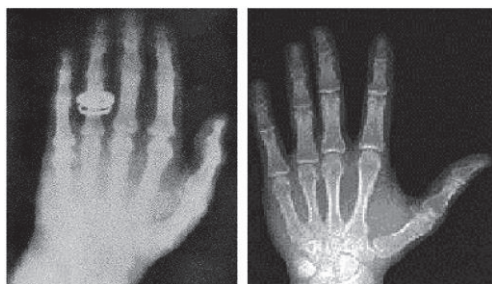
Più specifica per il campo della radiologia è la relazione che c'è tra frequenza ed energia, detta anche **equazione di Plank**. **L'energia portata da una radiazione è uguale al prodotto tra una costante**

(costante di Plank) e la frequenza della radiazione medesima. Questa relazione è particolarmente importante perché lega la frequenza all'energia: leggendola in un altro modo, l'energia portata dalla radiazione elettromagnetica è proporzionale alla frequenza. Allora onde radio portano una certa energia; microonde, che sono a frequenza più elevata, portano più energia; luce visibile porta ancora più energia; UV ancora più energia e raggi X ancora più energia. Questo è il motivo per cui **i raggi X sono più penetranti all'interno della materia, perché sono radiazioni più energetiche** rispetto alle altre. Le radiazioni ionizzanti non hanno nulla di diverso dalle radiazioni elettromagnetiche, l'unica cosa che cambia è la frequenza, che però porta con sé un valore di energia più elevato e fa sì che l'interazione presente tra la radiazione e la materia attraversata sia di tipo diverso. Per cui onde elettromagnetiche non particolarmente energetiche vengono assorbite dai tessuti e non servono a niente, perché non possiamo utilizzarle per creare un'immagine; mentre onde elettromagnetiche più energetiche attraversano i tessuti e possiamo catturare a valle del tessuto l'interazione tra la radiazione e la materia stessa, che è esattamente quello che succede nei dispositivi radiologici tradizionali.

Precisazione: quando abbiamo detto che cos'è una radiazione abbiamo detto che è un fenomeno di trasporto dell'energia. Nel parlare di una radiazione ad una certa frequenza stiamo parlando di quello che in fisica si chiama moto ondulatorio: la radiazione è vista come un'onda elettromagnetica e ogni onda ha la sua frequenza; questo fenomeno ondulatorio porta energia da una sorgente fino al mondo reale. In realtà c'è anche un altro modo di vedere il trasporto di energia, che è la visione propria della meccanica quantistica: essa non vede il trasporto di energia fatto mediante onde, bensì mediante particelle, dette **quanti** di energia. L'affinità tra la visione della meccanica ondulatoria e la visione della meccanica quantistica deriva dalla 2^a relazione, perché con essa l'energia è legata alla frequenza. Da qui in avanti tratteremo il fascio a raggi X come un'onda elettromagnetica o come un insieme di particelle energetiche a seconda di come è più conveniente. La Fisica ci conforta e dice che sostanzialmente è la stessa cosa. Per capire determinati fenomeni di propagazione conviene la visione sotto forma di quanti, mentre per altre ragioni di tipo di funzionamento, di sensori, ecc... converrà la visione ondulatoria. Nel caso delle radiazioni elettromagnetiche i quanti vengono chiamati **fotoni**. Per cui la radiazione elettromagnetica nella banda del visibile è un insieme di particelle (di fotoni), che da determinate sorgenti arrivano all'occhio, che è il sensore. Si può dire che c'è un campo elettromagnetico che dall'ambiente arriva all'occhio oppure che c'è un insieme di particelle che arriva all'occhio. Si chiamano sempre fotoni sia quelli nel visibile che in banda X. *Perché i raggi X hanno un comportamento rispetto ai tessuti umani diverso dalle altre radiazioni elettromagnetiche?*

Perché hanno frequenza più elevata e quindi energia più elevata. Perciò diventano ionizzanti e attraversano i tessuti.

Storia dei raggi X



Utilizzati per creare un'immagine la 1^a volta l'8 Novembre del 1895 dal fisico Röntgen. Il Röntgen è una delle unità di misura che si utilizza in radiologia. Ai tempi chi utilizzava i raggi X erano i fisici, perché venivano utilizzati per studi di cristallografia, spettroscopia e astrofisica (fanno parte dell'emissione di molte stelle compreso il Sole); successivamente sono stati adattati alla medicina. In medicina hanno funzionato talmente bene che dal 1901 al

temperatura tale, che comincia ad emettere elettroni per surriscaldamento. Se si dovesse fare uno schema elettrico il catodo sarebbe costituito da un generatore di corrente continua che fa scorrere una corrente nel filamento elettrico. La corrente deve essere tale da scaldare il filamento per far uscire gli elettroni dal filamento. Ovviamente li emette a casaccio, perché **l'elettrone prende una direzione casuale.** Si dice che **il filamento emette in maniera isotropica**, cioè tutte le direzioni dello spazio sono equiprobabili. Gli elettroni in tal caso servono come proiettili per bombardare l'anodo di metallo; perciò **attorno al filamento si mette una specie di imbuto** (involucro di metallo giallo in figura), che assorbe tutti gli elettroni tranne quelli che vanno in una certa direzione. **Lascia passare solo gli elettroni diretti verso l'anodo.** Si chiama **coppa focalizzatrice.**

Come si fa a convincere gli elettroni, che sono particelle cariche oltre ad avere una massa, ad uscire dalla coppa focalizzatrice e ad andare direttamente sull'anodo?

L'esca per gli elettroni è la **differenza di potenziale**; l'anodo avrà carica positiva poiché gli elettroni hanno carica negativa. Se l'anodo è a 1 kV gli elettroni andranno molto velocemente verso l'anodo. Per generare raggi X è necessario generare tra anodo e catodo una tensione molto elevata dell'ordine di 10-100 kV.

Quando gli elettroni, che vengono emessi dal filamento e vengono progressivamente accelerati verso l'anodo dalla differenza di potenziale, arrivano sull'anodo, **esistono due forme possibili d'interazione tra gli elettroni e il materiale di cui è fatto l'anodo** e quando va bene ogni tanto creiamo qualche raggio X (valore di efficienza inferiore all'1%). Si spendono 100 W per alimentare il tubo e se va bene si ottiene 1 W in banda X. Nonostante ciò ha delle caratteristiche molto importanti ed è il motivo per cui come sorgente è rimasta inalterata da fine Ottocento ad oggi.

Gli elettroni che arrivano sull'anodo si scontrano con gli atomi di metallo dell'anodo. Alcuni tubi a raggi X devono avere materiali particolari per riuscire a generare raggi X, normalmente si utilizzano metalli con numero atomico abbastanza elevato.

Caratteristiche di un tubo a raggi X

- ✓ Filamento costituito da tungsteno (temperatura di fusione: 3410° C)
- ✓ Supporto catodico in nichel
- ✓ Numero di elettroni emessi proporzionale alla corrente che scorre nel filamento (legge di Richardson)
- ✓ Anodo costituito da un disco (rotante o meno) inclinato di tungsteno-renio o di molibdeno (mammografia)
- ✓ Finestra di focalizzazione del fascio
- ✓ Differenza di potenziale tra catodo ed anodo pari a 15 – 150 kV

Il filamento è costituito da tungsteno e il motivo è lo stesso della lampadina (temperatura di fusione molto elevata). Normalmente il supporto del carico è in nichel, **il numero di elettroni emessi dal filamento è proporzionale alla corrente che scorre nel filamento** e l'anodo è un disco costituito da tungsteno ricoperto da renio o in alcuni casi molibdeno (metallo classico dei mammografi). **Tra anodo e catodo viene applicata una differenza di potenziale tra grossomodo 15 e 150 kV.**

In foto: tubo a raggi X reale dove a destra c'è il catodo con coppa focalizzatrice cerchiata in rosso dalla quale escono gli elettroni che vanno a finire sull'anodo, disco ad ombrello. Questo modello di tubo a raggi X si chiama **tubo a raggi X ad anodo rotante**, l'anodo è un bersaglio di metallo collegato ad un asse centrale collegato ad un rotore nero.



Perciò l'anodo è permanentemente in rotazione. Quasi tutti i moderni tubi a raggi X sono ad anodo rotante, fanno eccezione tubi a raggi X che si utilizzano in ambito industriale. L'anodo si mette in rotazione perché se così non fosse sottoponendolo ad un continuo bombardamento si bucherebbe, anche perché gran parte dell'energia viene dissipata in calore. In questo modo viene colpito sempre un punto diverso dell'anodo dando modo di "raffreddarsi". Raffreddarsi per modo di dire perché si tratta di un'ampolla di vetro dove dentro è stato fatto il vuoto spinto e quindi il calore nel vuoto non si propaga bene. Il calore non può andare da nessuna parte quando impatta contro

2) Con il tubo a raggi X c'è anche modo di controllare l'energia del fascio di raggi X emesso. Ciò avviene grazie alla differenza di potenziale tra anodo e catodo. **Applicando una tensione opportuna tra catodo e anodo gli elettroni con carica negativa vengono accelerati verso l'anodo**: se la tensione è molto intensa gli elettroni accelerano tanto (Einstein diceva $E=mc^2$ quindi se accelero tanto ho tanta velocità, la massa è sempre la stessa e l'aumento di velocità causa un aumento di energia). Ragione per cui se alzo la tensione gli elettroni arrivano sull'anodo più energetici e interagendo con il materiale dell'anodo creano raggi X più energetici.

Il vero pregio del tubo a raggi X è che consente di determinare separatamente le caratteristiche di un fascio a raggi X: intensità ed energia. **Per controllare l'intensità devo agire sulla corrente che alimenta il filamento; per controllare l'energia devo agire sulla differenza di potenziale ai capi del tubo**, sono due controlli separati: posso ottenere fasci poco intensi, ma molto energetici, viceversa e tutte le combinazioni che voglio. Un altro pregio è il fatto che costi relativamente poco.

Efficienza del tubo a raggi X

Se chiamiamo η l'efficienza dell'anodo (rapporto tra l'energia radiante, ovvero in banda X, emessa e l'energia che arriva dal catodo), sul quale arriva il fascio di elettroni (corrente), troviamo che essa si deve calcolare come il prodotto tra 3 quantità:

$$\eta = ZV\eta_0$$

Dove:

Z è il numero atomico del materiale anodico

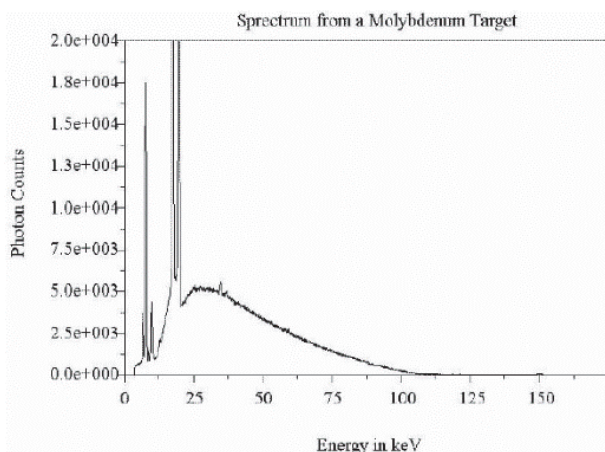
V è la tensione di alimentazione tra anodo e catodo

η_0 è una costante che vale 10^{-9}

Con un anodo in tungsteno $Z=74$, si ha un'efficienza dell'1% perché η_0 non fa funzionare molto bene le cose dal punto di vista energetico. Se avessimo un tubo radiogeno con $\eta=1\%$ saremmo contenti, perché in realtà è ancora minore. Quando il tubo genera il fascio produce raggi X molli e raggi X diagnostici. I raggi X per terapia non li produce perché dovremmo avere una tensione di alimentazione molto più alta, che non si utilizza nei dispositivi per diagnostica. Invece, i raggi X molli vengono prodotti e penetrano nella materia, la ionizzano e non escono e quindi sono inutili per imaging. Quindi questa energia non deve essere contata nell'energia utile e va ancora tolto un fattore pari a 10, che è la quantità di raggi X molli generati. Perciò $\eta=0,1\%$.

Il problema della dissipazione del calore è evidente. Più è elevata la tensione, maggiore è l'efficienza. Se, invece, si mettono materiali metallici con numero atomico molto elevato non funziona più l'emissione, perché assorbono tutti gli elettroni. La tensione può variare da 15 kV a 150 kV, ma non sempre si può alimentare ad alta tensione, perché essa determina l'energia dei fotoni che deve andar d'accordo con la parte del corpo che si deve sottoporre a radiografia.

Meccanismi di emissione



Lo spettro di emissione di un tubo a raggi X è particolare, poiché il tubo a raggi X non emette fotoni sempre alla stessa energia supponendo di tenere la tensione e la corrente costanti. In orizzontale quindi si ha l'energia dei fotoni emessi e in verticale il numero di fotoni. Il tubo a raggi X ha un'emissione caratterizzata da due parti: curva per cui ci sono fotoni con un minimo d'energia, tanti con una certa energia e poi sempre di meno ad energia più elevata, ma sulla gobba di emissione ci sono dei picchi molto evidenti in cui vengono emessi tantissimi fotoni

Fisica quell'atomo non è stabile, perché vanno sempre riempiti prima gli orbitali interni che sono ad energia minore rispetto agli orbitali esterni. Un elettrone di un orbitale più esterno farà un salto e andrà a tappare il buco, di conseguenza un altro elettrone dell'orbitale ancora più esterno farà un salto e andrà a tappare il buco appena lasciato scoperto. Quindi togliendo un elettrone da un orbitale interno **si crea una cascata di elettroni, che saltano da un orbitale più esterno ad uno più interno, affinché l'atomo si porti ad una configurazione di minima energia**. L'orbitale più esterno cattura un elettrone mobile del metallo che passa di lì per caso.

Gli orbitali interni hanno una certa energia e man mano che l'orbitale diventa più esterno l'energia è sempre maggiore. Se un elettrone sta su un orbitale, sta in un determinato livello energetico; quando scende e va in un orbitale più interno ha troppa energia e quella in eccesso viene emessa (irradiata). Si usa tungsteno perché la differenza di energia tra i suoi orbitali è sufficiente a creare un fotone in banda X.

Questo meccanismo non può dare origine a un fotone X con energia casuale, perché è sempre la stessa pari alla differenza tra orbitali adiacenti. **Ogni singolo salto di livello della cascata è l'emissione di un fotone X**. Perciò si hanno tanti fotoni emessi ad una precisa energia (picchi dello spettro di emissione). Si chiama emissione caratteristica, perché è caratteristica della differenza di livelli che c'è all'interno del metallo.

Perché ci sono picchi a livelli di energia diversa?

Normalmente all'interno dell'anodo c'è un metallo prevalente (tungsteno o molibdeno), ma poi ci sono altri metalli di copertura oppure che servono per aumentare l'efficienza. Quindi c'è sempre una miscela bimetallica o anche più metalli. Perciò atomi diversi hanno differenze di energia degli orbitali diverse e si generano più picchi.

La radiazione per frenamento determina l'emissione di tanti fotoni con energia casuale, mentre la radiazione caratteristica determina l'emissione di tantissimi fotoni contemporaneamente tutti con la stessa energia.

C'è un metodo per far prevalere l'emissione per frenamento rispetto all'emissione caratteristica?

No, perché è un processo casuale. Non possiamo sapere dove arriva l'elettrone incidente. Ma è stato dimostrato che per togliere un elettrone ad un atomo lo devi colpire ad una certa energia. Per cui se lavori **a tensioni di alimentazione più elevate, è più probabile che ci sia radiazione caratteristica**; se lavori **a tensioni di alimentazione più basse, è più probabile** che sia predominante **il meccanismo di frenamento**.

Il meccanismo per cui sottraggo un elettrone o un portatore di carica da un orbitale interno di un atomo genera una cascata con fotoni tutti alla stessa energia viene utilizzato da oggetti di uso comune (laser acronimo di "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", cioè amplificazione della luce con emissione di tanti fotoni per emissione stimolata di radiazione. Si sottrae un elemento da un elettrone e tutte le volte che avviene il salto quantico viene emesso un fotone; nel caso del laser il fotone è nel visibile o nell'IR. Il meccanismo è lo stesso se non che nel laser è fatto in modo preciso e deterministico).

Seguono lucidi su radioprotezione: spiegano perché quando arrivano i raggi X all'interno della materia avviene qualcosa che non va tanto bene. Non chiederà mai nulla su diffusione, effetto fotoelettrico e effetto Compton all'esame.

Bisogna sapere che quando i fotoni X arrivano sulla materia sono molto energetici e quindi in parte attraversano la materia, ma un po' di energia la cedono; questa energia crea la limitazione. A seconda di quanto sono energetici i fotoni, si realizzano meccanismi diversi. In alcuni casi i fotoni vengono diffusi dalla materia e prendono altre direzioni (non ci piace ma va ancora bene), in altri casi lasciano tanta energia, che creano danni chimici o metabolici all'interno della materia.

Come ci si difende dalle radiazioni ionizzanti?

Siccome i raggi X vengono utilizzati per diagnostica e in operazioni intraoperatorie (mentre il chirurgo opera ogni tanto deve dare un'irradiazione per capire cosa sta succedendo) esistono dispositivi di protezione individuale, che servono per evitare problemi di interazione di qualunque

operatoria durante l'impianto. Il cardiologo ha bisogno di un dispositivo radiologico per vedere quello che sta facendo e l'ingegnere biomedico viene vestito con i dispositivi di protezione (gonnellone di piombo, casacca di piombo, collare per la tiroide e tiene le mani sotto la casacca in modo da non irradiarsi nemmeno le mani).”

Dispositivi radiologici tradizionali

Per radiografia tradizionale si intende il dispositivo radiologico che stampa l'immagine su una pellicola radiografica o simili. Esistono dispositivi per radiologia analogici (tradizionali) e digitali, la differenza la fanno i sensori perché la generazione dei raggi X è sempre la stessa attraverso il tubo radiogeno.

Per capire come si formano le immagini radiografiche dobbiamo capire come interagisce il fascio a raggi X quando passa all'interno dei tessuti. Vedremo come è fatto il pilotaggio di un tubo a raggi X per riuscire ad irradiare come, dove e quando vogliamo. Poi vedremo come sono fatti i sensori, in particolare i radiografi tradizionali montano pellicole (chiamate volgarmente lastre) e amplificatori di brillantezza (oggetto molto vecchio che sta andando in disuso, ma che aveva una caratteristica molto importante: la pellicola va sviluppata (ai tempi si seguiva un processo molto lungo come lo sviluppo fotografico) e dà un'immagine molto più brutta in termini di contrasto, di risoluzione e di rapporto segnale/rumore, ma in tempo reale). Perciò l'amplificatore di brillantezza è sopravvissuto perché ha alcuni vantaggi in radiologia. Oggi è stato un po' soppiantato dai sensori digitali.

I fotoni in banda X (raggi X) sono importanti perché costituiti da particelle che hanno caratteristiche fondamentali:

- **Capacità di penetrazione:** i raggi X penetrano nei tessuti e riemergono con un'intensità modificata dagli stessi dopo aver interagito. La cattura di questa differente intensità consente di **discriminare** sull'immagine un certo tipo di tessuto da un altro.
- **Fluorescenza:** proprietà di riuscire a rendere fluorescenti determinate sostanze. Vuol dire che i raggi X sono invisibili, perché sono fuori dalla banda del visibile, ma ci sono delle sostanze che quando interagiscono con i raggi X manifestano la fluorescenza, ovvero danno un colore, si vedono. Perciò queste sostanze vanno bene **per catturare i raggi X e trasformarli in immagini.**
- **Azione chimico-fisica:** sono portatori di energia e se concentrano l'energia dei raggi X in un punto ben definito, quel punto si vede investito da una grossa quantità di energia e non sa cosa farsene (normalmente muore a breve o a lungo termine). Questa è la **valenza terapeutica** dei raggi X.

I fotoni X hanno grande importanza in campo diagnostico e terapeutico per le seguenti proprietà:

- **Penetrazione:** i raggi X penetrano nei tessuti e riemergono da essi modificati in intensità in funzione della densità dei tessuti stessi → consentono di ottenere una mappa a toni di grigio delle strutture "illuminate"
- **Fluorescenza:** i raggi X sono fuori dalla banda del visibile dell'occhio umano, ma provocano la fluorescenza di apposite sostanze → possibilità di convertire l'immagine di irradiazione in una immagine visibile
- **Azione chimico – fisica:** possono essere utilizzati per bombardare selettivamente opportune zone (valenza terapeutica)

modo da alcuni tessuti escono più fotoni e da altri tessuti escono meno fotoni. Quando questa informazione viene catturata dai sensori, i sensori tradurranno più fotoni o meno fotoni in tono di grigio diverso differenziando i tessuti.

Questa **legge** è anche la base **per la radioprotezione**, perché, supponendo che dx sia uno schermo di protezione, dice a valle di quello schermo quanti fotoni lo hanno superato.

Se ho un tubo a raggi X che decido di accendere in aula, affinché gli studenti siano sicuri di non essere irradiati devono avere infinito μ o infinito x dalla legge di Lambert-Beer, altrimenti l'attenuazione è sempre un valore finito. Non esistono schermi che mettono al sicuro dai raggi X, perché non esistono materiali con coefficiente di attenuazione lineare infinito e schermi con spessore infinito.

Per sapere quanti fotoni rimangono **interessa il prodotto μx** . Questo è il motivo per cui quando si parla di radioprotezione o di impiantistica (muri e porte di una stanza in cui si deve collocare un dispositivo radiologico vengono fatti in un certo modo) non ha tanto senso dire che hai bisogno di uno schermo con un determinato valore di μ o abbia un determinato spessore x . L'importante è che il fattore μx valga un tot in modo da essere sicuro che al di là dello schermo sopravvivano, ad esempio, 1 milione di fotoni incidenti. Se quindi il materiale ha μ elevato basta un piccolo spessore; se, invece, il materiale è la gelatina, che ha μ bassissimo, lo spessore deve essere 4 km. A livello normativo non si troverà mai scritto se il dispositivo è fatto di metallo o alluminio o piombo, ma si troverà che il fattore di abbattimento dei raggi X deve essere 1/100 (**$e^{-\mu x}$ deve essere 0,01**). In ospedale ci sono stanze dove sono attivi raggi X che hanno lamine metalliche nei muri e il muro ha spessore come tutti gli altri muri oppure ci sono stanze che non hanno parti metalliche nei muri, ma hanno uno spessore dei muri più elevato usando calcestruzzo come schermo.

La legge di Lambert-Beer vale per tutte le radiazioni elettromagnetiche (quindi anche per i raggi γ in medicina nucleare). Nel caso dei raggi γ si devono fare degli schermi ancora più grandi, perché i raggi γ sono più penetranti dei raggi X. Per questo motivo i dispositivi di Medicina Nucleare sono collocati in veri e propri bunker (storicamente li facevano in calcestruzzo, oggi chi ha i soldi fa i muri più contenuti con dentro tanto metallo. Il metallo costa di più del calcestruzzo).

Esempio per far capire che ciò che conta è il prodotto μx :

ESEMPIO
Se $\mu x = 0.693 \rightarrow$ emergono solo $N_0/2$ fotoni
Se $\mu x = 2.3 \rightarrow$ emergono solo $N_0/10$ fotoni

Se $\mu x = 0,693$, $e^{-0,693} = 0,5$ vuol dire che è dimezzato il numero dei fotoni.

Se $\mu x = 2,3$, il numero dei fotoni è decimato.

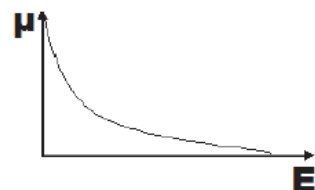
Nelle tabelle in cui è esplicitato il coefficiente di attenuazione lineare si trovano spesso gli spessori dimezzanti e gli spessori decimanti. Ad esempio,

una tabella per il calcestruzzo riporta 4 cm sotto la colonna decimante, cioè se faccio un muro in calcestruzzo di 4 cm a valle del muro ho ridotto di un fattore 10 il numero di fotoni.

Coefficiente di attenuazione lineare

Il valore di μ dipende in modo negativo dall'energia incidente dei fotoni, cioè **più il fotone è energetico, meno la materia assorbe**. L'andamento classico che c'è tra il valore di μ e il valore dell'energia è il seguente.

Quasi un esponenziale decrescente: al crescere dell'energia dei raggi X, il valore di μ diminuisce.



Se dico: "Quel tessuto attraversato dai raggi X ha attenuato di un fattore 5 il numero dei raggi X incidenti". Innanzitutto devo dire: tipo di tessuto per sapere quanto vale μ e soprattutto energia

- Il valore di μ dipende dall'energia incidente
- Il valore di μ dipende dal materiale
- In genere il valore di μ decresce al crescere dell'energia incidente
- Spesso si usano coefficienti di attenuazione normalizzati:

$$\mu_p = \mu / \rho \quad (\text{cm}^2 \text{ g}^{-1})$$

- In generale parametri caratteristici del materiale sono il numero atomico (Z) e la densità (ρ).

resto sono vari organi a seconda della loro composizione, ma gran parte delle barre sono sovrapposte per cui è difficile distinguerli. Il tumore ha uno spettro di assorbimento che si sovrappone a quasi tutti i tessuti biologici e perciò è molto difficile da scovare in radiografia.

Tabella proveniente da una normativa d'impiantistica dove vengono riportati gli spessori dimezzanti e gli spessori decimanti per piombo e cemento:

Sorgente di raggi X	Spessori metà, cm		Spessori decimanti, cm	
	Piombo	Cemento	Piombo	Cemento
50 kV	0,005	0,4	0,018	1,3
70	—	1,0	—	3,6
75	0,015	—	0,050	—
100	0,025	1,6	0,084	5,5
125	—	1,9	—	6,4
150	0,029	2,2	0,096	7,0
200	0,042	2,6	0,14	8,6
250	0,086	2,8	0,29	9,0
300	0,17	3,0	0,57	10,0
400	0,25	3,0	0,82	10,0
0,5 MV	0,31	3,6	1,03	11,9
1	0,76	4,6	2,52	15,0
2	1,15	6,1	3,90	20,1
3	—	6,9	—	22,6
4	1,48	8,4	4,9	27,4
6	1,54	10,2	5,1	33,8
10	1,69	11,7	5,6	38,6
20	1,63	13,7	5,4	45,7
30	1,57	13,7	5,2	45,7
38	—	13,7	—	45,7

Nella 1ª colonna ci sono le tensioni con cui si alimenta il tubo a raggi X. All'aumentare della tensione del tubo lo spettro si sposta verso le energie più elevate, quindi all'aumentare della tensione si producono fotoni più energetici. Da circa 400 kV-0,5 MV in avanti si fa il salto dai raggi X per diagnostica ai raggi X per radioterapia. Supponiamo di alimentare il tubo a raggi X con una tensione da 150 kV: si vede che per dimezzare il fascio bastano 0,029 cm di spessore di piombo o 2,2 cm di cemento. Si vede che all'aumentare della tensione di alimentazione, lo spessore del cemento per dimezzare il fascio deve aumentare. Quindi i conti si fanno alla tensione massima possibile per il dispositivo per essere sicuri. Quando si fa radioterapia se si vuole decimare si arriva a 0.5 m di spessore.

Nota la legge di Lambert-Beer se viene chiesto il coefficiente di attenuazione lineare di un materiale sapendo cosa si vuole fare, ora si è in grado di calcolare lo spessore decimante, dimezzante e così via. Allo stesso modo se viene dato un materiale o una struttura e vengono dati gli spessori geometrici e i coefficienti di attenuazione lineare, si possono calcolare i fotoni che vengono assorbiti dalla struttura.

Nel ramo di controllo di tensione ci sono altri due componenti:

- interruttore d'esposizione
- timer

Essi servono a gestire l'esposizione del soggetto, cioè il lasso di tempo per il quale il soggetto è esposto ai raggi X. Si tratta di lassi di tempo brevissimi. Quando vedremo la norma relativa alle prescrizioni di protezione quando si utilizzano radiazioni ionizzanti, si parlerà di interruttore uomo-morto, il cui meccanismo di funzionamento è un interruttore che agisce chiudendo il circuito solo quando l'operatore esercita un'azione continua, ovvero il tubo a raggi X funziona solo nell'intervallo di tempo in cui l'operatore tiene premuto l'interruttore. Uomo morto deriva dalla terminologia militare, perché il grilletto della mitragliatrice funziona fintanto che viene premuto. Anche le presse industriali funzionano con lo stesso principio. Gli **interruttori d'esposizione** sono tutti fatti in questo modo.

Per irradiare il soggetto i tempi d'esposizione sono molto brevi e non siamo in grado di calibrare i tempi in modo efficace. Perciò c'è il **timer** dove viene impostato il tempo d'esposizione: do il via e il timer stacca automaticamente. Quindi attaccato al sistema di controllo della tensione di alimentazione del tubo a raggi X c'è un blocco funzionale che, oltre a controllare la tensione e selezionare il voltaggio, controlla l'inizio e la fine dell'esposizione. L'avvio dell'esposizione può essere fatto manualmente tramite azione su un apposito interruttore. L'esposizione può essere terminata manualmente o tramite l'impiego di un timer, che stacca automaticamente il tubo a raggi X (spegne il dispositivo) al raggiungimento di un determinato tempo di esposizione, che viene impostato in base al distretto corporeo che deve essere osservato.

Ramo inferiore: circuito che si occupa di iniettare corrente nel filamento per far sì che si surriscaldi per poi emettere elettroni. La funzione principale è **generare la corrente** in modo opportuno. Sappiamo già che dalla rete d'alimentazione proviene tensione, che deve essere convertita in corrente. Si deve **controllare** che **la corrente** venga impostata al valore corretto in base al distretto corporeo da analizzare. Dopodiché la corrente va a surriscaldare il filamento e il rischio da evitare è che il filamento bruci e pertanto c'è un **controllo della temperatura**: nel momento in cui il tubo radiogeno va oltre una certa temperatura, la corrente viene interrotta.

L'unico blocco comune ai due rami (controllo di tensione e controllo di temperatura) è il **compensatore**. Quando diciamo che dobbiamo effettuare una radiografia al torace e secondo i protocolli standard e quello che dice il medico, ad esempio, deve essere effettuata per un tempo d'esposizione di 250 ms con una tensione di alimentazione 100 kV e una corrente di 100 mA così dev'essere, perché altrimenti non saprei più né quanti fotoni ho generato N_0 né qual era l'energia dei fotoni e alla fine sulla radiografia non ottengo più la legge di Lambert-Beer che mi aspettavo, ovvero cambia l'attenuazione. Quando si fa una radiografia si deve lavorare a parametri noti. Poiché gli oggetti sono collegati alla rete d'alimentazione, sappiamo però che la rete d'alimentazione ha degli sbalzi di tensione. In un reparto di radiologia attorno al tubo a raggi X ci sono tantissimi altri dispositivi che consumano molto di più, perciò la rete ne risente. Il blocco di compensazione **è fatto** apposta **per garantire che per tutta l'esposizione tensione e corrente rimangano i valori preimpostati indipendentemente dalla rete d'alimentazione e dalle variazioni** che subisce il tubo. Infatti, il tubo inizialmente freddo inizia a scaldarsi quando viene iniettata corrente, riscaldandosi il filamento la resistenza diminuisce e quindi devono aggiustare la corrente, perché non vedo più lo stesso carico attaccato al generatore. Perciò il compensatore tiene conto di tutte le variazioni ambientali (rete d'alimentazione) e di tutte le variazioni del tubo a raggi X in modo da assicurare che i parametri impostati rimangano costanti ed è l'unica parte in comune.

Disseminati qua e là ci sono dei misuratori di tensione o di corrente, che servono per assicurare che il tubo stia funzionando nel modo corretto:

- **voltmetro ad alta tensione** per misurare la differenza tra anodo e catodo.
- **milliamperometro** per misurare quanta corrente effettivamente passa tra anodo e catodo (non è la corrente del filamento).
- **voltmetro** per misurare la tensione a cui lavora la parte d'alimentazione del ramo inferiore.

dimensioni fisiche e composizione (esempio: in medicina dello sport con l'RX torace ci si assicura che il soggetto non abbia problemi cardiaci o polmonari, mentre poi ci sono soggetti con edema polmonare e polmonite in cui c'è una quantità d'acqua all'interno dei polmoni molto superiore al normale; perciò l'attenuazione tra acqua e aria è molto diversa e devono essere utilizzati parametri diversi). Al variare di corrente e tensione può variare anche il tempo per il quale il tubo a raggi X rimane acceso. Normalmente **l'AET è collegato a un dispositivo che si chiama dosimetro**, che misura la quantità di raggi X che irradiano un determinato punto. Il paziente si distende sul lettino, imposto la macchina, premo l'avvio dell'esposizione e, mentre il fascio a raggi X irradia il paziente, il misuratore di dose sotto il paziente scopre quanti fotoni effettivamente lo stanno attraversando (parametro in funzione della fisionomia specifica del paziente in esame). Quando si arriva ad una certa quantità di dose vuol dire che sui sensori sono piovuti un numero sufficiente di fotoni X e perciò si conclude l'esposizione. Quindi l'AET è normalmente collegato ad un dosimetro e termina automaticamente l'esposizione ad un raggiunto obiettivo di dose. Il dosimetro permette di rendere in questo modo l'esposizione specifica per il soggetto.

Se non basta l'AET c'è **l'APR, dispositivo per la Radiografia Programmata Automatica**. Si posiziona il paziente, si imposta il distretto corporeo, da una stanza remota viene attivata l'esposizione e automaticamente l'APR regola corrente e tensione in funzione del tempo che serve per attraversare il tessuto. Dal PDV tecnologico l'effettuazione con questi dispositivi è molto semplificata, perché riescono ad adattare i parametri energetici al distretto corporeo specifico del soggetto in esame.

Un tubo a raggi X privo di tutti questi gadget costa 100 €, con AET costa 120 € e con APR costa 140 €. Un dispositivo analogico per radiologia che faccia un po' di tutto (in termini di distretti corporei) senza gadget particolari costa 250.000-300.000 € per la versione base. L'estremo superiore dell'intervallo è infinito, perché ci sono dispositivi radiologici che fanno anche fluoroscopia o studi vascolari. Il classico dispositivo radiologico da ortopedia costa qualche centinaio di migliaia di € più il materiale di consumo, perché necessita di elevata alimentazione. Dispositivi che costano meno di 100.000 € sono rubati o ad ultrasuoni. Il limite superiore di altri dispositivi che vedremo più avanti è 3-4 milioni.

Struttura di una testa radiante e relativi controlli

Lo schema a blocchi generico di un dispositivo radiologico non esiste nel senso che un dispositivo radiologico è quello rappresentato in foto: un **tubo a raggi X**, che può essere **a pensile** (appeso al soffitto) **o a parete** (appeso alla parete), dotato di un supporto paziente (lettino) sotto il quale sono alloggiati i sensori. In realtà lo schema a blocchi di questo dispositivo è semplicissimo, perché l'unica cosa che dobbiamo fare è creare un fascio a raggi X di energia e intensità opportune, inviarlo sulla zona da irradiare e poi a valle, cioè dopo che l'energia ha interagito con i tessuti, catturare i fotoni rimasti. Nella figura a destra c'è un pensile a soffitto con il tubo a raggi X, con il supporto paziente e l'alloggiamento dei sensori sotto quest'ultimo (forma più semplice dei dispositivi radiologici). Il tubo a raggi X può essere montato a soffitto o a parete, perché uno degli utilizzi che si fa dei raggi X è l'RX torace e l'RX colonna, caso in cui il soggetto ha il carico della gravità e quindi si fa in piedi con una radiazione parallela al terreno. Nella struttura a pensile normalmente ci sono tutti i cavi che forniscono tensione e corrente al tubo a raggi X e il tubo stesso è mobile in entrambe le figure poiché dotato di maniglie. Utile perché, ad esempio, il paziente è sul supporto paziente, si vuole fare l'RX bacino e quindi si deve trascinare il tubo in corrispondenza del bacino del paziente. Come abbiamo già detto il fascio a raggi X quando esce dal tubo a raggi X ha determinate dimensioni: se si deve irradiare un'area molto grande lo si deve allontanare un po' in modo che il fascio sia più ampio, se si deve irradiare una zona piccola lo si deve avvicinare. Perciò c'è una specie di supporto telescopico che consente il movimento dall'alto verso il basso, la traslazione e l'inclinazione. I sensori in questo modello sono posizionati sotto il supporto paziente in un cassetto,



Norma CEI 62-2 in materia di radioprotezione

Norma CEI 62-2 (1998-04)

Protezione contro le radiazioni negli apparecchi radiologici per uso medico funzionanti con tensioni da 10kV a 400 kV

- La Norma **si applica** agli apparecchi radiologici per uso medico funzionanti con tensioni da 10 kV fino a 400 kV
- **Scopo:** specificare i provvedimenti e i mezzi di protezione del paziente e del personale contro i raggi X, da adottare nella progettazione degli apparecchi a raggi X per uso medico, funzionanti nella gamma di tensioni specificata
- **Razionale:** i mezzi di protezione normalmente in dotazione con l'apparecchiatura assicurano la protezione del paziente, ma non possono garantire la protezione del personale medico e degli occupanti le aree circostanti
- **Obbligo:** le prescrizioni della Norma sono OBBLIGATORIE, salvo quando diversamente specificato ("deve", "dovrebbe", "può" ...)

In questa normativa vengono introdotte alcune grandezze energetiche molto importanti nell'ambito della radiologia e dei dispositivi per tomografia computerizzata ed il mammografo.

La norma internazionale CEI 62-2 revisionata nel 1998, che negli ultimi anni non è cambiata molto, è relativa alla protezione contro le radiazioni negli apparecchi radiologici per uso medico funzionanti con **tensioni di alimentazione del tubo** (ovvero tra anodo e catodo) **da 10 kV a 400 kV**. Tra 400 kV e 500 kV (0,5 MV) c'è la transizione tra i dispositivi radiologici per

diagnostica e quelli per terapia. Quindi **questa norma si applica solo ai dispositivi per diagnostica**.

Scopo: specificare i provvedimenti e i mezzi di protezione del paziente e del personale contro i raggi X, da adottare nella progettazione degli apparecchi a raggi X per uso medico, funzionanti nella gamma di tensioni specificata.

Si intende che non è possibile prendere un tubo a raggi X, metterlo in funzione e sperare di aver fatto un buon dispositivo radiografico. Non per la qualità dell'immagine, ma perché stai utilizzando molta più energia ionizzante di quella che in realtà serve. Ci vogliono una serie di accorgimenti tecnologici per minimizzare il rischio di tutti iniziando dal paziente, che comunque in ogni caso deve essere irradiato però in modo controllato.

Motivazione (Razionale): i mezzi di protezione normalmente in dotazione con l'apparecchiatura assicurano la protezione del paziente, ma non possono garantire la protezione del personale medico e degli occupanti le aree circostanti.

Normalmente quando si eseguono radiografie su giovani pazienti e donne si tende a proteggere con uno schermo la zona inguinale per non irradiare dove c'è l'apparato riproduttore, altrimenti la mutazione può essere trasmessa alla progenie. Ciò però non garantisce che si stia utilizzando la minima energia possibile e che non si stia irradiando un soggetto nelle vicinanze. Sono necessari degli accorgimenti per limitare il rischio complessivo connesso all'utilizzo di questi dispositivi.

Livelli di obbligo: le prescrizioni della Norma sono OBBLIGATORIE, salvo quando diversamente specificato ("deve", "dovrebbe", "può" ...).

Una norma ha il compito di stabilire alcune cose con livelli di imposizione differenti. Perciò ci sono prescrizioni della norma che sono obbligatorie ("deve"), altre che sono indicazioni molto forti ("dovrebbe") e altre condizioni che sono migliorative ("può"). Quindi ci sono 3 livelli di obbligo o di imposizione presenti in tutte le norme.

5) Esposizione: irradiazione non è il termine corretto, perché rappresenta l'atto di far sì che un fascio a raggi X finisca sul materiale biologico, ma non è una quantità misurabile. L'esposizione, invece, è misurabile ed è definita come la **carica elettrica prodotta dalla radiazione ionizzante nell'aria**:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \left[\frac{C}{kg} \right]$$

Se prendete 1 m³ o 1 kg d'aria e andate a misurare quanta carica c'è dentro, scoprite che non ce n'è. Ma se all'interno del volume d'aria faccio passare una radiazione ionizzante, i gas contenuti nell'aria vengono ionizzati e se misuro la carica totale scopro che sono state prodotte delle cariche nell'aria. La quantità di carica prodotta per unità di massa è definita esposizione: maggiore è l'esposizione, più ionizzante è la radiazione perché vuol dire che ha creato più carica. E' ovvio quindi che un fascio a raggi X più energetico o più intenso, è più ionizzante.

6) Dose assorbita: energia media trasferita dalla radiazione ionizzante alla materia.

L'esposizione è una carica per unità di massa, ma quello che interessa dal punto di vista della radioprotezione è sapere quanta energia di queste cariche viene effettivamente trasferita ai tessuti (dose assorbita spesso si abbrevia con dose). Questi fotoni vengono assorbiti e quindi c'è una quantità di energia che rimane all'interno della materia. Gli studi hanno dimostrato che la probabilità di effetti biologici negativi è proporzionale alla dose. Perciò in radiologia si cerca di minimizzare la dose trasferita al paziente.

7) Strato emivalente: spessore di un dato materiale necessario per ridurre l'intensità di esposizione a metà del valore iniziale.

8) Equivalente di dose: misura del rischio di effetti nocivi derivante dalla radiazione ionizzante.

Ha un'unità particolare mista perché è un parametro che dipende da diversi fattori che sono la dose, la pericolosità legata al tipo di radiazione (ovvero alle caratteristiche del fascio) e la pericolosità legata al tipo di tessuto colpito. E' ovvio che una certa dose sulla cute ha un certo effetto, la stessa dose sul midollo osseo ha un effetto diverso. A parità di dose l'equivalente può essere ragionevolmente diverso nel senso che può esserci un rischio maggiore per certi tessuti o per certe tipologie di radiazione. L'unità di misura dell'equivalente di dose è il Sievert (Sv) e normalmente esiste un limite di equivalente di dose dato dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti, che è l'unico che conta, che è inferiore a seconda dei casi a 0,2-0,5 mSv.

Qualche tempo fa era finito su tutti i giornali che le pietre che avevano utilizzato per pavimentare corso Castelfidardo dietro il Politecnico erano di un granito particolare, che emetteva radiazioni e le emette ancora molto probabilmente, perché ci vorranno centinaia di migliaia di anni perché smetta di emettere radiazioni di questo tipo. Ma ciò non è né pericoloso né scandaloso, perché anche il Sole stesso emette radiazioni, poi in mezzo abbiamo l'atmosfera che filtra ma non ha un'attenuazione infinita. Ci sono radiazioni ionizzanti in quasi tutte le rocce specie quelle di origine vulcanica come graniti e marmi; quindi anche alcuni graniti con cui sono fatti gradini e marciapiedi possono avere una loro emissione spontanea. Ovviamente camminandoci su se si va a misurare l'equivalente di dose è minimo e irrisorio. Stazionare su un gradino o su un marciapiede ha un equivalente di dose che è di un ordine di grandezza inferiore ad andarsi a fare una radiografia alla caviglia.

Dose Personale

Si accetta che ad una esposizione di $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$ corrisponda una dose di 10^{-2} Sv

Tubo radiogeno

Ogni tubo deve essere circondato da una guaina schermante protettiva, di apertura sufficiente all'emissione del fascio utile. Si dovrebbe poter limitare l'apertura. La finestra deve essere efficacemente chiusa con un diaframma di piombo di almeno 20 SEV

Contrassegni e documenti di accompagnamento

Tubi radiogeni e guaine di protezione devono essere forniti all'utente con documenti di accompagnamento. I dati che devono essere riportati sono molteplici (nome e marchio di fabbrica, tipo, numero di serie, tensione nominale, valore della filtrazione, posizione dei fuochi, ...)

Protezione da tubi elettronici diversi dai tubi a raggi X propri dell'apparecchiatura

L'esposizione in un'ora non deve essere superiore a $5,16 \mu\text{C kg}^{-1}$ alla distanza di 5 cm dalla guaina, nelle condizioni più sfavorevoli. Inoltre l'esposizione non deve superare $0,516 \mu\text{C kg}^{-1}$ in un'ora in ogni posizione accessibile.

Dose personale (limite imposto al personale sanitario che lavora con radiazioni ionizzanti): **si accetta un'esposizione di $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$ che corrisponde ad una dose di 10^{-2} Sv .**

Per tutte le altre persone i limiti e gli equivalenti sono molto più bassi.

In **Tubo radiogeno** è riportato ciò che riguarda la guaina. **Ogni tubo deve essere circondato da una guaina schermante protettiva, di apertura sufficiente all'emissione**

radiazioni ionizzanti in funzione. L'indicazione luminosa è comoda, ma un chirurgo che sta operando che ha bisogno, ad esempio, di vedere com'è posizionata una protesi non ha il tempo di alzare lo sguardo per vedere se la luce è in funzione. In tal caso il segnale per comunicare che si sta effettuando l'irradiazione può essere acustico.

Indicazione dei dati di esposizione:

1. Tensione e corrente dovrebbero essere indicate con continuità.

Man mano che si fa l'esame o l'irradiazione durante un intervento con continuità vanno indicate le tensioni e le correnti fornite al tubo.

2. Si devono indicare i valori prescelti di tensione e corrente e tempo di posa quando si usa un dispositivo AET.

3. Si devono indicare solamente le tensioni possibili di alimentazione del tubo radiogeno.

Quando abbiamo visto lo schema di pilotaggio del tubo radiogeno c'era un blocco denominato "selettore di voltaggio". Un tubo a raggi X funziona con qualunque tipo di tensione in un certo range, ma non ha senso variare la tensione con continuità, perché la tensione si fa variare in base all'energia necessaria dei raggi X, ma chi fa la radiografia sa già qual è l'energia necessaria per il distretto corporeo da esaminare e ha un range di tensioni possibili. Perciò non si devono indicare tutte le tensioni da 10 a 400 kV, ma solo quelle per cui il costruttore ha dato la caratterizzazione del tubo radiogeno.

Controllo e limitazione del tempo di posa:

1. L'interruttore di posa deve essere di tipo "uomo morto" e deve essere posto in maniera che l'operatore lo tenga sotto controllo.

Caso classico: c'è l'interruttore di posa da qualche parte, se nessuno fa niente non succede nulla, nel momento in cui viene premuto si accendono tutti i segnali che avvisano che c'è il tubo a raggi X in funzione. Si vuole evitare che accidentalmente la strumentista possa appoggiare il vassoio degli strumenti sull'interruttore. Quindi chi è il responsabile dell'emissione della radiazione ionizzante deve avere un interruttore fatto in modo che lo possa tenere sotto controllo. In alcuni casi va bene l'interruttore tradizionale o fatto a pulsante; se, invece, il dispositivo viene utilizzato durante un intervento chirurgico il chirurgo utilizza più le mani dei piedi e quindi è più comodo che utilizzi un interruttore a pedale, che può anche tenere meglio sotto controllo.

2. E' obbligatorio l'utilizzo di un orologio totalizzatore comandato dal circuito di posa: deve emettere un segnale caratteristico alla fine di un tempo di posa predefinito e comunque dopo 10 minuti.

Tutte le volte in cui l'operatore accende il tubo a raggi X, il contatore (timer) aggiunge tempo. Se uso un espositore automatico arrivato alla fine del tempo viene emesso un segnale acustico, che avvisa che è stato esaurito il tempo possibile in ogni caso dopo 10 min.

Esempio: chi utilizza molto i dispositivi radiologici durante gli interventi chirurgici sono i cardiocirurghi, che compiono degli interventi mini invasivi per posizionare uno stent o per aprire una coronaria occlusa. Essi utilizzano un catetere risalendo l'albero vascolare fino all'abocco delle coronarie, percorrono tutta la coronaria e poi mettono uno stent per riuscire a risolvere il problema. Navigare all'interno dell'albero vascolare con dei cateteri comandati dall'esterno pone qualche problema, perciò ogni tanto devono irradiare per capire dove si trovano i cateteri. A seconda della gravità del problema e a seconda della morfologia del soggetto (le coronarie non sono uguali in tutti i soggetti) ci sono casi in cui è possibile effettuare un bypass o un'angioplastica totalizzando meno di 10 min di irradiazione su 2h di intervento; in altri casi su 2h di intervento devono essere fatti 40 min di irradiazione sul paziente. Il controllo del tempo totale dunque permette di sapere il tempo d'esposizione, che poi deve essere anche riportato sul referto.

3. L'interruttore di posa deve essere comandato da una posizione protetta.

Caso classico della diagnostica: si posiziona il paziente, ci si allontana e si attiva l'irradiazione.

Filtrazione

L'equivalente di durezza in alluminio della filtrazione totale del fascio utile deve avere un valore minimo di 1,5 mm Al (fino a 70 kV), 2,0 mm Al (fino a 110 kV), 2,5 mm Al (oltre 110 kV)

Limitazione del fascio utile

Criterio: minimizzare la dose al paziente utilizzando il fascio utile minore possibile compatibilmente con le esigenze diagnostiche.

Diaframma controllabile dall'operatore deve avere la stessa protezione della guaina

Distanza fuoco-pelle minima di 30 cm (dovrebbe essere di 45 cm)

Filtrazione: l'equivalente di durezza in alluminio della filtrazione totale del fascio utile deve avere un valore minimo di 1,5 mm Al (con tensioni fino a 70 kV), 2,0 mm Al (fino a 110 kV), 2,5 mm Al (oltre 110 kV).

nell'informazione utile. L'efficienza è importante come parametro, perché se riesco a catturare tutti i fotoni che arrivano sui sensori, mi bastano meno fotoni per creare l'immagine radiografica. Avere meno fotoni sui sensori vuol dire averne generati meno e quindi aver ridotto la dose, e di conseguenza il rischio del paziente. L'efficienza del sensore è collegata alla dose che si deve fornire per ottenere un'immagine di buona qualità. Matematicamente parlando è un problema mal posto, perché non esiste nessun materiale che sia perfettamente schermante rispetto ai fotoni e quindi non è possibile che il materiale possa assorbire i fotoni. Dunque il sensore al più introduce una certa attenuazione (anche il sensore è dotato di un proprio coefficiente di attenuazione lineare). Fare un sensore molto spesso permette di catturare tanti fotoni, ma è difficile da trasportare e vedremo in seguito che c'è un altro problema legato allo spessore dei sensori. Il ruolo fondamentale è giocato dal coefficiente di attenuazione lineare, che però è limitato per tutti i materiali.

- 2) Potere di risoluzione:** tutti i sensori in generale hanno intrinsecamente una risoluzione finita, cioè un sensore per quanto bene possa essere fatto non permette di vedere un oggetto infinitamente piccolo, ma c'è sempre un limite. Sarà il sensore stesso a dire che usando uno strumento come rivelatore di raggi X al più puoi vedere oggetti di una certa dimensione.

Vorremmo lavorare con sensori con potere di risoluzione il più elevato possibile. Però se vuoi dei sensori efficienti perdi in risoluzione, se li vuoi fare ad alta risoluzione perdi in efficienza. Un buon ingegnere non li fa né efficienti né ad alta risoluzione, ma una via di mezzo che vada ragionevolmente bene per tutti i casi. Tuttavia, ci sono casi di dispositivi particolari (come il mammografo) in cui questa logica viene meno.

Per i rilevatori è importante capire:

- Principio di funzionamento delle 3 tipologie
- Saperli confrontare in termini di efficienza e potere di risoluzione

Pellicole radiografiche

Rilevatori più antichi non differenti come principio di funzionamento e struttura dalle pellicole cinematografiche o fotografiche. Sono un supporto su cui sono stati depositati dei materiali particolari, che sono in grado di catturare l'energia e di rappresentare un'immagine. Le fotografie hanno un supporto plastico con sopra un'emulsione che va bene per i fotoni nel visibile, ma non va bene per i raggi X. Per i raggi X si deve cambiare il materiale ma il concetto è lo stesso.



C'è un foglio che può essere in poliestere, mylar, acetato o qualunque altro prodotto sintetico, che ha il compito di

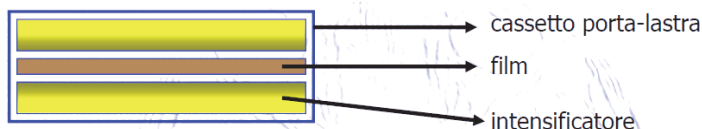
dare rigidità meccanica e di per sé è totalmente trasparente ai raggi X e sulle due facce del foglio vengono depositate delle emulsioni di sali ad elevato peso molecolare, perché come abbiamo visto, quando i fotoni in banda X incontrano qualcosa ad elevato numero atomico e elevato peso molecolare, è più facile che lascino energia e vengano assorbiti. Il sale più utilizzato è il bromuro d'argento (AgBr). Un'emulsione è uno strato di una sostanza liquida che poi viene fatta essiccare e deposita una certa struttura cristallina sulla pellicola. La struttura di AgBr è di un sale con dimensione intermedia di diametro 1 μm .

Quando su questa dispersione di cristalli di sale piovono dei fotoni, i cristalli si attivano e cambiano le loro proprietà per cui c'è un successivo processo che fa sì che i grani attivati possano essere mantenuti e i grani non attivati vengano rimossi. Questo è come il processo fotografico: la fotografia viene impressionata con un fascio di luce, a seconda di dove vanno a finire i fotoni nel visibile, l'emulsione reagisce e si vedrà un cambio della struttura messa sul foglio; poi si mette a bagno nel reagente che lava via tutto quello che non è stato attivato e infine si mette a bagno nel fissatore che fissa l'immagine finale. Il processo per immagini radiografiche è quasi uguale al processo fotografico tranne il fatto che è fatto con materiali diversi, perché si deve interagire con i fotoni in banda X.

Sensori o rilevatori o detettori analogici per raggi X

Pellicole

L'efficienza delle pellicole è molto bassa (5%). Nei paragrafi precedenti abbiamo visto che efficienza e potere di risoluzione sono i due parametri fondamentali per i sensori, perché vogliamo che il sensore ci consenta di vedere cose piccole (buon potere di risoluzione) o che sia in grado di catturare una buona quantità di energia a raggi X (efficienza), perché altrimenti dobbiamo aumentare la dose somministrata al paziente per fare l'esame, che non è una cosa positiva dal punto di vista della radioprotezione.



Normalmente si mette la pellicola in un apposito cassetto o struttura che si chiama **intensificatore d'immagine**, che viene chiamato cassetto porta-lastra, perché il supporto paziente ha sotto

l'alloggiamento dei sensori, che sono contenuti in un vero e proprio cassetto. La pellicola si trova in mezzo a due schermi, che sono i due schermi intensificatori formati da elementi un po' particolari (terre rare ad elevato numero atomico), che fanno sì che quando arriva un fascio a raggi X il fotone sgancia una serie di fotoni nel visibile, i quali vanno ad impressionare la lastra. E' una specie di "moltiplicatore" di fotoni. Si chiama intensificatore perché, a partire da un fotone in banda X, genera un certo numero di fotoni in banda visibile e quindi ad energia minore. Questi fotoni vanno sulla lastra, la quale in questo caso è sensibile anche ai fotoni nel visibile e non solo a quelli in banda X, ed essendoci una pioggia di fotoni maggiori viene catturata più energia e di conseguenza aumenta l'efficienza.

Gli intensificatori si usano soltanto per aumentare l'efficienza di conversione! Non è vero che l'immagine con gli intensificatori è migliore, non è vero che aumenta la risoluzione. L'intensificatore si usa solo per aumentare la scarsa efficienza che avrebbe la pellicola da sola.

Purtroppo **l'utilizzo dell'intensificatore causa una diminuzione della risoluzione spaziale**. Come detto in precedenza in questo campo si è sempre nella condizione di avere la *coperta corta* ("tiri da una parte e scopri dall'altra parte"). Quindi non esiste un sensore che abbia elevata efficienza ed elevata risoluzione. Perciò l'uso degli intensificatori aumenta l'efficienza, ma allo stesso tempo diminuisce la risoluzione. L'immagine sottostante spiega il perché.

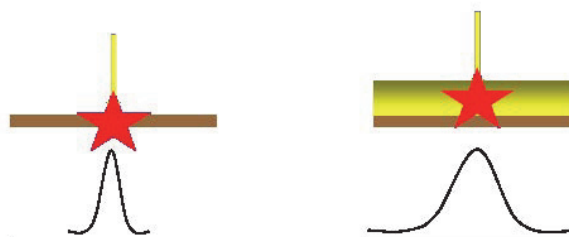
Come si quantifica e come si valuta il fatto che la risoluzione spaziale è diminuita?

Supponiamo di prendere una lastra e di far cadere in un punto della lastra un solo fotone a raggi X (evento puntuale). Dopo aver sviluppato la lastra, sull'immagine ci si aspetta di vedere un puntino. Se invece di un puntino c'è una macchia non va bene. Quindi se il rilevatore ha alte

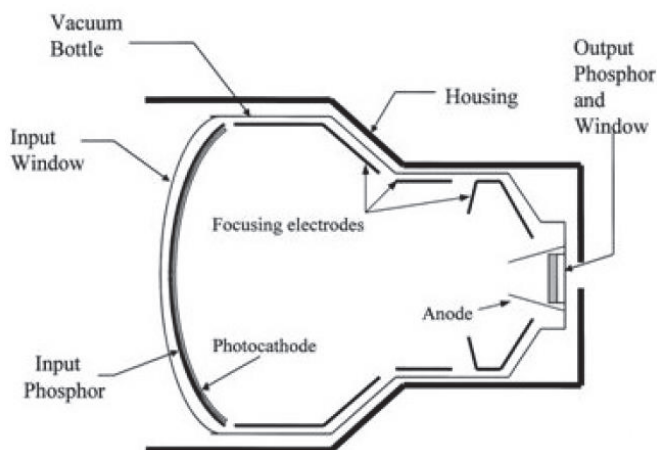
risoluzione spaziale, posta del sistema in un evento puntuale sono prese a riferimento per calcolare la risoluzione spaziale del sensore: maggiore è la risposta in termini geometrici, peggiore è la risoluzione del sistema.

Se come nell'immagine a sinistra si usa la lastra senza schermi e si ha un evento puntuale, guardando il profilo d'intensità (la variazione d'intensità che si genera sulla lastra in corrispondenza del punto) si vede un puntino molto alto e molto stretto (area molto piccola). Se però come nell'immagine a destra metto l'intensificatore, quando il fotone piove sull'intensificatore comincia a sganciare una serie di fotoni che non sono tutti allineati, ma si aprono leggermente a ventaglio seguendo ognuno una direzione un po' casuale. Quindi sulla lastra si disegna un profilo d'intensità, che è una curva molto più spanciata. Perciò sulla lastra vedo un puntino un po' allargato.

Più spesso è l'intensificatore, maggiore è l'efficienza ma la campana è più larga (peggiore è la risoluzione spaziale).



Storicamente la struttura del tubo catodico ha dato origine all'amplificatore di brillanza con l'unica differenza che chi genera gli elettroni non è un catodo, ma è una conversione che si fa dei fotoni.



L'oblò di vetro, cioè la faccia che si vede indicata nell'immagine con "Input Window", è la parte che viene colpita dai raggi X. Dietro la faccia di vetro c'è il fotocatodo, ricoperto da fosfori particolari che quando arriva un fotone a raggi X scintillano, cioè catturano l'energia dei raggi X e la riconvertono in fotoni nel visibile. Questi fotoni nel visibile però si schiantano immediatamente sul fotocatodo, che è una placca sottile di metallo la quale assorbe tutta l'energia rilasciata dai fosfori. Il metodo che il metallo ha per eliminare l'energia in eccesso è generare elettroni, cariche

libere. A valle del fotocatodo ci sono una serie di placche metalliche, che servono per calibrare (tirar via dal catodo) gli elettroni prodotti e farli muovere verso il fondo dell'ampolla di vetro. Al fondo dell'ampolla di vetro c'è un anodo, che prende gli elettroni e li focalizza sui fosfori depositati su un'altra apertura di questa finestra di vetro e si forma l'immagine esattamente come avveniva nelle vecchie televisioni.

Riassunto: i fosfori d'ingresso servono per catturare l'energia in banda X e convertirla in modo da creare elettroni. Gli elettroni vengono mandati alla faccia d'uscita del tubo fotomoltiplicatore, dove vengono utilizzati come si utilizzava il catodo nei tubi catodici del televisore, cioè vengono utilizzati per impressionare dei fosfori, che generano un'immagine in tempo reale sulla finestra d'uscita del tubo. Per questo motivo **l'amplificatore si dice anche tubo fotomoltiplicatore**.

In uscita veniva messa una telecamera o una macchina fotografica per fotografare l'immagine in uscita in real time.

L'amplificatore di brillanza era talmente diffuso che ancora oggi nel gergo dei radiologi o dei tecnici di radiologia quando qualcuno viene chiamato d'urgenza per fare una radiografia a un paziente critico in Pronto Soccorso dicono: "Vieni che ho bisogno della brillanza", anche se oggi si usano i dispositivi digitali.

I dispositivi di brillanza ingombranti sono stati sostituiti nel tempo con sensori digitali, ma il loro impatto è rimasto perché è un metodo per fare radiografie di buona qualità molto veloci.

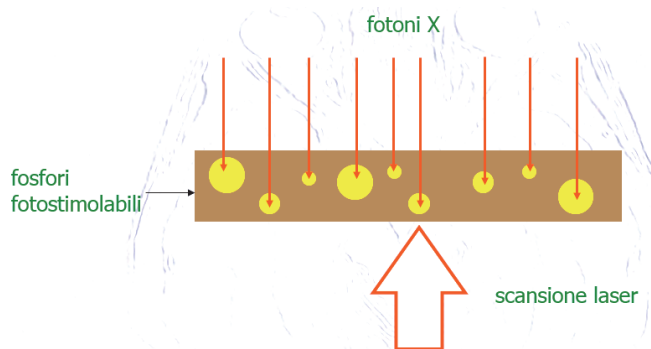
Caratteristiche

- E' un tubo di vetro con schermo frontale di ingresso con diametro di 12 – 35 cm, di alluminio ricoperto da uno strato di CsI
- I cristalli di CsI sono fotoeccitati dai fotoni X, per cui emettono fotoni nel visibile quando colpiti
- L'efficienza di conversione è elevata (circa 2000 fotoni visibili ogni fotone X incidente)
- I fotoni visibili colpiscono un fotocatodo e generano elettroni, che vengono poi accelerati e deflessi in un pennello (come negli schermi CRT)
- Lo schermo di uscita a fosfori (di diametro minore di quello d'ingresso) presenta la radiografia

immediatamente convertiti dal fotocatodo in elettroni che poi vengono mandati alla fine del tubo dove c'è uno schermo d'uscita più piccolo di quello d'ingresso attraverso il quale si vede l'immagine in tempo reale.

- Il diametro del tubo d'ingresso varia da 12 a 35 cm a seconda di quello che si deve fare. Con un diametro piccolo si vede un campo più piccolo e con un diametro più grande si vede un campo più grande.
- Il materiale scintillatore per eccellenza dei fosfori in ingresso è lo ioduro di Cesio (CsI).
- L'efficienza di conversione è elevata poiché ogni fotone X genera 2.000 fotoni nel visibile.
- I fotoni visibili vengono

Sensori CR (Radiografia Computerizzata)



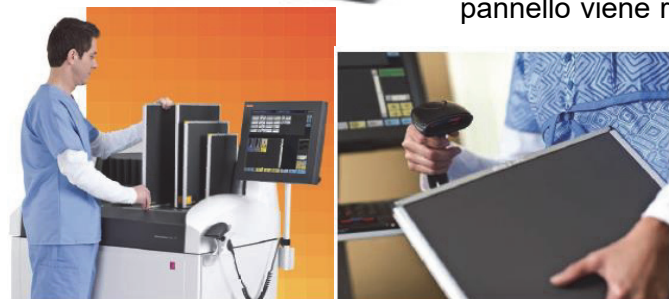
Sensori sviluppati attorno al 1980, che consentono di ottenere un'immagine di radiografia proiettiva senza passare attraverso una pellicola. Sono dei **pannelli** di un certo spessore **costituiti da fosfori fotostimolabili**. Come in figura quando arriva un fotone in banda X in un determinato punto, **nel punto in cui arriva il fotone all'interno del fosforo si generano dei fotoni nel visibile**, che rimangono lì e non scappano all'esterno (l'informazione viene localizzata). Si dice che

sui pannelli si crea una sorta di immagine latente, cioè un'immagine simile a quella che sarebbe stata la radiografia, ma fatta di fotoni nel visibile che rimangono lì. È un'immagine che non si può guardare perché molto debole, ma rimane localizzata. Questo pannello viene poi portato in un altro dispositivo che lo legge con una **scansione laser**. Il laser è in grado di cogliere anche microvariazioni d'intensità molto piccole, che il nostro occhio non riesce a vedere, e traduce l'immagine latente nell'immagine radiografica vera e propria.



Il dispositivo di lettura si chiama **CR o lettore CR**. È costituito da una specie di console dove ci sono tutti i pannelli contenenti fosfori fotostimolabili (quelli che il soggetto nell'immagine tiene in mano), c'è un'apertura dove si infilano i pannelli; dentro il pennello laser fa la scansione di tutta l'immagine latente contenuta nei fosfori e produce in uscita sul monitor l'immagine digitale.

Oggi questi dispositivi le mandano direttamente in archivio in remoto tramite la rete internet, alcuni anche Wi-Fi. Quando il pannello viene riposizionato sulla base della 1ª foto, l'immagine viene cancellata. Questi fosfori vengono trattati con una tensione particolare, che fa sì che l'immagine che si era formata prima venga cancellata (cioè vengono tolti i fotoni) e il fosforo può essere riutilizzato per un'altra irradiazione. I moderni dispositivi per evitare di scambiare le radiografie di diversi pazienti sono dotati di un codice a barre, che accoppia il codice del paziente con i codice



corretto del pannello CR.

Sotto si vede la velocità di lettura: una ditta produce due lettori CR (classico e élite) e a seconda dei formati dei pannelli (righe) garantisce un massimo numero di pannelli che si leggono in un'ora. È più grande il tempo di carica-scarica che il tempo di lettura della macchina di per sé.

Throughput/Plates Processed Per Hour In High-speed Scan Mode

	18 x 24 cm	24 x 30 cm	14 x14 in (35 x 35 cm)	14 x17 in (35 x 43 cm)	15 x 30 cm (Dental)	35 x 84 cm (Long-Length)
Classic CR	77	58	77	69	92	68
Elite CR	100	76	102	90	122	88

È un **metodo di conversione indiretta** perché per vedere l'immagine ho bisogno di un laser, che riconverte l'immagine e perciò genererà delle cariche elettriche, una corrente o una tensione che poi viene tradotta in immagine.

I sensori CR sono ancora molto utilizzati, perché funzionano bene, costano poco e i macchinari per la lettura sono versatili, veloci e di facile utilizzo.



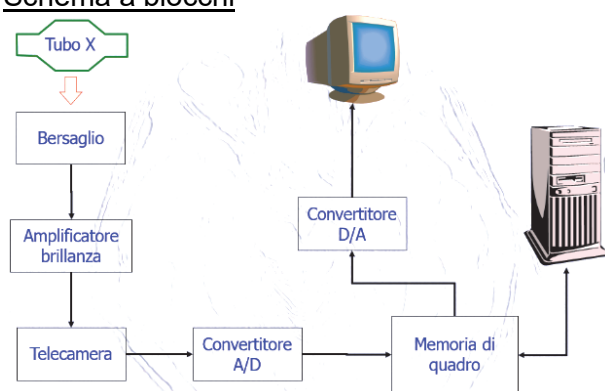
Configurazione di un **RX portatile**: bastano tubo radiogeno e sensori. La radiologia portatile si utilizza in casi di emergenza e in particolare quando ci sono pazienti a letto (per esempio, pazienti post-operati) o in barella che non si possono spostare. Un tempo si usava l'amplificatore di brillantezza, oggi è ancora più comodo con l'impiego di sensori DR e CR. La qualità delle immagini è simile ad un radiologico fisso.

In Piemonte c'era/forse c'è ancora un servizio chiamato Rada at Home (Radiologia a casa), che serviva per portare servizi di radiologia nelle zone montane, poco servite o molto lontane dagli ospedali quando non si aveva il tempo di portare il paziente a far la radiografia nell'ospedale più vicino.

Videoradiografia

Applicazione di questi sensori che danno una risposta in tempo reale. La videoradiografia è un metodo per acquisire in tempo reale le immagini (un tempo era basato sull'amplificatore di brillantezza, mentre oggi si basa sui sensori digitali).

Schema a blocchi

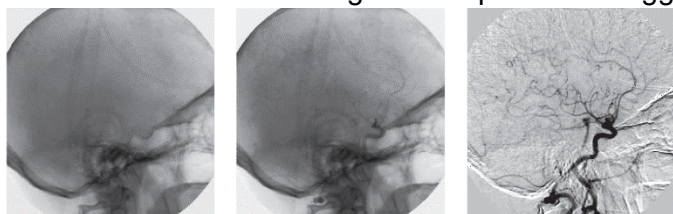


- 1) Un tubo a raggi X irradia il paziente;
- 2) I raggi X che emergono dal paziente vengono acquisiti dal sensore;
- 3)
 - A) Se il sensore è un amplificatore di brillantezza, catturo l'immagine con una telecamera e poi la converto in digitale e la metto su computer e la vedo;
 - B) Se il sensore è un sensore DR in uscita ho immediatamente un'immagine digitale che mando sul computer e quindi la vedo senza bisogno di conversione.

La videoradiografia è importante perché è la base di un certo numero di operazioni radiologiche durante un intervento. L'applicazione base è l'analisi vascolare (DSA).

Angiografo digitale a sottrazione (DSA)

Dispositivo fatto apposta per vedere al meglio la struttura di un albero vascolare, che normalmente si fa fatica a vedere. Il sangue è trasparente ai raggi X. Con i raggi X vediamo solo le ossa!



Se prendo un distretto corporeo e faccio un'irradiazione ottengo un'immagine come la 1^a dove non vedo vasi. Utilizzo un **mezzo di contrasto**, preparato o sostanza che ha il compito di creare contrasto all'interno dei vasi. In questo caso si inietta nel vaso e lì rimane, ha un coefficiente di attenuazione

lineare tale per cui è molto più opaco del sangue ai raggi X. Quindi quando i raggi X attraversano questo vaso vengono assorbiti dal mezzo di contrasto e nell'immagine si disegna il profilo dei vasi. Per vedere alberi vascolari molto complicati o fatti di vasi molto piccoli aggrovigliati o tortuosi se inietto mezzo di contrasto qualche ramo di vaso si vede. **Se faccio la differenza tra l'immagine originale e quello con il mezzo di contrasto rimane solo il vaso.** Perciò l'ultima delle 3 foto è il risultato della sottrazione. All'immagine opacificata viene sottratta la maschera.

Sottrarre le immagini viene bene con le immagini in formato digitale, non con le lastre. Perciò il nome è angiografia digitale a sottrazione.

Il numero di fotoni che esce dallo stesso strato ma in presenza di mezzo di contrasto cambia, perché si devono considerare lo spessore del vaso e il coefficiente di attenuazione lineare del mezzo di contrasto:

$$N_C = N_0 e^{-\mu(x-h) - \mu_C h}$$

Se raccogliamo il termine comune $e^{-\mu x}$ tra il caso prima e dopo il mezzo di contrasto abbiamo la differenza che per semplicità si rappresenta in unità logaritmiche piuttosto che in unità lineari:

$$D = N - N_C = N_0 e^{-\mu x} [1 - e^{-h(\mu_C - \mu)}]$$

$$D = \ln N - \ln N_C = h(\mu_C - \mu)$$

Vantaggi e limiti della DSA:

VANTAGGI	LIMITI	Vantaggi
Riduzione dose al paziente Iniezione endovenosa e non locale Elevata sensibilità Riduzione rischio Riduzione costo esame	Risoluzione non elevatissima (2 cl/mm) Scarso campo utile di ripresa Tempo di elaborazione offline Necessità di SW apposito	<ol style="list-style-type: none"> 1) La dose al paziente viene ridotta rispetto al caso di voler osservare un albero vascolare senza effettuare la sottrazione delle immagini. 2) I mezzi di contrasto che si utilizzano diffondono in tutto l'albero vascolare e quindi si possono iniettare in modo sistemico (non necessariamente in loco), quindi c'è la possibilità di iniettarli in una vena sufficientemente comoda (solitamente le iniezioni si fanno nella vena brachiale).

- 3) La sensibilità è abbastanza elevata nel senso che, se si vede l'immagine risultante dalla sottrazione digitale, si vedono bene anche vasi molto piccoli.
- 4) Dato che la procedura è minimamente invasiva e la dose è ridotta, il rischio è abbastanza basso.
- 5) Complessivamente c'è una riduzione del costo dell'esame, perché normalmente in medicina l'esame è tanto più costoso quanto più è elevato il rischio per il paziente.

Limiti

- 1) La risoluzione spaziale permette di vedere vasi abbastanza piccoli, ma le tecniche radiografiche tradizionali consentono di fare di meglio.
- 2) Il campo di ripresa è piuttosto stretto e dipende dal fatto che il sensore che si utilizzava storicamente per la DSA era un amplificatore di brillantezza ad arco a C. Questo esame va bene per rappresentare l'albero vascolare locale.
- 3) Necessità di un po' di tempo d'elaborazione offline, perché bisogna regolare le immagini, fare la sottrazione, calcolare il logaritmo e rappresentare. Perciò non si acquisisce l'immagine proprio in tempo reale.
- 4) Ci vuole un software apposito che faccia la sottrazione.
- 5) Limite non menzionato nella slide ma facilmente intuibile: abbiamo detto che acquisiamo l'immagine maschera, l'immagine con il mezzo di contrasto dove i vasi sono opachi e poi facciamo la differenza. Tutto funziona bene nel caso in cui le due immagini siano identiche a meno del fatto che in una ci sono i vasi che sono diventati neri. Il problema è che questo esame si fa su un organismo vivente e tra la 1ª e la 2ª immagine passa un po' di tempo, tempo nel quale il paziente si muove. Il nemico principale dell'angiografia a sottrazione digitale è l'artefatto da movimento. Quando faccio la sottrazione se l'immagine è traslata, spostata o ruotata ottengo valori diversi da 0 anche in punti che non mi interessano e che non sono i vasi. Il software pertanto non ha solo il compito di fare la sottrazione tra le immagini, ma deve anche cercare di riallineare le immagini in modo da compensare tutte le differenze e tutti i movimenti che ci possono essere stati tra la 1ª e la 2ª fase dell'acquisizione. L'artefatto da movimento è sempre nemico dell'imaging,

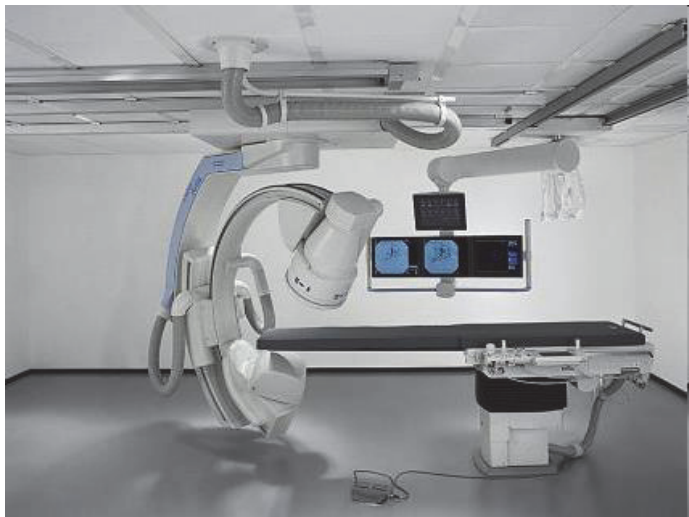


Foto di un dispositivo per angiografia: c'è l'amplificatore di brillantezza. L'arco a C è posizionato rispetto al supporto paziente dove opera l'operatore. Questa configurazione a C, come già detto, è molto versatile perché si può spostare lungo tutto il supporto paziente senza interferire con gli operatori. La configurazione è quella tipica della sala di emodinamica, sala in cui si fanno interventi cardiovascolari mini invasivi per la modifica dell'emodinamica vascolare, come quello appena visto. L'operatore, mentre opera e utilizza l'amplificatore di brillantezza per verificare, ha immediatamente sul monitor di fronte le immagini prodotte, che possono essere simili ai filmati visti

prima o anche sottrazione d'immagine. Altri monitor riportano i parametri del paziente (saturazione d'ossigeno, ECG, ritmo respiratorio, pressione). Il tubo radiogeno viene acceso e spento quando l'operatore decide di vedere, ma egli avrà in mano 1-2 cateteri, perciò l'interruttore di posa è a pedale. E' sempre un interruttore di tipo uomo morto, cioè quando l'operatore appoggia il piede attacca il contatto e parte il tubo radiogeno e appena toglie la pressione si stacca tutto. Quando il tubo radiogeno è in funzione c'è un segnale acustico e c'è un segnale luminoso, che informa tutti gli operatori del fatto che si stanno utilizzando radiazioni ionizzanti.

Mammografia

Ultimo dispositivo radiologico trattato. Il carcinoma della mammella è uno dei problemi di salute principali della donna post-menopausa (45-50 anni). Le linee guida internazionali hanno dimostrato in modo abbastanza evidente, che la probabilità di superare un problema oncologico (tumore al seno) nella donna è correlata alla precocità con cui questo problema viene diagnosticato. Prima viene scoperto il problema, migliore è la prognosi per la paziente. Anche se parliamo sempre al femminile, 1 caso su 10.000 di carcinoma della mammella è maschile. La necessità di diagnosi precoce è un po' critica nel senso che l'unico modo accettato dalle linee guida internazionali come metodo di diagnostica precoce è la mammografia, che però è un esame basato su radiazioni ionizzanti e quindi potenzialmente pericolose. C'è un bilanciamento tra il beneficio che si può fornire al paziente mediante una diagnosi precoce e accurata e la problematica di esporre un paziente ipoteticamente sano a radiazioni ionizzanti. Perciò si deve essere sicuri che il dispositivo dia prestazioni elevate. Fortunatamente è maggiore il numero di esami negativi (non c'è tumore) che quelli positivi.

Il mammografo nasce come strumento radiologico nella prevenzione ed è l'unico che si utilizza per prevenzione. Ha il compito molto delicato di consentire all'operatore di localizzare lesioni tumorali in fase molto iniziale e un tumore in fase iniziale vuol dire tumore piccolo. Quindi il mammografo deve essere molto accurato e deve avere una risoluzione spaziale molto elevata.

Le linee guida internazionali hanno stabilito che non esiste nessuna evidenza specifica del fatto che ci siano delle abitudini di vita o delle caratteristiche che consentano alla donna di prevenire il problema: non fumare, non bere, non essere in sovrappeso, avere un'alimentazione regolare, vivere in un posto dove l'aria è migliore è meglio, ma è meglio per tutta una serie di altre questioni. Sembra che la **componente principale** sia **di tipo genetico**. Non essendoci indicazioni specifiche di prevenzione rispetto allo stile di vita, la diagnosi precoce deve tener conto della vita biologica della donna e della biologia del tumore, cioè che cosa succede man mano che il tumore evolve.

La necessità di diagnosi precoce nasce da una **classificazione** che viene fatta **del grado di pericolosità**, in particolare del tumore della mammella, utilizzando 3 lettere:

1) L (Linfonodi): quando il chirurgo asporta la lesione tumorale normalmente asporta anche un certo numero di linfonodi, perché uno dei modi che ha il tumore per diffondersi è utilizzare l'albero

spettro di emissione è più spostato verso le basse energie. Quindi è un dispositivo radiologico che a differenza di quelli visti finora ha bisogno di un tubo radiogeno molto particolare, normalmente con **anodo in molibdeno**. La necessità è di lavorare a bassa energia, poiché è necessario distinguere la componente fibrosa da un'eventuale componente alterata neoplastica.

L'altra difficoltà è che, essendo uno strumento di diagnostica preventiva, chi fa l'esame non sa se la lesione c'è o no. Perciò si deve avere un'immagine di ottima qualità per riuscire a risolvere il problema. E' un dispositivo con prestazioni abbastanza controllate a partire dall'emissione dei raggi X.

Anche il dispositivo è fatto in modo un po' particolare: non è proprio un radiologico tradizionale, perché c'è la necessità di irradiare correttamente l'organo bersaglio. Tutti i dispositivi radiologici che abbiamo visto sono proiettivi (c'è un volume 3D irradiato da fasci a raggi X, la cui immagine si stampa sui sensori). Per la mammografia è un po' un problema avere un oggetto 2D stampato, perché l'oggetto ha una simmetria molto sferica



e nell'immagine si vedrebbero tutte le cose sovrapposte. Per ovviare a questo problema il dispositivo radiografico è dotato di un **compressore**, che **comprime leggermente la mammella in modo da minimizzare le strutture sovrapposte**. Invece di una sfera viene schiacciata in modo da diminuire lo spessore dell'organo stesso e quindi minimizzare la quantità di strutture sovrapposte. L'utilizzo del compressore è obbligatorio.

Tutti i compressori sono in materiale trasparente, perché, siccome è un esame di prevenzione a cui la donna si sottopone e lo fa periodicamente, molto spesso succede che il medico per capire se la situazione è inalterata o se si è presentato un problema, ha necessità di vedere il risultato dell'esame precedente. Se nell'esame precedente quando il soggetto era stato posizionato ed era stata eseguita la compressione, si osserva visivamente che la mammella aveva un certo posizionamento e un certo aspetto, negli esami successivi si può fare in modo che il posizionamento e la compressione siano più o meno sempre i medesimi in modo da garantire riproducibilità dell'esame nei controlli successivi. Quindi è trasparente perché aiuta l'operatore a posizionare correttamente il soggetto eventualmente con lo stesso angolo, proiezione e posizionamento che era stato adottato nei controlli precedenti.

Sul compressore nella pagina precedente si vede anche una targhetta, perché per legge sull'immagine mammografica deve essere marcato il lato e l'angolo della proiezione. Una mammografia di fatto è costituita da 4 immagini:

- 2 cranio-caudali: una per ogni mammella
- 2 medio-laterali: una per ogni mammella

Se non marchi le immagini puoi confondere le 4 immagini. All'interno della targhetta ci sono delle lettere in Piombo R (Destra) e L (Sinistra) e CC (Cranio Caudale) e ML (Medio Laterale). Se le targhette vengono messe sul compressore dove non c'è la mammella, il fascio a raggi X le stampa sulla radiografia.

Quando si esegue un esame di questo tipo importa anche la **direzione di compressione**, come standard e come linee guida non esiste mai un'unica compressione in una certa direzione, ma si acquisiscono immagini dove la compressione è stata fatta **almeno in due direzioni diverse**.

Nelle figure delle mammelle: a sinistra c'è una compressione effettuata in **direzione cranio-caudale**, la donna è in piedi e c'è una compressione dall'alto verso il basso; a destra la donna è sempre in piedi, ma la compressione viene fatta in una **direzione obliqua o mediolaterale**, perché, siccome a priori non sai se c'è una lesione e se c'è non sai dov'è, devi minimizzare la probabilità di non vederla. Perciò si schiaccia l'organo e si vede da una parte e poi si schiaccia in un'altra direzione e si vede da un altro angolo. La compressione cranio-caudale non è un

Prove di costanza su mammografi 1

Tutte le prove che vengono eseguite su un dispositivo al fine di verificarne l'efficienza ed il mantenimento delle prestazioni vengono dette prove di costanza. Parlando di dispositivi di diagnostica per immagini devono mantenere costanza nelle prestazioni dal PDV di qualità dell'immagine prodotta.

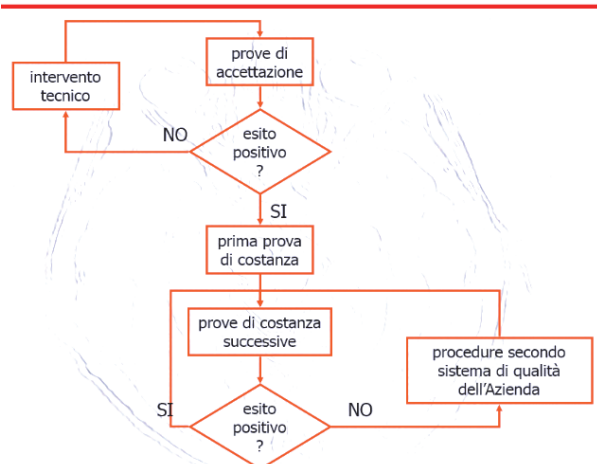
Durante la vita di un dispositivo si fanno due tipi di prove in due momenti diversi:

1) Prove di accettazione: si fanno quando il dispositivo viene installato la 1^a volta. Tutte le strutture prima di firmare il collaudo e di accettare una strumentazione richiedono l'esecuzione di prove molto specifiche, che se non superate fanno sì che il dispositivo non venga preso in carico. Possono essere prove anche molto invasive nel senso che per alcuni dispositivi c'è bisogno di personale tecnico della ditta costruttrice che effettui delle prove.

2) Prove di costanza: durante la vita del dispositivo però possono subentrare altri eventi (invecchiamento di componenti, guasti, sostituzione, manutenzione) e bisogna essere certi che la prestazione del dispositivo sia rimasta inalterata. Normalmente non le fa un costruttore, ma le fa un tecnico, cioè il responsabile della macchina.

Le prove di costanza possono dare esito positivo o negativo.

Flow chart semplificato delle prove



L'intervento tecnico nel caso in cui le prove di accettazione non vadano bene viene fatto molto spesso dal tecnico della ditta costruttrice. Invece, se l'esito dell'accettazione è positivo, si fa la 1^a prova di costanza (prove codificate da specifiche norme il cui risultato va mantenuto e sarà il riferimento delle prove per tutta la vita del dispositivo): successivamente il risultato delle prove andrà confrontato con il risultato ottenuto durante la 1^a prova di costanza. Al passare del tempo si fanno le prove successive: se l'esito è positivo non c'è nessun problema, se l'esito è negativo bisogna mettere in opera le procedure di qualità secondo il manuale di qualità dell'azienda. Qualche azienda prevede che per alcune prove si debba segnalare il non superamento della prova,

ma il dispositivo si può continuare ad utilizzare. Altre aziende prevedono, invece, il blocco del dispositivo fino al superamento di tutte le prove di costanza. Nel caso del mammografo vedremo che l'esito negativo determina il non utilizzo del dispositivo, perché è un dispositivo con prestazioni talmente spinte che anche piccole variazioni a ribasso possono far sì che l'esito dell'esame non sia quello che il clinico e il paziente vogliono.

presenza di dati di targa e documentazione annessa al dispositivo. Ovviamente i dispositivi hanno delle parti mobili che ogni tanto si staccano, si puliscono, si sterilizzano e si rimettono. Alcuni centri diagnostici hanno una decina di mammografi di modelli e produttori diversi. Quando le parti vengono staccate, messe in autoclave, centrifugate o sterilizzate, dopo devono essere rimontate ognuna sul dispositivo corretto.

Per tutte le altre prove che seguono la norma specifica c'è una tempistica, ovvero ogni quanto la prova stessa va ripetuta. Per l'ispezione visiva non è specificata, perché **si fa tutte le volte che si utilizza il dispositivo per effettuare un esame.**

2) Densità dell'immagine: verifica che sia rimasta costante nel tempo la densità ottica dell'immagine, che varia se cominciano a variare le prestazioni in particolare del temporizzatore, il **dispositivo AET**, che stacca automaticamente l'esposizione di un soggetto al raggiungimento di un obiettivo. Vuoi perché comincia a misurare male il tempo, vuoi perché comincia a misurare male la dose fornita al paziente, ogni tanto può capitare che nel corso del tempo l'AET cominci a funzionare in modo un po' diverso. **Se l'interruttore stacca troppo presto o stacca troppo tardi l'immagine diventa più scura o più chiara (sovraesposta o sottoesposta). In gergo tecnico si dice che cambia la densità ottica.**

Com'è definita la densità ottica di un'immagine?

Le immagini digitali sono codificate con numeri interi (da 0 nero a 2^{N-1} bianco, dove N=numero di bit su cui codifichiamo il colore di ogni pixel). **La densità ottica dell'immagine è la somma numerica di tutti i pixel dell'immagine:** per un'immagine tutta nera la densità ottica vale 0, per un'immagine tutta bianca vale 255 (8 bit) per il numero di pixel di cui è fatta l'immagine. E' tanto più alta quanto più l'immagine è chiara e tanto più bassa quanto più l'immagine è scura.

Misurando la densità ottica ci si può assicurare del fatto che l'AET non abbia cambiato il proprio funzionamento.

Bisogna ricavare lastre (immagini o in questo campo mammogrammi) mediante opportuni fantocci e settaggi (corrente e tensione) dell'AET a disposizione e si annotano i valori di corrente-tempo dell'esposizione e dei filtri utilizzati. Si misura la densità ottica e tale densità ottica non deve scostarsi per più di $\pm 0,20$ rispetto ai valori di riferimento.

Se si utilizzano pellicole devono essere dello stesso lotto, si deve usare sempre lo stesso densitometro oppure deve essere della stessa tipologia; se invece l'immagine è digitale, l'importante è che si utilizzino gli stessi sensori.

Questa prova **va ripetuta ogni 3 mesi.**

Le prove di costanza che sono ritenute più importanti per garantire la qualità dell'immagine vanno ripetute più spesso. Per ogni prova le norme specificano cosa si deve misurare, come si deve effettuare la prova, esiste un criterio per stabilire se la norma è superata o non è superata ed esiste una tempistica con la quale si deve ripetere la prova.

3) Presenza di artefatti: verifica l'assenza di artefatti sulla lastra, che possono essere generati da diverse cose (il supporto paziente è diventato opaco o ha cambiato le sue caratteristiche elettriche, il fascio in uscita che non ha più la geometria corretta oppure la griglia antidiffusione che si mette sotto la lastra è deteriorata o comincia a non funzionare bene).

Si effettua un'irradiazione con il dispositivo vuoto, si osserva l'immagine prodotta con una lente d'ingrandimento da x5 a x10 e la si confronta con l'immagine della prova iniziale. In nessun caso la griglia antidiffusione metallica deve essere visibile. E' una griglia talmente fine che è sotto il potere di risoluzione del dispositivo.

Anche in questo caso la periodicità con cui si deve eseguire è **ogni 3 mesi.**

Il concetto fondamentale è che **se la griglia antidiffusione molto piccola non dà un artefatto sull'immagine, non ci sarà nient'altro che potrà generare un artefatto.** Perciò l'immagine è esattamente l'impronta a raggi X del mondo fisiologico.

Normalmente quando un fotone parte dal tubo a raggi X e passa all'interno di un tessuto, abbiamo sempre fatto l'ipotesi che andasse giù dritto per dritto, in realtà quando i fotoni interagiscono con la materia subiscono anche delle deflessioni. Questo è un po' un problema, perché sarebbe bello avere un'immagine dove piovono pochi fotoni sotto le ossa e tanti fotoni dove ci sono i tessuti più molli. E' un fenomeno dovuto alla diffusione che possono avere all'interno della materia questi

degli artefatti e quindi nel caso del mammografo, ancor più che negli altri dispositivi, il contatto tra gli intensificatori e la pellicola (se presente) è un contatto di tipo intimo, cioè in mezzo non ci sta nient'altro. **Effettuo l'irradiazione e se ci sono delle bolle d'aria vedo che in qualche zona dell'immagine il colore dell'immagine non è esattamente lo stesso. Su un'immagine uniforme è molto difficile accorgersene e perciò si mette sopra una griglia metallica per aiutare la valutazione ad occhio da parte dell'operatore:** guarda ogni quadrato e lo confronta con gli altri per stabilire che abbiano il medesimo colore. Anche per questa prova la periodicità è **ogni 6 mesi**.

Nel caso in cui un soggetto sia dichiarato patologico (presenza di tumore) si fa comunque la mammografia o si fanno altri esami?

Per essere dichiarato malato il soggetto ha fatto la mammografia, perché è l'esame standard per stabilire se un soggetto ha un problema di qualunque tipo.

Alla mammografia possono seguire altri esami diagnostici a seconda delle indicazioni del medico. Quasi sempre si fa una biopsia guidata ad ago, detta agobiopsia: si infila l'ago all'interno della sospetta lesione e si asporta un campione di cellule che vengono analizzate in laboratorio. Altri esami diagnostici possono essere fatti pre-intervento o per la diagnosi differenziale. Quando una mammografia vede una lesione non è detto che sia maligna, esistono anche tumori benigni (esempi: adenomi e cisti). In alcuni casi è utile l'ecografia, cioè l'esame ad ultrasuoni. L'esame ad ultrasuoni non si utilizza mai come 1° esame, perché in un volume come quello della mammella, date le prestazioni che ha questo tipo di dispositivo, riuscire a riconoscere se c'è o non c'è una lesione è molto difficile. Ci sono anche esami di risonanza magnetica.

Tomografia Computerizzata

Limiti della radiografia tradizionale

- Informazioni solo su di una proiezione (si dice infatti radiografia "proiettiva")
- Dinamica del segnale di uscita e conseguente contrasto limitati
 1. numero limitato di sfumature (toni di grigio)
 2. difficoltà di osservare ossa e tessuti molli diversi vicini
- Effetto schermante dei tessuti densi → difficoltà nell'uso dei mezzi di contrasto



IDEA: raccogliere informazioni da più proiezioni, lasciando successivamente ad un elaboratore il compito di ricostruire l'immagine 3D dei tessuti ed organi investigati

d'ampiezza molto più elevata e quindi si possono vedere ossa e tessuti molli vicini senza creare artefatti e limitazioni.

3) In questo modo si ovvia anche all'effetto schermante dei tessuti densi: si possono vedere anche lesioni coperte da tessuti densi. In TC anche i mezzi di contrasto funzionano particolarmente bene: quindi si può ricostruire un albero tridimensionale della vascolarizzazione di un organo.

L'idea è di non guardare l'oggetto dallo stesso PDV, ma di guardarlo da PDV diversi. Girare attorno ad un soggetto nel mondo della radiologia costa molto in termini di dose, perché tutte le volte si deve irradiare il soggetto da angoli diversi e quindi al netto **l'irradiazione in un esame di TC è superiore a quello di una radiografia tradizionale.**

Anticamente questo dispositivo si chiamava TAC (Tomografia Assiale Computerizzata), oggi la A si dimentica perché non è più vero che l'acquisizione sia fatta assialmente. Un tempo si acquisivano tante fette del paziente e poi si rimettevano tute insieme per formare un volume. Oggi si utilizzano altri tipi di acquisizione e perciò si chiama TC.

VANTAGGI

- Risoluzione di contrasto molto migliore rispetto alla radiografia
- Visualizzazione 3D
- Possibilità di calcoli di volume

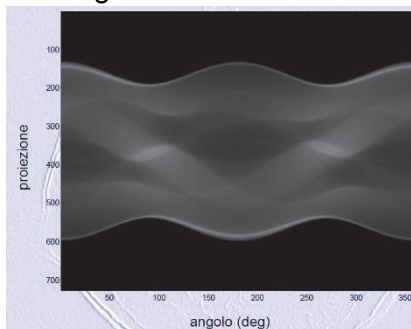
LIMITI

- Risoluzione spaziale minore rispetto alla radiografia digitale
- Rumore introdotto dai filtri
- Aumento della dose al paziente per aumentato numero di proiezioni acquisite

Gli svantaggi della TC sono tutti correlati all'acquisizione ed alla ricostruzione dell'immagine. Per quanto riguarda l'acquisizione il problema è che **aumenta la dose**; per quanto riguarda la ricostruzione dell'immagine vedremo che l'immagine di TC non nasce sui sensori, perché sui sensori nasce un'irradiazione che poi va trattata e messa insieme a tutte le altre per

ricostruire un volume. Quindi **c'è la necessità di acquisire tutti i dati e poi rielaborarli con algoritmi, filtri, modelli e tecniche matematiche.** In questo percorso di ricostruzione si perde un po' di informazione e la prima cosa che **ne risente è la risoluzione spaziale.** Quindi la risoluzione

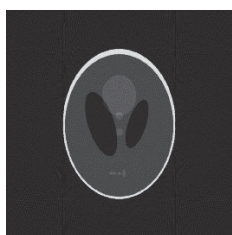
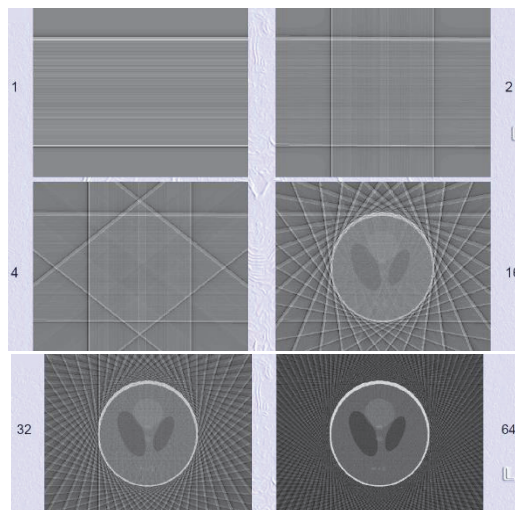
Esempio: oggetto test simile ad una fetta assiale di cranio (bianco attorno teca cranica, il grigio interno rappresenta alcuni elementi che si trovano al suo interno, cioè 2 emisferi cerebrali, ventricoli) che si utilizza per valutare quanto bene viene ricostruita un'immagine. Si chiama **fantoccio di Shepp-Logan** e si utilizza, perché è un oggetto matematico dove la posizione e il colore degli oggetti è definito da una legge matematica. Sono 14 ellisse combinate l'una rispetto all'altra, ognuna con dimensioni diverse fisse e colore fisso. Quest'oggetto viene proiettato su 180° e successivamente le proiezioni vengono ricostruite una per una secondo il suo angolo.



Quando si ottengono le proiezioni (in questo caso 360° , ma si vede che il grafico è simmetrico rispetto a 180°) si ottiene una cosa del genere.

Quando le rimetto insieme una per una: la 1^a è la proiezione quando il tubo a raggi X era a sinistra e irradiava verso destra, la 2^a è quella ottenuta per un angolo a 90° e si sovrappone alla 1^a; aggiungo quelle a $\pm 45^\circ$, e poi altre fino ad arrivare a 16 che rappresentano tanti altri angoli e si inizia a delineare il profilo dell'oggetto. Infine, arrivo a 32 e 64 proiezioni totali. Ricostruisco qualcosa che ha delle caratteristiche simili a quelle dell'oggetto.

Questa tecnica si chiama **retroproiezione**, la proiezione ottenuta con i raggi X matematicamente la si riporta indietro sullo spazio ciascuna nella sua direzione e combinandole insieme si disegna l'oggetto.



Si ottiene l'oggetto ricostruito che non è esattamente uguale al fantoccio iniziale lasciando da parte dimensioni e colore. **In realtà non si tratta di semplice retroproiezione: ci vuole un apposito filtro, che tratti queste proiezioni in modo da rendere coerente la rappresentazione finale all'oggetto iniziale.**

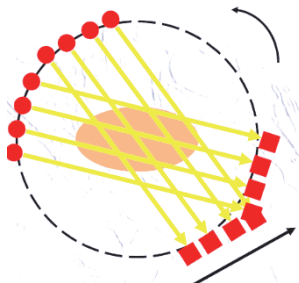
Se non utilizzassi il filtro otterrei l'immagine a lato: immagini di questo tipo hanno una qualità diagnostica nulla, perché l'immagine ha un contrasto bassissimo. **Perciò la tecnica base della TC si chiama retroproiezione filtrata**, perché le proiezioni vanno prima acquisite, filtrate e poi riportate indietro. Questa tecnica consente di ricostruire una fetta assiale di paziente. Per fare un volume si impilano tutte le fette l'una sull'altra.



di rotazione del tubo veniva intercettata dal rivelatore controlaterale. Il fascio a raggi X non è ampio, ma è sostanzialmente un pennello di fotoni. Ci sono due collimatori a valle del tubo e due collimatori a monte del sensore. Quindi **la vera differenza nell'uso del tubo a raggi X tra dispositivo TC e dispositivi radiologici è che non si emettono fotoni su tutto lo spazio in un volume, ma si emettono secondo linee di scansione molto precise.** I fotoni emessi vanno in un'unica direzione che culmina esattamente sul sensore dalla parte opposta.

A cosa servono i collimatori?

Servono ad assicurarsi che effettivamente i fotoni che arrivano sul rivelatore siano esattamente quelli emessi dalla sorgente in quella direzione e che hanno viaggiato in quella direzione. Il 1° collimatore evita che i fotoni X vadano in tutte le direzioni, perché tanto il rivelatore non li sentirebbe. Tutti i fotoni che vanno in altre direzioni ionizzano il paziente senza fare imaging e quindi vanno evitati. Il collimatore lungo la sorgente indirizza i fotoni lungo la linea di scansione che vogliamo noi. Il collimatore che c'è a monte del rivelatore serve perché attraversando la materia alcuni fotoni vengono deflessi. Perciò non vogliamo che sul rivelatore piovano fotoni provenienti da altre direzioni. In questo dispositivo con un tubo e un rivelatore non è un grosso problema, ma vedremo che i moderni dispositivi hanno migliaia di rivelatori. Vogliamo che ogni rivelatore riceva fotoni da una direzione dello spazio ben precisa. Perciò anche in questo caso i collimatori permettono che vengano trasferiti solo i fotoni dalla congiungente tra il tubo e il rivelatore. Concretamente i collimatori sono degli schermi di metallo con un foro.



Nello schema ci sono due frecce: una indica la rotazione, l'altra indica un movimento che hanno sorgente e rivelatore. Perciò **effettuata la prima irradiazione e memorizzata la quantità di fotoni che arrivavano, si spostavano sorgente e rivelatore della stessa quantità in modo da tenerli allineati.** Così si faceva un'altra linea di scansione e così via finché veniva fatta tutta la scansione del paziente. Così facendo si otteneva la scansione del paziente per un angolo. **A questo punto tutto ruotava e si ricominciava da capo.** Si trattava di uno strumento primordiale abbastanza difficile da utilizzare, perché durante i movimenti

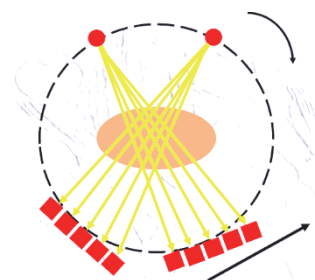
di rotazione e traslazione si doveva mantenere il perfetto allineamento tra sorgente e rivelatore. Questo 1° dispositivo TC si chiama scanner di I generazione e non viene più utilizzato, ma è importante per il concetto di fondo di rotazione e traslazione.

E' il modello di Hounsfield e Cormack del 1970 e lo avevano sviluppato per cercare di capire a raggi X come fosse fatto il cervello. Infatti, con la radiologia proiettiva è praticamente impossibile osservare l'interno della teca cranica poiché c'è osso ovunque.

Scanner: Il generazione

Successivamente si mise un **array (schiera) lineare di sensori.** Tuttavia, **era ancora necessario sia un movimento di traslazione per completare la proiezione sia un movimento di rotazione per completare l'acquisizione angolare per riuscire ad acquisire tutta la fetta.**

Tipicamente il numero di rivelatori erano poche decine (10-30 al massimo). La sorgente non emetteva un singolo pennello, ma ne emetteva tanti quanti erano i sensori, poiché ogni pennello era collimato con un sensore controlaterale. L'angolo di apertura dei fasci era di circa 10°, insufficiente per coprire l'estensione del corpo umano visto in trasversale e quindi si doveva di nuovo traslare e ruotare più volte. Dal PDV clinico gli scanner di II generazione sono anch'essi andati in disuso.



Oggi le TC che costano poco e normalmente quelle che si trovano in Pronto Soccorso hanno minimo 16 banchi di sensori, quelle più belle ne hanno 64. Chi può permettersi di spendere parecchio se le compra a 128 o 256: TC con campo d'applicazione molto specifico, producono immagini ad altissima risoluzione di parti molto piccole tipicamente cuore e cervello.

Se ho una scanner di III o IV generazione e quando compio un'irradiazione irradio sempre 1.000 sensori controlaterali, la dose è sempre la stessa che i sensori si muovano o no; invece, se ho uno scanner che in un'irradiazione colpisce 16 fette ovviamente la dose è moltiplicata per 16, ma se avessi fatto le 16 fette con un dispositivo a singola slice avrei sempre erogato la stessa dose. Quindi i dispositivi multislices non variano la dose. Il vantaggio è che sono più veloci.

La corona circolare si fa relativamente piccola (70-80 cm di diametro) per il problema della collimazione: maggiori sono le distanze tra il tubo radiogeno e i sensori, più difficile è la collimazione del fascio a raggi X; inoltre, più i fotoni vengono lasciati liberi di propagarsi all'interno della materia o nel vuoto, peggiore è la probabilità delle interferenze, delle deflessioni, dello scattering, dei fotoni che sterzano e perciò se ne perdono di più. Il meccanismo di proiezione della TC diventa tanto più inefficiente quanto maggiore è il diametro della corona circolare. Una persona obesa in molte TC non ci entra: sul territorio nazionale ci sono centri specializzati con dispositivi per TC adatti ai grandi obesi, perciò di dimensioni più grandi per poter alloggiare un paziente con un volume maggiore. Il nome tecnico dell'effetto per cui se si distanzia il tubo dai sensori si prende un volume più ampio, ma serve una corona più grande si chiama **magnificazione**. La magnificazione non può superare un certo limite, altrimenti diminuisce l'efficienza di rilevamento dei sensori e quindi peggiora la qualità dell'esame TC.

Blocchi principali di un sistema per TC

1) Sistema di scansione (scanner)

Il sistema di scansione è costituito da opportune sorgenti e rivelatori per catturare un numero di proiezioni sufficiente a poter ricostruire, offline, la mappa di distribuzione del coefficiente di attenuazione lineare

2) Unità di elaborazione dei dati

Si occupa di gestire le operazioni di:

- elaborazione dati di posizione
- elaborazione dati di assorbimento
- gestione del riferimento (di intensità)
- calibrazione dello strumento

Ogni proiezione deve essere portata indietro secondo il suo angolo (cioè quello che viene acquisito a 70° viene riportato indietro per 70° e sommato con le altre proiezioni di angoli diversi). Perciò **serve rielaborare sia la posizione che l'assorbimento della proiezione**. E' necessario gestire anche un elemento di intensità e l'elemento che viene preso a **riferimento per l'intensità è l'acqua**. Per lo stesso motivo per cui c'è bisogno di un riferimento c'è anche la necessità di calibrazione periodica, perché la TC confronta i coefficienti di attenuazione lineare dei tessuti con quello dell'acqua.

3) Sistema di visualizzazione dell'immagine

Costituito da uno schermo video in bianco – nero o falso colore

Dotato di una memoria video per una rapida rivisualizzazione

Calcola parametri statistici sull'immagine e li presenta su una sottofinestra opportuna

A volte c'è la possibilità di calcolare dei parametri sull'immagine che si vede: ad esempio, parametro di volume, entità cardiaca, entità di una lesione, volume di una lesione, ...

4) Unità di immagazzinamento dati (memoria)

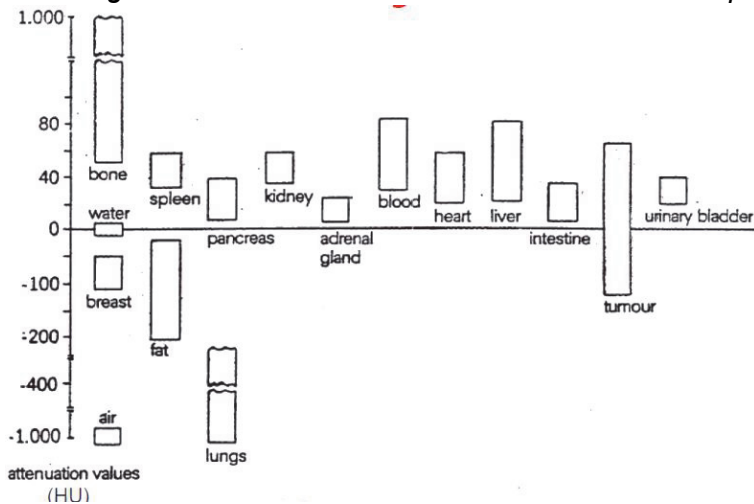
Banchi di memoria video

Dialoga con una memoria centrale

Dotato di una unità di memoria di massa (per creare un archivio)

Eventuale stampa in linea in falso colore (256x256 pixel)

Grafico già visto sul coefficiente di attenuazione lineare per i materiali biologici



In verticale non c'è il coefficiente di attenuazione lineare, ma c'è il coefficiente di attenuazione lineare normalizzato a quello dell'acqua (scala Hounsfield).

Il limite inferiore è -1.000 al quale corrispondono i gas, in questo caso il limite superiore è illimitato (l'osso si trova anche fino a 2.500-3.000).

Tutti i tessuti con coefficiente di attenuazione lineare in unità Hounsfield negativo vuol dire che hanno un coefficiente di attenuazione lineare inferiore a quello dell'acqua, mediamente

perché hanno una densità inferiore a quella dell'acqua. Tutti gli altri tessuti man mano che hanno un coefficiente di attenuazione lineare superiore hanno un valore in unità Hounsfield superiore.

Quindi in una TC ogni punto ha un valore numerico preciso, che è il valore del coefficiente di attenuazione lineare del tessuto in scala Hounsfield.

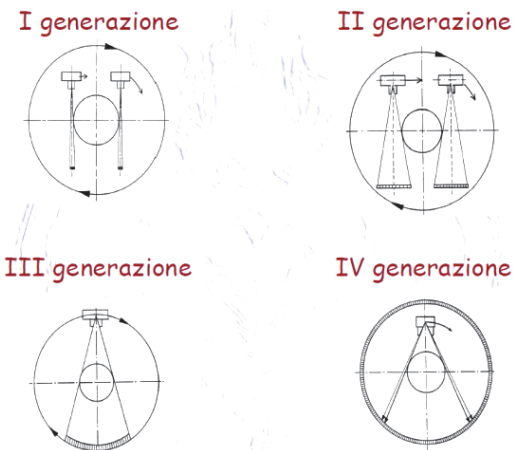
Rappresentazione dell'evoluzione tecnologica degli scanner

I generazione: un solo sensore, tutte e due traslavano e poi ruotavano.

II generazione: array lineare di sensori, ma di nuovo dovevano traslare e poi ruotare.

III generazione: array curvilineo di sensori con la sola rotazione.

IV generazione: corona completa.



Tra scanner di III e IV generazione c'è una certa differenza di prezzo dovuta ai sensori. Negli scanner di IV generazione si muove il tubo e non i sensori, mentre in quelli di III i sensori si muovono esattamente come si muove il tubo attraverso un supporto a C.

Pitch e gap

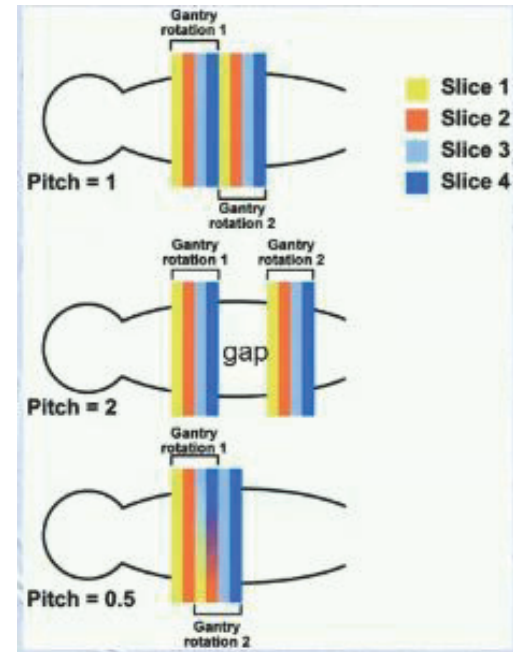
Quanto è spessa una fetta e quanto distano le fette tra di loro?

Esempio relativo ad una TC, che ha 4 banchi (array di sensori), ovvero che in una rotazione fa 4 fette contemporaneamente.

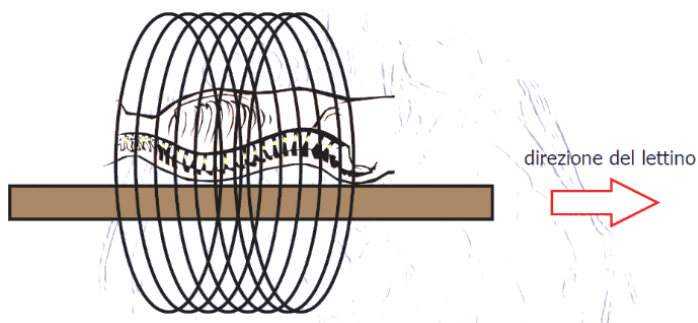
C'è una rotazione 1 in cui si fanno 4 fette, nella rotazione 2 si fanno le 4 fette successive. In questo caso indipendentemente dallo spessore della fetta si dice che in questa rotazione c'è un **pitch pari a 1, vuol dire che le rotazioni successive producono fette adiacenti e quindi non c'è spazio inesplorato tra una fetta e l'altra.**

Il 2° è il caso in cui il **pitch è doppio, vuol dire che tra una rotazione e la successiva c'è uno spazio esattamente pari allo spessore delle 4 fette.**

Il 3° è il caso in cui il **pitch vale la metà, vuol dire che le fette fatte nella rotazione 1 e nella rotazione 2 si**



TC spirale



Oggigiorno le acquisizioni TC sono molto veloci, ma non per il tempo di rotazione, perché la velocità di rotazione del tubo radiogeno più o meno è sempre la stessa circa 1 giro completo/s.

Le TC moderne hanno guadagnato molto sulla **scansione di larghi volumi** dove la TC è vincente. La TC viene utilizzata molto per l'indagine delle cavità toracica e addominale, perché riesce a rappresentare

molto bene un volume esteso.

Per ridurre il tempo hanno fatto una tecnologia di scansione che si chiama TC spirale, cioè un diverso metodo di acquisizione delle immagini per cui **il tubo radiogeno è continuamente in movimento, ma è continuamente in movimento anche il paziente, che viene lentamente infilato o estratto dal gantry**. Si chiama acquisizione spirale perché se si fa l'ipotesi di avere il tubo radiogeno in movimento e il paziente che scorre all'interno del gantry ed è come se il tubo radiogeno disegnasse una spirale sul corpo del paziente. Non si ottengono delle fette perfette, perché nel momento in cui il tubo radiogeno gira attorno al paziente, il paziente si sposta. Le fette però sono concatenate l'una all'altra. L'errore che si commette è stato dimostrato che è molto inferiore all'artefatto da movimento, che affligge le scansioni tradizionali quando si devono fare volumi molto estesi.

L'unica necessità per poter fare un'acquisizione spirale è avere una TC, che abbia l'alimentazione del tubo mediante la modalità slip ring, perché il tubo deve continuare a girare incessantemente.

Per stabilire quanto distano le fette l'una dall'altra in questo caso c'è solo un parametro che conta ed è **la velocità di scorrimento del paziente**: se si lascia il tubo radiogeno in rotazione e si sposta il paziente molto lentamente, si ha una spirale molto fitta; invece, se si lascia il tubo radiogeno in rotazione e si sposta il paziente più velocemente, si ha una spirale più larga ed è come se si facessero delle fette distanziate l'una dall'altra. Il tubo radiogeno irradia sempre ed è la velocità a determinare che ci sia o non ci sia gap.

La TC spirale è una modalità d'acquisizione, non è un dispositivo a sé stante. Un esempio di acquisizione TC spirale non nel settore biomedico è lo scanner per i bagagli aeroportuale: tutte le valigie passano sul nastro che scorre e c'è un tubo radiogeno in perenne rotazione su una corona circolare, che effettua la scansione man mano che i bagagli passano. La TC spirale permette di minimizzare i tempi d'acquisizione e quindi **riduce l'artefatto da movimento**.

Sensori per TC

La TC, basandosi sul principio matematico della retroproiezione filtrata, ha necessariamente bisogno di un'**acquisizione** di tipo **digitale**, ovvero i sensori devono avere un'uscita numerica, non analogica. La TC ha iniziato a svilupparsi nel mondo militare quando sono stati disponibili i primi sensori in grado di dare un'uscita numerica facilmente convertibile in digitale. Finché l'unico metodo per fare le radiografie sono state le pellicole non si è potuta fare la Tomografia Computerizzata. Nel mondo della diagnostica per immagini perciò questa tecnologia si è sviluppata negli anni '70.

Esistono 3 tipi di sensori:

1) Sensori allo stato solido

Sono i più datati e sono dei sensori ibridi, cioè **accoppiano una parte analogica e una parte digitale**. Sono stati i sensori di transizione nel mondo della TC.

compresso un gas (Xenon o qualche altro gas inerte). **A livello di queste due piastre il gas non era libero, perché venivano create tante camere isolate attraverso dei setti verticali.** Ogni camera era un singolo sensore. Le frecce in alto rappresentano la stimolazione dei fotoni X, che arrivano dal tubo controlaterale e hanno attraversato il paziente. **Un fotone arriva, entra nella camera corrispondente e, poiché è una radiazione ionizzante, ionizza il gas.** Quel gas normalmente ha carica nulla, ma quando viene attraversato da radiazione ionizzante si crea una carica. Dalla definizione di dose, la quantità di carica è proporzionale alla quantità di raggi X che è passata attraverso il gas. **All'interno di ciascuna camera si creava una certa quantità di carica, che veniva letta tramite un elettrodo apposito messo al centro di ciascuna camera.** La carica veniva letta dall'elettrodo per effetto capacitivo. E' come se i setti metallici della camera fossero il catodo e centralmente ci fosse l'anodo.

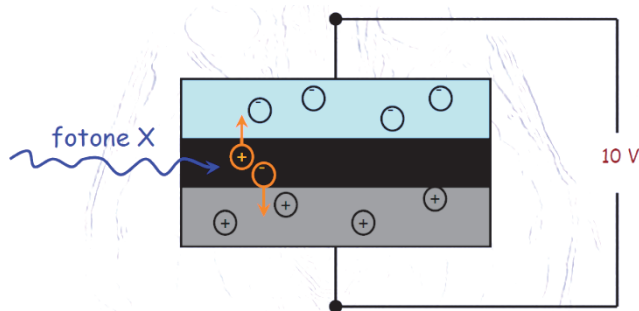
Il vantaggio di questa tecnologia di sensori era una **buona efficienza** (54%) e bastava fare le camere con setti più stretti e automaticamente si avevano sensori più piccoli. Il fatto di poter creare questi sensori all'interno di una struttura già circolare li rendeva molto adatti per i primi scanner di III generazione.

Abbiamo parlato della necessità di collimazione in TC, perché vogliamo che i fotoni che arrivano sul sensore abbiano percorso una direzione ben precisa. Un altro vantaggio di questi sensori era il fatto che **i setti paralleli tra di loro e l'anodo, essendo metallici, fungono già da collimatori.** Se un fotone arriva con una direzione parallela ai setti, attraversa il gas e lo ionizza; se, invece, ha una direzione inclinata, va a sbattere contro il catodo o contro l'anodo e viene assorbito per cui non ionizza nulla. Intrinsecamente quindi questi sensori avevano già una forma che aiutava il processo di collimazione.

In alcuni ambiti si utilizzano ancora, ma nella maggior parte dei dispositivi moderni questi sensori non vengono più utilizzati, perché per quanto ci si possa sforzare di fare due piastre che siano a tenuta stagna e che tengano all'interno un gas in pressione prima o poi ci sono delle perdite e la pressione del gas va ripristinata, ma per ripristinarla si deve fermare la macchina. E' svantaggioso da un PDV economico in un centro diagnostico dover tener fermo periodicamente un dispositivo.

Inoltre, è anche difficile valutare la pressione di 1.000 sensori diversi. Sono andati un po' in disuso anche perché con l'avvento della tecnologia dei semiconduttori sono nati i sensori digitali (DR), che non necessitano di manutenzione.

3) Sensori a semiconduttore



Oggigiorno sono i sensori che si trovano sui dispositivi TC. Sono fatti con una tecnologia simile a quella dei sensori DR e sono facilmente miniaturizzabili. La lavorabilità di questa tecnologia è molto elevata, per cui si possono costruire facilmente più anelli completi (TC a 8-16-32-64 rami). Concettualmente **si utilizza sempre la proprietà di ionizzazione delle**

radiazioni ionizzanti.

Si prende un blocchetto di semiconduttore (silicio) opportunamente drogato, cioè con delle impurità all'interno che gli conferiscono la possibilità di generare all'interno un campo ben preciso. Applico una tensione e riesco a portare le cariche negative da una parte e le cariche positive dall'altra parte.

La parte nera al centro si chiama zona di svuotamento ed è una zona in cui non ci sono cariche. La parte azzurra e la parte grigia non sono zone sensibili, cioè se un fotone casca lì non succede niente. Quindi **la faccia esposta a radiazione è quella a sinistra, ma la zona utile in cui può entrare un fotone è solo la zona nera di svuotamento.**

Se un fotone passa all'interno della zona di svuotamento, ionizza, cioè crea delle coppie di elettroni e carica positiva corrispondente che in gergo tecnico si chiama

3. Il filtro e l'algoritmo della retroproiezione filtrata possono introdurre degli errori, che causano la diminuzione della risoluzione spaziale.

4. La scala Hounsfield è molto ampia e quindi bisogna stabilire quanti bit ci vogliono per codificare l'informazione. Virtualmente l'estremo superiore della scala Hounsfield è infinito. Quindi codificare l'informazione su 12-14-16 bit cambia il valore numerico, che viene assegnato ad ogni pixel e anche ciò ha un certo effetto sulla qualità dell'immagine. Molti dispositivi TC utilizzano 12 bit, alcuni ne utilizzano 14, ma si fa che fare 2 byte (16 bit) e lasciarne 3-4 vuoti.

Rumore ed artefatti

Il coefficiente μ assume valore maggiore per fasci di fotoni X meno energetici → i fotoni più molli vengono assorbiti → in uscita il fascio X è più "duro"
(**beam hardening**)

Effetto di volume: diversi tessuti che occupano uno stesso voxel producono un valore di μ mediato → si compensa minimizzando le dimensioni del voxel

Artefatti da movimento: il movimento di cuore, polmoni e sangue (e del paziente stesso) durante l'esame crea artefatti da movimento → ridotto con i nuovi scanner ultraveloci

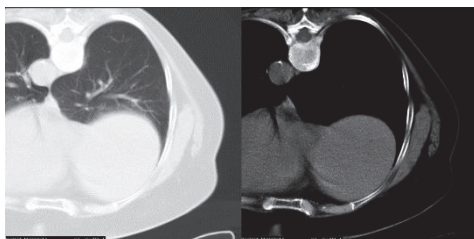
Scattering fotonico: i rivelatori devono coprire un certo angolo solido, quindi possono ricevere fotoni scatterati da altre regioni → riduzione del contrasto dell'immagine

non manda fotoni tutti alla stessa energia. Investendo l'oggetto tridimensionale da angoli sempre diversi, alla fine i fotoni meno energetici hanno maggiore probabilità di essere assorbiti; perciò quelli che finiscono sui sensori sono normalmente quelli ad energia più elevata. Però la TC ha il compito di misurare il coefficiente di attenuazione lineare in un punto e, se il coefficiente di attenuazione lineare decresce al crescere dell'energia, usando fotoni più energetici si calcolerà sempre un coefficiente di attenuazione lineare dei tessuti più basso. Ad alta energia, come nel caso della mammografia, i tessuti si assomigliano quasi tutti e quindi bisogna stare molto attenti, perché il beam hardening può creare immagini di scarsa qualità in presenza di ossa o parti metalliche.

Esistono problemi dovuti all'**effetto di volume** nel senso che quando si taglia una fetta o si ha un elemento dell'immagine, che è relativo a un volume fisico e in quel volume fisico ci sono tanti tessuti con coefficiente di attenuazione lineare diverso; ma a quel punto sull'immagine viene assegnato un valore medio. Quindi se in quel punto ci sono tessuti diversi e uno di questi ha un coefficiente di attenuazione lineare molto alto prevale sugli altri. Perciò ogni tanto se si può si minimizzano le dimensioni della fetta e dei sensori, quando non si può bisogna tener conto del fatto che l'immagine che vediamo può essere un'immagine un po' mediata, cioè può essere un'immagine dove i valori sono relativi a un insieme di tessuti diversi.

Scattering fotonico: un sensore a seconda di come viene utilizzato può ricevere fotoni assiali o leggermente inclinati, ciò vuol dire che ogni sensore ha un campo visivo. Più il campo visivo è ridotto, più il collimatore è selettivo e l'immagine è nitida, ma arrivano meno fotoni e quindi si deve alzare l'intensità del tubo, ovvero aumentare la dose.

Immagini di esempio



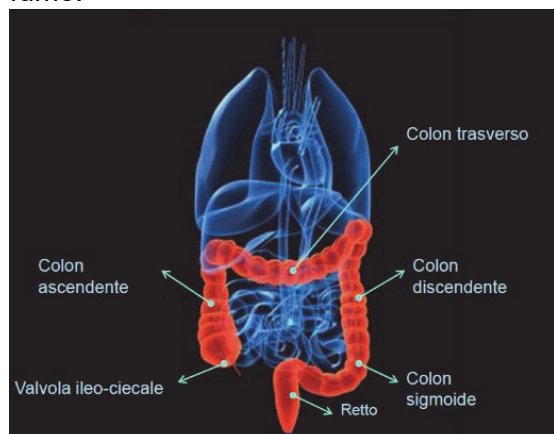
Le due immagini in figura sono la stessa immagine (sezione assiale toracica), ma con due valori di finestra differenti. Acquisita la matrice si cambia la visualizzazione. A sinistra c'è un valore di finestra più elevato, perché l'immagine è più chiara e sono rappresentati più tessuti molli. A destra alcuni tessuti molli non si vedono ma si vedono bene le ossa.

Applicazione particolare della TC: Colonscopia virtuale

Colonscopia tradizionale

La colonscopia è l'indagine ottica del colon. Ci si sottopone a colonscopia, perché il colon come tutte le parti del corpo umano si può guastare e soprattutto il carcinoma del colon-retto è la 3^a neoplasia più frequentemente diagnostica in ambito oncologico e la 2^a causa di morte per carcinoma in Europa e negli USA. A differenza di molti altri tumori quando diventa sintomatico si è ormai in fase molto tardiva, perché il carcinoma del colon-retto nasce da piccole lesioni che sono polipi della mucosa del colon, che molto lentamente degenerano. Si stima che ci vogliono dai 5 ai 10 anni, perché una lesione inizialmente benigna si trasformi in una lesione maligna. Il nostro apparato digerente all'inizio funziona benissimo, al più c'è una piccola alterazione dell'alvo, non si va regolare di corpo, c'è un po' di mal assorbimento, ma sono sintomi molto sfumati difficili da interpretare. Quando poi sopraggiungono i sintomi reali lo stadio di avanzamento della patologia è avanzato. È fondamentale la **prevenzione con test di screening**, perché appena si vede un polipo che può essere leggermente sospetto viene asportato.

La poliposi del colon-retto è una patologia piuttosto frequente e l'asportazione dei polipi non è un grosso problema. In caso di diagnosi precoce si ha un'ottima prognosi per il paziente con una riduzione della mortalità che si attesta tra il 76 e il 90% a seconda dei casi. A differenza del carcinoma della mammella, per il carcinoma del colon dei fattori di rischio più chiari ci sono a parte la componente genetica e il sesso (**è maggiore l'incidenza negli uomini**) sui quali non si può far nulla. **È più probabile in soggetti più alti**, perché il colon è più lungo e quindi il materiale, che ci viaggia dentro ha più tempo per rimanere a contatto con la mucosa e creare irritazione. Tutto il resto fa parte di **cattive abitudini di vita**: alimentazione sbilanciata verso grassi saturi, proteine e fumo.



Il colon si divide sostanzialmente in 3 parti: nasce dalla valvola ileo-ciecale e segue una parte di colon ascendente, poi ci sono un tratto trasverso e un tratto discendente, si fa una piega che si chiama sigma seguita dall'ampolla rettale.

La colonscopia si fa ripercorrendo il colon all'inverso con l'endoscopio. La colonscopia tradizionale ha un certo numero di problemi. A parte lo scarso comfort per il paziente, ci sono almeno altre due problematiche da tenere in conto:

1) L'ambiente non si presta tanto ad un'indagine di tipo ottico, perché il colon è un ambiente abbastanza sporco. Gran parte del materiale è adeso alle pareti, che quindi non riescono a vedersi e ad essere valutate. Quindi si può fare solo previa preparazione: nel giorno precedente all'effettuazione dell'esame il soggetto deve assumere una quantità rilevante di liquidi in soluzione isotonica, i quali non scambiano nulla con l'organismo. Ci sono anche delle sostanze come dei sali che favoriscono la motilità del colon. Passando questo volume d'acqua il colon viene ripulito. L'efficacia diagnostica della colonscopia è proporzionale a quanto bene il paziente fa la preparazione il giorno precedente.

2) Risalire al contrario vuol dire avere un endoscopio che sia in grado di percorrere angoli abbastanza stretti. Inoltre, un soggetto con una patologia ha una massa attaccata alla parete, che può ridurre ulteriormente il lume del colon. In alcuni soggetti per la loro anatomia la colonscopia è difficile da fare. In quasi tutti i soggetti il colon non è così contento di farsi indagare da un endoscopio e allora appena sente l'endoscopio si contrae e quindi stringe l'endoscopio; a quel punto l'endoscopio non si può più muovere se non erogando una quantità di gas che gonfia il colon e lo dilata. Anche questo gas crea un certo numero di problematiche in alcuni pazienti.

Il vantaggio della colonscopia è l'osservazione di una lesione della mucosa e la possibilità di capire che è una lesione allo stato iniziale, dall'endoscopio escono due pinze che recidono immediatamente la lesione.

Medicina nucleare

Differenze tra radiografia e medicina nucleare

Tutti i dispositivi radiologici utilizzano una forma di radiazione ionizzante (i raggi X) e il contenuto informativo dell'immagine è mediato dall'assorbimento delle strutture. Il fascio a raggi X penetrando nella materia in qualche modo viene attenuato e quello che viene prodotto sull'immagine è una mappatura di quanto viene attenuato il fascio a raggi X a seconda dei diversi tessuti attraversati.

La classe dei dispositivi di medicina nucleare utilizza sempre radiazioni ionizzanti, ma è differente il meccanismo di interazione tra la radiazione e la materia: non si utilizzerà più l'assorbimento, ma ci sarà tutto un meccanismo diverso e abbastanza complicato tale per cui si riuscirà a riprodurre un'immagine.

Essendo sempre radiazioni ionizzanti, tratteremo il problema della radioattività e di come sono fatte le sorgenti di radiazioni ionizzanti. Poi vedremo come le sorgenti emettono le radiazioni ionizzanti. Infine, vedremo i sensori e la struttura dei dispositivi.

I due dispositivi principali nell'ambito della medicina nucleare funzionano in modo completamente diverso e sono **PET e SPECT**. Entrambi gli acronimi finiscono per "T", **dove T sta per Tomografia**. Quindi gli esami di medicina nucleare normalmente sono esami di tipo tomografico.

Il pregio dell'imaging radiologico che fin qui abbiamo trattato è il poter fornire un'immagine con una morfologia (qualità anatomica) molto ben rappresentata. Quando abbiamo visto l'esempio di ricostruzione del cuore tramite la radiologia, abbiamo visto che il profilo e l'aspetto dell'organo, dei vasi e dell'osso sono molto ben rappresentati. Si tratta quindi di immagini con elevato contenuto morfologico (immagine prevalentemente anatomica). Del fatto che quel tessuto funzionasse bene o meno, che il cuore si contraesse bene o meno e che l'osso fosse sano o meno non potevamo sapere nulla. **La radiologia è molto brava a fornire informazioni con un elevato contenuto anatomico, ma non è in grado di fornire un dettaglio di tipo funzionale**, cioè vedi come è fatto un tessuto, ma non hai idea del funzionamento di quel tessuto.

La medicina nucleare in realtà raccoglie un insieme di strumenti di imaging prevalentemente funzionali. **In medicina nucleare si cerca di ottenere un'immagine, che riporti non un dettaglio anatomico, ma un dettaglio funzionale.** Voglio sapere se quel tessuto o quell'organo sta funzionando bene o male. Ragione per cui la medicina nucleare non è mai un esame sostitutivo di qualcosa, ma **è sempre un esame complementare**. La medicina nucleare non produce immagini con un contenuto anatomico mediocre e un contenuto funzionale mediocre, ma produce immagini con soltanto il contenuto funzionale. L'anatomia in molte immagini di medicina nucleare non si vede proprio.

C'è una grossa differenza nel modo in cui viene acquisita l'immagine, perché **nelle tecniche radiologiche esisteva una sorgente esterna che rispetto al paziente aveva una posizione ben definita; invece, in medicina nucleare la sorgente è interna al paziente: si utilizzano come sorgenti degli appositi mezzi radioattivi**, ovvero composti e sostanze che vengono somministrate al paziente (inalate, ingerite, iniettate). All'interno dell'organismo del paziente il mezzo radioattivo diffonde in alcune strutture specifiche e da lì emette radiazioni ionizzanti, che vengono catturate all'esterno. In medicina nucleare la posizione della sorgente è ignota.

medicina nucleare il numero di fotoni è molto limitato, perché non c'è una sorgente esterna che spara quanti fotoni vogliamo noi, ma c'è un insieme di atomi radioattivi che emette fotoni γ in numero limitato e dopo un certo tempo non emette più niente. Quindi in medicina nucleare non si fanno delle misure di tipo integrale, cioè a contare la quantità totale di fotoni che è arrivata o di carica che è stata generata, perché non c'è abbastanza informazione; in medicina nucleare si conta ogni singolo fotone. Il problema dei sensori utilizzati in medicina nucleare è che devono essere in grado di riconoscere l'arrivo di ogni singolo fotone.

In radiologia la possibilità di avere un numero di fotoni molto elevato era proprio quello che ci dava la possibilità di disegnare molto bene il contorno degli organi e dei tessuti. Per cui l'elevata qualità anatomica delle immagini radiologiche deriva dal fatto che si possono inviare quanti fotoni si vuole. Quando questa caratteristica viene meno e si ha un numero di fotoni limitato, disegnare con precisione l'aspetto del tessuto o l'aspetto di un organo diventa impossibile. Questo è il motivo per cui in medicina nucleare il dettaglio morfologico è scarso.

Imaging funzionale

Perché la medicina nucleare riesce a fornire un'immagine di tipo funzionale?

Perché ci sono delle sostanze che hanno la caratteristica di riuscire a legarsi in modo specifico ad alcuni tessuti o ad alcuni organi oppure di entrare all'interno di determinati processi metabolici.

Esempio: per la diagnosi della tiroide si utilizza lo Iodio, perché è l'elemento fondamentale per il suo funzionamento (i due ormoni più importanti prodotti dalla tiroide hanno all'interno della loro catena chimica lo Iodio). Da ciò derivano tutti i problemi della carenza di Iodio e quindi il sale che si trova in commercio è addizionato con Iodio, chi proviene da regioni vicine al mare non ha carenza di Iodio, ma in Piemonte e nel centro Europa il mare non c'è e quindi sono aree in cui le patologie tiroidee erano endemiche. La patologia più comune è che, quando lo Iodio scarseggia nel corpo umano, la tiroide tenta di accaparrarsene più che può gonfiandosi e ingrossandosi.

Se a un soggetto somministro dello Iodio radioattivo, la tiroide lo utilizza come qualunque altra molecola di Iodio. Se sta funzionando bene di tutto lo Iodio radioattivo fornito se ne appropria solo di una certa quantità, se sta funzionando poco se ne appropria poco e se sta funzionando troppo se ne appropria di una quantità eccessiva; quindi quando vado con i sensori a tentare di capire quanti fotoni γ escono dalla tiroide, in base al numero riesco ad avere un'indicazione della funzionalità del tessuto. Perciò si misura quanto ha accumulato la tiroide del materiale radioattivo somministrato.

Ci sono altre sostanze come il Gallio e il Tecnezio, che sono dei marcatori di determinate attività tumorali. La scintigrafia è un esame che viene fatto per capire se in giro per il corpo umano ci sono delle metastasi indotte da un tumore primario. Ad esempio, ^{99}Tc una volta iniettato si va ad inserire in molti dei processi funzionali delle cellule tumorali. Dopodiché si fa una scansione del corpo e tutte le volte che si vede un focolaio di attività, è facile che lì ci sia una metastasi. La posizione della sorgente è ignota, ma se si devono cercare delle lesioni è quasi un vantaggio, perché si fa la scansione e tutte le volte in cui si vede l'accumulo di Tecnezio si sospetta che ci sia un processo attivo. In realtà molti di questi materiali non marcano soltanto il funzionamento tumorale, ma marcano anche altre cose, come le infiammazioni.

Il vantaggio è che nel momento in cui somministri, ad esempio, Iodio radioattivo non interferisci con il funzionamento della tiroide e la tiroide lo utilizza come se fosse Iodio normale. Dall'esterno però ti rendi conto di come sta funzionando la tiroide. Quindi **l'aspetto dal PDV clinico più valido della medicina nucleare è la possibilità di intercettare il funzionamento metabolico di un tessuto senza interferire con il suo funzionamento.**

Ci sono radiofarmaci che decadono in un tempo molto breve, altri che decadono in un tempo molto lungo. Il paziente per tutto questo tempo rimane radioattivo ed è fortemente ionizzato, perché si tratta di radiazioni γ , cioè fotoni con energia superiore ai fotoni in banda X. Con i nuovi radiofarmaci non è un problema grave. Tuttavia, se un paziente si sottopone ad un esame di medicina nucleare, è preferibile che al termine dell'esame non vada al supermercato o che sia a contatto con altre persone. Bisogna rispettare il tempo di decadimento del radiofarmaco. Ci sono dei protocolli che stabiliscono un certo tempo di attesa prima che il paziente possa allontanarsi dal

manda all'esterno l'energia in eccesso che non può più mantenere e alla fine l'atomo è cambiato, molto spesso cambia proprio l'elemento chimico. Da un atomo radioattivo ci si ritrova con un atomo di un'altra sostanza. Per questo motivo si dice **disintegrazione nucleare**, perché l'atomo non ha più l'integrità precedente ed è cambiato strutturalmente come elemento chimico.

Alcuni atomi che emettono un po' di radiazione ionizzante ogni tanto, quindi si riequilibrano con una certa costante di tempo; altri atomi sono fortemente instabili e emettono molto velocemente, cioè emettono un gran numero di fotoni in poco tempo. Quindi l'attività è la misura di quante volte un insieme di atomi tenta di riequilibrarsi nell'unità di tempo.

Unità di misura:

Bequerel 1 Bq = 1 disintegrazione nucleare al secondo

Curie 1 Ci = 3,7 · 10¹⁰ Bq

Poiché gli elementi radioattivi non vanno mai a singoli atomi, ma c'è sempre un insieme di atomi e quindi una certa quantità di materiale, il **Becquerel** troppo

piccola come unità di misura per misurare l'attività, perché ci volevano degli ordini di grandezza molto elevati. Allora i coniugi Curie hanno proposto il Curie come unità di misura. Oggigiorno la radioattività viene misurata in **Curie** come unità di misura standard.

Emettendo radiazioni gli atomi si stabilizzano, ma non tutti insieme (la statistica di decadimento è una statistica di tipo *poissoniano*):

Numero di atomi radioattivi dopo un tempo t vale:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

costante di decadimento del radionuclide

Se abbiamo 100 atomi radioattivi e li lasciamo liberi di muoversi, non emettono tutti e 100 contemporaneamente l'energia in eccesso

che hanno; **l'emissione dell'energia segue una legge statistica: distribuzione di Poisson**. Se N_0 è il numero di atomi radioattivi, che ho all'inizio (supponiamo 100), posso definire quanti atomi sono ancora attivi, cioè non si sono ancora disintegrati, ovvero non hanno ancora emesso l'energia in eccesso, dopo un tempo t :

$$N(t) = N_0 * e^{-\lambda t}$$

Dove λ è un parametro caratteristico di questi atomi, che si chiama **costante di decadimento**.

Dopo un certo tempo il numero di atomi radioattivi decresce come un esponenziale. Ciò significa che se inietto un radiofarmaco, 0 atomi radioattivi ci saranno solo dopo un tempo pari a ∞ . La statistica di Poisson vale finché c'è un certo numero di atomi, perché dopo un po' decadono tutti. Tipicamente ci vuole un po' di tempo, affinché il numero di atomi ancora radioattivi diventi una quantità piccola. La costante di decadimento ha dimensioni fisiche [T⁻¹]

Tempo di dimezzamento (emivita):

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0,693}{\lambda}$$

Normalmente **per i radionuclidi** piuttosto che la costante di decadimento **si**

preferisce specificare il tempo di dimezzamento o tempo di emivita del radiofarmaco, che è il tempo dopo il quale la metà dei nuclidi è decaduta.

Esempi

Il tempo di dimezzamento varia moltissimo da atomo ad atomo:

¹¹C → alcuni minuti

¹⁴C → migliaia di anni

³He → circa 10⁻²⁰s

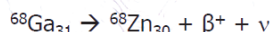
⁸⁷Rb → più di 10¹⁰ anni

Gli atomi sono molto diversi tra di loro nel meccanismo di emissione e nel meccanismo di decadimento. Per esempio, il ¹¹C, un isotopo radioattivo del Carbonio, ha un tempo di emivita di alcuni minuti, ma il ¹⁴C, che si usa per datare i reperti storici, ha un

per l'imaging, ma in medicina nucleare è molto importante, perché $^{99m}\text{Tc}_{43}$ è uno dei principali traccianti, ovvero uno dei principali radiofarmaci che viene utilizzato nel dispositivo SPECT. Il Tecnezio esiste anche in natura ma è rarissimo; gran parte del Tecnezio naturale è stabile, cioè non ha radioattività. Invece, il $^{99m}\text{Tc}_{43}$ è ancora a sua volta una particella radioattiva. Quindi in realtà **quando si deve fare un esame e si usa $^{99m}\text{Tc}_{43}$, che si fissa ad alcuni processi tumorali, viene prodotto grazie al decadimento di $^{99}\text{Mo}_{42}$. Quindi il decadimento β^- non è un decadimento utile per l'imaging, ma è un decadimento utile per la produzione di altri radiofarmaci.** Un tecnico specializzato produce $^{99m}\text{Tc}_{43}$ in un'apposita struttura (camera calda) per tutti gli esami che si dovranno effettuare nella giornata.

Decadimento β^+

protone si trasforma in neutrone + positrone + neutrino. Numero atomico diminuisce di 1. Avviene quando la differenza di energia tra nuclidi è maggiore di 1022 keV



Il positrone β^+ si annichila dopo pochissimo con un elettrone (percorre meno di 1mm). Se m è la somma delle masse dei due elettroni, l'annichilazione produce energia secondo la legge $E = mc^2 = 1022 \text{ keV}$

Nascono 2 fotoni γ esattamente a 511 keV (base della PET)

Meccanismo di decadimento utile per la produzione di fotoni che si possono utilizzare in medicina nucleare. **Con β^+ si indica una particella che ha la stessa massa dell'elettrone, ma ha**

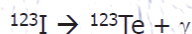
carica opposta positiva. Si chiama positrone. Quando un radiofarmaco decade secondo il decadimento β^+ **un protone del nucleo si trasforma in un neutrone, in un positrone e in un neutrino.** Il neutrino serve per bilanciare la massa totale. **Il numero atomico diminuisce di 1,** perché viene allontanato un protone; il peso atomico non cambia, perché si conserva la massa. Nell'esempio c'è il Gallio di numero atomico 31 e peso atomico 68, che diventa Zinco di numero atomico 30 e peso atomico 68 più un positrone e un neutrino.

Tutti i radionuclidi che hanno un decadimento β^+ , cioè che emettono un positrone, hanno una differenza energetica tra l'elemento di partenza e l'elemento di arrivo maggiore di 1.022 keV. Il positrone β^+ viene emesso in una direzione casuale e dopo poco tempo con alta probabilità incontra un elettrone; quando due particelle con la stessa massa ma carica opposta si incontrano, **si verifica la reazione di annichilazione, cioè tutta la massa viene eliminata e tutta l'energia viene convertita in energia elettromagnetica,** che viene irradiata. **Questa energia totale vale circa 1.022 keV e viene suddivisa in due fotoni da circa 511 keV ciascuno. Una particella che ha 511 keV associati è in banda γ .** Quindi sono due fotoni γ gemelli, perché viaggiano nella stessa direzione ma con verso opposto.

Ovviamente si tratta di un decadimento basato sull'emissione di un positrone e quindi tutti i **farmaci che hanno questo tipo di decadimento vengono utilizzati nella PET,** che sta per Tomografia a Emissione di Positrone.

Cattura di un elettrone orbitale

nucleo cattura un elettrone dagli orbitali: p^+ si trasforma in un neutrone + neutrino. Riequilibrio dei livelli elettronici causa emissione di un fotone γ



L'atomo instabile ha uno sbilanciamento di neutroni e protoni

nel suo nucleo e per tentare di ristabilizzarsi prende un protone e lo trasforma in un neutrone più un neutrino. La massa è conservata, ma la carica manca e allora **nell'orbitale più esterno cattura un elettrone di passaggio.** Invece, il numero atomico diminuisce di 1. Fissando un elettrone di passaggio per riequilibrare la carica negli orbitali più esterni e disintegrando un fotone, c'è un riequilibrio energetico di tutti i livelli dell'atomo e **questo atomo si trova con un'energia in eccesso che emette sotto forma di radiazione elettromagnetica,** cioè come un solo fotone γ .

Meccanismo di decadimento alla base della SPECT, Tomografia a Emissione di un Singolo Fotone.

Cristallo principe è NaI(Tl):

- buona efficienza di rivelazione (circa 13%)
- genera 20-30 fotoni luminosi ogni keV di energia gamma
- risoluzione energetica di 10-15% (discrimino fotoni diretti da diffusi)
- facilmente lavorabile

Oggi si utilizzano gli **scintillatori inorganici**, che sono dei cristalli. Il principe di questi cristalli è lo **ioduro di Sodio NaI**, che è un

sale. **La proprietà importante è l'emissione dell'energia sotto forma di luce nel visibile**, ovvero convertono l'energia in banda γ in fotoni nel visibile. Normalmente hanno un numero atomico abbastanza elevato, un coefficiente di attenuazione lineare abbastanza elevato in modo da avere una probabilità di interazione con i fotoni γ . Emettono una quantità di fotoni nel visibile proporzionale alla quantità di energia in banda γ che li investe e hanno una buona risoluzione energetica.

I fotoni che arrivano dai radiofarmaci possono avere un certo valore di energia, perché i radiofarmaci sono di tipo diverso; ogni elemento quando emette, emette fotoni sempre alla stessa energia. Ciò vuol dire che in medicina nucleare quando decido di utilizzare un radiofarmaco so a priori il valore di energia che mi aspetto del fotone. Quindi se il sensore è abbastanza accurato nel misurare l'energia del fotone incidente, posso stabilire se il fotone va bene o no. Nel caso reale all'interno del corpo del paziente in un punto c'è un insieme di atomi radioattivi che emette fotoni. Un fotone parte da dove viene emesso e va verso i rilevatori; viaggiando attraverso il tessuto umano succede che inevitabilmente perde un po' di energia, quindi quando arriva sui sensori avrà un valore prossimo all'energia nominale di 100 keV. Tuttavia, un fotone viene emesso in un'altra direzione e poi viene deviato e segue dei percorsi strani per il fenomeno di distorsione o scattering, che avviene nella materia, fino ad arrivare sui sensori. Perciò non arriverà con un valore di energia prossimo a 100 keV, ma molto meno perché viaggiando di più ha ceduto più energia ai tessuti.

In medicina nucleare il fatto di avere un sensore che ha una buona capacità di discriminare l'energia dei fotoni è importante, perché aiuta a capire quali fotoni sono arrivati diretti e quali fotoni invece sono arrivati dopo aver percorso più tessuti: tutti i dispositivi di medicina nucleare scartano i secondi, ovvero i fotoni che non sono emessi dalla sorgente e arrivano direttamente ai sensori.

Il sensore di NaI ha una risoluzione energetica del 10-15%; normalmente quando un fotone viene scatterato o diffuso e poi arriva per qualche motivo ai sensori perde circa dal 25 al 30% della sua energia. Perciò se ho una risoluzione del 10-15% vedo la differenza tra fotone diretto e fotone diffuso. In radiologia non abbiamo mai parlato di misurare l'energia dei fotoni perché non interessa, ma in medicina nucleare bisogna contare tutti i fotoni e bisogna cercare di capire quanta energia hanno.

Inoltre, poiché lo ioduro di Sodio è un sale, **è di facile lavorabilità** e quindi si possono creare sensori o pannelli di sensori delle dimensioni opportune senza dover spendere troppo.



Quella che si vede cerchiata in rosso nell'immagine è una Gammacamera di circa 30x30 cm. Quindi è una specie di scatola che viene posizionata in prossimità del distretto corporeo in esame del paziente e riceve i fotoni che le sorgenti radioattive emettono e vanno verso la Gammacamera stessa. La Gammacamera non irradia e non fa nulla.

Altre tipologie di collimatori

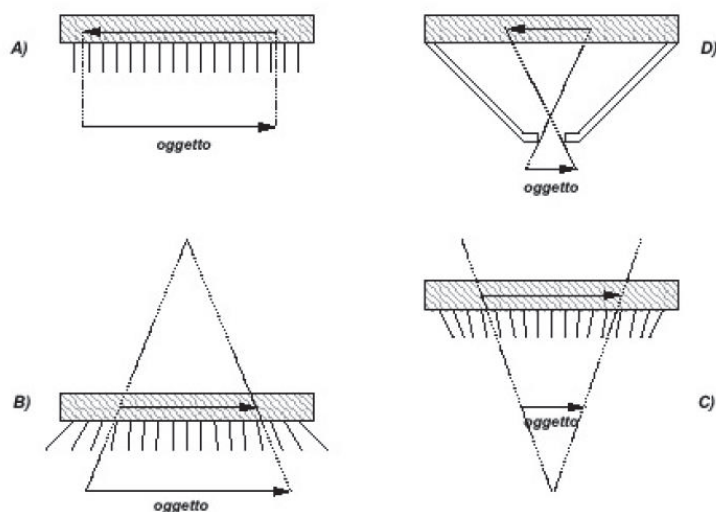


Figura 2.3: Principali geometrie dei collimatori per gamma camera: a) collimatore multiforo; b) collimatore divergente; c) collimatore convergente; d) collimatore pinhole.

piccoli e superficiali: ad esempio, la tiroide, che è un organo piccolo e superficiale alla base del collo.

Il collimatore è ovviamente rimovibile, così la stessa Gammacamera può montare collimatori di tipo diverso. I collimatori vanno adattati al tipo d'esame, al radiofarmaco e all'estensione del volume che si deve analizzare.

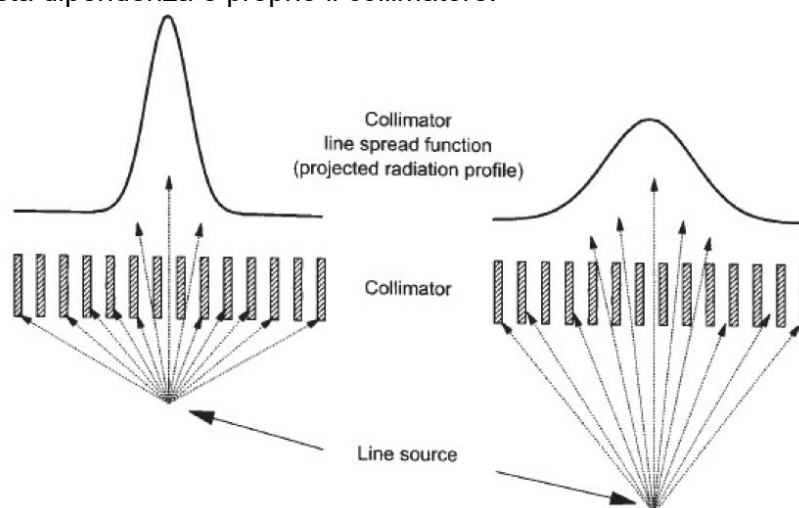
A seconda di come si fa il collimatore la Gammacamera vede un angolo di vista più stretto o un angolo di vista più largo. Il collimatore è "l'obiettivo" della Gammacamera. **Con un collimatore divergente aumenta la visione, mentre con un collimatore convergente si riduce.**

Il collimatore pinhole è un cono con un buco in punta e viene utilizzato per organi

Meccanismo di collimazione: dipendenza tra risoluzione e distanza sorgente-rivelatore

Il collimatore introduce una dipendenza tra la risoluzione spaziale dell'immagine e la distanza che la Gammacamera ha dalla sorgente. In medicina nucleare succede una cosa un po' diversa da quella che succede in radiologia. In radiologia non abbiamo mai parlato della distanza che deve avere la sorgente dai rilevatori, tranne nel caso in cui c'è una norma che dice che la distanza minima del tubo radiogeno dal paziente deve essere tot centimetri, ma non dai rilevatori. Anche in TC non esiste un limite dato dalla Fisica, ma è un limite pratico, perché per collimare bene si cerca di fare un gantry di diametro inferiore al metro. In buona sostanza la risoluzione d'immagine in radiologia non dipende dalla distanza sorgente-rivelatore. Invece, in medicina nucleare c'è questa dipendenza e il responsabile di questa dipendenza è proprio il collimatore.

In figura sono rappresentati due casi: nella figura di sinistra si fa l'ipotesi di avere una sorgente posta vicino al collimatore, quindi vicina alla Gammacamera. La sorgente è il radiofarmaco somministrato, che si è accumulato in un tessuto del paziente e sta emettendo fotoni γ , perché lentamente sta decadendo. Il collimatore è a setti paralleli, le linee indicate sono tutte le possibili direzioni dei fotoni. Quasi tutti i fotoni vengono bloccati, perché vanno a sbattere sui setti metallici del collimatore tranne pochi fotoni che hanno delle direzioni ben calibrate. In questo caso il collimatore con una sorgente vicina, che irradia fotoni virtualmente su tutto lo spazio, si comporta come un filtro molto selettivo, perché sono pochissime le direzioni, che un fotone può avere e che gli consentono di superare il collimatore e andare a finire sul cristallo.



Se allontanano la stessa sorgente dal collimatore, come nella figura a destra, il numero di direzioni che il collimatore lascia passare aumenta.

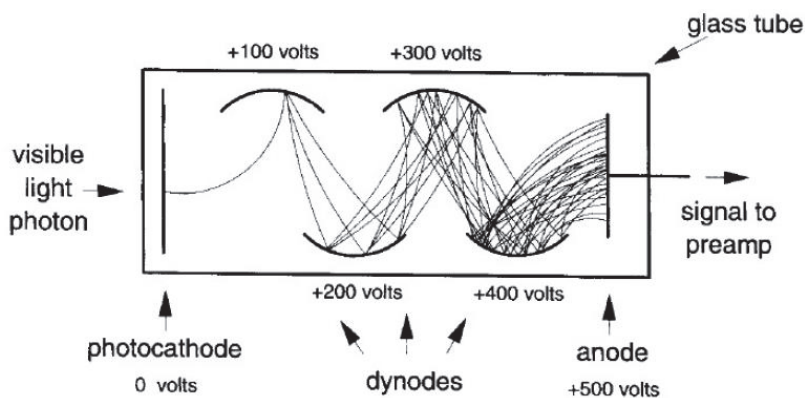
Siccome quando voglio creare un'immagine ho il compito di individuare con precisione il punto in cui si trova la sorgente, quel punto si individua con maggiore risoluzione nel caso di sinistra, perché si ottiene una curva d'intensità che corrisponde ad un punto molto stretto e luminoso al centro. Invece, come in radiologia quando parlavamo degli intensificatori, quando la curva si spaccia ho più difficoltà ad individuare dove si trova la sorgente e quindi al netto ho una perdita di risoluzione spaziale. Ciò vuol dire che **quando si fa un esame di medicina nucleare la Gammacamera deve essere tenuta il più vicino possibile al paziente**. Avvicinando il più possibile la Gammacamera al paziente **si ottiene una definizione dell'immagine migliore, quindi una risoluzione spaziale migliore**.

Normalmente non è un problema tranne che per un motivo. I due dispositivi fondamentali in medicina nucleare si chiamano SPECT e PET e in tutti e due i casi la "T" sta per Tomografia. La base della tecnica tomografica è il campionamento di una distribuzione spaziale da tanti angoli diversi e quindi di girarci attorno. Quindi anche in medicina nucleare se vogliamo ricostruire un volume la Gammacamera deve ruotare attorno al paziente, ma deve rimanere il più vicina possibile. Qui c'è qualche differenza rispetto ai dispositivi radiologici: la TC aveva sorgenti e sensori che ruotavano su una corona circolare, ma se prendete un paziente sdraiato sul supporto paziente e lo guardate su un piano assiale, la sezione del paziente non assomiglia a una circonferenza, ma assomiglia di più ad un'ellisse. Quindi se faccio ruotare la Gammacamera e voglio sempre stare il più vicino possibile al paziente non devo ruotare la Gammacamera su un binario circolare, ma su un binario ellittico. Quindi l'altra differenza è che normalmente **i dispositivi tomografici di medicina nucleare compiono un campionamento angolare, ma con rotazione**

Normalmente non è un problema tranne che per un motivo. I due dispositivi fondamentali in medicina nucleare si chiamano SPECT e PET e in tutti e due i casi la "T" sta per Tomografia. La base della tecnica tomografica è il campionamento di una distribuzione spaziale da tanti angoli diversi e quindi di girarci attorno. Quindi anche in medicina nucleare se vogliamo ricostruire un volume la Gammacamera deve ruotare attorno al paziente, ma deve rimanere il più vicina possibile. Qui c'è qualche differenza rispetto ai dispositivi radiologici: la TC aveva sorgenti e sensori che ruotavano su una corona circolare, ma se prendete un paziente sdraiato sul supporto paziente e lo guardate su un piano assiale, la sezione del paziente non assomiglia a una circonferenza, ma assomiglia di più ad un'ellisse. Quindi se faccio ruotare la Gammacamera e voglio sempre stare il più vicino possibile al paziente non devo ruotare la Gammacamera su un binario circolare, ma su un binario ellittico. Quindi l'altra differenza è che normalmente **i dispositivi tomografici di medicina nucleare compiono un campionamento angolare, ma con rotazione**

Tubo fotomoltiplicatore (PMT)

E' fatto apposta per moltiplicare, cioè **amplificare, l'informazione portata dai fotoni**. Il funzionamento non è molto diverso dai tubi fotomoltiplicatori, che abbiamo già visto per i sensori ibridi per TC, e per certi aspetti non è nemmeno tanto differente dall'amplificatore di brillantezza. **C'è un tubo di vetro dentro il quale è fatto il vuoto spinto. La faccia a sinistra che viene accoppiata al**



cristallo scintillatore è costituita da una piastra metallica che è un fotocatodo. In fotoni nel visibile attraversano il tubo di vetro e immediatamente vanno ad impattare sul fotocatodo. Quando un metallo viene **investito dall'energia portata da una certa irradiazione, l'energia in eccesso libera un flusso di elettroni**. Quindi a valle del fotocatodo a sinistra c'è una certa quantità di elettroni, che è libera e può essere portata via dal metallo. **Per aiutarsi a drenare via gli elettroni dal metallo viene posizionata una serie di placchette, che sono via via poste a un potenziale sempre crescente allontanandosi dal fotocatodo:** il fotocatodo si fa l'ipotesi che sia al potenziale di riferimento 0 V, la 1^a placchetta si trova a un potenziale di 100 V, la 2^a a 200 V, poi 300, 400 e così via. **Le placchette si chiamano dinodi.** Quando un elettrone viene generato dal fotocatodo e sente vicino un potenziale positivo piuttosto elevato (100 V), accelera verso la placchetta metallica. Dalla Fisica si sa che l'elettrone è una particella con una carica e con una massa: quindi il moto che percorre non è rettilineo, ma curva e la legge dipende dalla tensione dei dinodi, dalla massa e dalla carica della particella. Arrivato sulla placchetta metallica, l'elettrone essendo accelerato ha energia $E=mc^2$. Perciò andandosi a schiantare contro la placchetta ha energia sufficiente per liberare un numero di elettroni maggiore, che a loro volta verranno accelerati verso la 2^a placchetta; arrivati sulla 2^a placchetta ognuno di questi elettroni genererà un certo numero di elettroni a sua volta, che andranno a finire sulla seguente. **Quindi a partire dal fotocatodo il numero di elettroni viene amplificato man mano che ci muoviamo verso destra.** Viene amplificato applicando una tensione e quindi facendo aumentare la velocità delle particelle. All'interno di un tubo fotomoltiplicatore ci possono essere anche 10-12 dinodi, ciò vuol dire che si è a tensioni di alimentazione che stanno tra 0 e 1 kV. **Alla fine di tutto c'è un anodo su cui vanno a finire tutti gli elettroni e dall'anodo esce un flusso di elettroni, ovvero una corrente.** L'unica uscita utile di un tubo fotomoltiplicatore è una corrente, che viene prodotta da tutte le cariche che vanno a finire sull'anodo. Complessivamente il rapporto di moltiplicazione di un tubo fotomoltiplicatore è molto alto (circa 10^6). Costa parecchio perché si deve avere questa tensione abbastanza elevata che progressivamente aumenta di dinodo in dinodo.

Quanti tubi fotomoltiplicatori ci sono all'interno di una Gammacamera?

Ci sono Gammacamere diverse e non si può dare una regola univoca; supponiamo che la faccia della Gammacamera sia un quadrato 20x20 cm. Il fotone arriva in un punto, genera fotoni nel visibile e i fotoni nel visibile devono finire all'interno di un tubo fotomoltiplicatore. Vuol dire che sulla Gammacamera sono posizionati un certo numero di tubi fotomoltiplicatori, ci saranno tante file di fotomoltiplicatori ad occupare tutta la superficie del cristallo 20x20 cm.

Quanti ce ne stanno?

Per poter rispondere si dovrebbe sapere qual è la dimensione di un tubo fotomoltiplicatore. Un tubo fotomoltiplicatore è grosso all'incirca come il cilindretto di cartone interno del rotolo di carta igienica. Quindi in un quadrato 20x20 ce ne stanno al più qualche decina. Dovunque arriva un fotone sul cristallo, si possono leggere solo 20 uscite dei tubi fotomoltiplicatori, ma è poco per riuscire a capire bene dov'è finito il fotone sul cristallo. Per risolvere questo problema si utilizza la circuiteria, che si trova in alto e che serve per implementare l'aritmetica di posizionamento.