



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 999

DATA: 01/07/2014

A P P U N T I

STUDENTE: Russo

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.**

Biommagini

Perché le immagini sono fondamentali?

Sono gli esami più prescritti nelle cliniche!

Storicamente, la visione è sempre stata importante.

1895 - 1940 → Raggi X, risoluzione spaziale

1945 - 1970 → gamma camera, ultrasuoni
(tecnologia bellica) tomografia a emiss. positroni (ecografia ad es)

1970 → TC - SPECT - PET, risoluzione in ampiezza
(nucleare) TAC TC a singolo fotone

1980 → RM - DSA - SPIRAL CT, risoluzione temporale

2000 → Raggi X digitali, MEG - fMRI

risonanza magn
funzionale

Altri dispositivi di nicchia sono quelli per imaging ottico (microcamera) o imaging a fluorescenza (per studi particolari o in campo operatorio, non per diagnostica).

La "risoluzione spaziale" significa il potere risolutivo, la capacità di vedere piccole strutture. La "risoluzione in ampiezza" riguarda l'immagine digitale (numerica) invece di

- Invasività, riferita alla forma energetica e alla quantità di energia scambiata col paziente (e potenzialmente dannosa, come i raggi x). Non necessariamente dell'ingresso nelle cavità o orifizi.

L'ingegnere è solito classificare proprio per la tecnica di acquisizione (radiografie, immagini TAC, ecografie, RM)

• si possono classificare quindi :

IN BASE ALLA FUNZIONE → Morfologiche, funzionali.

IN BASE ALL'USO CLINICO → Analisi strutturali, diagnostica, analisi di patologie (cause) o monitoraggio e terapia

IN BASE ALLE CARATTERISTICHE → Invasività della tecnica, uso del mezzo di contrasto, radiazioni IONIZZANTI o NON IONIZZANTI. Cos'è una radiazione ionizzante?

Creare una IONIZZAZIONE della materia, e'

RIFLESSIONE, ultrasonografia. L'energia torna indietro!

DIFFUSIONE, SPECT, PET, sfrutta la diffusione.

• Parametri fisici dell'immagine: ^(valutare la qualità)

CONTRASTO, è la variazione relativa del valore assunto dai pixel di una zona dell'immagine rispetto allo sfondo. Ovvero se vogliamo vedere un oggetto su uno sfondo, vogliamo che il colore sia molto diverso (alto contrasto!).

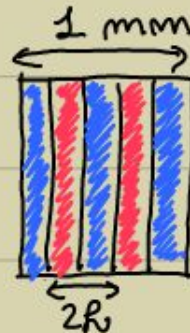
Supponiamo di avere un'immagine in valori numerici. Se immagine e sfondo hanno lo stesso valore numerico, sono indistinguibili! I numeri che vengono usati per caratterizzare l'immagine digitale, sono INTERI; in una scala di grigi i valori estremi sono BIANCO e NERO, con nero = 0 (intero più basso)

Immagini a basso contrasto fanno cattiva qualità diagnostica.

RISOLUZIONE, come detto è di 3 tipi:

RISOLUZIONE SPAZIALE: capacità di distinguere oggetti piccoli (è la dimensione del più piccolo oggetto visibile, oppure minima distanza tra due oggetti per vederli distinti), la dimensione di una lunghezza! Tradizionalmente, per dispositivi radiologici si usa misurare in coppie di linee di millimetri:

2 coppie e mezzo di millimetri! →



$$f = \frac{1}{2R}$$

Maggiore è il numero di coppie di mm, meglio è. Solo per dispositivi radiologici!

RISOLUZIONE TEMPORALE: frame rate, alcuni fanno centinaia di immagini al secondo, altri una in decine di minuti.

RISOLUZIONE IN AMPIEZZA: minimo valore di intensità rilevabile (legato al contrasto).

Fondamenti di Radiologia

Come detto, usano radiazioni ionizzanti, ovvero si rompono i legami atomici e si creano composti ionici quasi sempre TOSSICI (ad esempio la cute si indurisce, oppure la mutazione genetica). I raggi X sono quindi radiazioni ionizzanti. Vanno quindi contenuti quanto possibile con schermi.

I raggi X sono onde elettromagnetiche a frequenza compresa tra $3 \cdot 10^{16} \div 3 \cdot 10^{18}$, si suddividono in raggi X MOLLI, PER DIAGNOSTICA, PER RADIOTERAPIA.

- MOLLI → entrano nella materia e non ne escono, sono inutili! Vanno schermati
- PER DIAGNOSTICA → utili per la radiografia
- PER RADIOTERAPIA → hanno freq. troppo elevata, non vengono catturati dal sensore (attraversano tutto). Possono uccidere tessuto selettivamente! Utile quindi per trattamento tumorale. La frequenza più alta uccide

Si chiama "ad anodo rotante", infatti c'è un disco su un albero, collegato a un rotore che fa ruotare il tutto. Questo dispositivo è chiuso in un ampolla di vetro isolante.

Il catodo fonde da "cathode" emettendo un fascio di elettroni verso l'anodo, i quali scontrano contro di esso liberando energia, cioè i raggi X.

Serve qualcosa che generi il fascio di elettroni, qualcosa che li diriga verso l'anodo, e far sì che si generi la banda dei raggi X.

Questo è giustificato dal principio di equivalenza massa-energia! Infatti parliamo dei raggi X prima come particelle, poi come energia. Abbiamo detto che ogni parte ha quindi uno scopo ben preciso:

- Il CATODO come detto ha lo scopo di generare il fascio di elettroni, e spararli

per dirigere gli elettroni nella direzione voluta. La coppa fa la funzione di riassorbire gli elettroni in direzione non voluta, quelli in direzione corretta passano verso l'anodo.

- Arrivati sull'ANODO, avvengono varie interazioni, le più interessanti sono due. Come si generano i fotoni X sull'anodo? Sono ad energia molto alta, non basta l'energia degli elettroni incidenti! Per aumentare l'energia li ACCELERIAMO con un campo elettrico (differenza di potenziale tra catodo e anodo). Serve quindi che ci sia una TENSIONE tra catodo e anodo. (da 10 a 100-150-250 KV)
L'anodo è realizzato in Tungsteno o Niobio! La tensione deve essere **CONTINUA**, per non cominciare segno della accelerazione, servirà un impianto opposto per avere questa tensione. Quando gli elettroni arrivano sull'anodo

un gran numero di fotoni associati (cioè i picchi). Questi valori sono specifici per il materiale! Invece la curva continua si chiama **EMISSIONE PER FRENAAMENTO**.

L'integrale della curva di distribuzione ci dà il numero totale di fotoni, ci sono molti più fotoni dovuti all'emissione per frenamento:

- **EMISSIONE PER FRENAZIONE**: è un accelerato arriva all'atomo metallico, e viene frenato dagli elettroni del reticolo dell'atomo; questo causa perdita dell'energia dell'elettrone che viene **RIEMESSA** come radiazione elettromagnetica (radiazione in banda X). Quanto vale l'energia che è stata emessa?

E_i (incidente), E_f (fotone deflessa), $\Delta E = E_i - E_f$
 ΔE è equivalente a una radiazione in una certa frequenza. Vogliamo che sia una ΔE in banda dei raggi X (sufficiente

decadono per compensare, fino ad avere il "buco" nel livello più esterno, che viene stabilizzato catturando un elettrone libero. Quando un elettrone "salta" da un livello più elevato a uno energeticamente più basso (SALTO QUANTICO) si fa liberazione di energia, che per W e h (Planck) è proprio in forma X ! Queste emissioni hanno energia predefinita, perché il salto quantico ha un'energia fissa. Questo spiega perché è un effetto minore di quello per frenamento, e' poca la probabilità di colpire esattamente un elettrone.

- Da notare che i fotoni X rimessi hanno direzione casuale, questo va corretto schermando le direzioni non volute, per non avere eccessive radiazioni ionizzanti indesiderate!

inoltre ionizzerebbero il gas di mezzo creando corto circuito. Inoltre perché la finestra è di vetro? Non ottiene i raggi X che escono dal tubo, ed è economico, facile da lavorare e regge bene la pressione tra vuoto e atmosfera esterna.

- Calcoliamo l'efficienza dell'angolo come rapporto tra energia emessa e energia spesa (ovvero quella del catodo)

$$\eta = ZVM_0 = 1\% \text{ per il Tungsteno}$$

Z = numero atomico del met. anodico

V = tensione di dim.

$$M_0 = \text{costante } (10^{-9})$$

La maggior parte dell'energia viene convertita in CALORE, solo una minima parte in raggi X, infatti l'efficienza è bassa. Inoltre non tutto il 1% sono raggi X, molta lambda utile per la radiografia, molti sono MOLLI! Si deve ancora un fattore 10, arrivando allo 0,1%

due fattori scollegati.

Se aumentassi la tensione, l'energia dei fotoni aumenta e va bene, se aumento la corrente nel filamento aumento la quantità di elettroni sparati (INTENSITA' del fascio). Il tubo a raggi X si pilota fondamentalmente attraverso questi due parametri.

Radiografia tradizionale

Il tubo a raggi X è uguale su tutti i dispositivi, analogici o digitali, quello che cambia è il rivelatore!

Come detto i raggi X hanno la proprietà di PENETRARE i tessuti, causare FLUORESCENZA in alcune molecole (nonostante tali raggi siano fuori dal visibile), infine anche l'azione chimico-fisica sui tessuti è importante, per la radioterapia.

- Il principio di base che regola la radiografia è l'ASSORBIMENTO da parte dei tessuti, effetto

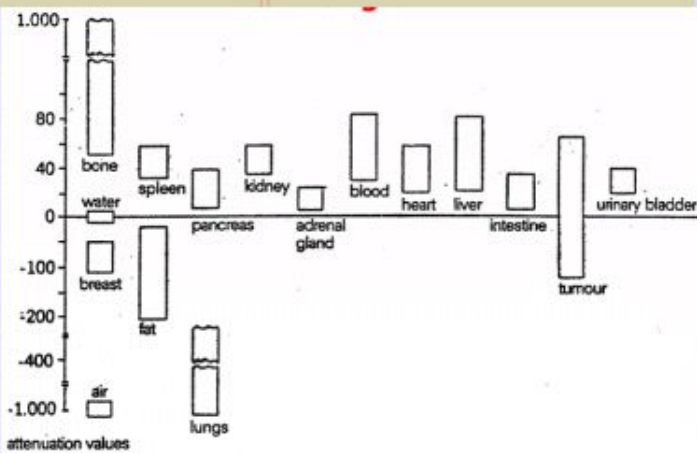
X spesso a soggetto, che emette un fascio di fotoni. Come si può prevenire di essere irradiati? Serve uno schermo tra noi e il tubo, di materiale altamente assorbente! Tuttavia per la legge di L-B non si può mai annullare N in quanto esponenziale (non esistono schermi che schermino il 100% delle radiazioni!), possiamo solo ATTENUARE il fascio con uno schermo sufficientemente assorbente.

Quindi ciò che determina " N " sono " μ " e la spessore " x "; quindi possiamo giocare sul materiale, o sul suo spessore. Le norme infatti parlano di "attenuazione introdotta", cioè il valore dell'esponente, diviso tra i due contributi.

Se $N = \frac{N_0}{2} \Rightarrow (e^{-\mu x} = \frac{1}{2})$ si parla di SCHERMO DIMETTENTE ad esempio, se $N = \frac{N_0}{10}$ di SCHERMO DECIMANTE. Non serve superare N_0 !

- Il coefficiente μ come detto non è la

- sulle radiografie, invece l'osso si vede bene per la sua densità molto maggiore.
- C'è anche una scala con valori di μ normalizzati, con il valore dell'acqua come zero. I valori vanno da 1000 a -1000, i più negativi (meno attenuanti) sono aria e polmoni, i più positivi sono i vari tipi di osso. Iniziamo a distinguere dai valori di "80" circa.
 - Si riporta la tabella che mostra lo spessore dimezzante e decimante di eventuali schermi.



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

Solo per radioterapia e applicazioni industriali si superano i MV.

Notevolmente per gli indossabili in Pb,

INTERRUTTORE ESPOSIZIONE: è obbligatorio per norma, l'operatore deve avere un controllo perfetto sull'emissione dei raggi X!

La sorgente energetica in genere è una pastiglia di cobalto, che poi sarà sostituita. Viene detto "interruttore a mano morta", cioè serve un continuo intervento dell'operatore (non on/off). Può essere un interruttore fisico o sotto il controllo di qualche altro timer o dispositivo.

TIMER: l'interruttore comunica con il timer, cioè dopo un tempo limite esso interrompe il flusso di fotoni senza effetti.

Inoltre ha la funzione di interrompere il funzionamento dopo un certo uso continuo, per proteggere il tubo da eccessiva temperatura.

SELETORE DI VOLTAGGIO: È possibile selezionare il voltaggio per accelerare le particelle entro un certo range di valori, in base all'energia necessaria a penetrare un certo

COMPENSATORE: è in comune tra i due rami! Serve a verificare che tensione e corrente non cambino durante l'esame, se succedesse esso alza o abbassa per riportare ai valori iniziali. Questi cambiamenti possono avvenire per derive termiche, problemi di carico di alimentazione, cariche elettrostatiche.

Del punto di vista energetico è conveniente spegnere il generatore di corrente, così non escono gettoni e non si usa potenza. Tra un uso e l'altro si spegne quindi la corrente!

Invece durante l'esame stesso è conveniente pilotare la tensione, così il filamento è già caldo e pronto per l'emissione.

- **DISPOSITIVO AET** (termimotore automatico dell'esposizione), è a bordo dei moderni dispositivi di radiografia. Cos'è l'esposizione?

Tutti questi controlli sono presenti nella console (testa radiante), sopra al lettino dove viene svolto l'esame.

- Cosa sono i rivelatori? Servono a cogliere l'interazione dell'energia invisibile con la materia, si basano anch'essi sull'ASSORBIMENTO. Avranno quindi μ elevato, di materiale metallici. Ci sono 3 classi di dispositivi in commercio:

PELLICOLE, sono i sensori più vecchi, stanno andando leggermente in disuso in favore di quelli digitali (efficienza, costo, portabilità, elaborazione dell'immagine, spazio di archiviazione). Sono sensori analogici

AMPLIFICATORE DI BRILIANZA: è un dispositivo in tempo reale! Durante l'irradiazione si vede subito su schermo cosa succede, è utile nelle operazioni chirurgiche, o in pronto soccorso.

adeguatamente e buio.

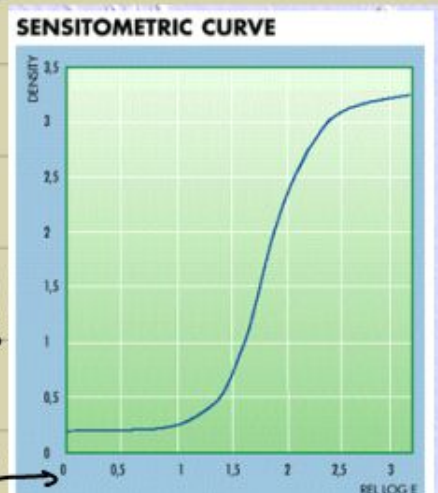
Naturalmente l'immagine si forma perché dove mettiamo esso esso assorbe i fotoni che non possono colpire i cristalli di sale di AgBr.



Quali sono i problemi delle pellicole?

La curva sensitometrica ci dice sulle ordinate il valore della pellicola (dalla bianco basso nero) e variare del tempo di esposizione. Ci sono due zone dove la curva è piatta, si avrebbe un'immagine sotto-sposta o sovraesposta in quegli intervalli, solo un piccolo tratto centrale è lineare! Per una buona immagine bisogna stare in quel tempo.

Inoltre a $t=0$ il valore non è perfettamente nero, questo peggiora il contrasto!



alla precisione che vogliamo in termini di risoluzione spaziale. Le pellicole costano circa 10 euro l'una, con dimensioni molto diverse.

NORMA CEI 62-2

- Norme per la protezione contro le radiazioni negli apparecchi ad uso medico funzionanti tra tensione da 10kV a 400kV.
- La norma si applica solo in tale campo di tensione
- Definizioni importanti:
- INTERUTTORE A UOMO MORTO → necessita di pressione continua per la chiusura del contatto
- FILTRAZIONE PROPRIA: filtrazione della radiazione X ottenuta con elementi non esportabili (tipo la guaina del tubo a raggi X).
- ESPOSIZIONE: carica prodotta dalla radiazione ionizzante nell'aria → $X = \frac{dQ}{dm}$ ($C \cdot kg^{-1}$)
ci dice quanti ioni si creano nell'aria!

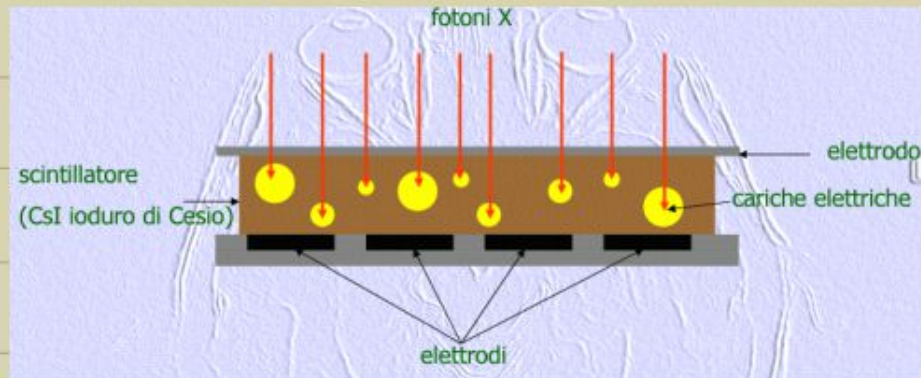
- **RADIAZIONE DI FUGA** : radiazione che fuoriesce dalla guaina.

latente), tempo sufficiente a estrarre le
pommeles e posizionare sopra uno
scanner paper che rileva dove c'è fluores-
-scenza e acquisisce l'immagine.

L'acquisizione ha un meccanismo simile
allo scanner da computer, dove viene sparato
un fascio di luce bianca che naturalmente viene
riflessa dal foglio bianco e assorbita in
modo diverso da zone di altro colore,
riflettendo solo le componenti di luce
non assorbite. La luce che ritorna viene
rilevata da sensori e l'immagine creata
nel computer. Nel caso della radiografia
il lettore con un meccanismo analogo
rileva le zone con foglio illuminato
e quelle con foglio scuro, e crea
l'immagine digitale. I fogli vengono
poi riportati alla forma originale tramite
passaggio di corrente.

Tipicamente la qualità dell'acquisizione
sarà di 10 pixel/mm. Come si è visto,

utilizzato ha due strati metallici e fa da condensatore!



Ogni elettrodo (armatura) inferiore è un pixel dell'immagine! Se la carica rilevata dal singolo condensatore è zero, si avrà il nero, se l'aumentare della carica si avranno colori più chiari. L'usura dei sensori è minima in ambito di radiologia, non è necessaria la sostituzione.

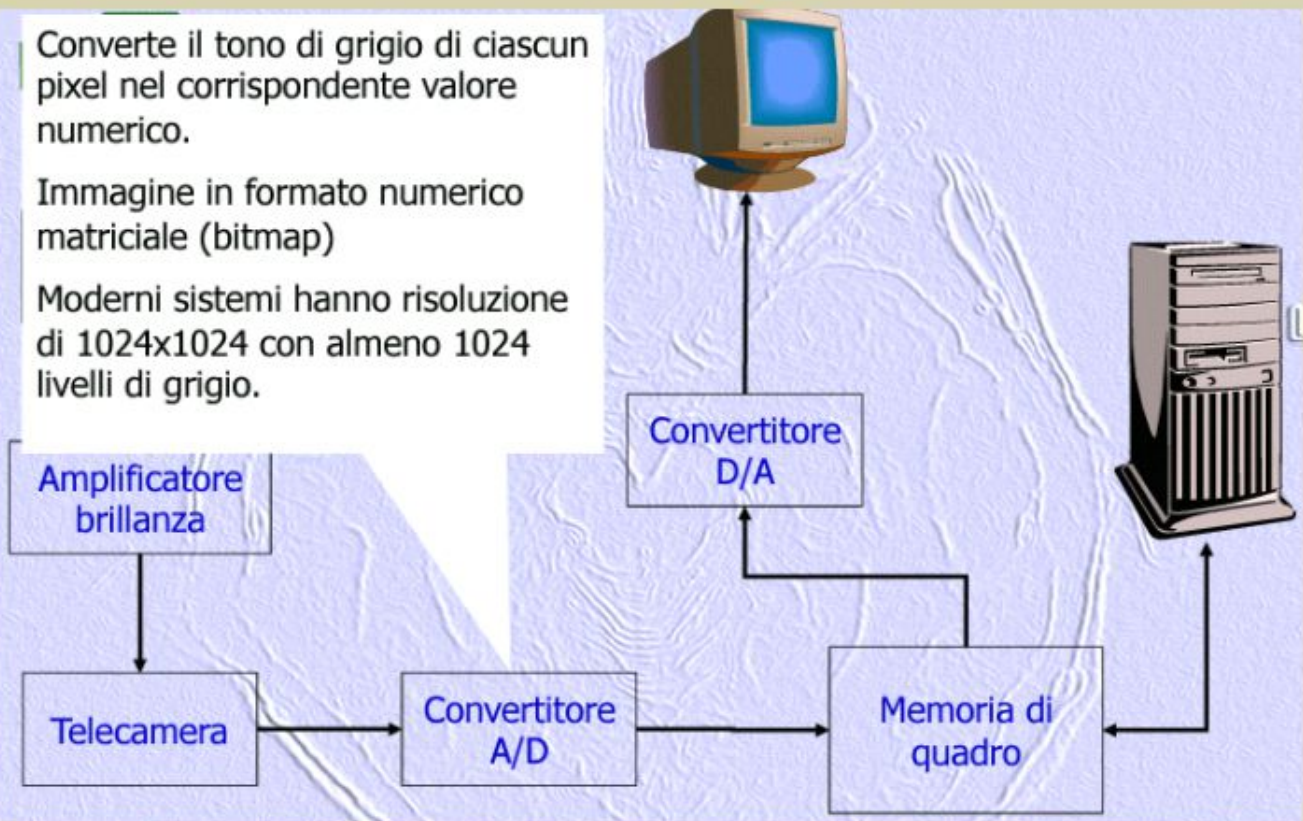
Non ci sono problemi particolari su questi dispositivi, solo la fragilità.

- Ultimo tipo di sensore, l'AMPLIFICATORE DI BRILLANZA. È una superficie che riceve fotoni e rispedisce le cariche indietro. È un'ampolla di vetro con la faccia esposta ai raggi X di forma circolare, la faccia è di due mm e sempre con

Converte il tono di grigio di ciascun pixel nel corrispondente valore numerico.

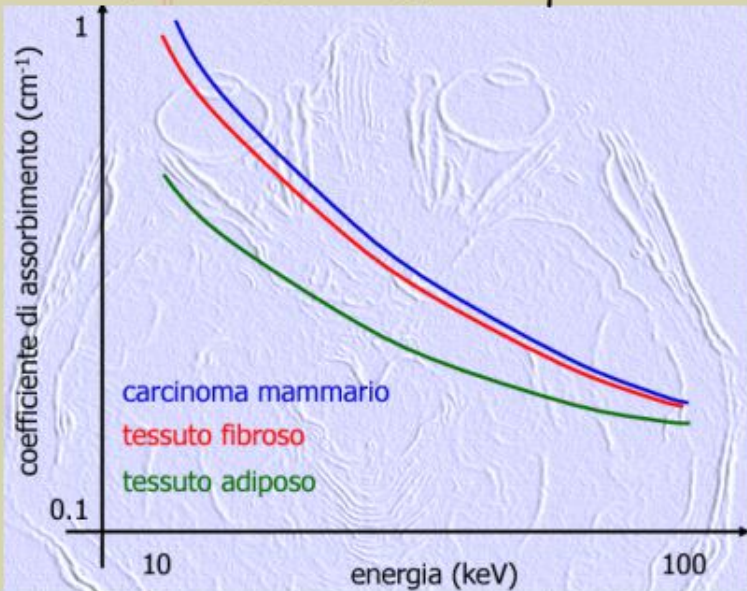
Immagine in formato numerico matriciale (bitmap)

Moderni sistemi hanno risoluzione di 1024x1024 con almeno 1024 livelli di grigio.



MAMMOGRAFO

Viene usato solo per la mammella.



Di due tessuti sono i costituenti principali della mammella. Il coefficiente μ diminuisce all'aumentare dell'energia, ed

alta energia il carcinoma è quasi uguale ai tessuti! quindi bisogna lavorare a basse

Inoltre lo spessore deve essere minimo possibile perché vogliamo usare energia minore possibile senza inficiare la qualità dell'immagine.

Si Acquisiscono sempre due proiezioni per la questione delle sovrapposizioni, CRANIO-CAUDALE e OBLIQUA MEDIO-LATERALE. A tale scopo il dispositivo ruota con due gradi di libertà.

Oggi la maggior parte dei mammografi sono digitali, anche se le pellicole sono ancora in uso. Il piatto superiore del compressore è trasparente oltre che ai fotoni X, anche al visibile, così se viene rifatto l'esame si posiziona la mammella nello stesso punto.

- Anche se simili ai normali radiologici, hanno vari accessori come l'ago per obliquo guidata, unità di dispositivo stereotassico per individuare e angolazione

prove successive! Si deve tenere un registro con tutte le prove di costanza riferite alla prima.

Quando la prova di costanza non dà più esito positivo (qualità insufficiente) si prosegue con la sostituzione.

Prove di costanza da eseguire

La norma CEI 62-114 ha una parte che riguarda proprio le prove di valutazione sui mammografi! (di costanza):

GENERALITÀ → le prove di costanza vanno fatte su pellicole / sensori dello stesso lotto, per via delle curve sensitometriche che devono essere le stesse (variano in base al lotto). Così sono rappresentabili con la prima prova.

ISPEZIONE VISIVA → semplice controllo del dispositivo nel suo aspetto, presenza di ogni componente, doti di targa, presenza di documentazione... È una prova di

sempre una buona esposizione. Va fatta ogni 3 mesi! È quindi una prova numerica sulla 'IOD' che viene calcolata con un DENSITOMETRO non deve essere compresa del $\pm 0,20$ (è uno scommere).
PRESENZA DI ARTEFATTI rispetto all'inizio!

Verifica che non ci siano difetti sulla lastra, effetti della griglia antidi diffusione (serve per evitare lo scattering dei fotoni su zone non volute della lastra, questa griglia sottile lascia passare solo i fotoni esattamente perpendicolari alla lastra, quelli scatterati passano nel metallo e vengono attenuati), attenuazione non corretta del fascio di uscita (tra il tubo e il paziente vengono posti dei filtri che assorbono i raggi X molli, sono dei fogli metallici che "ripuliscono" lo spettro di emissione dalle radiazioni inutili a scopo diagnostico) e il supporto paziente.

I materiali di cui sono fatti questi pezzi possono degradare non svolgendo correttamente la loro funzione. Questo

Va fatta ogni 6 mesi!

FASCIO DI IRRADIAZIONE

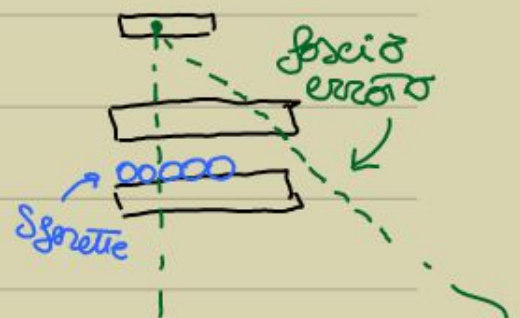
Voluto eventuali variazioni del fascio di irradiazioni nel campo vicino al torace del paziente. La geometria del fascio deve essere corretta!

Si usa un fontoccio con 5 sfere metalliche di diametro 2 mm, disposte al bordo toracico ortogonalmente. Sotto l'ostia devono essere visibili almeno 2 su 5 sfere! Va fatta ogni 6 mesi!

COMPRESSORE

Voluto che non sia pericoloso per la paziente. Si usa come fontoccio una sacca d'acqua, con un dinamometro si voluto la forza di compressione, che non deve essere variata per $\pm 10\%$ dal valore iniziale.

Va fatta ogni 6 mesi!

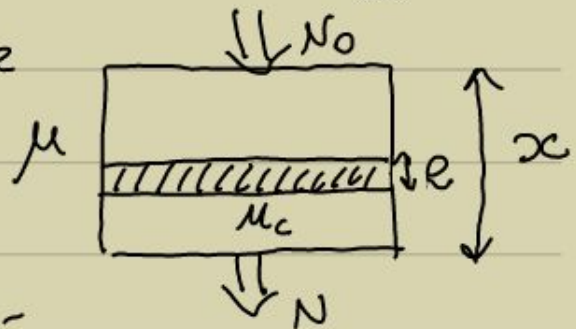


distretto, si somministra un mezzo di contrasto per iniezione endovenosa, e si fa una seconda radiografia (post iniezione). Si fa quindi la sottrazione della seconda immagine, della prima! Rimane così solo l'informazione del mezzo di contrasto.

Del punto di vista matematico, supponiamo di avere uno spessore x e un coefficiente μ . Prima dell'iniezione

del contrasto:

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$



Dopo il contrasto, si avrà

una zona di spessore R (rosso) con coefficiente μ_c , quindi:

$$N_c = N_0 e^{-[\mu(x-R) - \mu_c R]}$$

La differenza vale:

$$D = N - N_c = N_0 e^{-\mu x} [1 - e^{-R(\mu_c - \mu)}]$$

o, in forma logaritmica:

$$D = \ln(N) - \ln(N_c) = R(\mu_c - \mu)$$

È un valore sempre positivo, perché il

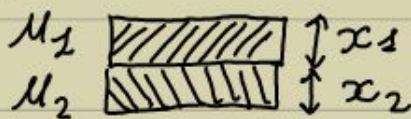
Tomografia computerizzata

Il campo è sempre la radiologia (tubo a raggi X per la generazione, emissione, tutto uguale), ma ha alcuni vantaggi.

Serve una certa potenza di calcolo, quindi si è evoluta assieme agli elaboratori.

Ha il vantaggio di poter distinguere molti più tessuti (ALTO CONTRASTO rispetto alla radiografia dove si vedeva solo osso).

Perché nasce la TC? Serve a ovviare il problema della sovrapposizione dei tessuti (planarità), in quanto la radiografia tradizionale era di tipo PROIETTIVO. Consideriamo due blocchetti:



Non siamo in grado di capire lo spessore o il coefficiente di attenuazione con una lastra tradizionale. La soluzione a questo problema è fare una seconda proiezione lungo una direzione ORTOGONALE alla prima! L'idea è fare quindi

soggetto sarà fermo e la sorgente ruota attorno al distretto anatomico. Ci sono quindi delle parti in movimento, la camera ruota con all'interno sorgente e rilevatore.

- Il tomografo acquisisce tante sezioni del corpo umano, noi possiamo scegliere quale è la più utile allo scopo clinico.
Vantaggi e svantaggi:

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

Tra i vantaggi della TC troviamo quindi la possibilità di calcolare un volume, ma perdiamo in risoluzione spaziale con

Per ottenere tutto il volume si impilano tutte le fette, riottenendo la forma completa. Al principio è sempre lo stesso, il rivelatore riceve un numero diverso punto per punto, di fotoni uscenti; dove escono meno fotoni ci sarà un ostacolo esistente, che potremo visualizzare da un'altra angolazione.

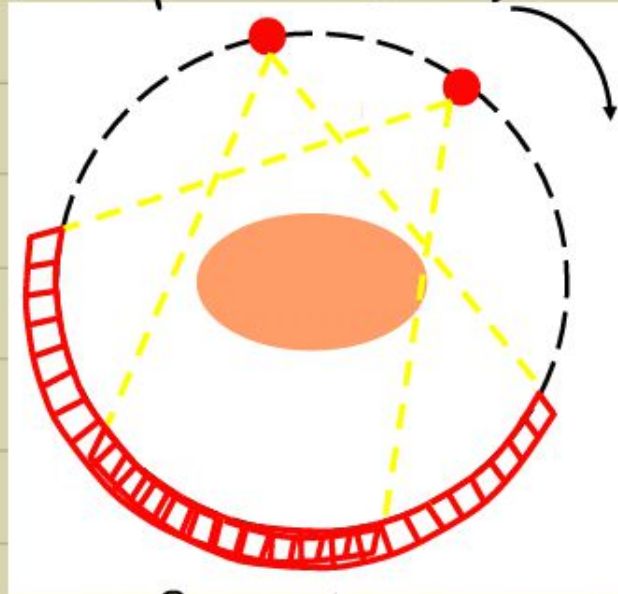
Per la stessa fetta in immagine si devono acquisire proiezioni per molti angoli; l'escursione angolare deve essere 180° , perché dopo tale valore otteniamo le proiezioni già acquisite ma solo risultate (inutili). All'interno di 180° dovremmo muoverci a passi infinitesimi (secondo la teoria) e integrare, ma si esporrebbe il paziente a troppe radiazioni, quindi il MINIMO avremo passi di 1° ; questo porterà ad un' approssimazione nel completamento, se vogliamo più precisione dobbiamo campionare di più.

Si arriva ad una ricostruzione quasi perfetta della fetta. Per tutto il volume servono molte altre fette! Come si stemperano? Si sposta anche qui di un "passo" l'oggetto da analizzare!

Quindi il piano del GANTRY (corona, che contiene la sorgente e il rivelatore) può essere esattamente assiale, oppure leggermente inclinato (non più assiale) per motivi di interazione dei fotoni con la materia.

I sensori della TC devono essere solidi e tubo radiogeno, altrimenti la rotazione sarebbe inutile.

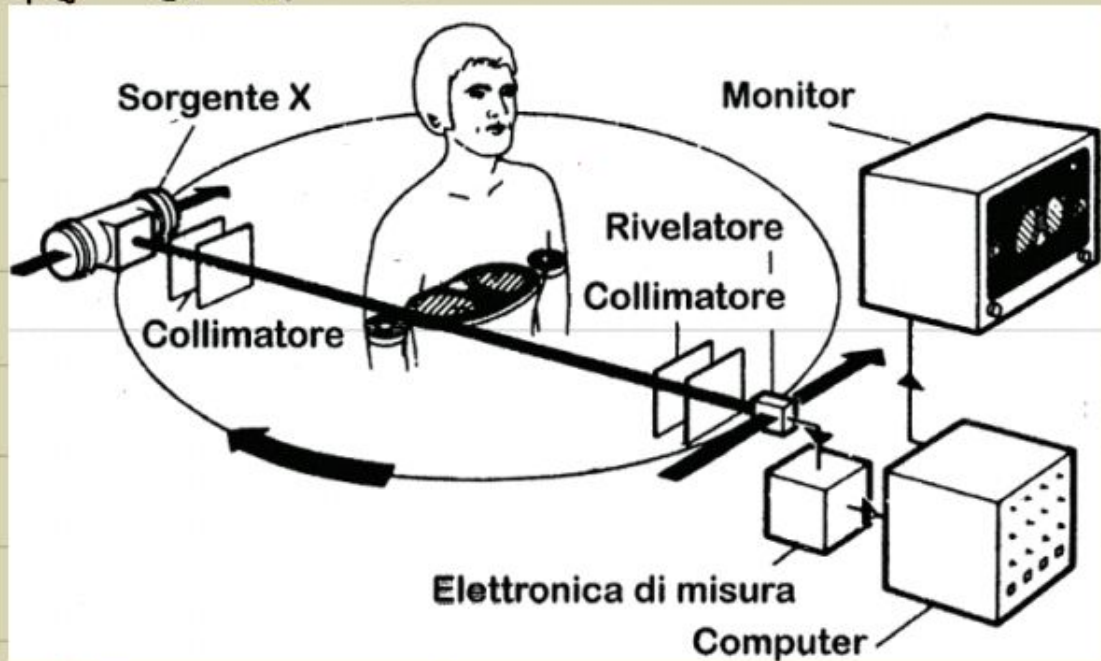
Gli scanner di 3° generazione fanno sensori a "ventaglio" su un primario e solidali alla sorgente, si muove tutto insieme. C'è un migliaio di sensori che copre tutto il capo umano!



Qui le linee del fascio non sono tra loro parallele, ma spaziate angolarmente! Quindi non dobbiamo più traslare ma solo ruotare per acquisire una fetta.

- Nella 4° generazione i sensori sono su tutta la circonferenza, ruota solo il tubo a raggi X con varie migliaia di sensori. Il tempo di acquisizione di una fetta deve essere ormai inferiore ai 500 ms.

• Schema a blocchi :



Il collimatore ha la funzione di far arrivare al sensore di misurazione solo i fotoni nella giusta direzione, ed evitare lo scattering dei fotoni. Sono delle lamelle di metallo che devono sopportare la forza centrifuga durante la rotazione. Quali sono i blocchi funzionali della TC?

1 → sistema di scansione, le sorgenti e rivelatori

2 → unità elaborazione dati, si occupa di ricostruire spazialmente dalle fette

3 → sistema di visualizzazione, è uno schermo

e si possono avere valori negativi.

Un gas in HV ha il valore minore possibile, cioè $\mu(HV) = -1000$, nel valore normale aveva zero, e quindi il limite INFERIORE. Non ha in teoria un limite superiore (anche se le essa hanno circa 2000).

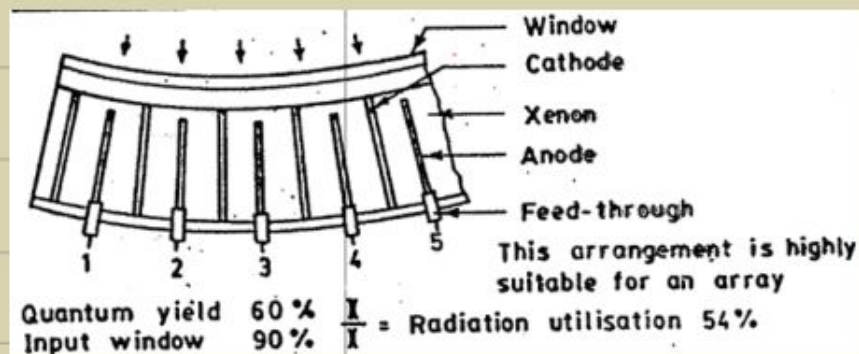
All'interno di una scala TC avremo quindi valori di attenuazione da -1000 a $+1000$, in scala Hounsfield.

Grazie alla scala Hounsfield abbiamo buona risoluzione di contrasto, perdendo in ris. spaziale.

TC SPIRALE

È un metodo per usare un dispositivo del tipo "slip ring", consiste nel far ruotare sempre la parte in movimento, a velocità costante, non si ferma mai! Di continuo, mentre il tubo ruota, viene movimentato anche il paziente. Serve a

- **SENSORI A GAS** → Sono camere di ionizzazione. Si usa un gas inerte (tipo Xe) compresso in una intercapedine con dei setti che formano compartimenti; ogni camera è un sensore! I fotoni, passando nelle camere, ionizzano il gas presente e generando carica elettrica (elettroni liberi); a questo punto si legge la carica elettrica per effetto capacitivo, si fanno le pareti della camera come armature del condensatore.



Erano molto utilizzati un tempo per via di 3 vantaggi:

- POCO COSTOSI
- ADATTI PER LE CORONE DI 4^o GENERAZIONE
- LA GEOMETRIA DEI SETTI METALLICI PERMETTE LA COLLIMAZIONE (fotoni in direzione)

Medicina nucleare

Parliamo sempre di campi elettromagnetici ma in banda γ (ottissima energia e frequenza). Come nella radiografia, dipende tutto da μ , ma qui non c'è una sorgente di emissione, è tutto endogeno; noi non emettiamo radiazione, la sorgente viene ingerita dal paziente e poi emette. Si parla quindi di ricostruire la funzione di un tessuto o organo! Non ci dice la struttura o forma del distretto, ma il suo funzionamento (NO morfologico, si funzionale).

La sorgente può essere iniettata, ingerita, inalata... finché non si esaurisce il farmaco, l'emissione continua!

Perché la banda γ ? È più facile da generare con composti, e sono sufficientemente energetici da uscire sicuramente dal corpo umano, risente meno dell'attenuazione (μ diminuisce all'aumentare dell'energia).

come lo Iodio viene assorbito dalla tiroide.

Quali sono gli aspetti negativi? L'efficienza è molto bassa, molti fotoni vanno persi in direzioni casuali, e alcuni di quelli captati dal sensore ma in direzione sbagliata vengono ottenuti dal collimatore.

Inoltre come detto la localizzazione della sorgente non è perfetta, può essere localizzata anche in altre zone! (Ad esempio tumori e infiammazioni assorbono la stessa sorgente).

Le sorgenti sono anche di materiali tossici (Iodio, Cobalto, Tecnezio), possono portare a complicazioni, perché stazionano nei reni e nel fegato.

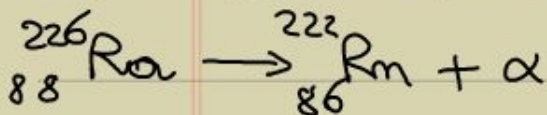
• DEFINIZIONI →

Radioattività: emissione di radiazioni da parte di un atomo, causata dallo scioglimento del rapporto protoni/neutroni.

Dopo il tempo di dimezzamento il farmaco viene considerato sicuro.

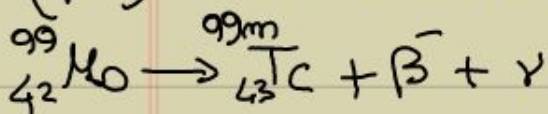
Meccanismi di decadimento

- Decadimento $\alpha \rightarrow$ il nucleo radioattivo emette particelle α , (2 protoni e 2 neutroni) il peso atomico diminuisce di 4 e il numero atomico diminuisce di 2:



Le particelle α sono pesanti, sono fortemente ionizzanti ma vengono assorbite subito dalla materia. Non servono per l'imaging, ma viene usato in terapia! Utile per il trattamento di tumori.

- Decadimento $\beta^- \rightarrow$ un protone si trasforma in un neutrone, un elettrone e un neutrino. Il numero atomico aumenta di 1 (protone \rightarrow neutrone). Gli elettroni (β^-) non escono dal corpo!



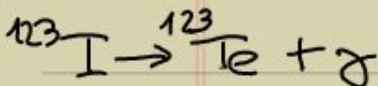
Il tecnecio 99 si produce quindi a partire dal Molibdeno 99 . La reazione è codificata.

dove m è la somma delle due masse (elettrone + positrone).

$E = 1022 \text{ KeV}$, che si spartisce tra i due fotoni γ che si sono generati. Hanno ognuno 511 KeV , sufficiente per la banda γ !

I due fotoni generati sono identici, ma vanno in direzioni esattamente opposte. (Acea Boe della PET)

- Cattura di un elettrone orbitale \rightarrow avviene con la cattura di materia per riempire orbitali esterni. Si catturano elettroni liberi nella materia. Quindi per equilibrare, un protone diventa un neutrone + neutrino, il numero atomico cambia e gli elettroni si spostano per equilibrare.



Viene liberato un fotone in banda γ per equilibrare! È alla base della SPECT (single photon). Quindi tutti questi meccanismi danno pochi fotoni γ ognuno!

77 Poca informazione, dispersa nello spazio.

copteremo solo quelli che vanno verso il rivelatore:

- Rivelatori a semiconduttore → sono sensori caratterizzati da resistori a valore variabile. Sono soggetti a derive termiche, poco usati

- Rivelatori a gas → uguali a quelli TC, sono anche qui poco usati.

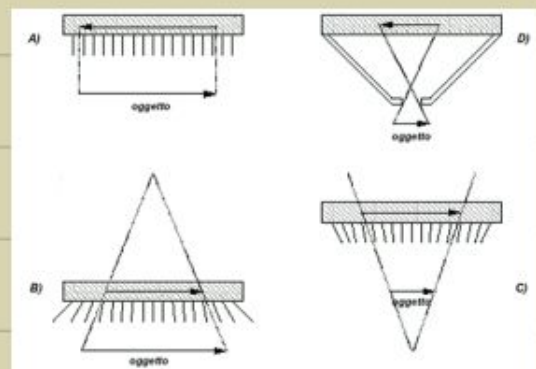
Entrambi questi sensori usano misure integrali (per radiologia), che qui non vanno bene perché dobbiamo fare conta gotonica

- scintillatori inorganici → hanno elevato μ (elevato A quindi), emettono luce nel visibile e colpiti da fotoni γ . Hanno buona linearità, emettono luce in proporzione all'energia della radiazione incidente. Hanno anche buona efficienza (13%).

Sono cristalli di NaI con impurezze di Te (migliora μ), spessore 20-30

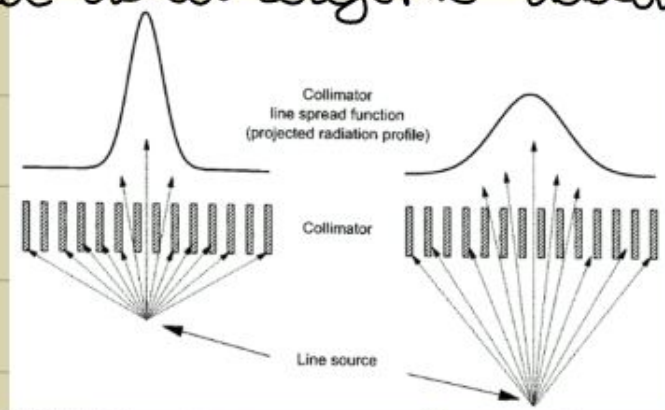
possiamo esercitare quante vogliamo nel macchinario (generalmente due) perché non aumentiamo la dose, sono solo rivelatori. Sono di grandi dimensioni, perché deve, oltre a rivelare il fotone, determinare le coordinate del punto di impatto.

- I fotoni come detto vanno in ogni direzione, quindi si usa un COLLIMATORE per scegliere la direzione corretta (a fori piani e paralleli, cilindrici e cristallo di NaI), altrimenti dei fotoni da direzioni oblique darebbero informazioni sbagliate. Ci sono vari tipi di collimatori, in base alla dimensione dell'oggetto da analizzare:



Sono fatti in materiale assorbente come

- I tubi fotomoltiplicatori sono posizionati con geometria esagonale per minimizzare la perdita di informazione, ce ne stanno qualche decina in una gamma camera. Questo numero non sarebbe sufficiente a dare la posizione del fotone (circa 20 pixel), quindi nell'elettronica di misura si usano degli artifici per migliorare la risoluzione.
- Tornando ai collimatori, come detto essi assorbono fotoni di direzione non perfetta, quindi causano perdita di informazione. La quantità di fotoni assorbiti dipende dalla distanza della sorgente dalla camera:

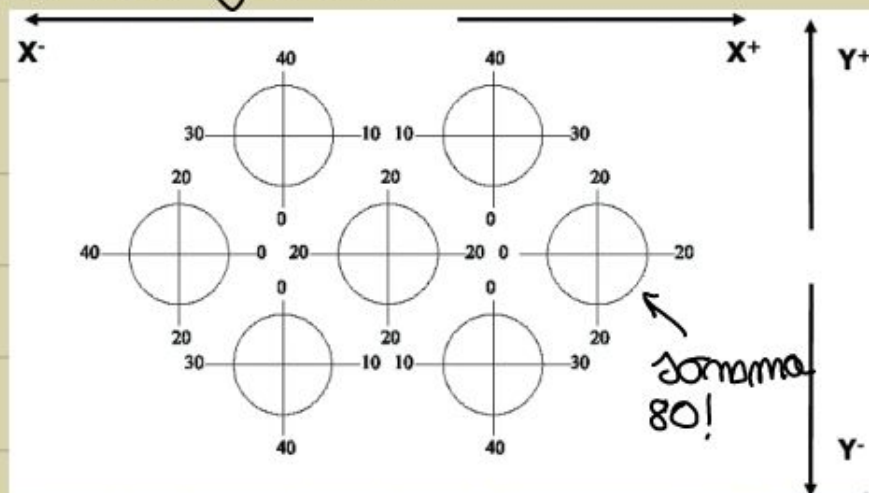


se la sorgente è troppo lontana, i fotoni cadono in più punti, quindi in una zona più ampia! La risoluzione dipende quindi dalla distanza sorgente-collimatore, più

per 10-12 volte, fino ad avere una corrente molto più intensa di elettroni. In genere tra una placca e l'altra ci sono passi da 100V, si arriva all'angolo ad avere tensioni dell'ordine del kV!

ARITMETICA DI POSIZIONAMENTO

Come avviene la determinazione della posizione del fotone.



Questo è il piano dei cristalli scintillatori, si vedono le uscite dei tubi. Si prende l'uscita di ogni tubo in 4 rami, ognuno va in una delle 4 direzioni ortogonali. Un ramo verso X+, uno verso X-... poi si identifica il tubo che sta al centro del piano, ognuno dei rami è collegato

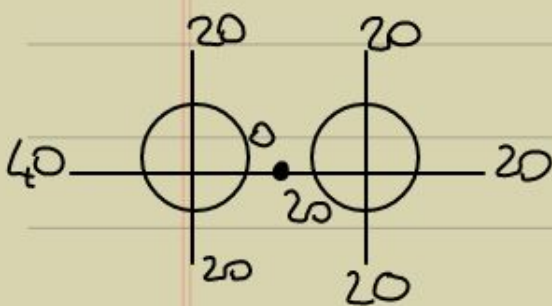
Dati i pesi, possiamo anche determinare la posizione dei centri dei tubi, usando una grandezza:

$$Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$$

ci dà la somma di tutti i contributi, serve a NORMALIZZARE le coordinate rispetto al piano, ogni posizione va divisa per Z !

$$X = \frac{X^+ - X^-}{Z}, \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Z}$$

Ma c'è ancora un fatto, immaginiamo di avere due tubi:



il fotone cade esattamente in mezzo; come calcoliamo le coordinate del punto di impatto?

$Z = 80$ come detto per un singolo tubo, ma se sono coinvolti due tubi bisogna dividerci l'energia del fotone come in un partitore di corrente, quindi:

$$Z = \frac{80}{2} + \frac{80}{2} = 80$$

minore energia, quindi aveva una direzione sbagliata! Quindi aggiungendo un comparatore di soglia possiamo eliminare i fotoni con energia troppo bassa.

- Inoltre, se casualmente pioveranno due fotoni in due punti diversi, il posizionamento capirebbe come se ci fosse un fotone solo in un punto medio, che è sbagliato! Però Z è più grande, quindi sempre con un comparatore possiamo eliminare Z troppo elevate.

- Ancora, se volessimo somministrare due radiofarmaci diversi (danno fotoni ad energie differenti), avremmo Z diverse, quindi discrimineremo con un comparatore possiamo capire da quale farmaco proviene il singolo fotone.

TECNICHE DI MEDICINA NUCLEARE

Sono ECT (emission computed Tomography), PET e SPECT, si differenziano principalmente per il tipo di radioisotopo utilizzato.

motivi di vicinanza. Al massimo si possono scegliere DUE gammacamere per captare più fotoni; nella rotazione di più teste rotanti bisogna però che entrambe stiano sempre il più vicino possibile all'oggetto come già detto. Aumenterà l'efficienza fotografica naturalmente.

Caratteristiche della SPECT:

- 64 proiezioni a campionamento angolare di $5,6^\circ$
- Risoluzione di 128×128
- sezioni di dimensione 3,2 mm
- dimensione dei pixel pari a 3,2 mm
- usate collimatori a fori paralleli e piani, buon compromesso.

Da cosa dipende la risoluzione spaziale?
Principalmemente da:

CAMPIONAMENTO ANGOLARE, come detto dovrebbe essere fatto a passi di $d\theta$ infinitesimi, nella pratica come detto usiamo $5,6^\circ$. Non usiamo passi più piccoli perché servirebbe

dell'ordine dei minuti, quindi vanno prodotti in loco prima dell'esame!

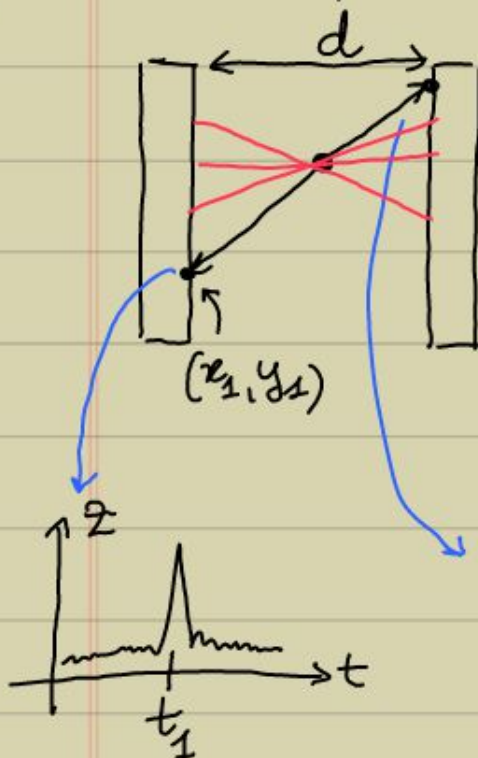
Come si producono? serve un ciclotrone che accelera le particelle, indispensabile e molto costoso.

Isotope	half-life (min)	Maximum positron energy (MeV)	Positron range in water (FWHM in mm)	Production method
^{11}C	20.3	0.96	1.1	cyclotron
^{13}N	9.97	1.19	1.4	cyclotron
^{15}O	2.03	1.70	1.5	cyclotron
^{18}F	109.8	0.64	1.0	cyclotron
^{68}Ga	67.8	1.89	1.7	generator
^{82}Rb	1.26	3.15	1.7	generator

Nella tabella si vede che i radioisotopi della PET sono elementi organici normalmente usati in moltissimi processi fisiologici, quindi possono essere usati pressoché in ogni distretto. Inoltre decadono velocemente e questo è buono per il paziente in quanto alla fine dell'esame finisce l'esposizione.

Quali rivelatori si usano per le gammacamere usate nella PET?

si predilige una struttura ad anello di sensori come nella TC, invece della gammacamera! grazie alla struttura ad anello e alla "collimazione elettronica", non servono collimatori fisici. Come funziona questa collimazione?



Vengono emessi due fotoni γ nelle due direzioni spaziali opposte. Possiamo definire $Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$

Considerando due gammacamere come nei primi dispositivi, il tempo di arrivo sulle camere deve essere una variabile non costante, che possiamo calcolare se conosciamo velocità e distanza della sorgente alle camere:

$$\Delta t = |t_2 - t_1| \leq 4 \div 6 \text{ ms}$$