



*centroappunti.it*

**CORSO LUIGI EINAUDI, 55/B - TORINO**

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

**NUMERO: 2528A**

**ANNO: 2022**

# **A P P U N T I**

**STUDENTE: Ciaffaglione Flavia**

**MATERIA: Bioimmagini - Prof. Filippo 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 STUDENTI E NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.  
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.

## INTRODUZIONE ALLE BIOIMMAGINI

### Cos'è una bioimmagine?(1)



**CONVENZIONE RADIOLOGICA:** se non diversamente indicato sull'immagine, il **lato destro del corpo è rappresentato a sinistra e il lato sinistra è a destra dell'immagine**. Guardando la foto è come se guardassimo il corpo dai piedi verso la testa (corpo posizionato sul lettino, noi ai piedi e lo osserviamo da lì). Non seguita dai neurologi per non fare confusione ulteriore per via della storia che l'emisfero estero controlla l'emisfero sinistro e viceversa.

Quindi quello in RX è un piede destro.

Il concetto di **bioimmagine** è un concetto molto ampio: può essere sia quella cosa che ci fa vedere com'è fatto un qualcosa sia quella che ci fa vedere come funziona o addirittura un mix delle due cose.

### Cos'è una bioimmagine?(2)

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



Questa definizione prescinde dalla tecnica usata e quindi **qualunque cosa metta in evidenza una parte anatomica o fisiologica interna al corpo** per noi è una bioimmagine. Il fatto di dire "parte interna" è significativo solo perché la parte esterna non abbiamo bisogno di chissà quale tecnica per vederla. Ad esempio una lesione cutanea può semplicemente essere fotografata senza tecnologie avanzatissime (è comunque una bioimmagine).

Per bioimmagini si intendono anche

le immagini al microscopio delle cellule, dei tessuti. La nostra attenzione è però focalizzata principalmente alle immagini di radiodiagnostica.

**FUNZIONE:** le bioimmagini si distinguono tra loro anche per la funzione cioè per quale motivo fai quella bioimmagine. Ad esempio una RX di caviglia la fai per un motivo solo ovvero una frattura sospetta mentre una biopsia può essere fatta per diverse ragioni: verificare un'alterazione del tessuto (diagnostica di I livello) o capire di che problema si tratta (diagnostica di II livello). Se sto indagando un fegato e voglio sapere se c'è una lesione questa è di I livello, una volta che scopro se si è innestata una lesione vado a capire cos'è quindi passo alla diagnostica di II livello.

**SCALA:** posso avere immagini su scala molto piccola (cellule) o immagini total body e nei due casi la scala è diversa

**TECNICA:** utilizzare certi strumenti piuttosto che altri vuol dire interagire con i tessuti in modo diverso

1859-1940: raggi X, risoluzione spaziale

La **risoluzione spaziale** è la dimensione dell'oggetto più piccolo che si può rappresentare su una immagine. Più tecnicamente è la minima distanza cui si possono trovare due oggetti puntiformi per riuscire a vederli come separati, se fossero più vicini non riuscirei più a "risolverli" ovvero a vederli distinti.

1945-1970: ultrasuoni, gamma camera.

La gamma camera è un dispositivo in grado di rivelare campi elettromagnetici di energia particolarmente intensa ovvero le radiazioni gamma che sono più energetiche di quelle X. Sono usate in medicina nucleare per creare le immagini

1970: TC (tomografia computerizzata), SPECT (tomografia computerizzata ad emissione di singolo fotone), PET (tomografia ad emissione di positroni), risoluzione in ampiezza.

**TOMOGRAFIA**: tecnica in grado di rappresentare un volume (tomo=volume) quindi qualcosa che non è più solo bidimensionale come l'rx.

Nasce la **risoluzione in ampiezza** ovvero "dinamica": se prendiamo la radiografia della prima slide, notiamo che l'immagine ha una "dinamica" scarsa perché è in grado di farmi vedere il vuoto (nero), l'osso (parte chiara) e della roba indistinta (alone grigio) cioè i tessuti. Quindi si è cercato un modo per ottenere immagini con una certa "ampiezza di colore" che ottimizza la percezione dell'immagine stessa e dei vari tessuti.

1970-1980: RM (risonanza magnetica), DSA( angiografia digitale a sottrazione), TC a spirale, risoluzione temporale.

La **risoluzione temporale** nasce perché nella diagnostica non si può andare alle lunghe: pensiamo alla pompa cardiaca, mica sta ferma! O ad un paziente che durante l'esame si muove. Questa risoluzione è la capacità di uno strumento di acquisire i dati in un tempo molto breve (numero di immagini che possono essere create al secondo).

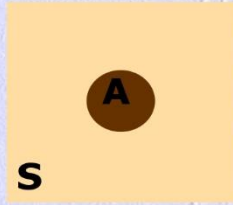
2000: RX digitale, MEG (magnetoencefalografia), fMRI (risonanza magnetica funzionale che serve a valutare in modo non invasivo la funzione del cervello, cioè come risponde agli stimoli esterni).

MEG: è la "sorella" dell'elettroencefalografia: durante lo scambio di potenziali d'azione tra neuroni, la componente elettrica da origine ad un segnale (EEG) ma quello che si propaga è un segnale elettromagnetico quindi la componente magnetica da origine ad una immagine detta MEG quindi una mappatura delle correnti magnetiche sul cervello.

## Parametri fisici descrittivi di un'immagine<sup>(1)</sup>

Le prestazioni di un sistema di generazione di immagini a scopo diagnostico possono essere valutate a partire da un numero limitato di parametri.

### CONTRASTO



Rappresenta la variazione relativa del valore assunto dai pixel appartenenti ad una zona dell'immagine rispetto allo sfondo.

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

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

Supponiamo di avere un'immagine costituita da uno sfondo S, un oggetto A e monocromatica (scale di grigio).

Il colore più intenso è il bianco, quello meno intenso è il nero; nel mezzo c'è la "dinamica" ovvero tutti i valori che un pixel può assumere.

Ogni punto dell'immagine ha un valore che viene convertito nella tonalità di grigio corrispondente.

Esiste una **convenzione** secondo cui per le immagini (soprattutto se mediche) **per codificare il colore si usano solo valori interi positivi**: il colore più scuro è il nero e ad esso corrisponde il valore numerico positivo più basso ossia 0, il valore da assegnare al bianco dipende dal limite superiore, ossia da quanti toni di grigio ci sono.

Per le **immagini mediche** viene fissato un **numero di N bit pari a 8** (cioè 1byte): i numeri interi rappresentabili su 8 bit sono  $2^N - 1$  quindi al bianco, per N=8, corrisponde un valore numerico pari a 255. Quindi in totale in una immagine a toni di grigio abbiamo 256 toni di grigio differenti.

Gli unici casi in cui non vale N=8 sono la TC e la RM in quanto a volte, avendo una dinamica maggiore (risoluzione in ampiezza) utilizzano N=16 bit (2 byte).

Se la mia immagine ha un oggetto chiaro posizionato su uno sfondo scuro **definiamo il "contrasto" come un rapporto dove al denominatore c'è il valor medio di tutti i punti dello sfondo e al numeratore c'è la differenza tra valor medio di tutti i punti dell'oggetto e valor medio di tutti i punti dello sfondo**: il contrasto quindi è **una misura di tipo relativo**: al numeratore dice quanto sono diversi oggetto e sfondo rapportati allo sfondo (denominatore), è una quantità adimensionata.

Perché il contrasto è importante? Supponiamo che il valore numerico dell'oggetto sia uguale a quello dello sfondo: in questo caso il contrasto è 0. Quando il contrasto è molto basso vuol dire che il colore dell'oggetto è prossimo a quello dello sfondo quindi lo vedo male. Se sfondo e oggetto hanno due colori opposti (bianco e nero) allora in quel caso il contrasto sarebbe infinito e non va bene. Allora **possiamo pensare al contrasto come un parametro che dice quanto bene riusciamo a vedere i dettagli in una immagine: non deve essere ne troppo basso** (appiattisce immagine) **ne troppo alto** (non vediamo la dinamica in mezzo).

Il **segno** del contrasto mi dice qual è il rapporto oggetto/sfondo:

-OGGETTO CHIARO/SFONDO SCURO: v.medio dell'oggetto è maggiore dello sfondo quindi il NUMERATORE è POSITIVO.

-OGGETTO SCURO/SFONDO CHIARO: v.medio dell'oggetto è inferiore a quello dello sfondo e il CONTRASTO diventa NEGATIVO.

Quindi il contrasto dice quantitativamente se una immagine è di buona qualità.

## Parametri fisici descrittivi di un'immagine<sup>(3)</sup>

### RAPPORTO SEGNALE – RUMORE

A causa del rumore presente, il valore dell'immagine in un punto non è una costante, ma piuttosto una variabile casuale (si supponga una v.c. gaussiana con deviazione standard pari a  $\sigma_i$ )

Detto  $i_{avg}$  il valor medio dell'immagine in un punto, il rapporto segnale – rumore (SNR) vale:

$$SNR = \frac{i_{avg}}{\sigma_i}$$

Tuttavia il valore assoluto del SNR non è sempre molto significativo, spesso interessa maggiormente una misura di SNR differenziale, relativa ad esempio ad un dettaglio  $a$  su uno sfondo  $s$ . In questo caso il valore del SNR differenziale vale:

$$SNR_d = \frac{\bar{i}_a - \bar{i}_s}{\sigma_i} = c \frac{\bar{i}_s}{\sigma_i}$$

17

Per le immagini mediche il parametro più importante è il RAPPORTO CONTRASTO/RUMORE (e non segnale/rumore).

L'effetto del rumore sulle immagini è quello di cambiare il valore di alcuni pixel, cioè si distribuisce come una variabile casuale sul valore dei punti e quindi se lo sfondo è chiaro rimane chiaro ma sarà un po' irregolare per via di questo rumore.

Nella definizione tradizionale, il rapporto segnale/rumore misura il valore dell'oggetto fratto deviazione standard dei punti sullo sfondo.

Se definiamo tale rapporto mettendo al numeratore il numeratore del contrasto e moltiplichiamo per il valor medio dello sfondo otteniamo che il rapporto s/rumore è proporzionale al contrasto per il v.medio sfondo fratto deviazione standard.

In conclusione **il rapporto segnale/rumore è proporzionale al contrasto**: maggiore è il contrasto meno rumorosa appare l'immagine per questo il contrasto è indicazione di buona qualità di una immagine.

## Termografia(1)

La termografia consente di ottenere una mappatura della distribuzione di temperatura sulla superficie dell'epidermide.

### Importanza diagnostica

notevoli simmetrie bilaterali nel corpo umano e specifici pattern associati a soggetti sani



Metodica utilizzata prevalentemente per lo screening (analisi preliminari su vasti gruppi)

Es: tumore al seno in donne di una certa fascia d'età.



### Pregi e difetti



Capacità di rivelare alterazioni metaboliche o circolatorie



Possibilità di condurre un esame senza contatto tra paziente e strumento di misura



Risposta in tempo reale



Elevato numero di falsi allarmi

20

## Termografia(2)

AIM



Sensibilità dei sensori all'infrarosso

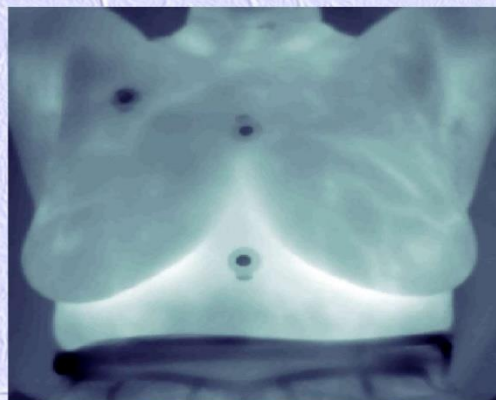
Risoluzione termica di 15 - 20 mK

Ottica intercambiabile da 50mm

Frame - rate massimo di 200 Hz

Temperatura di esercizio dei sensori di circa 40 - 60 K

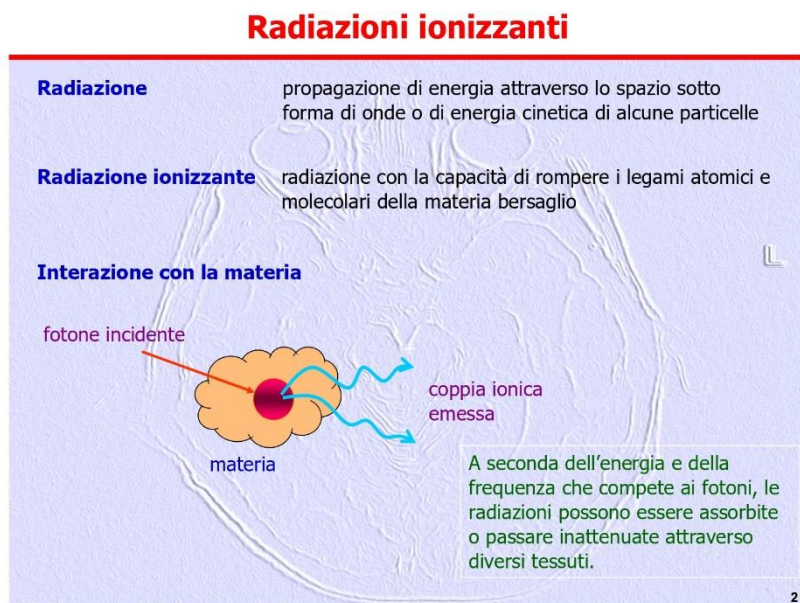
Matrice d'uscita di 512x512 px codificati su 16 bit



## FONDAMENTI DI RADIOLOGIA

- RADIAZIONI IONIZZANTI
- RELAZIONI DELLE RADIAZIONI ELETTROMAGNETICHE
- GENERAZIONE DEI RAGGI X
- CARATTERISTICHE DEI TUBI A RAGGI X
- INTERAZIONE TRA RADIAZIONI E MATERIA

I dispositivi radiologici utilizzano una forma di energia particolare, le radiazioni X, che però possono avere degli effetti collaterali e quindi sono considerati "critici".



La radiazione si può vedere sottoforma di propagazione ondosa oppure sottoforma di meccanica quantistica ovvero come flusso di particelle elementari che portano un po' di energia: queste particelle si chiamano quanti di energia.

Ogni volta che siamo in presenza di un fenomeno che fa sì che una forma di energia viene spostata nello spazio, siamo in presenza di una radiazione.

Il modellizzare la radiazione

come fenomeno ondoso o come fenomeno quantistico è una scelta che faremo di volta in volta, a volte considereremo i raggi X come onde altre volte come particelle.

I **raggi X** sono **radiazioni ionizzanti** cioè possono ionizzare la materia: i legami molecolari vengono scissi creando degli ioni, ossia molecole(membrane, proteine..) che possiedono una carica (positiva o negativa). Questi ioni però non fanno bene: la materia, infatti, è neutra.

Pertanto vanno neutralizzati ad esempio dagli antiossidanti naturali.

Inoltre, coppie atomiche libere possono combinarsi in maniera casuale creando composti non sempre biocompatibili: dunque, l'esposizione ad una radiazione ionizzante è una cosa poco prevedibile e dipende anche dal tipo di organo colpito dalle radiazioni.

Per questo motivo esiste un limite massimo mensile di radiazioni che possono essere assorbite dall'essere umano.



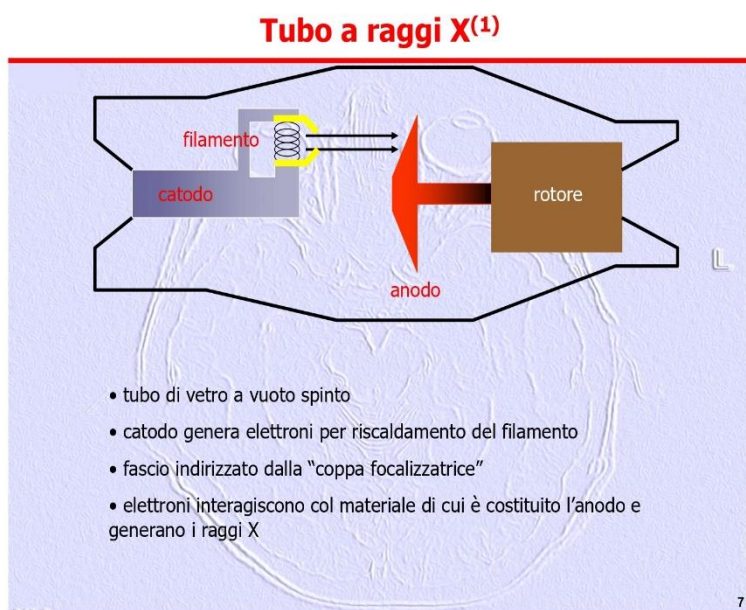
La **relazione frequenza-energia** è di **diretta proporzionalità tra energia e frequenza** e mi dice che: *“L'energia portata dalla radiazione X è pari alla costante di Plank moltiplicata per la frequenza della radiazione stessa”*

Se ho una sinusoide ad una certa frequenza, grazie a questa relazione, riesco a capire quanta energia c'è in quella sinusoide. Ma se il mio raggio X è un flusso di particelle (concezione quantistica), ogni particella quanta energia ha? Per i teoremi della quantistica, il quanto ha una energia esattamente pari a “E”.

La particella singola viene chiamata fotone e porta una energia pari a  $E=hf$ .

I raggi X vengono portati in medicina solo dal 1900. Il problema è che sono invisibili all'occhio umano e quindi era necessario trovare un modo per catturare l'interazione tra raggi e materia cioè come acquisire i dati per creare l'immagine. Fu grazie a William Roentgen che scoprì che i raggi X erano capaci di “impressionare” alcune sostanze: cosparse delle lastre di vetro con materiali fotosensibili (catturavano l'energia dei fotoni x) e quindi notò come questa interazione poteva essere catturata dopo che i raggi attraversano la materia.

Il dispositivo che genera i raggi X prende il nome di **“Tubo a raggi X”**:



Si tratta di un grosso involucro di vetro all'interno del quale esiste il vuoto per evitare la presenza di molecole che possano interagire con il meccanismo che genera i raggi.

E' fatto da due parti: il catodo e l'anodo (infatti ai capi del dispositivo viene applicata una tensione molto elevata anche superiore ai 100/200 Kw).

**I raggi X vengono generati in seguito al bombardamento dell'anodo con un fascio di elettroni generato dal catodo:** gli elettroni colpiscono l'anodo in una zona detta macchia focale,

interagiscono col materiale (tungsteno reniato o molibdeno) e generano i raggi X.

Il catodo è fatto da un filamento in tungsteno che viene surriscaldato così da far passare una corrente in esso e quindi consentire l'emissione di elettroni. Il materiale di cui è costituito l'anodo è importante perché determina l'energia del fascio a raggi X che viene prodotto, ad esempio il l'anodo di molibdeno viene usato per le radiografie alla mammella perché genera un fascio ad energia inferiore.

La **Legge di Richardson** spiega come si genera il **flusso di elettroni**: quando portiamo un conduttore ad una certa temperatura (facendogli scorrere una certa corrente), per dissipare l'energia in eccesso vengono liberati degli elettroni.

Il numero di elettroni è in proporzione alla temperatura e cioè alla corrente che scorre!

Gli elettroni emessi vanno “dove vogliono” ma a noi interessa che vadano verso l'anodo: per **direzionare gli elettroni verso l'anodo** viene messa la **coppa focalizzatrice** (gialla), un imbuto con

## Efficienza

Detto  $\eta$  l'efficienza dell'anodo (= energia radiante emessa / energia catodica incidente) si ha:

$$\eta = ZV\eta_0$$

con  $V$  = tensione di alimentazione,  $Z$  = numero atomico del materiale anodico,  $\eta_0 = 10^{-9}$

Per il tungsteno  $Z = 74 \rightarrow \eta = 1\%$

L'efficienza decresce ulteriormente poiché non tutta l'energia radiante prodotta rientra nel campo delle radiazioni utili (raggi X molli vengono filtrati)  $\rightarrow \eta = 0.1\%$  !!!!



L'energia che non viene convertita in radiazione utile deve essere DISSIPATA  $\rightarrow$  utilizzo di un anodo rotante per prevenire il surriscaldamento.

Inclinazione dell'anodo incide sulla dissipazione ma anche sulla qualità dell'immagine ottenibile (fascio troppo ampio = immagine "sfuocata")

12

Ci sono due tipi di energia:

-**tensione** tra anodo e catodo, da spendere per accelerare elettroni

-**energia elettrica** per generare il flusso di elettroni dal filamento.

L'energia totale spesa allora è la somma di queste due.

Una efficienza dell'1% è molto bassa: se noi spendiamo 100W per alimentare il tubo radiogeno esso restituisce

1W in banda X, il resto si perde in calore.

In realtà ci facciamo andare bene anche una efficienza inferiore, pari allo 0,1% (viene tolto un fattore di circa 10)! Questo perché il tubo radiogeno converte l'1% dell'energia in banda X (dissipiamo 99,9W su 100 dati) ma essa comprende anche i raggi molli che, come sappiamo, non sono utili ai fini dell'imaging clinico perché vengono totalmente assorbiti dai tessuti senza poter essere catturati. I raggi molli sono quindi un rischio per la salute e vanno tolti da alcuni schermi appositi prima che finiscano sul paziente; questi schermi però non riescono a discriminare i raggi da attenuare, attenuando tutto ciò da cui sono colpiti, compresa una piccola parte di "raggi buoni": dunque l'efficienza diminuisce.

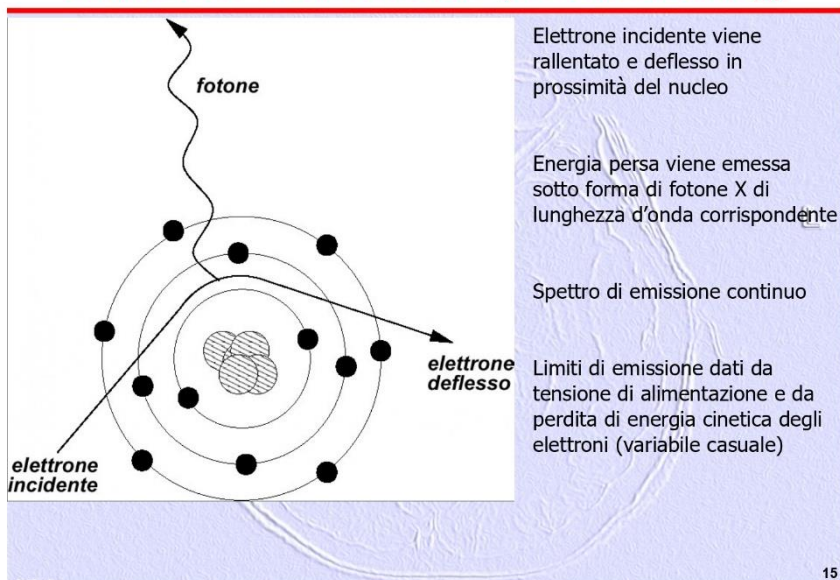
Quindi di 100W spesi per alimentare il tubo, 100mW sono convertiti in raggi X utili: questo è l'aspetto più negativo del tubo radiogeno.

Per avere una maggiore efficienza ci sono due modi: o do una tensione elevata o scelgo un materiale anodico con un numero atomico elevato. Però scegliere una tensione elevata non è sempre una scelta giusta: essa infatti determina l'energia dei fotoni e questa energia deve "andare d'accordo" con la parte del corpo che devo sottoporre a radiografia!

## MECCANISMI DI EMISSIONE

- RADIAZIONE DI FRENAMENTO → GOBBA
- RADIAZIONE CARATTERISTICA → PICCHI

### Radiazione di frenamento (Bremsstrahlung)



#### EMISSIONE DI FRENAMENTO:

È il meccanismo che genera fotoni ad energia casuale. L'elettrone viene emesso dal filamento e la differenza di potenziale lo accelera fino all'anodo\*. Nella foto osserviamo un atomo di materiale anodico.

L'energia dell'elettrone incidente si calcola con l'equazione di Einstein:

$$E = mc^2$$

("c" velocità con cui abbiamo accelerato elettrone)

\*L'elettrone che arriva all'anodo ha una carica

negativa così come la nube di elettroni del materiale anodico quindi viene respinto. Ciò si traduce meccanicamente in un frenamento quindi l'elettrone perde velocità.

Ma, per l'equazione di Einstein, perdere velocità vuol dire perdere energia quindi l'elettrone viene deflesso.

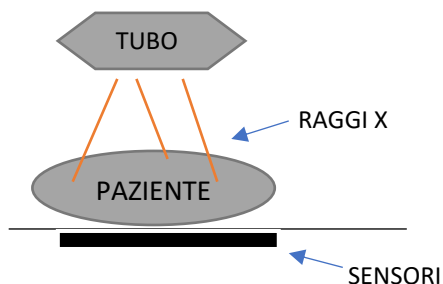
Una volta superata la nuvola elettronica, l'elettrone possiede una energia finale minore di quella incidente proprio perché è stato frenato.

#### **CHE FINE FA L'ENERGIA PERSA DALL'ELETTRONE A CAUSA DEL FRENAMENTO?**

Viene **riemessa sottoforma di** un quanto di energia che è appunto il **fotone in banda X** (se l'elettrone ha perso energia sufficiente): se l'elettrone perde molta energia, quella viene emessa sottoforma di raggio X, se perde troppa poca energia si crea un raggio molle o addirittura qualcosa che non è un fotone X; ciò perché la quantità di energia persa dall'elettrone incidente è casuale quindi il fotone emesso può essere più o meno energetico: questo tipo di meccanismo è infatti quello responsabile della parte continua dello spettro (gobba).

Allora possiamo dire che c'è un delta di energia: il fotone X emesso ha energia pari proprio a  $\Delta E$ , energia persa dall'elettrone.

Infatti viene chiamata "di frenamento" perché frenando l'elettrone gli sottraggo energia e quella quantità di energia (quanto) la riemetto sotto forma di fotone X (se il fotone ha energia sufficiente).



Se il fascio a raggi X lo considero fatto da onde, allora all'interno del campo elettromagnetico emesso dal tubo ci sono tanti valori di frequenza (l'energia può essere diversa) ma c'è anche l'ampiezza della sinusoide. Queste sinusoidi si sommano.

Se il fascio invece lo considero dal punto di vista della quantistica, ci saranno tanti fotoni che piovono sul paziente. Ogni fotone ha una sua energia quindi una sua frequenza.

Ma quanti fotoni ho emesso? Questo è il **punto fondamentale del tubo a raggi X: posso, separatamente, gestire e stabilire** qual è l'energia (o frequenza) dei fotoni che emetto e qual è il numero di fotoni del fascio a raggi X (o ampiezza sinusoide) che vado a creare. Questa cosa non si può fare con qualsiasi dispositivo.

Infatti, a seconda dei casi, potrei aver bisogno di energie elevate senza avere necessariamente tanti fotoni oppure energie più basse ma pochi fotoni o energie basse ma tantissimi fotoni.

**Come si ottiene ciò?** Come sappiamo, il filamento emette degli elettroni che finiscono sull'anodo emettendo il fotone a raggi X. Se io aumento il numero di elettroni che vanno a colpire l'anodo, è vero che la probabilità di interazione è bassa, ma se aumento il numero di volte in cui ci provo statisticamente emetto più fotoni.

Se voglio variare l'intensità del fascio (numero di fotoni) mi basta variare l'intensità della corrente che va al filamento: aumentando la corrente aumenta l'intensità del fascio cioè il numero di fotoni generati.

Se voglio aumentare l'energia? Non mi serve l'emissione caratteristica (dove l'energia è sempre la stessa) ma quella di frenamento perché il grosso dei fotoni è emesso per frenamento (infatti l'area sottesa alla curva è molto più grande rispetto a quella dei picchi) e in questo caso l'energia dell'elettrone incidente conta perché più energia possiede l'elettrone che va all'anodo più è probabile che ne perda quindi scopriamo che la differenza di potenziale tra anodo e catodo mi permette di gestire l'energia del fotone emesso: allora se aumento  $\Delta V$  aumenta l'energia.

Quindi abbiamo due potenziometri:

-uno che regola la corrente (continua) al filamento

-uno che regola la tensione (continua) tra anodo e catodo

### PUNTO FORTE DEL TUBO

E' in grado di **generare fasci di radiazioni X di cui posso separatamente stabilire** il valore di **energia** e di **intensità**: l'energia regolando la differenza di potenziale tra anodo e catodo, l'intensità (numero) regolando la corrente che arriva al filamento.

In questo modo si può fare la radiografia dal pesciolino rosso ad una balena: posso creare fasci con tantissimi fotoni (corrente al max) e dargli l'energia che voglio.

Un maggior numero di fotoni garantisce una migliore risoluzione (spaziale e in ampiezza) ma ovviamente significa una maggior dose di raggi X. I protocolli di scansione fanno sì che tu debba usare il minimo valore di energia e intensità in corrispondente al distretto corporeo analizzato. Ad esempio le grandezze energetiche per la radiografia al polso sono diverse da quelle per la frattura all'omero perché si vedono cose con volumi diversi, con risoluzioni diverse.

(\*)

L'interruttore di esposizione non è uno qualsiasi ma è del tipo "**uomo morto**" ossia quel tipo di interruttore che **per funzionare necessita di una azione continua da parte dell'operatore** e quindi quando egli smette di esercitare un'azione, il dispositivo smette di funzionare.

E' fatto così perché un dispositivo radiologico, oltre ad essere usato per la diagnostica, viene usato anche durante gli interventi chirurgici quando vengono effettuate delle brevissime radiografie per vedere posizione di organi/lesioni/strumenti chirurgici etc quindi l'operatore deve poter decidere quando attaccare e staccare il dispositivo.

Durante la diagnostica per immagini invece può capitare che si avvia l'esposizione col pulsante ma che essa termina automaticamente; ciò può avvenire in due modi:

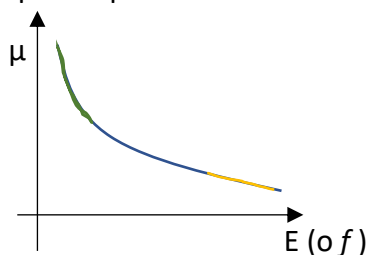
1) **AET** (Terminatore Automatico di Esposizione) che interrompe automaticamente il funzionamento del tubo al raggiungimento di un determinato parametro che solitamente è il "tempo di esposizione". Questo tempo viene calcolato in base ai parametri di tensione e corrente impostati all'inizio che, essendo misure di potenza, vengono convertite in tempo di esposizione. Una volta finito quel tempo, l'AET stacca tutto.

2) **APR** (Programmatore Automatico di Radiazione) ossia non è necessario pre-impostare tensione e corrente perché basta selezionare l'organo o la parte del corpo a cui andiamo a fare la radiografia dopodiché setta tensione, corrente e tempo di esposizione in automatico.

perché numero atomico elevato vuol dire che gli atomi sono molti grandi, quindi ci sono molte interferenze tra particelle e quindi è più facile che ci sia una maggiore interazione coi raggi X che vengono schermati e la loro energia assorbita da questi materiali.

Teniamo bene a mente questa cosa perché solitamente si tende a confondere il **coefficiente di attenuazione** con la **densità del materiale: NON SONO LA STESSA COSA.**

Tipicamente materiali più densi hanno coeff. di attenuazione più elevati. Inoltre, la densità è una grandezza fisica, cioè dipende solo dal materiale mentre il coefficiente NO. Perché? Se rappresentiamo in un grafico l'andamento del coeff. di attenuazione in funzione dell'energia dei fotoni che lo attraversano (o anche frequenza), scopriamo che tutti i materiali hanno un coeff. con un andamento di questo tipo, cioè non è costante. Esso misura proprio quanta interazione c'è tra quello specifico materiale e quegli specifici fotoni a quella energia.



se usiamo raggi X a bassa energia(verde), il coeff. di attenuazione è elevato quindi quel materiale attenua di più.

se usiamo raggi X ad alta energia(gialla), il coeff. di attenuazione è basso

Da ciò si evince che: fotoni X più energetici sono più penetranti quindi è più facile che attraversano la materia senza essere assorbiti. Quindi possiamo dire che i materiali hanno una attenuazione ai raggi X che dipende dall'energia incidente.

Si può fare in modo da avere solo emissione caratteristica? No, ma sarebbe la cosa migliore perché non avremmo problemi è esattamente uno, senza problemi. Solo che nella realtà non è così perché esiste un coefficiente intermedio per via della varietà di energie dei fotoni.

Questo andamento vale per tutta la materia: all'aumentare dell'energia dei fotoni X la materia è meno attenuante.

**Ciò che importa è il prodotto  $\mu x$  e non i singoli valori dei due che lo compongono:**

Se  $\mu x = 0.693 \rightarrow e^{-\mu * x} = 1/2$  e quindi emergono solo  $N_0/2$  fotoni cioè sono stati dimezzati

Se  $\mu x = 2.3 \rightarrow e^{-\mu * x} = 1/10$  cioè emergono solo  $N_0/10$  fotoni cioè vengono decimati

Quando dobbiamo costruire uno schermo per raggi X ossia la parete oltre la quale nascondersi per evitare i raggi X, ci serve sapere solo quanto vale  $\mu x$ .

A parità di  $\mu x$ :

**1) Se usiamo un materiale dal coefficiente molto elevato, ci basta uno spessore ridotto;**


**2) Un coefficiente basso implica spessore maggiore;**

Se voglio uno schermo "decimante" allora so che  $\mu x = 2,3$ .

$\mu x$  è **adimensionato**: se  $x$  è una lunghezza (solitamente in cm),  $\mu$  è lunghezza alla meno uno (solitamente cm alla meno uno)

Il piombo è largamente usato perché: ha densità elevata (quindi il coefficiente di attenuazione è ragionevolmente alto), mi bastano spessori piccoli, è economico, facilmente lavorabile e si trova abbondantemente in natura. Tuttavia se non abbiamo il piombo possiamo usare qualsiasi materiale purchè si rispetti questa regola del rapporto.

## Pellicole<sup>(1)</sup>



emulsione di AgBr  
foglio di poliestere, mylar o acetato

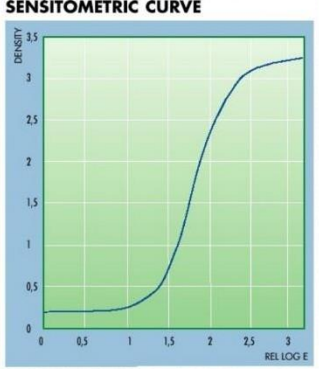
I fotoni X attivano i grani di AgBr (diametro di 1  $\mu\text{m}$ ) e formano immagine latente che si rivela dopo lo sviluppo. Sviluppo traduce immagine latente in nero (colore ossido Ag).

I grani non attivati vengono rimossi e rimane un'immagine la cui luminosità è funzione del numero di grani di AgBr attivati in quel punto (e quindi del numero di fotoni X incidenti in quel punto)

Si usano due emulsioni per aumentare la probabilità di interazione tra AgBr e fotoni X

Il legame tra densità ottica ed esposizione evidenzia come non sia possibile né la zona di "velo" né la piena saturazione.

Importante non sotto- o sovra-esporre la pellicola → uso di esposimetri sensibili ai raggi X



18

Il corpo centrale di una pellicola è un materiale plastico flessibile e trasparente in particolar modo ai raggi X oltre che al visibile. Sulle due facce della pellicola si trovano le sostanze fotosensibili: sono emulsioni di sali pesanti. I grani di questo sale sono molto grandi e quindi dato anche il coefficiente di attenuazione lineare riescono ad interagire bene con i fotoni in banda X.

Anche per i rilevatori vale la legge di Lambert-Beer. Un rivelatore ha il compito di immagazzinare quanta più energia possibile quindi esso deve essere fatto da un materiale con coefficiente di attenuazione elevato o basso? Elevato: se ad esempio fosse infinito, ogni fotone sul rivelatore viene certamente assorbito quindi abbiamo bisogno di materiali con elevati coefficienti di attenuazione.

Il sale scelto è buono per i seguenti motivi: è facilmente lavorabile, costa poco, si deposita facilmente su materiali plastici, ha grani di dimensioni grandi che possono interagire facilmente con la radiazione ed ha un elevato coefficiente di attenuazione lineare.

Quando i fotoni in banda X piovono sullo strato di emulsione, attivano i grani del sale (sia sopra che sotto) e succedono due cose:

1) **i grani attivati cambiano colore**: la pellicola vergine è chiara ma quando è colpita l'argento viene ossidato quindi essa imbrunisce: **maggiore è la quantità di fotoni in un punto, più scuro è quel punto.**

2) **i grani attivati si aggregano** formando un reticolo difficilmente staccabile dalla pellicola stessa.

I grani non colpiti:

- non cambiano colore
- non vengono attivati

Quando la pellicola viene sviluppata a bagno in solventi che devono togliere il sale dal foglio, i grani non attivati vengono rimossi.

Prendendo la pellicola sviluppata notiamo che: dove ci sono stati tanti fotoni i grani sono addensati e bruniti (pellicola nera), dove non sono piovuti fotoni invece i grani sono stati lavati via quindi la pellicola è trasparente. Infatti se guardiamo una lastra in controluce, dove c'è l'oggetto, vediamo attraverso perché sono state tolte le emulsioni sia sopra che sotto.

### PERCHE' VENGONO MESSE EMULSIONI SOTTO E SOPRA?

Perché così aumenta la probabilità di interazione con i grani quando il fotone attraversa la pellicola, cioè aumentiamo il cammino che i fotoni devono percorrere all'interno della pellicola

umentavano la probabilità di interazione con la radiazione. Anche questi fotoni nel visibile possono impressionare i sali.

La pellicola, una volta usata, non può essere riutilizzata mentre gli intensificatori no, possono essere utilizzati finchè sono buoni, basta mettere una nuova pellicola all'interno.

**PROBLEMA NEL PASSAGGIO PELLICOLA-INTENSIFICATORE: si perde la RISOLUZIONE SPAZIALE.**

La radiografia prodotta da una pellicola a sè stante ha una risoluzione spaziale superiore a quella prodotta mediante l'uso di intensificatori. Questo perché un fotone che viene convertito dallo schermo intensificatore genera fotoni nel visibile che si diffondono in uno spazio un po' più ampio del punto di impatto del fotone sul cristallo scintillatore e quindi impressionano la pellicola in un punto un po' più grande: la pellicola da sola viene impressionata in un solo punto (che è nero) e c'è elevata riso spaziale ma nell'intensificatore viene impressionata in un punto più grande quindi la variazione di colore copre un area maggiore e la risoluzione spaziale è peggiore.

Spiegazione:

**PELLICOLA SEMPLICE:** un fotone batte in un punto ed essa si impressiona solo in quel punto. Quindi quando la sviluppo essa rimane bianca tranne quel punto che, essendo impressionato, diventa nero.

**CON INTENSIFICATORI:** sopra e sotto la pellicola ci sono questi schermi. Arriva il fotone che viene convertito dallo schermo e non più dalla pellicola, generando dei fotoni nel visibile che vanno in tutte le direzioni. Delle direzioni casuali non ci importa ma solo di quelle che vanno verso la pellicola. Quando sviluppo la pellicola non ho più un singolo punto (come prima) ma una sorta di area circolare grigia con il nero più pronunciato al centro ed il grigio verso i bordi, questo perché i fotoni sono piovuti anche nelle vicinanze del punto colpito. Ciò determina una riduzione della risoluzione spaziale. Se piovevano due fotoni vicini essi si sovrappongono ma noi sappiamo che "risoluzione" è la capacità di "risolvere" cioè di vedere come distinti dei punti che sono molto vicini.

## **AMPLIFICATORE DI BRILLANZA**

Ha la forma di un oblò. E' come se fosse l'equivalente di una videocamera: produce immagini non molto buone qualitativamente ma in tempo reale, visibili su appositi schermi.

Si chiama **DISPOSITIVO RADIOLOGICO CON ARCO-C:** il tubo radiogeno ed il rivelatore sono collegati da un arco che ha la forma di una "C".

E' quel dispositivo radiologico **utilizzato nella radiologia interventistica**, cioè quando il chirurgo fa un intervento e ha bisogno di vedere in tempo reale qualcosa.

Perché è fatto a "C"? Perché, tra il tubo radiogeno e il sensore, si può far passare il supporto paziente/lettino operatorio ed è in grado di infilare la testa sotto il lettino, con il rivelatore sopra la testa del chirurgo ed è possibile orientarlo in tutte le direzioni quindi si può vedere il corpo umano lungo linee di proiezione differenti. Motivo per cui questi dispositivi sono spesso dotati di più schermi di proiezione.

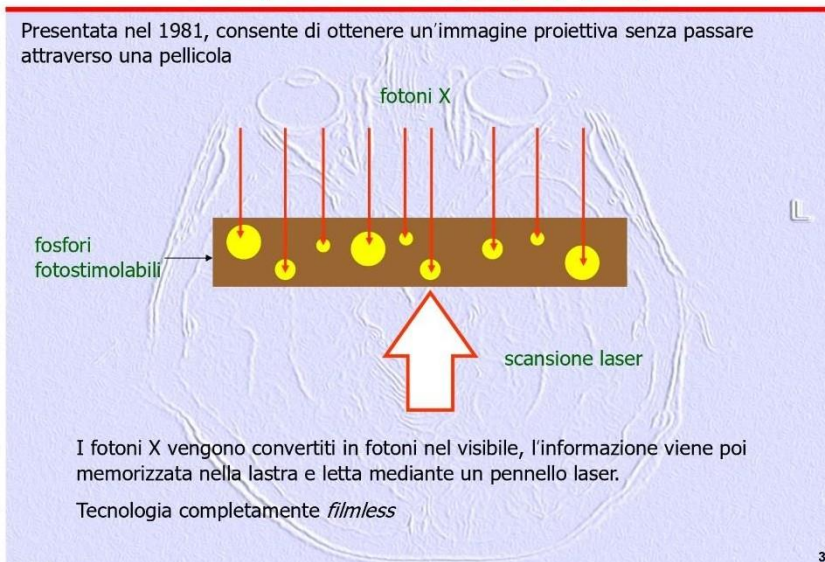


## RADIOGRAFIA DIGITALE

### Dalle pellicole ai rivelatori allo stato solido



### Computed Radiography (CR)



E' uno dei due sensori per radiografia digitale.

Consente di **ottenere una immagine radiografica senza passare attraverso la pellicola**. E' un **pannello rigido fatto da fosfori fotostimolabili**.

Quando l'energia in banda X piove in un punto del sensore, genera una **QUANTITA' DI FOTONI nel visibile che è PROPORZIONALE all'ENERGIA incidente**.

Il pannello **ha la capacità di mantenere l'immagine latente**

**per un po' di tempo**, ossia rimane intrappolata in esso in modo da avere il tempo di **fare una scansione con un pennello laser** e di leggere in ogni punto quanta luminosità c'è, cioè quanti fotoni sono stati creati ed assegnare un valore numerico (ossia un tono di grigio) a quel punto. Si forma così l'immagine radiografica. **Il pannello da scansionare viene inserito nel lettore CR**.

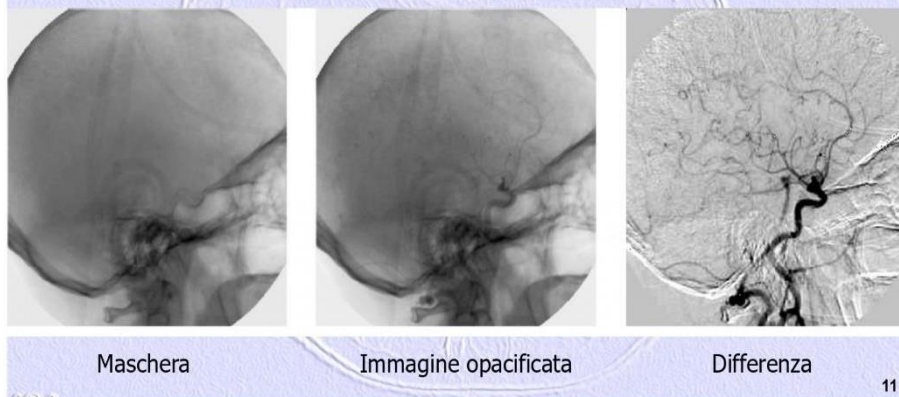
Il sensore CR è a **conversione indiretta** perché si passa dalla banda X a quella visibile e poi si passa attraverso la scansione laser per ottenere l'immagine vera e propria. Quando il pannello viene passato al laser viene anche resettato, si dice che è una "lettura distruttiva".

## Digital subtraction angiography (DSA)

Rappresenta l'applicazione maggiormente consolidata della videoradiografia

Si basa su quattro step fondamentali:

1. immagine vascolare di un distretto
2. somministrazione di mezzo di contrasto
3. nuova immagine vascolare del distretto
4. sottrazione delle due immagini



### DISPOSITIVO PER ANGIOGRAFIA DIGITALE A SOTTRAZIONE:

originariamente i primi DSA erano fatti a partire dall'amplificatore di brillantezza (notare la forma tonda delle immagini) perché, dovendo fare una sottrazione, c'è bisogno di una immagine convertibile in formato numerico. Era un metodo molto semplice perché l'amplificatore usciva con una immagine video che poteva essere registrata e scannerizzata quindi si potevano avere due

immagini per poi fare una sottrazione (punto per punto), ecco perché è una applicazione della videoradiografia. E' in digitale perché è l'unico modo per poter sottrarre due immagini tra loro. La DSA **serve per vedere l'albero vascolare con una certa precisione**, tipo la diramazione dei vasi più piccoli (non i capillari). E' necessario un mezzo di contrasto per creare contrasto laddove non c'è o non è sufficiente.

Per **creare contrasto**, partendo da Lambert-Beer, bisogna far si che il **coefficiente di attenuazione lineare del mezzo** sia molto diverso da quello dei tessuti: se il coefficiente del mezzo di contrasto fosse più basso di quello del tessuto non vedrei nulla, quindi esso **deve essere molto più alto di quello dei tessuti** così che se ho un distretto in cui non vedo niente ma li ci passa un vaso, inietto un composto con elevato coeff. di att. , quel vaso diventa opaco, assorbente e quindi lo vedo perché crea contrasto e assorbe di più.

I **mezzi di contrasto** di solito sono **composti iniettati nel sangue** che, nel tessuto che sto indagando, reagiscono all'energia che colpisce il tessuto creando contrasto. I mezzi di contrasto per radiologia sono quasi tutti **sali di iodio o di bario con peso molecolare e densità abbastanza elevata** e di conseguenza hanno un coefficiente molto più elevato di quello dei tessuti. Sono fluidi in modo da evitare ostruzioni ai vasi.

### COS'E' LA DIFFERENZA?

PRIMA IMMAGINE: solo tessuto

SECONDA IMMAGINE: tessuto + mezzo di contrasto

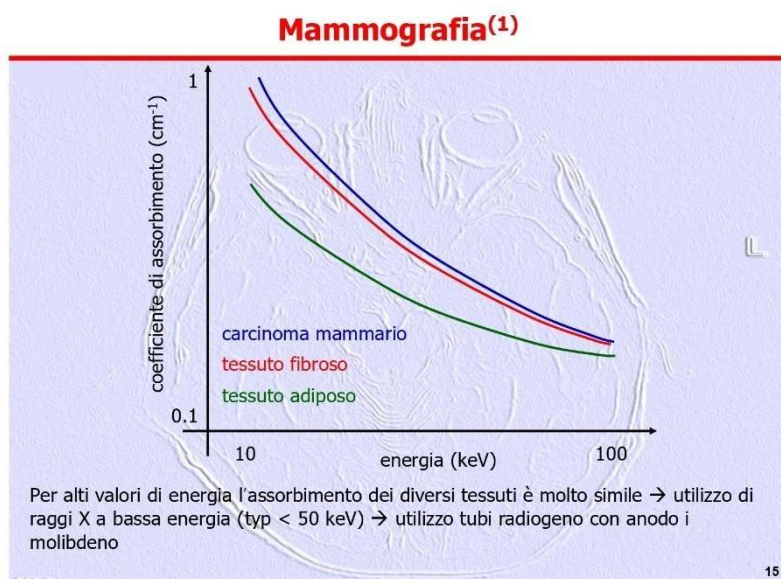
TERZA IMMAGINE (DIFFERENZA): solo mezzo contrasto

## SVANTAGGI

-RISOLUZIONE BASSA: dovuta alla questione "spostamento di organi/paziente/tessuti" durante l'esecuzione di un esame. I tessuti, così come il paziente, possono spostarsi tra una radiografia e l'altra e quindi se faccio la sottrazione non sottraggo esattamente la stessa cosa ma ci sono dei residui di tessuto a causa del loro movimento inevitabile.

-SCARSO CAMPO DI RIPRESA: oblò dell'amplificatore ha un campo di vista scarso.

## MAMMOGRAFIA



### CLASSIFICAZIONE $L\emptyset M\emptyset T\emptyset$ :

-**L** = numero di **linfonodi** contaminati. Il *linfonodo sentinella* è localizzato nel cavo ascellare ed è il primo a presentare delle cellule tumorali. Quando non esiste il linfonodo sentinella contaminato si parla di  $L\emptyset$  altrimenti L1, L2, L3 etc...

-**M** = numero di **metastasi**, ossia cellule tumorali di un organo che troviamo all'interno di un altro organo.

Nel caso del tumore alla mammella, la metastasi è a livello osseo, tipicamente colonna vertebrale.

- **T** = numero di **tessuti** coinvolti. Un tumore nasce sempre e solo a carico di UN tessuto ma poi si espande e va in tessuti diversi. Se il tumore nasce, ad esempio, nel tessuto ghiandolare della mammella ed è ancora contenuto solo lì si parla di  $T\emptyset$  perché non sono stati coinvolti altri tessuti.

Con una diagnostica precoce, che fa sì che la classificazione della forma tumorale sia  $L\emptyset M\emptyset T\emptyset$ , si può dimostrare che la probabilità di sopravvivenza dopo 5 anni dal trattamento è superiore al 97,5%. Però basta che uno solo di questi  $\emptyset$  cambi e la percentuale di sopravvivenza cala drasticamente.

Partiamo dall'idea che il mammografo è un dispositivo usato, di norma, su pazienti sane e che ha l'obiettivo di trovare roba piccolissima, in stadio precoce, ovvero una lesione piccolissima. Ecco perché deve essere costruito in un modo particolare ed è il dispositivo radiologico con la migliore risoluzione spaziale. Non ci si può permettere di avere dei falsi negativi durante questi esami soprattutto per una questione di costi.

I mammografi hanno tubi a raggi X particolari: l'anodo è diverso da quello dei dispositivi tradizionali (è in molibdeno). Dal grafico sopra (variazione del coefficiente di attenuazione in funzione del fascio incidente) notiamo che se lavoriamo con fotoni ad elevata energia, il coeff del carcinoma è vicino a quello del tessuto fibroso. Allora se avessi una lesione piccola circondata da tessuto fibroso quella lesione la vedo tutta dello stesso colore perché c'è poca differenza tra i due

## Prove di costanza

Tutte le prove che vengono eseguite su di un dispositivo al fine di verificarne l'efficienza ed il mantenimento delle prestazioni vengono dette **prove di costanza**

Sono contrapposte alle prove che si effettuano in fase di installazione del dispositivo, che sono molto più complete ed invasive e che richiedono l'intervento di personale specializzato della ditta costruttrice. Queste si dicono **prove di accettazione**

Verifica di aderenza delle prestazioni a quelle dichiarate dal fornitore in fase di gara d'acquisto



Prove di ACCETTAZIONE

Verifica di mantenimento delle prestazioni nel tempo



Prove di COSTANZA

Ci sono altre prove, dette prove di status, che si devono fare quando avviene la sostituzione di un pezzo o di un componente.

18

Vista la particolarità di questo dispositivo, le sue caratteristiche devono essere mantenute costanti per legge. Vengono quindi fatte delle **PROVE DI COSTANZA** per accertarsi che le prestazioni diagnostiche non si deteriorino con il tempo. Ci sono anche le **PROVE DI ACCETTAZIONE**, che vengono fatte quando il dispositivo viene installato, col compito di verificare l'aderenza delle caratteristiche a quelle che sono state dichiarate in sede

d'acquisto del dispositivo. La prova di accettazione, a differenza di quelle di costanza, viene fatta solo una volta (ovviamente finché non va a buon fine). Se va a buon fine si passa subito alla prima prova di costanza per verificare, da subito, le prestazioni. Successivamente, con una scadenza ben precisa, si effettuano altre prove di costanza che vengono sempre confrontate con la prima: se non sono mutate ragionevolmente allora va tutto bene ma se si discostano troppo dalla prima prova di costanza è richiesto un intervento al sistema di qualità dell'Azienda.

Queste prove sono regolamentate dalla **Norma CEI 62-114** la quale **regolamenta le prove di valutazione** di routine nei reparti di produzione di immagini.

### Norma CEI 62 – 114: Prove di valutazione e di routine nei reparti di produzione delle immagini

#### Parte 2: Prove di costanza - Apparecchi radiologici per mammografia

**Generalità:** lo scopo è quello di garantire la costanza delle prestazioni del dispositivo, la qualità dell'esame e la minimizzazione dei costi d'esercizio

I risultati delle prove, anche la semplice ispezione visiva delle lastre ottenute, devono essere confrontati con i risultati della prova di costanza iniziale ed ogni scostamento va segnalato

A tale scopo si devono utilizzare rivelatori, pellicole, misuratori e strumenti sempre dello stesso lotto o identici a quelli utilizzati nella prima prova di costanza.

#### Ispezione visiva

Occorre ispezionare visivamente il dispositivo, accertarsi della presenza di tutte le parti, identificare ogni parte mediante apposito codice, controllare leggibilità e presenza di dati di targa e documentazione annessa al dispositivo.

20

Bisogna tenere a mente tre cose:

- 1) **COSA SI MISURA CON LA PROVA DI COSTANZA**
- 2) **COME SI MISURA**
- 3) **CRITERI PER STABILIRE SE LA PROVA E' SUPERATA O NO**

Alcune delle prove riguardano la **QUALITA' DELL'IMMAGINE** ovvero risoluzione, presenza di artefatti,

luminosità eccessiva etc... però altre prove sono relative alla **QUALITA' DELL'ESAME** in sé.

- **DENSITA' DELL'IMMAGINE**

È il colore dell'immagine. Ciò che si va ad indagare è l'AET che nel tempo potrebbe andare a deteriorarsi fornendo immagini con tonalità differenti, sottoesposte o sovraesposte e ciò non è accettabile nel caso di una mammografia. La prova è fatta ricavando lastre da fantocci, oggetti con le sembianze del corpo umano, fatti di materiali standard (quindi sono noti: coeff.att, diametro e spessore) per cui sappiamo che quella radiografia deve avere un determinato tono di grigio. Il fantoccio usato è sempre lo stesso e vanno usati sempre gli stessi settaggi dell'AET e dei valori di corrente e tempo di esposizione usati durante la prima prova di costanza.

Poi viene misurata la **densità ottica integrata (IOD)** dell'immagine (vedi slide):

-mammografo digitale → densità ottica integrata è la sommatoria di tutti gli elementi dell'immagine in quanto le immagini sono matrici. Solitamente viene divisa per il numero totale di punti di cui è fatta la matrice (densità ottica media).

-mammografo analogico (cioè con pellicole) → esiste il densitometro: prendo la radiografia e la metto su un piano retroilluminato e poi c'è un sensore che misura la quantità totale di luce che passa dalla lastra (se è nera allora misura 0 perché non passa luce, se è bianca passa il max della luce). Il densitometro deve essere sempre lo stesso usato durante la prima prova di costanza, idem per le pellicole che devono essere sempre dello stesso lotto di produzione delle prime usate.

\*L'IOD che non deve variare di 0,2 riguarda non la densità media ma quella normalizzata con il fattore 1/N

La norma prevede che più una prova di costanza è ritenuta importante per la qualità dell'immagine più è frequente. Queste prove sono a intervalli temporali di 3 mesi o 6 mesi, ovviamente quelle di 3 mesi sono considerate più importanti.

- **PRESENZA DI ARTEFATTI**

Bisogna verificare che sulla lastra non siano presenti artefatti causati da diverse cose: supporto paziente opacizzato, compressore deteriorato, dal fatto che i filtri per attenuare i raggi molli non funzionano più oppure per via della griglia antidiffusione. Essa è un reticolo di un certo spessore e serve per impedire che in un punto del sensore arrivano fotoni da direzioni casuali: se il fotone è eccessivamente inclinato esso impatta contro la griglia e viene attenuato senza finire sul sensore. La dimensione delle celle è molto piccola ed essa è molto fragile quindi è facile che si pieghi ed interferisca con l'immagine. Quando essa funziona bene non si vede nell'immagine. (continuare da slide di sopra)

## TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

Per “**tomografia**” si intende la **rappresentazione di un volume**. Questo perché, in radiologia, comprimere un oggetto 3D su un piano 2D può creare qualche problema: ad esempio, se facessi la lastra di una mano con appoggiata una moneta (sopra o sotto) non riuscirei a capire dalla radiografia dove si trovava la moneta ma vedo solo la sua forma.

E' un problema anche per la mammografia perché il comprimere la mammella è per evitare la sovrapposizione eccessiva di tessuti che possono schermarsi gli uni con gli altri (esempio del tessuto fibroso che si confonde con quello della lesione).

Come “via di mezzo” tra radiografia planare e tomografia c'è la **tomosintesi**: per evitare il problema della sovrapposizione, poiché per la mammografia si fanno due proiezioni (CC e ML), si fanno più proiezioni da angoli diversi. Il tubo radiogeno si sposta in un arco che va da  $-25^\circ$  a  $+25^\circ$  facendo tante irradiazioni, le proiezioni acquisite vengono poi messe insieme in modo da ricostruire l'informazione mancante (terza dimensione) ovvero la collocazione spaziale corretta della lesione che non si ha quando guardo da un angolo singolo.

C'è differenza tra tomosintesi e tomografia in quanto cambia l'ampiezza dell'arco: quello della tomografia è di  $180^\circ$  mentre quello della tomosintesi (in questo caso) è di  $50^\circ$ .

La tomografia è stata introdotta perché quando facciamo **radiografia tradizionale** abbiamo dei **limiti**:

**1) geometria proiettiva**: abbiamo informazioni solo su una proiezione

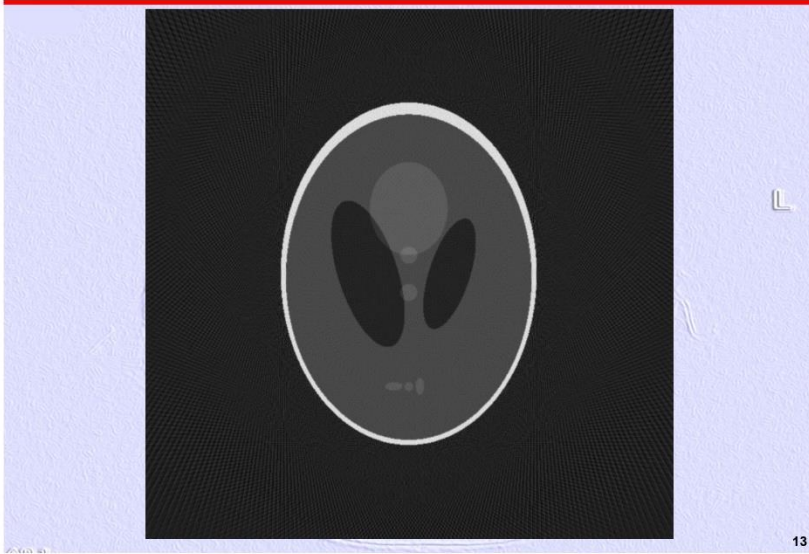
**2) l'immagine ricostruita** ha delle caratteristiche visive e qualitative intermedie: vediamo bene tessuti ad alto coefficiente di attenuazione lineare (come le ossa) ma vediamo molto male i tessuti molli. Inoltre vi è un numero limitato di toni di grigio.

**3) i tessuti densi** fanno da schermo ed è difficoltoso usare i mezzi di contrasto

La tomografia viene quindi introdotta per porre rimedio a tali limiti, facendo in modo di raccogliere informazioni da più proiezioni (e non più solo da una) e successivamente lasciare ad un elaboratore il compito di ricostruire l'immagine 3D di ciò che è stato investigato. Quindi per poter ricostruire un volume e per rappresentare una immagine dove la dinamica dei toni di grigio sia migliore, riuscendo a visualizzare tessuti diversi con toni di grigio diversi e non come qualcosa di confuso come nella radiografia tradizionale.

Viene quindi effettuato un **campionamento angolare** cioè analizzare l'oggetto che si vuole ricostruire da tutte le direzioni.

## Retroproiezione filtrata del fantoccio



### FANTOCCIO DI SHEPP-LOGAN:

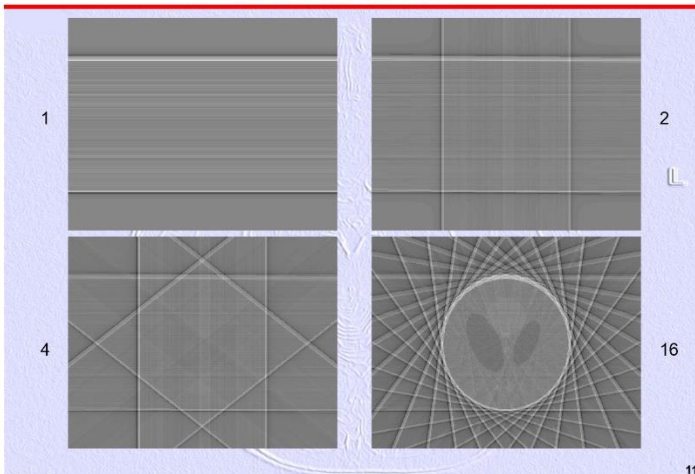
Serve per capire quanto il meccanismo di FBP riesce a ricostruire correttamente un'immagine bidimensionale senza commettere errori di forma e colore.

E' un insieme di ELLISSI: sfondo nero, una ellisse bianca con dentro una ellisse grigia, due ellissi oblique scure che intersecano un cerchio grigio e poi 5 inserti circolari ed ellittici. Sembra la rappresentazione di una fetta di cranio umano su un

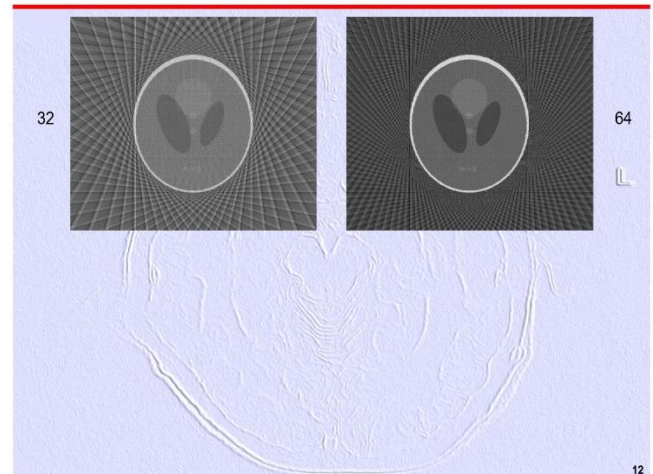
piano ortogonale alla colonna vertebrale: il bianco è l'osso cranico, la materia celebrale è grigia, le ellissi scure sono i ventricoli il fluido cerebrospinale ed altre strutture.

**COSA SI FA:** l'immagine viene proiettata dall'FBP in una direzione (è come se venisse schiacciata dall'alto verso il basso) poi viene ruotata di  $1^\circ$  poi  $2^\circ$  poi  $3^\circ$ , poi si mettono insieme queste immagini. Successivamente viene tolto il rumore e si retroproietta: prima in verticale, poi aggiungo proiezioni in diversi angoli fino a quando si iniziano a delineare le figure, fino a quando, a circa 32 retroproiezioni, si vede l'immagine vera e propria. Se arriviamo fino a 180 retroproiezioni (una ogni grado) otteniamo una immagine come quella di partenza solo leggermente diversa: si notano infatti le rigature dovute alla retroproiezione.

### Retroproiezioni<sup>(1)</sup>

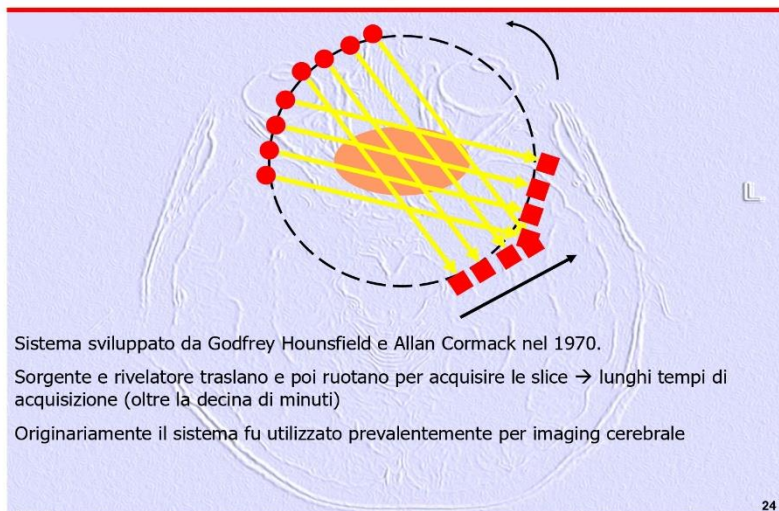


### Retroproiezioni<sup>(2)</sup>



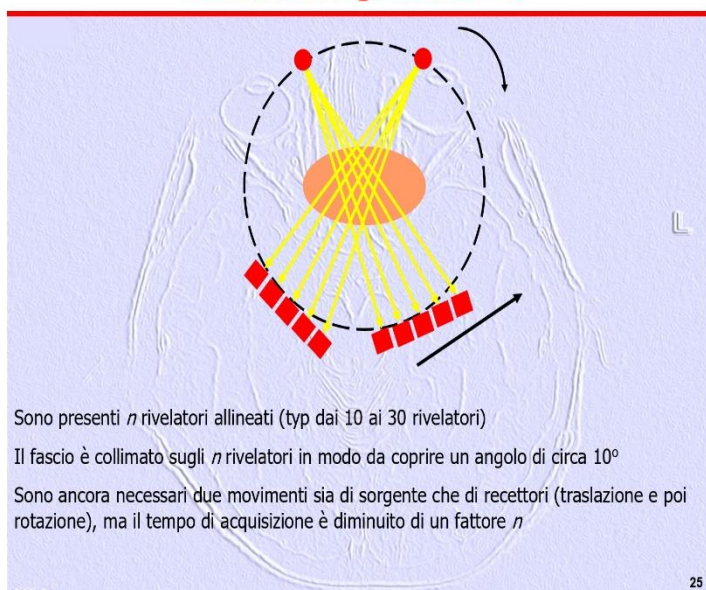
**metalliche con un foro al centro, in modo che i fotoni che possono passare sono solo quelli che passano attraverso il foro.** Quelli posti a valle della sorgente servono per identificare la direzione del fascio, quelli a monte del sensore servono a far sì che sul sensore arrivino solo i fotoni con direzione corretta, cioè che dopo aver attraversato il paziente non hanno subito deflessioni o altro. I collimatori esistono tutt'oggi nei dispositivi moderni per TC. Tuttavia a noi servono più fasci emessi, altrimenti per ogni singolo fascio mandato devo aspettare che arrivano sul rivelatore, poi sposto la sorgente, mando un secondo fascio ecc...quindi era necessaria una traslazione accoppiata ad una rotazione.

### Scanner: I generazione



ELLISSE ARANCIONE: fetta di paziente  
PALLINI: tubo raggi X  
QUADRATINI: sensori  
Veniva fatta una linea di scansione, poi una traslazione per coprire tutta la fetta (in arancione) poi si ruotava e si cominciava da capo

### Scanner: II generazione



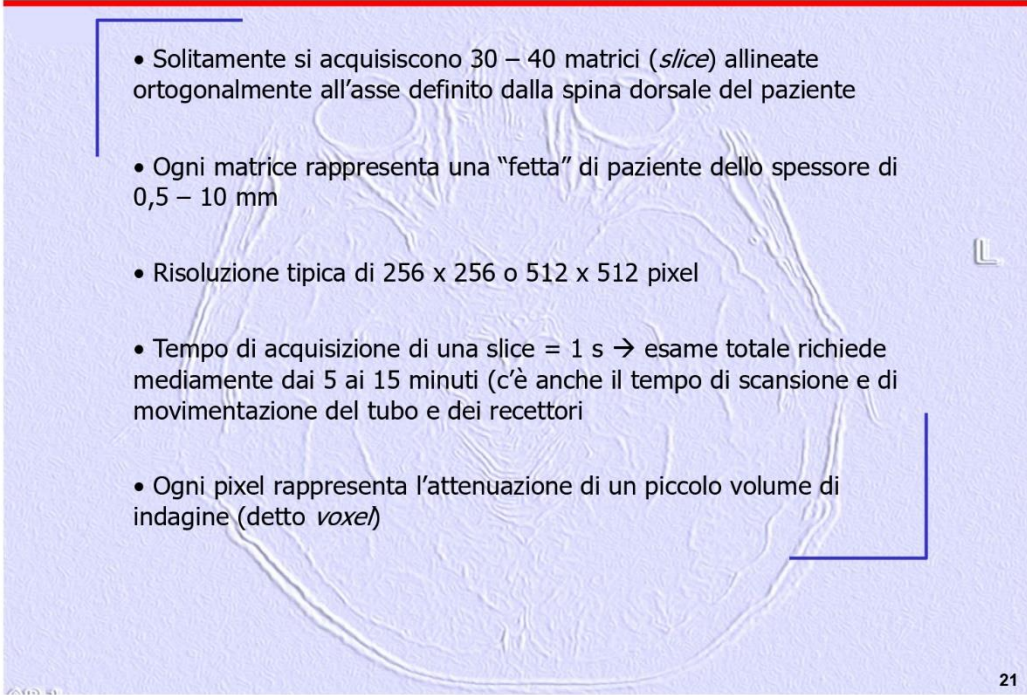
A differenza del primo, la sorgente non emette più un solo fascio ma più fasci quindi diversi fasci collimano su diversi sensori, limitando così la necessità di fare tante traslazioni, nonostante queste siano comunque presenti insieme alle rotazioni. Non sono più in commercio.



3) **SISTEMA DI VISUALIZZAZIONE IMMAGINE:** è costituito da uno schermo video in bianco e nero ed è dotato di una scheda video di buona qualità perché terminato l'esame abbiamo più fette ma a noi interessa ricostruire il volume quindi vogliamo avere la possibilità di visualizzare nella maniera più rapida possibile.

4) **MEMORIA:** per salvare le immagini acquisite. La normativa prevede che i dati siano salvati in un archivio, in maniera anonima, identificando il paziente mediante un codice. Alcune TC vengono stampate o su carta o su lastra, questo perché la cartella dei pazienti ricoverati è cartacea.

## Caratteristiche esame TC



- Solitamente si acquisiscono 30 – 40 matrici (*slice*) allineate ortogonalmente all'asse definito dalla spina dorsale del paziente
- Ogni matrice rappresenta una "fetta" di paziente dello spessore di 0,5 – 10 mm
- Risoluzione tipica di 256 x 256 o 512 x 512 pixel
- Tempo di acquisizione di una slice = 1 s → esame totale richiede mediamente dai 5 ai 15 minuti (c'è anche il tempo di scansione e di movimentazione del tubo e dei recettori)
- Ogni pixel rappresenta l'attenuazione di un piccolo volume di indagine (detto *voxel*)

Ricordiamo che la **TC ha due obiettivi** fondamentali:

- 1) ricostruire un volume
- 2) utilizzare al meglio i toni di grigio, per consentire la visione di tessuti che, nella radiografia tradizionale, vengono mascherati da diversi toni di grigio.

L'immagine in TC non è codificata a partire dal valore del coefficiente di attenuazione in un determinato punto della fetta o tessuto ma viene convertito nella "**unità Hounsfield**" mediante la seguente formula:

$$\mu(HU) = 1000 \frac{\mu - \mu_{acqua}}{\mu_{acqua}}$$

Questa formula definisce la **scala Hounsfield**, una scala di valori sulla quale i diversi tessuti occupano una posizione diversa. Essa è la traduzione del coefficiente di attenuazione su una scala numerica e che ha il compito di differenziare i tessuti, e come sappiamo la TC funziona bene perché riesce a differenziare i tessuti.

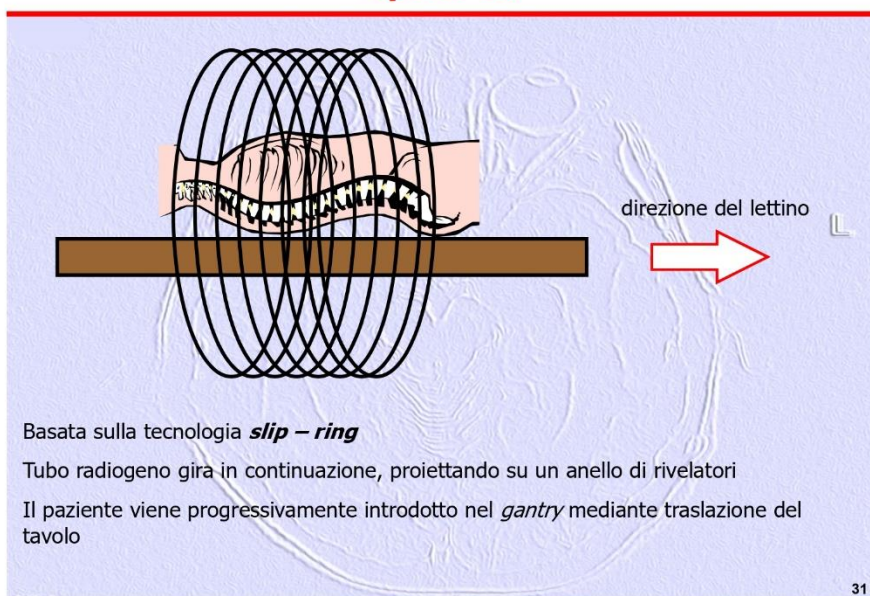
un pitch di 2mm e quindi se voglio acquisire altre 4 fette consecutive alle precedenti (senza gap) dovrei spostare il paziente di una quantità proporzionale allo spessore delle fette e quindi devo spostarlo di 1pitch che è lo spessore del pacchetto acquisito in una singola rotazione.

Se movimento il paziente di 2pitch, il secondo pacchetto è distaccato dal precedente di 1pitch e si chiama "gap". Lo spazio vuoto si lascia perché a volte c'è la necessità di fare TC di volumi molto ampi (ad esempio il torace) senza però cercare microlesioni quindi per risparmiare dose si salta un po' di tessuto. Nel caso di pitch=0,5 il paziente viene movimentato la metà dell'estensione del pacchetto e quindi le due fette sono interallacciate tra loro: questo si fa nei casi in cui c'è bisogno di integrare l'informazione acquisita durante la rotazione  $i+1$  con quella acquisita durante la rotazione  $i$ -esima.

In questa modalità il **paziente non è fermo**. Esso sta sul supporto paziente ed il tubo radiogeno ruota costantemente attorno ad esso quindi è dotato di **tecnologia slip-ring**. Per evitare di

irradiare sempre la stessa porzione di tessuto, il paziente viene traslato in continuazione a velocità costante. Si chiama **TC spirale** perché combinando la rotazione del gantry con la traslazione del supporto paziente la risultante è un **moto a spirale** quindi in ogni posizione si vanno ad irradiare tessuti sempre diversi. Questa modalità **velocizza tantissimo l'acquisizione**. Essa nasce perché quando devo acquisire volumi ampi e l'artefatto da movimento

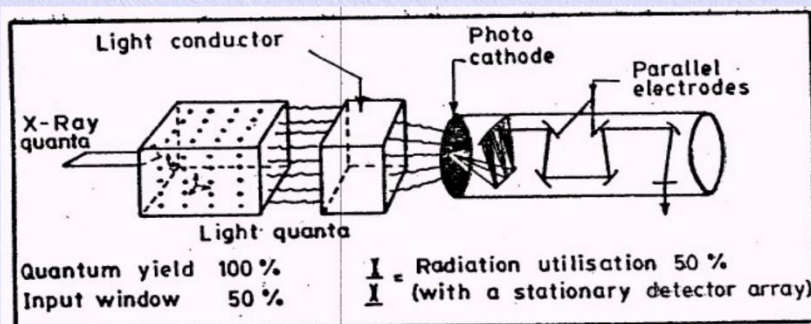
### Spiral TC



potrebbe essere un problema per la qualità dell'immagine, l'unica soluzione è riuscire a fare la scansione nel minor tempo possibile con la maggior velocità.

Questa tecnica è comunemente usata nella **colonscopia virtuale**.

## Sensori TC allo stato solido



Costituiti da un cristallo scintillatore (ceramiche caricate, BGO,  $CdWO_4$ , ...) collegato ad un fotodiodo

A valle si pone un fotomoltiplicatore

Vengono costruiti in modo da avere una superficie tale da "vedere" un angolo di incidenza della radiazione abbastanza ampio

32

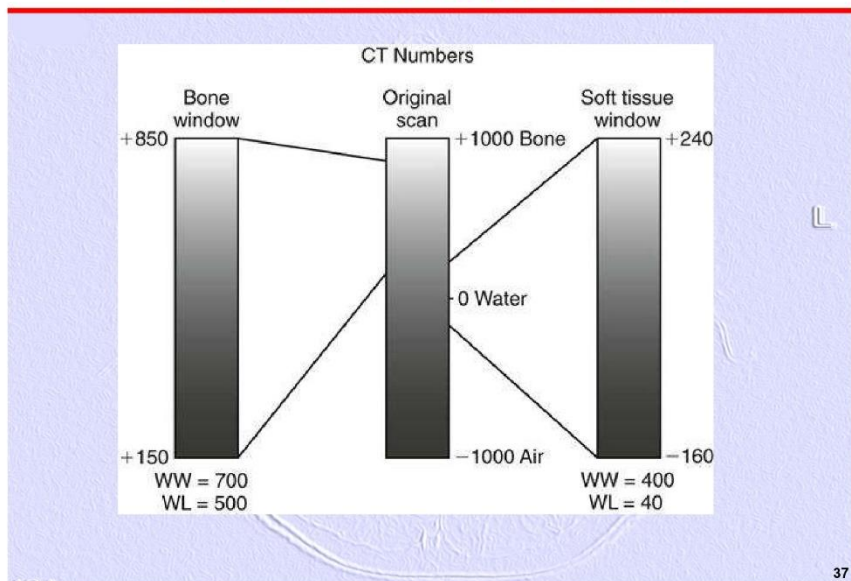
Ricordiamo che in una delle prime TC vi era un solo sensore col suo collimatore → tecnologia del **SENSORE ALLO STATO SOLIDO**: sensore "ibrido" fatto da una parte fisica di cristallo scintillatore ed una parte elettronica simile all'amplificatore di brillanza. I raggi X arrivano da sinistra, poi c'è un blocco di cristallo scintillatore fatto da sali a p.m. elevato (quindi coeff. attenuazione alto per assorbire meglio energia) che convertono l'energia X in fotoni nel visibile che sono portati via da una guida d'onda e focalizzati sul fotomoltiplicatore: qui vengono convertiti in elettroni per cui in uscita al sensore c'è una corrente di intensità proporzionale alla quantità di energia in banda X piovuta sul cristallo scintillatore. E' a **conversione indiretta** (banda X → visibile → elettroni).  
**Efficienza** circa del **50%**.

**PROBLEMA**: quando la tecnologia ha portato la TC ad avere sempre più sensori (array lineare, array curvilineo, anello completo) era un problema mettere tanti di questi sensori (ognuno è fatto da 3 diverse parti) quindi sono stati introdotti i **SENSORI A GAS**: sono fatti da **due corone circolari**, una **camera d'aria** di metallo contenente gas inerte. Non è unica ma è **divisa in tante celle** dove in ognuna c'è idealmente lo stesso numero di molecole di gas. La distanza di queste celle determina la dimensione del sensore che a sua volta determina in parte la dimensione della fetta quindi la qualità dell'immagine. I raggi X attraversano il gas ed essendo ionizzanti lo ionizzano creando delle cariche. All'interno delle cellette c'è un elettrodo (anodo) e per effetto capacitivo (tra anodo e i due catodi) si misura la carica prodotta.

**vantaggi**:

- sensore facilmente integrabile
- facile collimazione: in base a come sono fatte le celle è già un collimatore perché se arrivasse un fotone in direzione diversa da quella indicata (non parallela a quella individuata dai setti) probabilmente finirebbe sul metallo che lo assorbe quindi non viene a ionizzato nulla.
- sensori a conversione diretta.

## Window Level e Window Width



Le immagini TC hanno una **dinamica molto elevata per via della scala Hounsfield**, le cui unità vanno da -1000 (che tipicamente corrisponde ad un gas,  $u=0$ ) a >1000 (materiali più duri).

Il **problema** si pone nel **visualizzare queste immagini**: da -1000 a +1000 ci sono 2001 valori (incluso 0) e sappiamo che **non riusciamo a vedere tutti questi toni di grigio**.

Allora per rappresentare immagini quando la dinamica è superiore a 8bit (cioè 256 toni

di grigio) occorre fare delle scelte che si fanno mediante i parametri WW e WL.

In TC e RM le immagini rappresentate sono sempre su 256 toni di grigio ma essi sono assegnati ad una porzione variabile della scala Hounsfield, come nella slide:

-rappresentare **tessuti molli**: hanno unità Hounsfield di poco superiori o inferiori a quella dell'acqua: allora apro una finestra tra +240 e -160 ed assegno tutti i toni di grigio solamente a questi valori: da -160 in giù è tutto nero, da +240 in su è tutto in bianco, in mezzo i toni di grigio.  
-rappresentare **tessuti duri**: apro una finestra da +150 a +850 ed in mezzo alla finestra spalmo i 256 toni di grigio.

I due **parametri da tenere in considerazione** sono:

-**WINDOW LEVEL**: valor medio di ogni finestra

-**WINDOW WIDTH**: ampiezza della finestra ( $240+160=400$ )

Questi due parametri possono essere **variati in tempo reale dall'operatore**

## MEDICINA NUCLEARE

Si tratta sempre di **radiazioni ionizzanti** ma non tratteremo più i raggi X (come in radiografia) bensì **raggi gamma**. I dispositivi per medicina nucleare sfruttano principi fisici differenti dalla radiografia tradizionale, sono costruiti in modo differente e danno delle informazioni complementari a quelle della radiografia tradizionale.

### Dalla tomografia alla medicina nucleare

Tomografia: formazione di un'immagine 3D mediante ricostruzione di una mappa di coefficienti di attenuazione ( $\mu$ ) nello spazio, ottenuta a partire da una sorgente di radiazioni esterna

**Imaging per trasmissione** → **Immagine Anatomica**

Medicina nucleare: sorgente di radiazione ionizzante interna al corpo, distribuita non uniformemente ma in base ad uno specifico processo fisiologico

**Imaging per emissione** → **Immagine Funzionale**

La medicina nucleare rende radioattivi i pazienti stessi (diagnostica o terapia)

Radioattività può essere indotta per iniezione, inalazione, ingestione

La **generazione di fotoni gamma** è **interna al corpo umano** (e non a carico di una sorgente esterna come in radiografia) ed avviene mediante processi di riequilibrio nucleare di sostanze instabili che emettono spontaneamente radiazioni.

Per fare un esame in MN viene somministrato un preparato radioattivo che si colloca in determinate

strutture o si lega a tessuti del corpo umano.

La **sorgente e la sua posizione** all'interno del paziente **non sono note** → **fare imaging** in MN significa **trovare la localizzazione della sorgente**: viene somministrato il preparato radioattivo, le molecole diffondono ed emettono fotoni gamma all'esterno e, catturandoli, devo essere in grado di capire dov'è finito il radiofarmaco quindi dove si trova la sorgente (problema di ricostruzione spaziale).

#### PROBLEMATICHE VARIE :

**1) RIDOTTO NUMERO DI FOTONI GAMMA** mentre in radiografia, aumentando la corrente del tubo, posso aumentare il numero di fotoni X.

**2) I preparati radioattivi**, per emettere fotoni gamma, vanno incontro al decadimento. Emettono poca energia ed i **FOTONI GAMMA SONO ENERGICAMENTE MOLTO COSTOSI** (banda gamma è dopo quella X e vale la legge  $E=hf$  quindi frequenza più alta vuol dire energia più elevata).

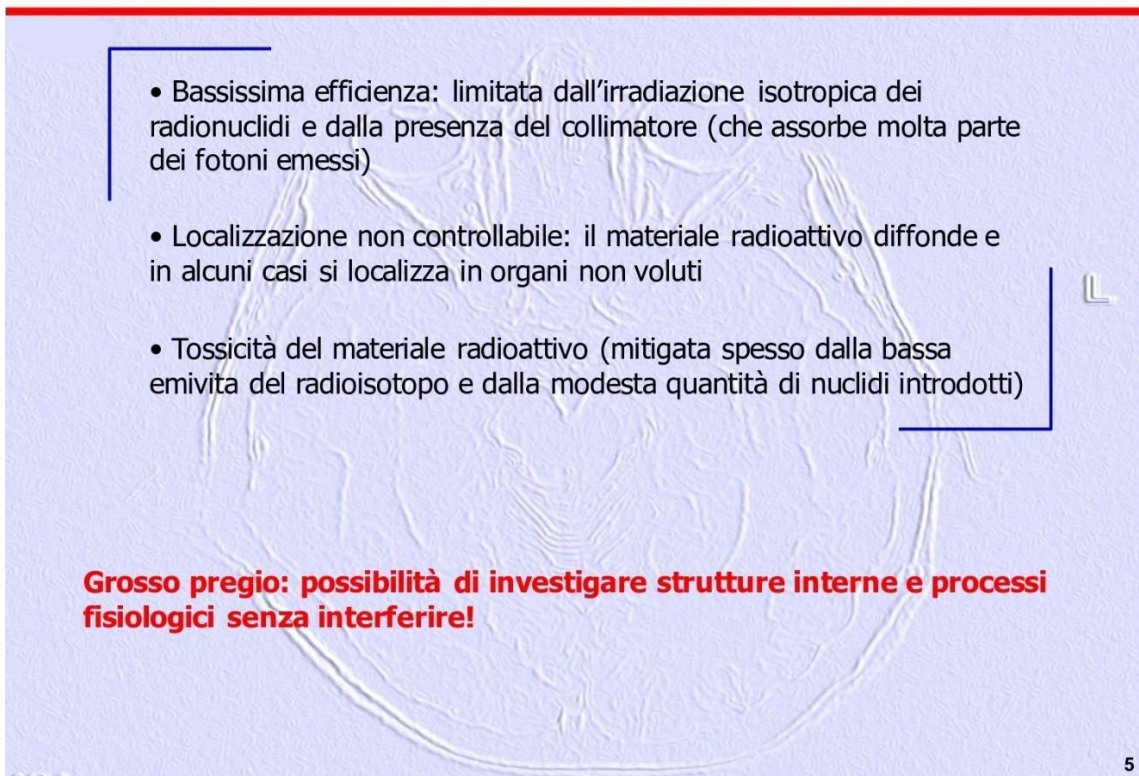
**3) Quando un atomo o una molecola hanno energia in eccesso** (quindi sono radioattivi perché instabili) e la emettono sotto forma di fotoni gamma, questi sono 1 o 2 quindi pochissimi! Di conseguenza, con pochi fotoni, **AVERE IMMAGINI DI BUONA QUALITA'** (dal punto di vista morfologico) **È DIFFICILE**.

Fortunatamente, lo **scopo della MN è quello di rappresentare i tessuti dal punto di vista funzionale** (e non morfologico come in radiografia).

**4) IMPOSSIBILE STABILIRE LA DURATA DI UN ESAME** in MN (in radiografia l'unica preoccupazione era di non eccedere con la dose di raggi X, ma ciò che riguarda i fotoni potevamo controllarlo noi)

somministrare molto glucosio, gran parte di esso viene usato dal cervello nelle parti che funzionano di più quindi posso verificare quali sono le aree del cervello che consumano più glucosio (attività *funzionale* elevata).

## Aspetti negativi



- Bassissima efficienza: limitata dall'irradiazione isotropica dei radionuclidi e dalla presenza del collimatore (che assorbe molta parte dei fotoni emessi)
- Localizzazione non controllabile: il materiale radioattivo diffonde e in alcuni casi si localizza in organi non voluti
- Tossicità del materiale radioattivo (mitigata spesso dalla bassa emivita del radioisotopo e dalla modesta quantità di nuclidi introdotti)

**Grosso pregio: possibilità di investigare strutture interne e processi fisiologici senza interferire!**

5

**Emissione isotropica:** ogni direzione dello spazio ha la stessa probabilità di essere percorsa dal fotone.

1) BASSA EFFICIENZA = il collimatore è essenziale per capire da dove arrivano i fotoni però è altrettanto vero che assorbe molti fotoni, non permettendogli di arrivare sui sensori, quindi i fotoni disponibili diminuiscono ulteriormente.

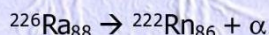
2) L.NON CONTROLLABILE = ci sono radiofarmaci specifici, come lo iodio, mentre altri sono meno specifici quindi può capitare che vanno in posti che a noi non interessano. Per ovviare a questo problema non è consigliabile somministrare più radiofarmaco per aumentare l'emissione di fotoni gamma per via della tossicità dello stesso.

*\*Senza interferire\** significa che se somministro del radiofarmaco esso non altera le funzionalità degli organi. Nel caso dello iodio, quando viene somministrato per investigare la funzionalità della tiroide, esso viene usato normalmente senza alterare i processi e le funzioni stesse.

## Radionuclidi(2)

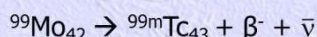
### Decadimento $\alpha$

emette particelle  $\alpha$  (2  $p^+$  + 2 neutroni), peso atomico diminuisce di 4 ed il numero atomico di 2. Le particelle  $\alpha$  vengono assorbite dalla materia (uso in terapia)



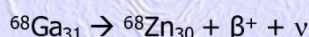
### Decadimento $\beta^-$

neutrone si trasforma in  $p^+$  + un elettrone + un antineutrino. Numero atomico aumenta di 1. Le particelle  $\beta^-$  (elettroni) non escono dal corpo (bassa energia)



### Decadimento $\beta^+$

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  $\beta^+$  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  $\gamma$  esattamente a 511 keV (base della PET)

7

**DECADIMENTO  $\alpha$ :** peso atomico diminuisce di 4 perché somma di neutroni e protoni ( $226 \rightarrow 222$ ), mentre il numero atomico (n.protoni) diminuisce di 2.

La particella alfa è molto grande (perché formata da 4 particelle che sono le più grandi esistenti a livello subnucleare) e ha una scarsa capacità di penetrazione. È molto ionizzante, quando attraversa i tessuti crea grossi danni ma non è in grado di percorrere tanto spazio perché viene assorbita presto quindi non riesce ad uscire dal corpo umano  $\rightarrow$  il decadimento alfa **non è utilizzato in MN ma in RADIO-TERAPIA:** se il radio va all'interno di una lesione tumorale le particelle  $\alpha$  che si creano dal decadimento distruggono le cellule tumorali.

La particella  $\alpha$  è fatta da protoni e neutroni quindi vuol dire che c'è un eccesso di entrambi.

**DECADIMENTO  $\beta^-$ :** la particella  $\beta^-$  ha stessa massa e carica di un elettrone ma non è chiamata così solo perché l'elettrone è legato all'atomo, mentre questa particella si trova anche libera.

Antineutrino: particella con *massa uguale all'elettrone ma negativa e priva di carica.*

Esso è presente perché: per creare un protone dal neutrone (elettricamente neutro) metto l'elettrone per bilanciare la carica. Inoltre il neutrone ha la massa del protone ma l'elettrone inserito prima possiede massa quindi per bilanciare anche la massa metto l'antineutrino.

Il numero atomico aumenta di 1 perché viene generato un protone, il peso atomico non varia perché la massa totale è sempre la stessa.

**Non è utile ai fini dell'imaging** in quanto **non viene prodotto alcun fotone gamma**, tuttavia è utile perché ci dice come si ottiene il tecnezio99, creato dal decadimento è radioattivo ed è uno dei più utilizzati marcatori di attività tumorale (radiofarmaco). È un decadimento di sintesi.

## Radiofarmaci

Sono composti marcati con radioisotopi ottenuti legando molecole radioattive (emissione di fotoni gamma o positroni) a molecole biologiche specifiche

Le molecole marcate si comportano come le molecole non marcate (non alterano il funzionamento) e devono avere un interesse clinico (deposito in specifici organi o funzioni in processi metabolici)

### Indicatore

radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto meccanico, vascolare, respiratorio

### Tracciante

radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto di tipo metabolico

### Emissioni utilizzate

radiazione gamma (80 – 300 keV)

positrone che si annichila emettendo due fotoni gamma a 511 keV

9

511 keV → PET

80-300 keV → fotoni emessi per decadimento con cattura di elettroni

## Rivelatori

- **Rivelatori a semiconduttore:** (Ge, SiO<sub>2</sub>) che cambiano valore di resistenza quando esposti a radiazioni ionizzanti. (Non utilizzati per costo, rumore termico elevato, scarsa sensibilità)

- **Rivelatori a gas:** vedi TC

- **Scintillatori inorganici:** emettono energia sotto forma di luce visibile. Elevato numero atomico, elevato  $\mu$ , alta probabilità di interazione. Emettono luce in proporzione all'energia dei fotoni incidenti → posso contare i fotoni e la loro energia (discriminazione energetica e spaziale)

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

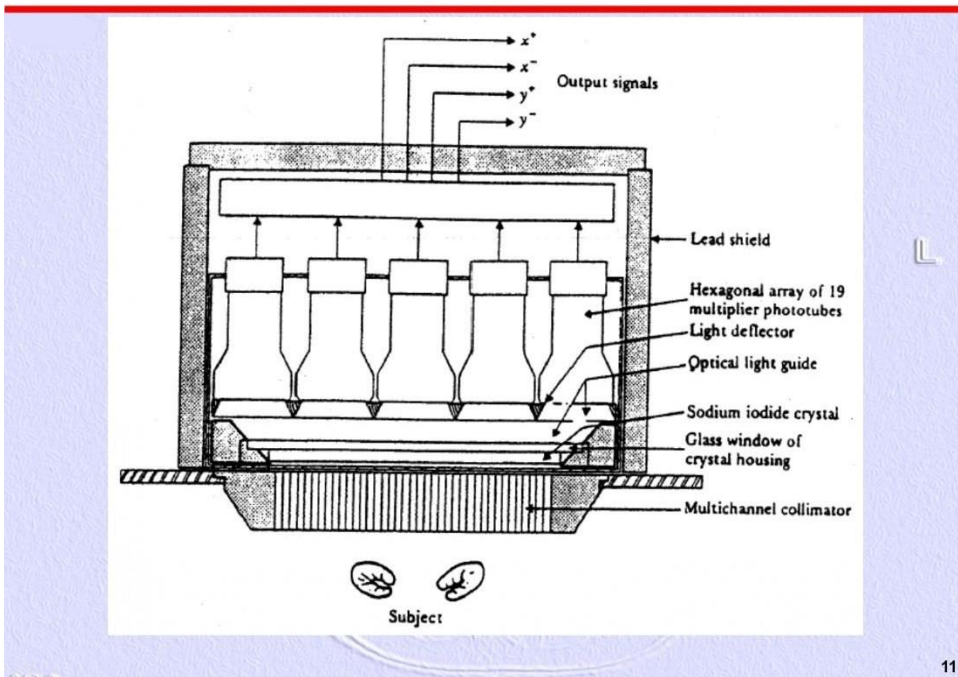
10



## CAMERA DI ANGER (GAMMACAMERA)

È il rivelatore più usato in medicina nucleare. È un sensore ibrido cioè fatto da parti diverse. È a conversione indiretta. Chiusa da uno schermo di piombo (come il tubo in radiografia) perché se un fotone arriva lì o viene rivelato o viene attenuato dal piombo purché non esca da essa.

### Camera di Anger (Gammacamera)



La faccia esposta verso il paziente (dal quale dobbiamo catturare i fotoni gamma) è quella sulla quale si applica il collimatore, che consente di selezionare la direzione dei fotoni. È un collimatore multicanale ossia una griglia forata fatta da setti paralleli, per cui un fotone può essere rivelato nella gamma camera solo se è

emesso dalla sorgente in una direzione parallela ad uno di questi setti.

Esistono **diversi collimatori**:

### Tipi di collimatore

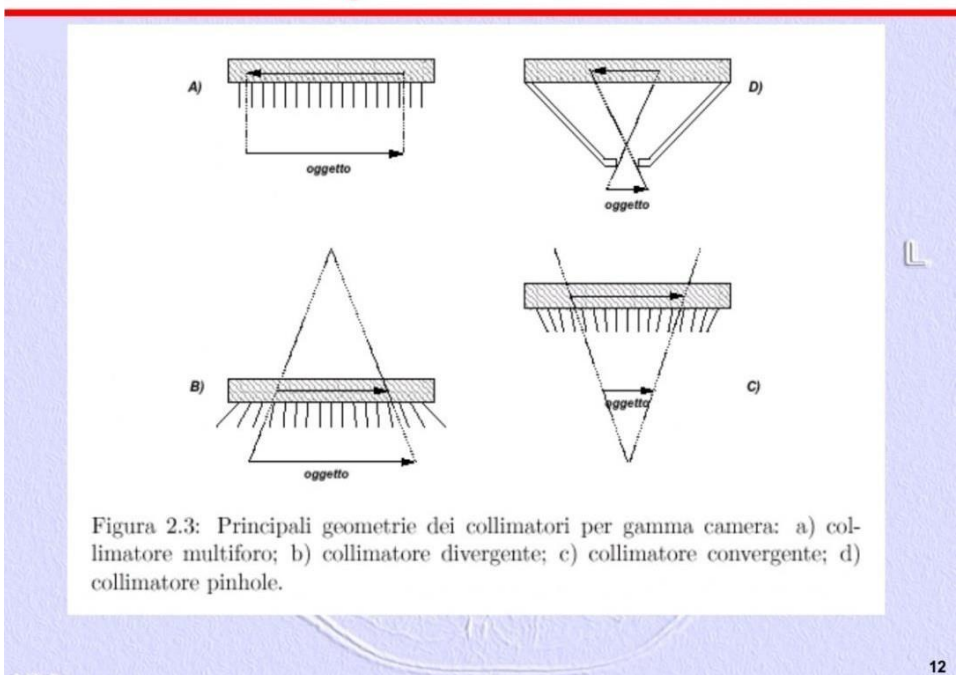


Figura 2.3: Principali geometrie dei collimatori per gamma camera: a) collimatore multiforo; b) collimatore divergente; c) collimatore convergente; d) collimatore pinhole.

(A) : setti paralleli  
 (B) : setti divergenti per rappresentare con dimensioni ridotte oggetti che in realtà sono ampi  
 (C) : setti convergenti per rappresentare con dimensioni ampie oggetti piccoli  
 (D) : *pinhole*, usato per organi molto piccoli, per una diffusione di radiofarmaco molto concentrata in un punto (ad esempio la tiroide)

## ARITMETICA DI POSIZIONAMENTO

È il **blocco** in alto, a **forma di rettangolo**, della gamma camera. La gamma camera è un sensore a conversione indiretta perché l'energia nella banda gamma viene convertita in energia nel visibile grazie ai cristalli scintillatori del sale. I fotoni nel visibile vengono poi inviati nei tubi fotomoltiplicatori posti sul piano del cristallo, con una geometria di tipo esagonale. Problema da risolvere: arriva un fotone che supera il collimatore arrivando su un punto del cristallo. Devo calcolare le coordinate del punto dove è arrivato il fotone ed abbiamo a disposizione solo le uscite dei tubi in corrente.

### ARITMETICA DI POSIZIONAMENTO:

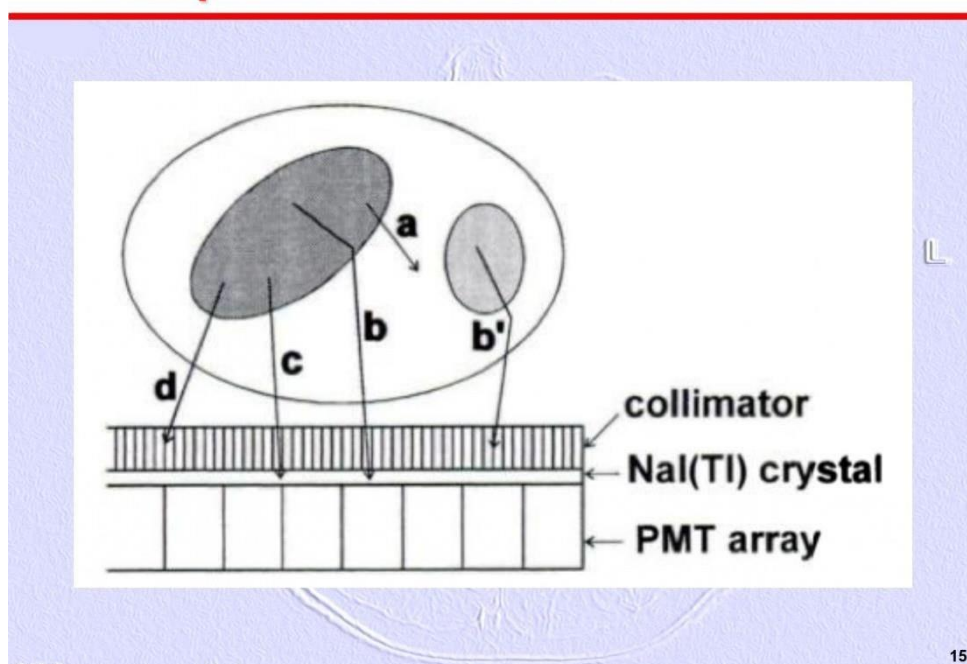
Meccanismo che ci consente di riuscire a mappare con continuità la posizione del punto di impatto di un fotone sul cristallo;

Fondamentale il **"livello Z"** che è la somma di tutte le correnti in tutte le direzioni quindi è la **corrente totale uscente dalla gammacamera** e che è **proporzionale all'energia del fotone** incidente.

Fondamentale la discriminazione energetica perché dobbiamo posizionare correttamente le sorgenti nello spazio perché sbagliare può dare origine a falsi positivi o a falsi negativi e può portare a problemi nell'interpretazione.

**Analisi del livello Z** serve **per scartare fotoni eccessivamente energetici** (vuol dire che sono arrivati più fotoni sul piano) **o troppo poco energetici** (fotone supera collimatore ma proviene da una direzione scorretta)

### Esempio di funzionamento del collimatore

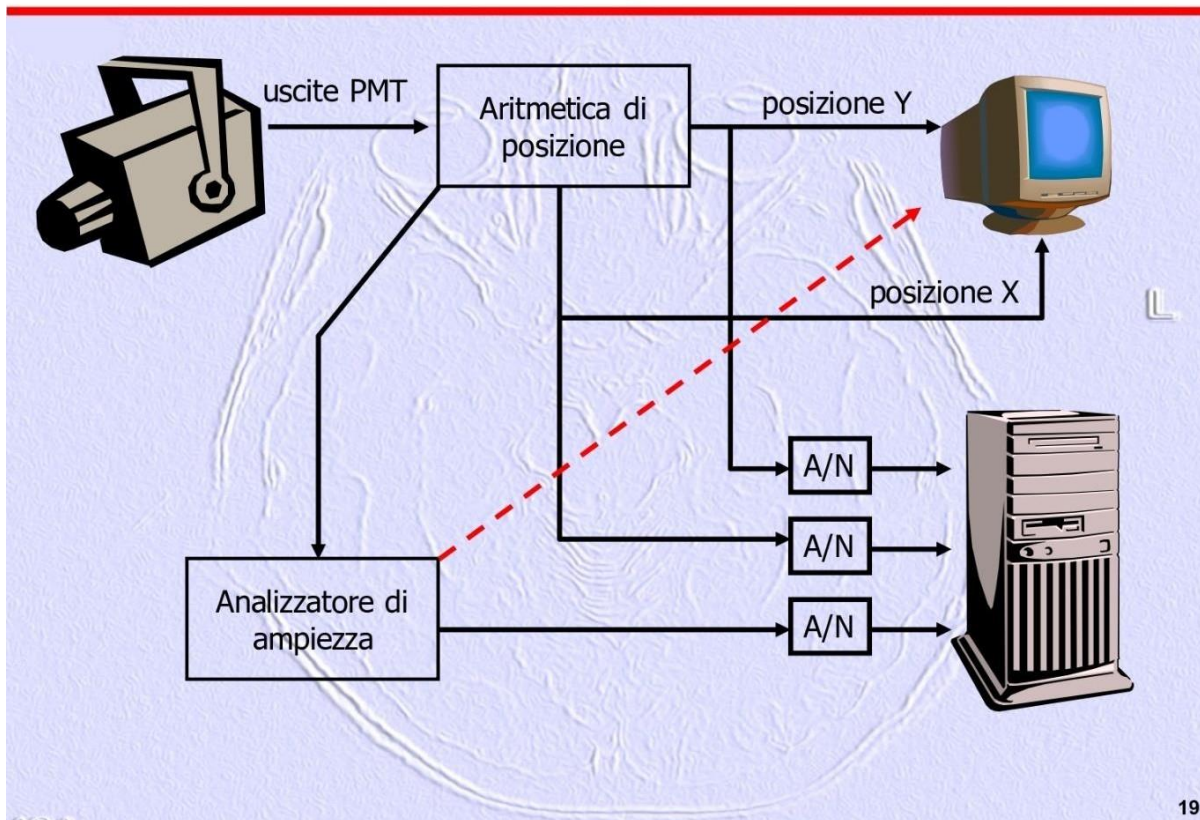


In bianco il paziente e poi ci sono due zone grigie dove si è localizzato il radiofarmaco. Vengono emessi fotoni di tipo differente: il *fotone a* incontra un tessuto molto denso, non riesce ad attraversare quindi viene completamente assorbito. I *fotoni d* vengono emessi in una direzione non consentita dalla

geometria del collimatore, sbattono contro i setti del collimatore, vengono assorbiti quindi non sono rivelati e sentiti dai tubi fotomoltiplicatori. I fotoni che riescono a superare il collimatore sono quelli che hanno direzioni più o meno parallele al collimatore. I *fotoni c* sono quelli corretti e

Allora, pur avendo pochi fotoni e scartandone qualcuno, riusciamo a migliorare le caratteristiche e la comprensibilità dell'immagine.  
 Dal livello Z dipende la scelta del radiofarmaco da usare perché sappiamo che usando un certo radiofarmaco sappiamo che livello Z aspettarci.

## Schema utilizzo gammacamera



In alto a sinistra c'è la gammacamera: le uscite dei tubi vanno all'aritmetica di posizionamento tramite la quale si calcolano le coordinate (x,y) del punto di impatto dei fotoni, si accende un pixel a video il cui colore è tanto più intenso quanto maggiore è il numero di fotoni caduti in quel punto. Contemporaneamente, le stesse uscite vanno anche all'analizzatore di ampiezza (analizzatore del livello Z) che con un segnale logico decide se quel fotone deve essere usato o no per creare l'immagine. Meccanismo analogico per cui se voglio immagazzinare l'informazione su un computer devo digitalizzare con un convertitore i segnali di posizione e ampiezza così da ricostruire l'immagine in formato digitale.

### DESCRIZIONE DI UN DISPOSITIVO COMMERCIALE:

C'è un supporto paziente. La gamma camera è sostenuta da due bracci ed è schermata di piombo e può essere collocata in corrispondenza della parte di paziente che vogliamo analizzare. Viene piazzata, si attende un po' che decadano i nuclei e che arrivino i fotoni sul piano della gamma camera.

### ESEMPI

**SCINTIMAMMOGRAFIA:** usata per vedere lo stato del linfonodo sentinella. Veniva iniettato un radiofarmaco (tec99) che marcava la presenza di cellule tumorali e si osservava se ci fossero degli addensamenti di radiofarmaco in corrispondenza del cavo ascellare.

risoluzione dalla distanza quindi 180° non va bene perché non riuscirei a vedere bene quelle sorgenti che sono distanti.

Le **tecniche fondamentali di ECT** sono:

-**SPECT** → i radiofarmaci di questo tipo hanno un decadimento che causa l'emissione di un singolo fotone

-**PET** → hanno un decadimento ad emissione di positrone, che genera i "fotoni gemelli" (2 fotoni di uguale energia che si propagano sunna stessa direzione ma in verso opposto)

Queste due differiscono:

-per il tipo di radiofarmaco

-nella struttura del dispositivo usato

-per la presenza della gamma camera: gli SPECT ne hanno una o più, i PET non ne hanno (struttura simile alla TC)

## SPECT

Isotopo	$T_{1/2}$ (h)	Energia (keV)
$^{99m}Tc$	6,02	140
$^{123}I$	13,2	159
$^{111}In$	67,4	173; 247
$^{201}Tl$	73,5	72; 167
$^{67}Ga$	78,2	93; 184; 296

L'intervallo energetico dei fotoni SPECT è 80-300 keV. Il Gallio emette fotoni a diverse energie: infatti i radiofarmaci emettono per riequilibrio dei livelli energetici. Alcuni atomi hanno livelli energetici diversi e quindi a seconda di dove avviene il riequilibrio vengono emessi fotoni con energie differenti.

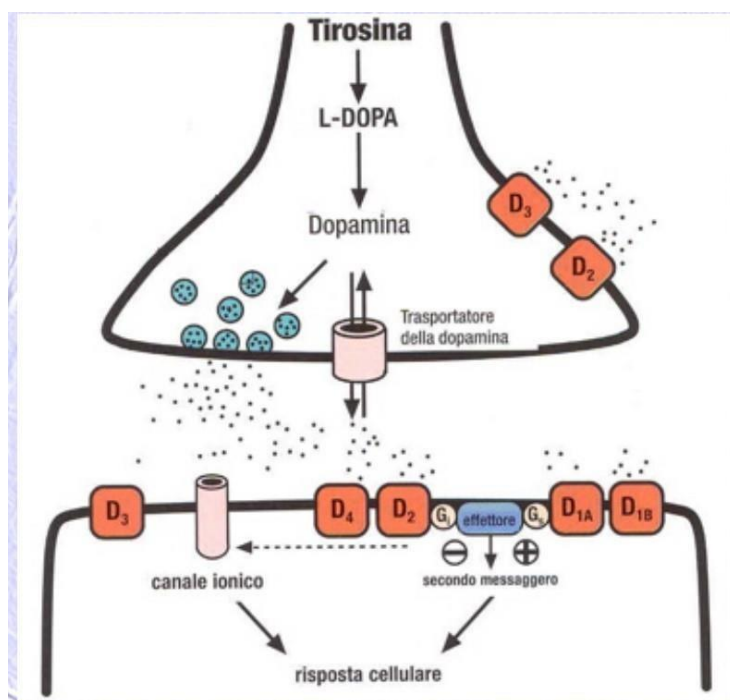
Da notare la **differenza del tempo di emivita (misurato in ore)** tra il tecnezio e gli altri. Potrebbe sembrare un problema in quanto significherebbe che il paziente rimane radioattivo per molto tempo; tuttavia è anche un vantaggio: questi radiofarmaci vanno prodotti da laboratori specializzati ed il fatto di

avere un radiofarmaco con un tempo di emivita lungo mi consente di farmi consegnare quel radiofarmaco da un laboratorio remoto: posso avere il dispositivo SPECT senza avere necessariamente un acceleratore lineare o sistema di creazione di isotopi annesso alla struttura medesima → vantaggio in logistica, installazione e costi.

## Modalità di acquisizione SPECT

- 1) Modalità *stop and shoot*: si ferma la gammacamera in una posizione, si attende l'arrivo di un certo numero di fotoni, si varia l'angolo, si attende di nuovo e così via. Per ogni acquisizione ci vuole circa 1s più il tempo di movimentazione quindi la tempistica è piuttosto lunga.
- 2) Modalità *continuous rotation method*: la gammacamera ruota in continuazione con un movimento di rotazione lento intorno al paziente: mentre ruota arrivano i fotoni. Successivamente si fa finta che tutti i fotoni arrivati in un arco angolare tra 3 e 6 gradi vengono messi insieme e considerati come una sola immagine. È molto più veloce rispetto alla prima, tuttavia il fatto che la camera sia sempre in rotazione vuol dire che quando arriva un fotone essa è in una posizione diversa rispetto al fotone precedente, quindi si commette un "errore geometrico" che tuttavia non è molto rilevante in quanto sappiamo già che in MN le immagini non sono mai molto buone qualitativamente. Le immagini generate da questa continua rotazione sono un po' "sfuocate".

La metodologia SPECT è molto usata, ad esempio, nella diagnostica dei Parkinsonismi:



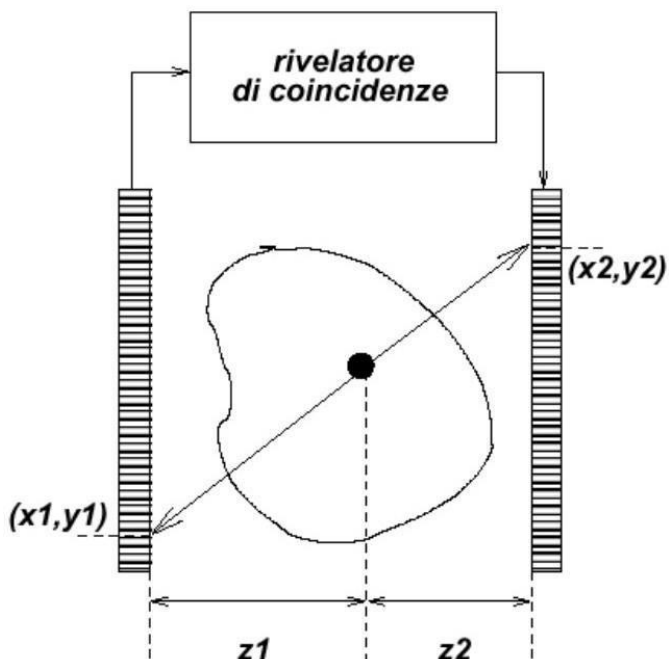
### DatScan: 123 I-ioflupano

il Parkinson causa la morte dei neuroni motori il cui metabolismo è basato sulla dopamina.

La SPECT è usata per fare la diagnosi definitiva, l'esame si chiama DatScan e si basa sul radiofarmaco iodio23 coniugato alla molecola vettore ioflupano. Lo Iodio è uno di quegli elementi che fa parte della levodopa, precursore della dopamina.

Somministrando iodio esso viene captato, oltre che dalla tiroide, anche dai neuroni dopaminergici che lo usano per attivare le sinapsi. Dalle immagini SPECT si nota l'elevata captazione del radiofarmaco laddove i neuroni

funzionano bene (si nota una macchia nera) ma si nota anche una zona dove la captazione è molto ridotta quindi è indice di un mal funzionamento di quei neuroni.



Dispositivo fatto da due gammacamere, paziente al centro. Nel **puntino nero** avviene l'**annichilazione** del positrone quindi si generano due fotoni: uno va a finire in  $(x_1, y_1)$  l'altro in  $(x_2, y_2)$ .

Se so che le due gammacamere sono parallele e conosco le coordinate dei fotoni, riesco a tracciare la "*direzione dell'evento*" ossia quella da cui sono stati emessi i due fotoni gemelli (per due punti passa una e una sola retta). Inoltre, so anche che lungo quella direzione c'è il radiofarmaco: non conosco il punto esatto però verranno successivamente emessi altri fotoni gemelli che daranno nuove direzioni che passeranno tutte per quel punto dove c'è il

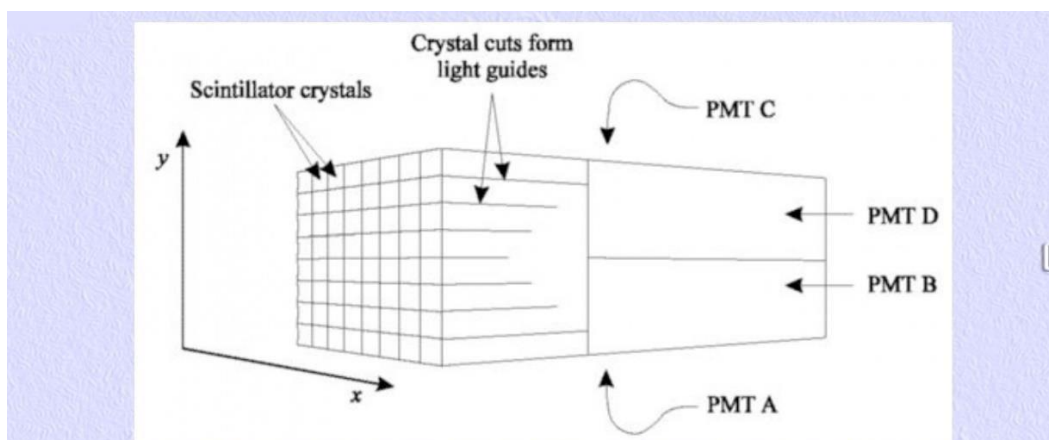
radiofarmaco. L'immagine si formerà per addensamento delle linee degli eventi. Dunque, nella PET esiste la collimazione ma non esiste il collimatore fisico perché la direzione viene determinata dai due fotoni gemelli.

**PROBLEMA** → COME CAPIRE SE DUE FOTONI SONO GEMELLI dato che i fotoni PET hanno tutti la stessa energia?

**SOLUZIONE** → **RIVELATORE DI COINCIDENZE** è un contatore temporale che misura la distanza in nanosecondi tra l'arrivo di un fotone e l'arrivo del fotone più vicino: se i due arrivano in una finestra di coincidenza di 4-6 ns si considerano gemelli, altrimenti si preferisce dire che difficilmente lo sono quindi non si usano per tracciare nessuna linea dell'evento.

Inoltre, se c'è un'emissione di radiofarmaco da una parte e uno dei due fotoni se ne va altrove invece che nella gammacamera ce ne accorgiamo con il rivelatore che manca il gemello.

Allora nelle moderne PET si usano delle geometrie circolari, cioè ad anello, per migliorare la rivelazione dei fotoni. Si è miniaturizzata la gammacamera, l'elemento base è il seguente e più elementi così messi insieme vanno a costituire l'anello che rende il dispositivo PET molto simile a



Accoppiando opportunamente i cristalli scintillatori ad un piccolo numero di tubi fotomoltiplicatori, è possibile costruire un anello completo di rivelatori.

Utilizzato nei dispositivi TC-PET

**RANDOM COINCIDENCE:** ci sono due positroni che si annichilano, dando origine ciascuno ad una coppia di fotoni gemelli. Per qualche motivo però, di ogni coppia, un solo fotone arriva sui cristalli e l'altro si perde. Poiché tutti i fotoni hanno la stessa energia (non è avvenuta una deflessione) di circa 511 keV, se queste due annichilazioni erano contemporanee, i due fotoni arrivano nella finestra di coincidenza con la stessa energia, pertanto la linea dell'evento è quella che congiunge i due punti ma è sbagliata perché non passa per nessuna delle due localizzazioni del radiofarmaco. Questa coincidenza random (fotoni che non sono gemelli ma che arrivano nella medesima finestra, con la stessa energia) può dare origine ad un'immagine "corrotta" da linee calcolate in modo sbagliato. Non si può correggere.

## APPLICAZIONI CLINICHE

I traccianti possono legarsi a determinate funzioni (assorbimento glucosio, consumo ossigeno) e rivelare processi prima non osservabili.

- cardiologia: studio di patologie coronariche, visualizzazione miocardio, controllo stato arterie
- neurologia: epilessia, neoplasia cerebrali, danni da ictus, Alzheimer, Parkinson, sindrome di Down. Studio della concentrazione e rilascio di neurotrasmettitori (dopamina e serotonina)
- oncologia: segnalazione e stadiazione tumorale

## PET a misura del tempo di volo

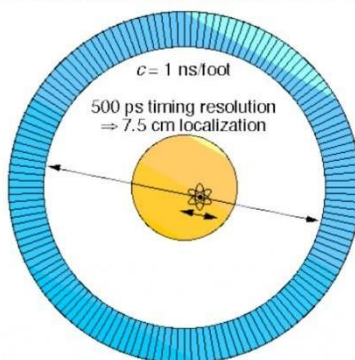
La luce nel vuoto percorre circa 30 cm in un nanosecondo!!!



posso solo individuare una linea di evento, ma non il punto sulla retta (la misura del tempo di volo è troppo difficoltosa)

Alcuni ricercatori stanno sperimentando scintillatori al fluoruro di Bario ( $BaF_2$ ) che hanno una costante di decadimento inferiore al ns  $\rightarrow$  possibilità di localizzare un'annichilazione a meno di 5 – 10cm.

Attualmente, viene utilizzato come rivelatore LSO.



Esistono dei dispositivi che sono PET A TEMPO DI VOLO: cercano di misurare la differenza temporale (in picosecondi) con cui i fotoni arrivano. Il problema è dato dai cristalli scintillatori: NaI ha una costante di decadimento di 230 nanosecondi ovvero ogni volta che un fotone arriva in un punto del cristallo esso emette fotoni visibili per 230 nanosecondi. Esistono dei cristalli fatti apposta per avere delle costanti di decadimento

molto basse e quindi probabilmente riusciamo a individuare il momento preciso in cui il fotone arriva sul cristallo con una risoluzione temporale maggiore.

## Equazioni fondamentali<sup>(1)</sup>

### Legame velocità – frequenza

$$v = \lambda f$$

- $v$  = velocità di propagazione dell'onda nel mezzo
- $f$  = frequenza dell'onda
- $\lambda$  = lunghezza d'onda

$$f = 1 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 1,5 \text{ mm}$$
$$f = 20 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 0,077 \text{ mm}$$

$$v \sim 300 \text{ m/s nell'aria}$$
$$v \sim 1500 \text{ m/s nei tessuti}$$
$$v \sim 4000 \text{ m/s nell'osso}$$

### DUALISMO SPAZIO – TEMPO!

Posso vedere l'onda come un fenomeno di oscillazione spaziale oppure di oscillazione temporale

La velocità di propagazione varia a seconda di dove essi si propagano:

-aria: come velocità del suono. È un valore approssimato perché bisogna considerare diversi fattori (temperatura, pressione, umidità, tipo di aria, densità dell'aria, ...)

-tessuti molli: sono quelli con una rilevante percentuale d'acqua (muscoli, pelle, grasso, tessuti connettivo e

fibroso, ...)

-materiali molto densi: ossa, metalli, strutture rigide. La velocità di propagazione cresce ulteriormente.

-vuoto: non esiste la propagazione degli US perché le onde meccaniche, per propagarsi, devono mettere in moto le molecole del mezzo, quindi deduciamo che:

→ **un mezzo consente la propagazione degli US se essi hanno la capacità di mettere in moto le molecole di tale mezzo.**

Trattandosi di moto ondulatorio di onde meccaniche, l'interazione con le molecole prevede due fasi:

- 1) **fase positiva**: compressione molecole
- 2) **fase negativa**: rarefazione molecole

Di norma, la velocità presa a riferimento è quella dei tessuti molli (circa 1540 m/s) perché sono quelli cui sono interessate le ecografie.

La **lunghezza d'onda  $\lambda$**  è importante: è la minima dimensione che deve avere un oggetto per poter interagire con una determinata radiazione (tutte le radiazioni hanno dei limiti di interazione con la materia).

Pensiamola come la dimensione di una rete da pesca: se una rete ha "lunghezza d'onda molto grande" cioè delle maglie grandi, difficilmente prendo pesci piccoli; se invece ho delle maglie più piccole, rimangono intrappolati anche i pesci più piccoli.

Quindi se voglio intercettare anche oggetti molto piccoli, cioè voglio avere una **buona risoluzione spaziale** devo lavorare con **US ad alte frequenze quindi basse lunghezze d'onda** (vedi fumetto rosa e legame velocità-frequenza)



L'osso ha una densità elevata, una velocità circa 2/3 volte rispetto agli altri tessuti quindi ha un'impedenza acustica 5/6 volte quella degli altri tessuti.

Il polmone è un tessuto sottile impregnato di gas quindi ha caratteristiche a metà tra gas e tessuti molli.

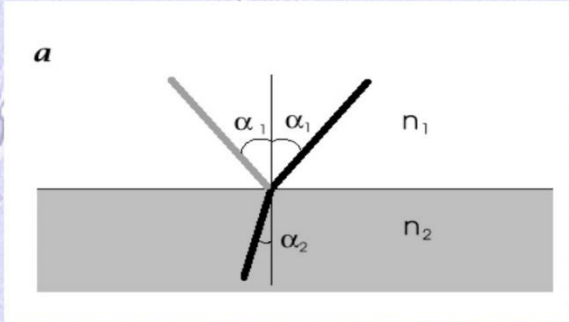
L'ecografia è ben sviluppata per i tessuti molli, che non hanno impedenze troppo alte o basse.

È stato introdotto il **TESSUTO MOLLE DI RIFERIMENTO**:  $\rho=1060 \text{ kg/m}^3$  e  $v=1540 \text{ m/s}$

→ **IMPORTANTE** perché i dispositivi suppongono che gli US nei tessuti si propagano a tale velocità.

## Propagazione di un' onda US

**Legge di Snell**



$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{v_1}{v_2}$$

Coefficiente di riflessione  $R = \left( \frac{Z_1 \cos \alpha_2 - Z_2 \cos \alpha_1}{Z_1 \cos \alpha_2 + Z_2 \cos \alpha_1} \right)^2$

Coefficiente di trasmissione  $T = 1 - R$

**Legge di Snell:** se un raggio di luce arriva da un mezzo di indice ottico  $n_1$  con un angolo di incidenza  $\alpha_1$  se c'è una superficie tra il mezzo di indice  $n_1$  e  $n_2$ , una parte di energia luminosa è riflessa con un angolo pari a quello di incidenza e una parte viene rifratta con un angolo  $\alpha_2$  che dipende dal rapporto  $n_1/n_2$ .

La quantità di luce riflessa e luce trasmessa dipende da:

- angolo
- proprietà dei due mezzi

il coefficiente  $R$  è proporzionale alla differenza di impedenza acustica al quadrato).

Se faccio attraversare agli echi dei tessuti con impedenze simili: il termine " $Z_1-Z_2$ " vale poco →  $R$  piccolo → quindi tornano echi molto piccoli.

Se " $Z_1-Z_2$ " è grande, torna indietro un eco molto intenso.

Due tessuti con impedenza acustica diversa dagli altri sono i gas (<<tessuti tradizionali) e le ossa (>>tessuti tradizionali).

Supponendo che:

- $Z_2$  del gas è talmente piccola da trascurarla,  $R$  sarebbe circa 1

- $Z_2$  osso è molto maggiore di  $Z_1$ ,  $R$  assume valori prossimi a 1

Deduco che:

**quando l'US si propaga nei tessuti molli ed incontra una interfaccia fatta da T.MOLLE+OSSO o T.MOLLE+GAS si genera una RIFLESSIONE QUASI TOTALE** ( $R$  circa 1) → poiché si riflette quasi 1, quello che si trasmette è prossimo a 0 quindi vuol dire che oltre l'interfaccia gli US non arrivano quindi è impossibile fare imaging.

Problema di ossa e gas: quando l'US ci sbatte contro si genera un  $R$  talmente elevato che da lì in avanti la trasmissione è praticamente nulla → ecografie in presenza di ossa e gas (polmoni, sacca duodenale) sono molto difficili da fare.

quando si genera un eco piccolo devo saperlo riconoscere rispetto al rumore che c'è quindi se voglio misurare echi molto piccoli ho bisogno di una strumentazione di qualità elevata quindi maggiori costi.

## GEL PER ECOGRAFIA

A cosa serve il gel che viene frapposto tra la sonda e la cute? A riempire le irregolarità della pelle ed evitare quindi le bolle d'aria che si verrebbero a creare quando la sonda viene a contatto con la cute.

SPIEGAZIONE: la superficie cutanea è abbastanza irregolare e quando appoggio la sonda senza aver messo il gel, intrappolo delle microbolle d'aria; di conseguenza gli US incontrano aria → aria riflette gli US → non riusciamo a fare ecografia perché questa energia viene riflessa ancor prima della cute da queste bolle d'aria.

Quindi NON è VERO CHE:

-il gel deve essere di tipo conduttivo perché non c'è passaggio di ioni (onde US sono onde meccaniche)

-deve avere particolari proprietà dal punto di vista di temperatura, fluidità

**RIASSUNTO:** le onde meccaniche, per propagarsi, hanno bisogno di un mezzo. Il movimento imposto alle molecole consente l'avanzamento dell'energia: per far questo viene spesa una quantità di energia per cui tutta l'energia US generata non sarà disponibile all'interno del tessuto perché man mano che si propaga viene attenuata con un andamento esponenziale decrescente. Diversi tessuti hanno diversi coefficienti di assorbimento e sono caratterizzati per un valore detto "impedenza acustica" che è ciò che gli US "leggono" quando interagiscono con i tessuti. Fin tanto che un'onda US si propaga in un tessuto omogeneo (cioè stessa impedenza) perde solo di energia ma quando incontra una discontinuità di impedenza acustica si crea un coefficiente di riflessione "R". La riflessione genera un eco cioè una parte di energia viene restituita sulla stessa direzione dell'onda incidente (incidenza ortogonale). Se dal punto di vista della qualità dell'immagine si ragiona in termini di miglioramento per frequenze più elevate, dal punto di vista dell'attenuazione si ragiona in attenuazione maggiore per frequenze più elevate → impossibilità di lavorare con frequenze alte a piacere perché si potrebbe avere tanta attenuazione e quindi l'impossibilità di avere un'onda capace di propagarsi sufficientemente in profondità.

## COME SI GENERA UN'ONDA US?

Parte dallo studio di alcune proprietà intrinseche dei cristalli. Ci sono cristalli che hanno un reticolo particolare, ovvero in base alla direzione di osservazione presentano differenze nell'alternanza degli atomi. Quando questi cristalli vengono investiti da energia, in base alla direzione, avvengono differenti fenomeni chimico-fisici (ANISOTROPIA). La proprietà che a noi interessa è la **piezoelettricità** che è la base della generazione delle onde US e della misura degli echi di ritorno. È un concetto bidirezionale:

- **EFFETTO PIEZOELETTRICO DIRETTO:** fa sì che una variazione geometrica da noi imposta (con una compressione o dilatazione) crei una variazione di potenziale tra le facce del cristallo.  
Ad esempio, se assottiglio il cristallo applicando una forza di compressione, la tensione aumenta (viceversa se applico una trazione la tensione diminuisce) quindi c'è una relazione di tipo lineare tra  $\Delta l$  e  $\Delta V$ .
- **EFFETTO PIEZOELETTRICO INVERSO:** viceversa, se applichiamo una differenza di potenziale sinusoidale (con una certa frequenza  $f_0$ ) alle due facce del cristallo otteniamo una variazione delle dimensioni del cristallo.

I cristalli piezoelettrici in un dispositivo US sono fondamentali sia perché servono sia per generare il campo US sia per misurare gli echi quindi per raccogliere quella parte dell'energia dopo che ha interagito con gli US medesimi.

**Per generare degli US** devo fare in modo che il cristallo risponda in modo meccanico (cioè comprimendosi e dilatandosi) e ciò succede quando applico io una tensione, dunque **devo usare il piezoelettrico inverso**: se prendo un cristallo piezoelettrico e ai suoi capi impongo una sinusoide di  $f=1\text{MHz}$ , si comprime e dilata 1mln di volte al secondo e se lo appoggio sulla cute il campo meccanico si propaga nei tessuti sottostanti.

Il **piezoelettrico diretto** serve **per la misurazione degli echi di ritorno** perché un piezoelettrico a riposo quando gli arriva l'eco di ritorno (sinusoide di frequenza  $f_0$ ) che è un'onda meccanica, inizia a vibrare perché l'energia di ritorno lo mette in oscillazione alla frequenza  $f_0$  e lui riproduce l'informazione elettrica come differenza di potenziale proprio alla stessa frequenza.

## Risoluzione

La fisica insegna che non è possibile rivelare come distinti due punti che distino tra di loro meno di una lunghezza d'onda.

Tuttavia nei sistemi commercialmente disponibili, non si invia mai un singolo ciclo di sinusoidale, ma un pacchetto di durata temporale T

$d > T$  risolvo le pareti come distinte

$d < T$  non posso risolvere le pareti come distinte

La lunghezza dell'impulso US emesso determina anche la **capacità di risoluzione assiale** (lungo la direzione di propagazione dell'onda).

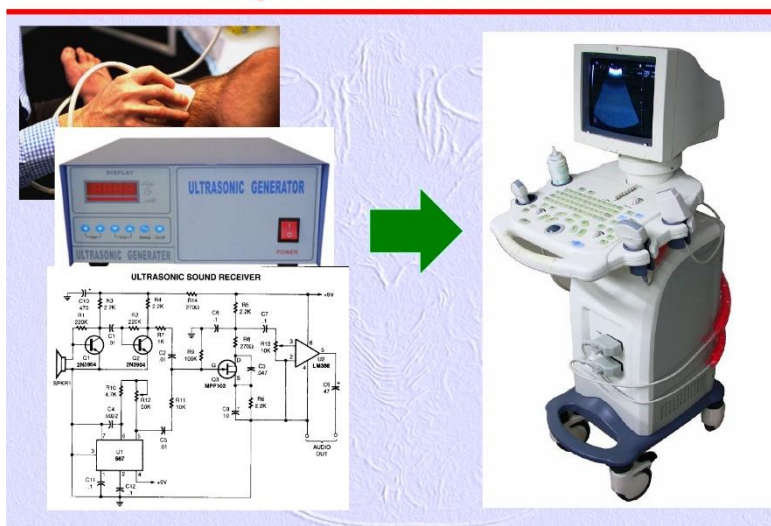
$d > T$  : il piezoelettrico emette un impulso contenente 3 lunghezze d'onda (3 punte), supponiamo che viaggi nei tessuti e trovi una prima discontinuità (bacchetta marrone), quindi si genera un eco di ritorno che torna verso il cristallo ed una parte che si trasmette (onda verde). A una distanza d dalla prima discontinuità se ne trova una seconda, che genera un secondo eco riflesso che torna indietro. Se le due discontinuità sono poste ad una distanza maggiore della durata spaziale del pacchetto (lunghezza pacchetto), gli echi generati dalle riflessioni arrivano al cristallo separati tra di loro perché se il primo eco è lungo T quando si genera l'altro eco dalla seconda discontinuità c'è di mezzo uno spazio vuoto quindi il cristallo si accorge di due discontinuità perché arrivano due echi.

$d < T$  : se le discontinuità sono ad una distanza inferiore alla durata del pacchetto, succede che quando il primo impulso US arriva, la parte trasmessa va a cozzare con l'altra discontinuità e quindi contemporaneamente di generano 2 echi che tornano indietro uniti tra loro quindi il cristallo pensa che ci sia una sola discontinuità cioè non ha potere di risoluzione.

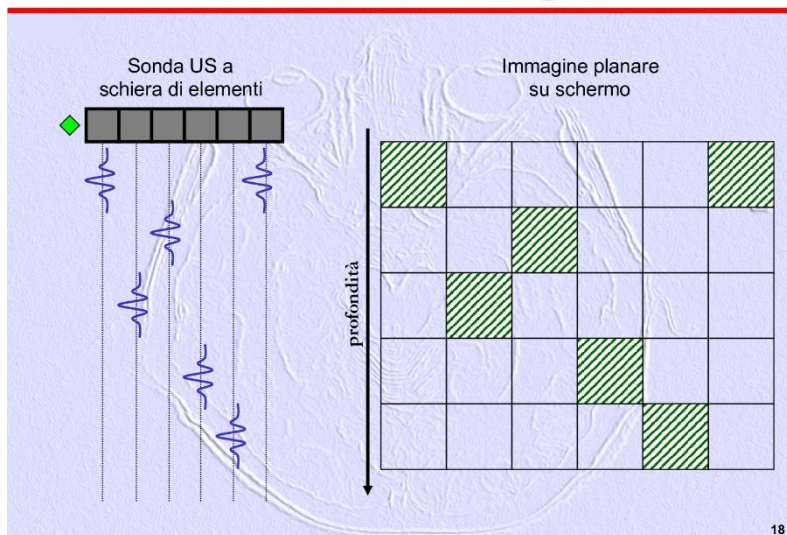
## Dispositivo commerciale

### DISPOSITIVO AD ECO PULSATO

Accoppiare potenza alta e frequenza bassa può essere dannoso per i tessuti umani. Si usa infatti la riflessione, moderando la potenza e aumentando la frequenza che consentono di avere una migliore qualità dell'immagine. Nella sonda sono alloggiati i cristalli piezoelettrici. Ce ne sono di diverse in modo da ottimizzare il tipo di scansione con la frequenza degli US che vogliamo ottenere. Ci sono sonde ad alta



## Formazione dell'immagine



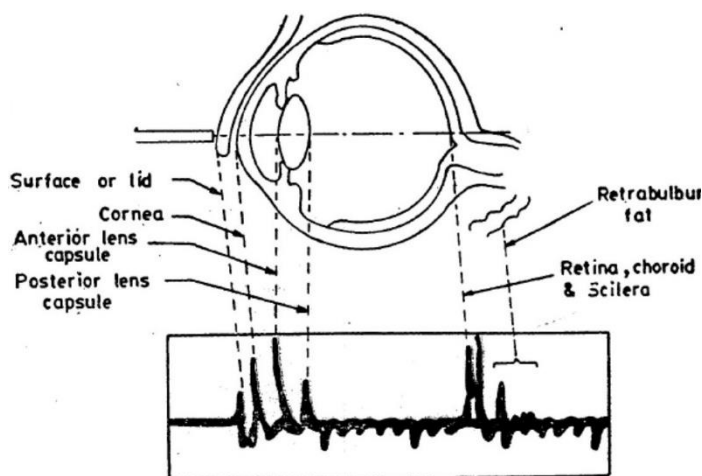
emesso dai singoli cristalli.

È come se avessimo una sonda di 128 cristalli, ciascuno dei quali manda un impulso che si propaga in linea retta, riceve gli echi di ritorno e quando li riceve sa a quale distanza è stato generato quell'eco.

Sulla **mappa bidimensionale**: ogni colonna è una linea di scansione, ogni riga è un diverso livello di profondità.

Il tempo di volo viene misurato con un contatore al quarzo, che costa poco, motivo per cui i dispositivi US costano poco (la parte più costosa sono generatore US e sonda).

L'**immagine ecografica (B-Mode)** è la distribuzione bidimensionale delle discontinuità, ovvero una **mappatura dei coefficienti di riflessione dei tessuti, quindi delle differenze di impedenza (NON della profondità)**.



### ESEMPIO: ECO-OFTALMOLOGIA

C'è un solo cristallo, quindi una sola linea di scansione. Viene appoggiato sulla palpebra e si propaga all'interno di essa. Ogni volta che passiamo da un tessuto/materiale a un altro, cioè cambiamo l'impedenza, si genera un'eco. Ad ogni eco è associato un valore temporale ben preciso quindi sappiamo a che profondità si è generato. Gli echi hanno ampiezza diversa perché l'ampiezza di un eco dipende dal

coefficiente di riflessione R.

Se R è elevato torna un eco grande, se è piccolo torna un eco piccolo.

L'**ampiezza dell'eco** di ritorno **viene convertita in toni di grigio** nel punto dell'immagine che "accendo": **colore è proporzionale all'ampiezza dell'eco** di ritorno. Questa tecnica si chiama strategia di visualizzazione B e mi dà la classica immagine radiografica, detta **IMMAGINE B-MODE**:  
 echi piccoli -> colori scuri  
 echi intensi -> colori chiari

## TIPOLOGIE DI SONDE



**SONDA LINEARE:** elementi piezoelettrici su un array lineare. È quella che va a più alta frequenza. La dimensione classica è circa 5cm, quindi l'immagine ottenuta ha una larghezza di 5cm. Gli elementi sono tra i 128 e i 256. Essendo piccoline sono adatte a osservare organi piccoli e superficiali perché con un'alta frequenza (quindi bassa profondità di penetrazione) siamo obbligati e restare in superficie. Vediamo fino a 5 cm sotto la cute, non di più. Ad esempio, è usata per verificare lo stato dei vasi del collo (però non vedo l'aorta o la femorale perché sono più profonde).

**SONDA CURVILINEA:** se devo andare più in profondità. Gli elementi sono su un array curvo. Tutte le linee di scansione sono disposte a formare una specie di ventaglio. L'immagine ottenuta è quella, ad esempio, dell'ecografia del feto. Avendo frequenze minori hanno più capacità di penetrazione, pertanto sono adatte a grandi volumi, classico di vasi e organi addominali o in campo di ostetricia e ginecologia.

**SONDA AD ARRAY FASATO:** ha base d'appoggio quasi quadrata. È molto versatile perché può andare sia a frequenze basse che alte. È quella usata dai cardiologi perché passa tra le costole senza avere l'interferenza dell'osso. Serve per le scansioni transcraniche, pediatriche.

**SONDA ENDOCAVITARIA:** normalmente sono di tipo convex, hanno un numero di cristallo ridotto (non oltre i 100) e servono per effettuare ecografie non dalla superficie ma dall'interno del corpo umano. Sono ad esempio le sonde transvaginali, transrettali, transesofagee (quelle che usa il cardiologo per guardare il cuore dall'interno).

Quindi quando un'onda US incontra una differenza d'impedenza viene generato l'eco di ritorno che ha intensità proporzionale al valore del coefficiente di riflessione della discontinuità stessa.

## STRATEGIE DI VISUALIZZAZIONE DELL'IMMAGINE ECOGRAFICA

- **A-MODE**: no immagine ma solo il segnale
- **B-MODE**: immagine vera e propria
- **M-MODE**: usato in cardiologia

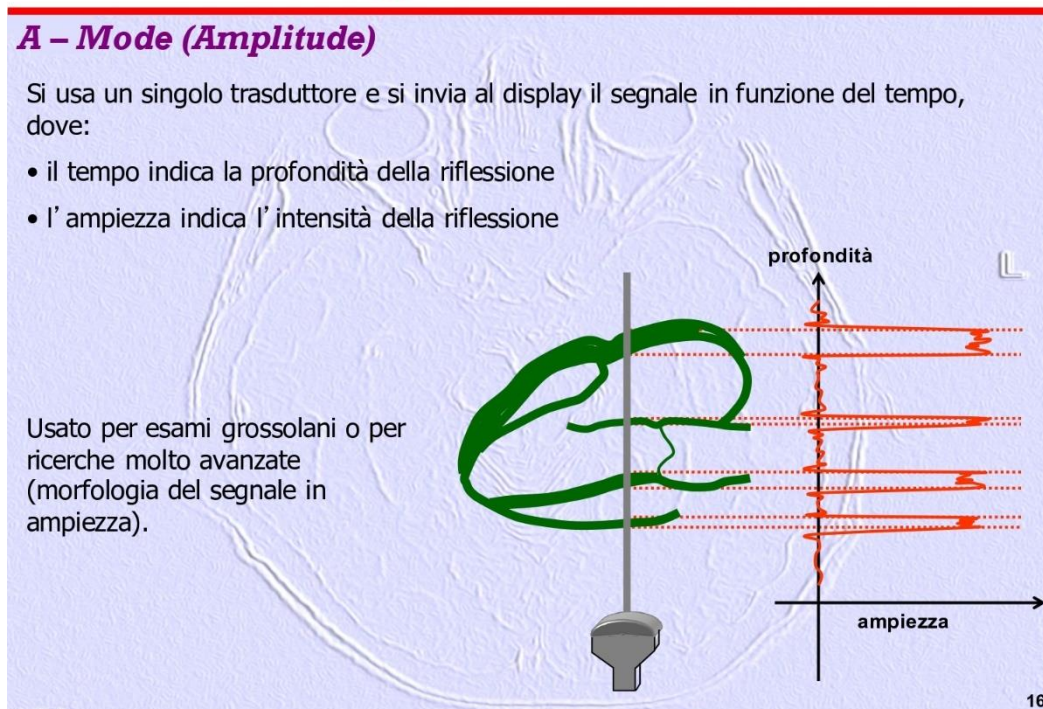
### Strategie di visualizzazione

#### **A - Mode (Amplitude)**

Si usa un singolo trasduttore e si invia al display il segnale in funzione del tempo, dove:

- il tempo indica la profondità della riflessione
- l'ampiezza indica l'intensità della riflessione

Usato per esami grossolani o per ricerche molto avanzate (morfologia del segnale in ampiezza).



Nell'**A-Mode** non si ottiene una vera e propria immagine ma un segnale di ritorno che presenta un picco ogni volta che c'è una discontinuità (l'ampiezza di ogni tratto è proporzionale a com'è stato riflesso l'impulso dalle strutture). Nel caso dell'eco-oftalmologia, l'ampiezza dell'eco è relativa alla differenza di impedenza acustica dei materiali; il cristallino ha una impedenza più simile ai cristalli che ai tessuti molli, si comporta quasi come ossa e metalli ovvero riflette molto quindi ciò che non riflette se lo mangia. Ha un coefficiente di attenuazione elevato quindi gran parte dell'energia meccanica erogata la dissipa in calore o alterando la propria struttura cristallina, quando ciò avviene, nell'occhio si innesca la cataratta. Non è buono esporre ripetutamente il cristallino agli US.

Questa modalità non è più presente nei dispositivi moderni perché non genera un'immagine ma si usa solo per esami grossolani.

spostamento di ogni singola interfaccia sulla linea di scansione cioè ogni punto che ha generato un eco viene seguito nel tempo e ne viene tracciato lo spostamento nel tempo.

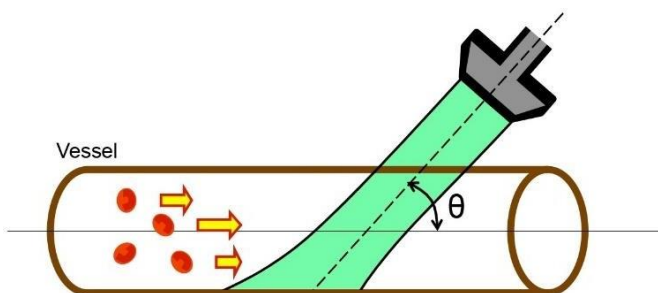
L'ultrasonografia è una tecnica tomografica o proiettiva (come radiografia tradizionale)? Intrinsecamente tomografica. Infatti, quando poggiamo la sonda US su un tessuto vediamo in profondità quindi è come se tutte le linee di scansione che formano l'immagine tagliassero il tessuto lungo quella linea di propagazione degli US, l'ultrasonografia non schiaccia nulla (come la radiografia) ma vedo esattamente ciò che c'è sotto la sonda. Di un volume anche grande vedo la distribuzione del coefficiente di riflessione sul piano dell'immagine.

**EQUAZIONI DA RICORDARE**

NOME	EQUAZIONE	UNITA' DI MISURA
<b>VELOCITA'-FREQUENZA</b>	$v = \lambda f$	v=m/s $\lambda$ =mm $f$ =MHz
<b>IMPEDENZA ACUSTICA</b>	$Z = \rho v$	Z= kg/m <sup>2</sup> /s*10 <sup>6</sup> $\rho$ =kg/m <sup>3</sup> v=m/s
<b>COEFFICIENTE DI RIFLESSIONE</b>	$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2$	adimensionato
<b>COEFFICIENTE DI TRASMISSIONE</b>	$T = 1 - R$	adimensionato
<b>ATTENUAZIONE</b>	$A(z) = A_0 e^{-\alpha z}$	$\alpha$ =spazio <sup>-1</sup> $z$ = spazio
<b>ATTENUAZIONE LOG</b>	$I = 20 \log_{10} \frac{A}{A_0}$	
<b>PROFONDITA'</b>	$d = \frac{1}{2} v \Delta t$	<b>v=1540 m/s (sempre!)</b>
<b>TEMPO DI VOLO</b>	$\Delta t = T_1 - T_0$	secondi



## FLUSSIMETRIA DOPPLER



Qui, sorgente ed osservatore (ricevitore) stanno entrambi nella sonda (quindi non c'è uno in movimento e l'altro fermo).

Supponiamo di avere una sonda che emette un fascio US che colpisce un vaso: i corpuscoli del sangue interagiscono con gli US.

NB: con una normale ecografia di un vaso

vedremo solo le pareti, l'interno invece apparirebbe nero perché il **sangue è anecoico**, non produce echi (e quindi l'immagine sarà nera perché non viene acceso nessun pixel).

Tuttavia, i globuli rossi investiti da US si comportano come **diffusori isotropici**: sparpagliano parte dell'energia di cui sono investiti in tutte le direzioni (una parte minima la assorbono perché dotati comunque di coefficiente di attenuazione) anche verso la sonda. Pertanto, in flussimetria non **parliamo** di riflessione ma **di diffusione**.

COSA SUCCEDDE --> intercetto il vaso con un fascio US: un globulo, che si muove con velocità  $v$ , viene colpito dagli US e rispedisce indietro una radiazione US con una frequenza diversa. Se  $f_0$  è la frequenza di emissione dell'US, il corpuscolo rimanda alla sonda una frequenza proporzionale alla velocità del globulo e di valore:

- $f_0 + f_D$  (quindi maggiore di quella iniziale) se il corpuscolo è in **avvicinamento** alla sonda
- $f_0 - f_D$  (quindi minore di quella iniziale) se il corpuscolo è in **allontanamento** dalla sonda

$f_D$  si chiama **scarto doppler** ed è la quantità di cui l'onda ricevuta differisce dall'onda emessa inizialmente:

$$f_D = \frac{2f_0v}{c} \cos \theta$$

$c$  = velocità di propagazione degli US nel mezzo considerato, sempre 1540m/s

L'**effetto doppler consente**, tramite l'analisi in frequenza, di **misurare la velocità** a cui si muove una particella:

- 1) conosco la frequenza di emissione  $f_0$
- 2) conosco la frequenza (diversa) che ricevo, quindi inverto la formula " $f_0 \pm f_D$ " e ricavo  $f_D$
- 3) noto  $f_D$ , inverto la sua formula per ricavare e calcolare  $v$ :

$$v = \frac{c}{2f_0 \cos \theta} f_D$$

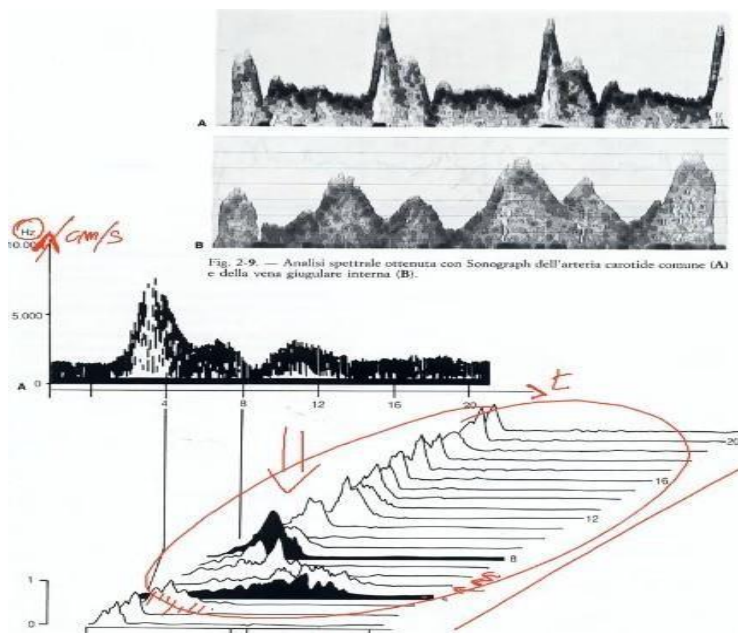
$f_0$  è nota perché la impostiamo noi

$c$  è 1540 m/s

$v$  è l'incognita, calcolata invertendo la formula  $f_D = \dots$

$f_D$  è misurata in seguito alla ricezione dell'eco di ritorno

quindi se riesco a derivare uno spettro che traduca in velocità anziché in frequenza e lo ripeto per tanti istanti di tempo, riesco a creare un'informazione utile per il clinico.

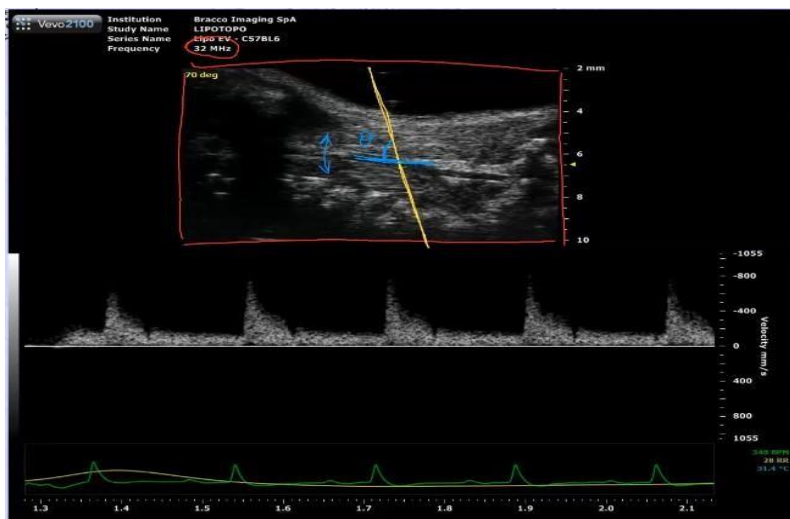


**VELOCITOGRAMMA:** per ogni istante di tempo invio un impulso, ricevo il segnale di ritorno, calcolo lo scarto doppler, calcolo la Fourier dello scarto e la rappresento in funzione del tempo in cui l'ho ricevuta. Lo ripeto per ogni di istante di tempo, così da affiancare tutti gli spettri degli scarti tarati in velocità poi guardo il grafico dall'alto.

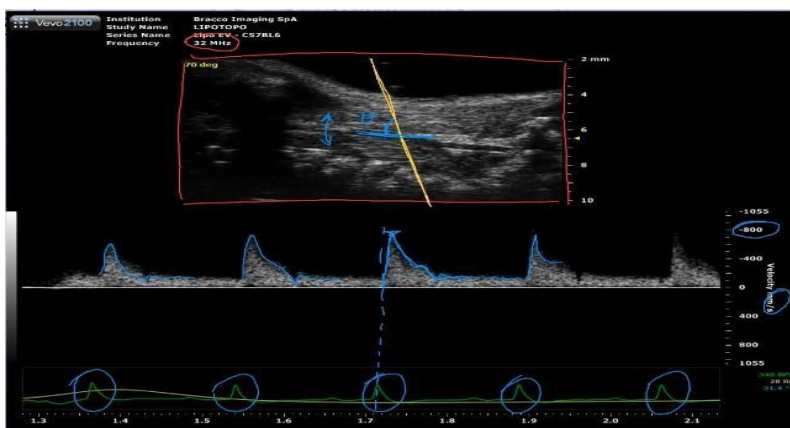
Il velocitogramma è alla base della flussimetria doppler e **mi dice per ogni istante di tempo com'è distribuita la velocità all'interno**

del vaso analizzato. È il grafico di interesse clinico del medico. Asse x --> tempo Asse y--> velocità

## GESTIONE ANGOLO



Nell'immagine B-Mode è presente una linea tratteggiata gialla che rappresenta la direzione di insonazione. Si nota poi una linea orizzontale in nero (poi calcata in azzurro) che l'utente deve ruotare in modo che sia coassiale all'asso del vaso. L'intersezione individua l'angolo  $\vartheta$ , utilizzato per la conversione frequenza/velocità.



In basso sono cicli cardiaci. Ogni picco è un battito cardiaco e per ogni battito viene disegnato il velocitogramma (grafico nel mezzo che dice come velocità varia in funzione del tempo cioè del battito cardiaco).

In corrispondenza del picco sistolico i globuli rossi accelerano fino ad arrivare alla velocità di

picco, la velocità poi decresce fino ad un valore che si mantiene quasi costante fino al picco successivo (spinta sistolica successiva).