



*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: 2561A**

**ANNO: 2023**

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

**STUDENTE: Brusa Chiara**

**MATERIA: Appunti Bioimmagini - Prof. Molinari**

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

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

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

## 01. Introduzione Bioimmagini

### Evoluzione tecnologica

- 1895-1940: prima tecnica a svilupparsi sono i **raggi X**, unica tecnica in circolazione fino al 1940. Primo parametro importante nel design di questi dispositivi è stata la risoluzione spaziale, ossia la minima distanza tra due punti che vengono considerati come due elementi distinti (parametro di qualità di un'immagine)
- 1945-1970: con l'avvento dell'elettronica è stato possibile avere a disposizione una serie di altre tecniche, in particolare **ultrasuoni** e **medicina nucleare**. Si è iniziato a utilizzare fotoni gamma per creare un'immagine di medicina nucleare (II guerra mondiale)
- 1970: con l'avvento dell'informatica, è stato possibile sviluppare le **tecniche tomografiche** (tecniche 3D per ricostruire il volume): TC (tomografia computerizzata), SPECT (single photon emission computer tomography), PET (positron emission tomography). Il parametro importante è la risoluzione in ampiezza, che accompagna la risoluzione spaziale. Con queste tecniche si ricostruisce il corpo attraverso tante fette che permettono di vedere l'interno del corpo e risolvere meglio la dinamica dell'immagine. Tomo = volume 3D; grafia: capacità di rappresentare un volume.
- 1980: si aggiunge un terzo parametro, la risoluzione temporale. Tecniche che usano questa risoluzione: RM (risonanza magnetica), DSA (digital subtraction angiography), Spiral CT (tomografia computerizzata a spirale). Diventa importante acquisire un numero di immagini al secondo per poter fare determinate valutazioni.
- 2000: si passa da analogico a digitale; avverrà una distinzione tra immagini anatomiche e immagini funzionali.
- 2010: metodi ottici (OCT, PA)

### Le bioimmagini



La parte destra del corpo è rappresentata a sinistra e viceversa. Nell'immagine ho un piede destro.

Con il termine bioimmagine si intende una figura relativa all'anatomia o alla fisiologia di parti interne del corpo.

In generale, le bioimmagini si possono classificare in base a più punti di vista:

- Funzione: a cosa serve quella determinata bioimmagine
- Scala: macro o microscopica
- Tecnica: tecnica applicata per costruire la bioimmagine
- Morfologia o funzione: le bioimmagini si distinguono in morfologiche e funzionali. Le prime indicano com'è fatta la struttura anatomica di un determinato

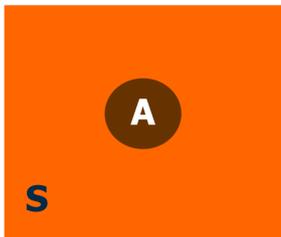
Parametri numerici di un'immagine digitale:

- Numero di righe dell'immagine, tipicamente una potenza di 2 che, a seconda dell'immagine e dell'utilizzo, può variare tra 256 e 1024
- Numero di colonne dell'immagine, tipicamente una potenza di 2, che, a seconda dell'immagine e dell'utilizzo, può variare tra 256 e 1024
- Dimensioni del pixel, tipicamente legate alla tecnologia di quantizzazione dell'immagine analogica o alla tecnologia dei sensori dell'immagine digitale
- Numero di valori che ogni pixel può assumere (dinamica dell'immagine), solitamente espresso in numero di livelli di grigio, che va da un minimo di 64 (6 bit) ad un massimo di 65536 (16 bit) per applicazioni mediche

Parametri fisici descrittivi di un'immagine

### Contrasto

Determina la nitidezza dei chiari e degli scuri, quanto il chiaro si stacca bene dallo scuro. Rappresenta la variazione relativa del valor assunto dai pixel appartenenti ad una zona dell'immagine (A), rispetto allo sfondo (S).



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

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

Il contrasto può essere sia positivo che negativo. Tipicamente si utilizzano scale di grigio (monocromatiche) con intensità che va da 0, rappresentante il colore nero, ad una intensità massima che rappresenta il bianco. Ad esempio, considerando la rappresentazione dell'intensità dei pixel con 8 bit (1 byte) si hanno 256 livelli. Vengono sempre utilizzati 8 bit, ad eccezioni di TC e risonanza magnetica che ne usano 16.

NERO = 0

- Contrasto positivo: oggetto chiaro su sfondo scuro

BIANCO =  $2^N - 1$

- Contrasto negativo: oggetto scuro su sfondo chiaro

Il contrasto non fornisce tutte le informazioni necessarie su un'immagine, possiamo avere un'immagine molto contrastata ma non per forza è una bioimmagine di buona qualità: il contrasto è una condizione necessaria ma non sufficiente.

### Risoluzione

1. Risoluzione spaziale: capacità di vedere come distinti oggetti piccoli e ravvicinati. Bisogna capire qual è la minima distanza a cui si riescono a distinguere due puntini molto vicini. Si usano queste bande, righe parallele in quanto in radiologia si utilizza la misura delle coppie di linea al millimetro per definire una misura della risoluzione spaziale. Quindi, l'unità di misura è la coppia di linea al millimetro.



$$f = 1 / 2h$$

2. Risoluzione temporale: numero di immagini acquisibili nell'unità di tempo. Possibilità di seguire fenomeni in movimento (cuore, alternativa a ECG).

- Emissione spontanea del corpo umano
- Interazione con energia inviata sul corpo umano
- Interazione mirata a specifiche strutture del corpo umano

È stato dimostrato che il corpo umano emette spontaneamente diversi tipi di energia:

- Energia meccanica
- Energia elettrica
- Energia magnetica
- Energia elettromagnetica

Nel corso degli anni sono stati messi a punto sofisticati sistemi per il monitoraggio e l'acquisizione dei dati forniti da questo tipo di emissioni spontanee; esempi classici in questo campo sono le apparecchiature per elettroencefalografia, elettrocardiografia, elettromiografia e termografia.

**Termografia:**

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

**Magnetoencefalografia:**

Organi del corpo umano (cervello, occhi, cuore, stomaco, muscoli scheletrici...) emettono radiazione magnetica → si vuole tradurre in mappe 2D o 3D la distribuzione di campo magnetico in un organo

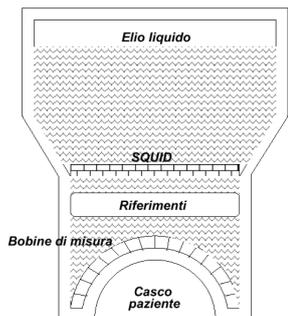
L' applicazione principale è nello studio del cervello in risposta a determinati pattern di stimolazione esterni (campo della ricerca)

**Caratteristiche del segnale magnetoencefalografico:**

- ampiezza di pochi pT, ma spesso solo qualche decina di fT
- banda compresa tra 0.1 Hz e 600 Hz
- problema del rumore ambientale, di circa 8 ordini di grandezza maggiore del segnale

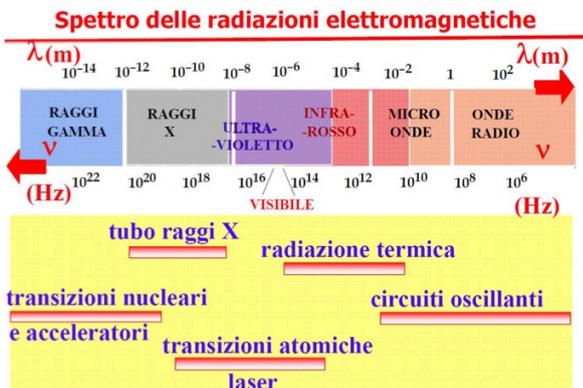


utilizzo di sensori Superconducting Quantum Interference Devices (SQUID) con temperatura di lavoro a circa -200 C (bagno di elio o azoto)



creare la bioimmagine

- Raggi x per diagnostica (raggi x duri): sono quelli utilizzati per le bioimmagini
- Raggi x per radioterapia (raggi x duri): nel campo della radioterapia, si utilizzano raggi x per distruggere i tumori.



Alcuni raggi sono ionizzanti perchè hanno lunghezza d'onda tipica di alcuni tessuti umani, quindi interagiscono con i loro atomi.

### Relazioni fondamentali

Relazione frequenza-lunghezza d'onda:

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

- $\lambda$ : lunghezza d'onda nel mezzo
- $c$ : velocità di propagazione dell'onda elettromagnetica nel mezzo (pari a 300000 km/s nel caso di propagazione nel vuoto)
- $f$ : frequenza dell'onda elettromagnetica

Relazione frequenza-energia:

$$E = hf$$

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

Qualunque radiazione elettromagnetica deve essere trasmessa in pacchetti discreti che vengono chiamati quanti di energia, fotoni. La minima quantità di energia che si può trasferire attraverso un'onda elettromagnetica è un fotone. La frequenza dell'onda em è strettamente legata all'energia della stessa, correlate dalla costante di Planck h.

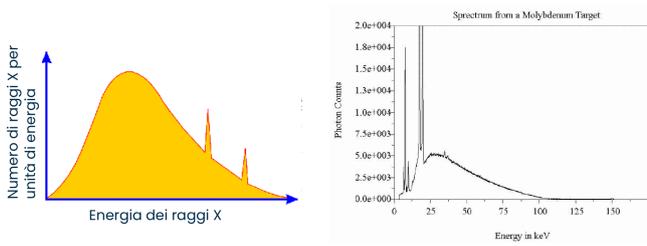
### I raggi X

Furono scoperti nel 1895 da Roentgen che svolgeva un esperimento su scariche elettriche nei gas. Usava un tubo in cui veniva creato il vuoto spinto, e nota un fenomeno di fluorescenza nel momento in cui la lastra in platino-cianuro veniva colpita dai raggi della scarica



Prima radiografia della storia a sinistra

**Spettro di emissione dei raggi X da parte di un tubo a raggi X**



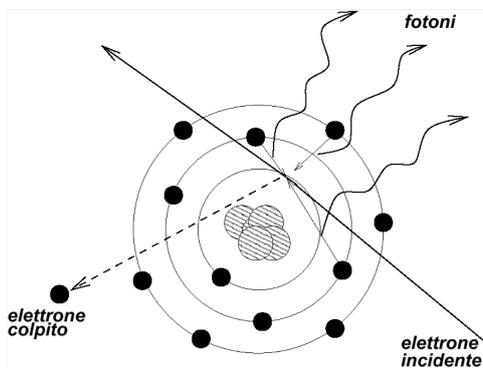
L'emissione per frenamento provoca l'emissione di un fotone con energia di valore casuale, compresa in una banda il cui picco varia con le condizioni iniziali.

Sono però presenti dei picchi in corrispondenza di determinati valori di energia, ad indicare che in corrispondenza di quell'energia vengono

emessi moltissimi fotoni. Questo si spiega con la seconda teoria:

2. Radiazione caratteristica

L'elettrone incidente colpisce un elettrone degli orbitali più esterni di un atomo dell'anodo. Gli elettroni decadono per riequilibrare l'energia dell'atomo.



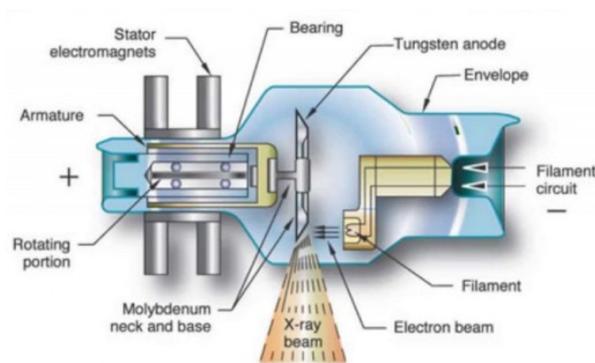
L'energia corrispondente ai salti quantici viene emessa come fotoni x.

Si ha l'emissione di pochi fotoni x a ben precisi valori di energia caratteristici del materiale.

L'energia totale è quasi tutta portata dalla radiazione di frenamento.

Ogni atomo, quando decade, passa ad un livello di energia inferiore, quindi ne perde un certo quantitativo, che si libera come fotone. Per 10 elettroni che scendono di livello vengono emessi 10 elettroni alla stessa energia. Per questo motivo, nello spettro di emissione ci possono essere dei picchi di emissione in corrispondenza di valori precisi.

Un fascio emesso da una lampadina non emette tutti fotoni a energia costante. Il laser invece è in grado di emettere fotoni tutti uguali tra loro, sfrutta solo la radiazione caratteristica.



Efficienza

$$\eta = ZV\eta_0$$

Z = numero di atomi del materiale anodico

V = tensione di alimentazione

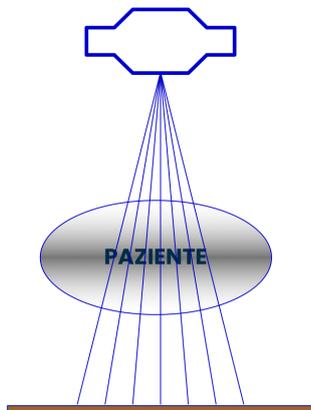
$$\eta_0 = 10^{-9}$$

Per il tungsteno Z = 74, può venire utilizzato anche il molibdeno.

Il tubo a raggi x dissipa gran parte dell'energia sotto forma di calore, in piccola parte emette raggi x; infatti, muore di morte termica. Con V=150 kV, ho un'efficienza circa dell'1%. Dato che la radiazione per frenamento fa sì che alcuni elettroni forniscono energia sufficiente per emettere un fotone in banda x molle, l'efficienza si riduce ancora di un fattore 10.

Arriviamo quindi a livelli di efficienza bassissimi. Non esiste alcun dispositivo con un'efficienza così bassa. Viene comunque utilizzato perché è talmente

03. Radiografia tradizionale



Identifichiamo un campione di tessuto e facciamo cadere su di esso un fascio di fotoni:

$N_0 = \text{numero di fotoni entranti}$   
 ↓  
tessuto  $x$   
 ↓  
 $N = \text{numero di fotoni uscenti}$

$\frac{dN}{N} = -\mu dx$

**Legge di Lambert - Beer:**

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

$\mu$  è il coefficiente di attenuazione lineare, ha l'unità di misura di una lunghezza  $^{-1}$ .

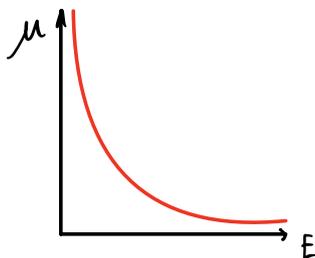
Supponiamo di porre uno schermo con determinato spessore tale che  $e^{-\mu x} = \frac{1}{2}$ .

Questo schermo viene chiamato schermo dimezzante. Se il valore dell'esponenziale fosse 1/10, avrei uno schermo decimante.

Questi due valori sono presi come riferimenti e fissati dalla normativa. Se ho un materiale con valore di  $\mu$  molto alto, mi basta uno spessore piccolo per ridurre la radiazione di un fattore 2 o 10. La normativa non stabilisce quale materiale utilizzare per ridurre la radiazione di un determinato valore, sta al costruttore ricavare lo spessore necessario.

Una radiazione non può mai essere mandata a zero, ossia schermata del tutto (per avere  $N=0$ ,  $x$  dovrebbe essere infinito).

$\mu$  è legato alla densità del materiale, ma non sono una dipendente dall'altra.



Man mano che l'energia della radiazione aumenta, diminuisce il coefficiente di attenuazione lineare del tessuto.

Uno schermo che per una determinata energia è decimante, non lo è più per diversi valori di E.

Se  $\mu \cdot x = 0.692 \rightarrow$  emergono solo  $N_0/2$  fotoni  
 Se  $\mu \cdot x = 2.3 \rightarrow$  emergono solo  $N_0/10$  fotoni

Talvolta, si può trovare un valore di  $\mu$  normalizzato rispetto alla densità:  $\mu_p = \mu / \rho$  ( $\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$ )

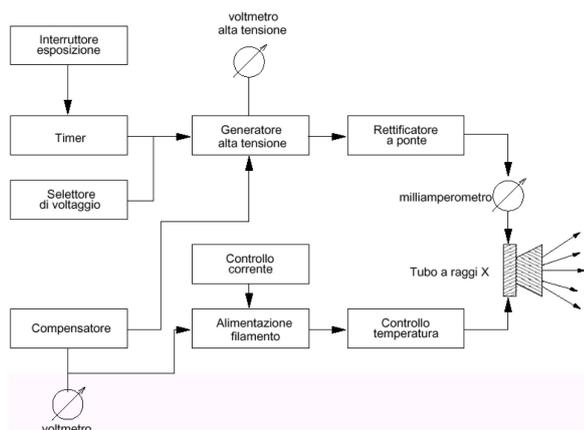
	Specific gravity	$\mu$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	$\Delta\mu$ above water %
Water	1.00	0.205	—
Whole blood	1.034	0.214 0.322	4.3
Heart muscle	1.04	0.212	3.4
Fat	0.93	0.190	-7.8
Breast	0.97	0.189	-8.4
Brain white matter	—	0.215	4.8
Grey matter	—	0.213	3.9
Meningioma	1.05	0.214	4.3

Coefficiente di attenuazione per alcuni materiali biologici. La gravità specifica corrisponde alla densità del materiale.

Mostra come varia il coefficiente in base a che abbia una densità minore o maggiore rispetto all'acqua.

Guardando i valori del coefficiente si nota che ha una dinamica molto

### Pilotaggio di un tubo a raggi x



Le zone del corpo hanno coefficiente di attenuazione lineare diverso a seconda della quantità di osso -> bisogna poter regolare l'energia dei fotoni a seconda delle necessità.

Il medico, per adattarsi ai diversi casi, deve poter regolare intensità ed energia. I parametri non possono essere unificati per le varie parti del corpo di tutti i pazienti, perchè varieranno a seconda del soggetto specifico sotto esame.

In che modo posso controllare questi due parametri nel tubo a raggi x? Attraverso il circuito di pilotaggio, che permette di gestire in modo agile intensità ed energia

del raggio incidente. Nel ramo in alto, ci sono tutte le informazioni relative al voltaggio -> da utilizzare quando va regolata l'energia.

Nel ramo in basso c'è il controllo della corrente, da utilizzare per controllare l'intensità del fascio.

Selettore di voltaggio: teoricamente un tubo radiogeno funziona per qualunque tensione compresa in un certo range di volt (specificato dal produttore), ma nella pratica per ogni tensione il costruttore dovrebbe caratterizzare l'emissione del tubo (energia del fascio), differente per ogni voltaggio. Il costruttore quindi fornisce un range di funzionamento ma una serie discreta di tensioni a cui si può lavorare -> il selettore consente di selezionare la tensione di lavoro tra quelle possibili.

Comunichiamo questo dato al generatore di alta tensione (10-100 kV) -> tensione ottenuta dal sistema di impianto dell'ospedale, viene poi rettificata in tensione continua mediante un rettificatore. Il voltmetro serve per monitorare l'effettiva tensione.

A monte di questa catena c'è un timer ed un interruttore di esposizione -> con un'esposizione insufficiente (troppi pochi fotoni o troppi fotoni) la radiografia non verrà bene. La quantità di fotoni dipende solo dal dispositivo, nel momento in cui selezioni tensione e corrente, il dispositivo riesce a stimare un tempo di esposizione. L'interruttore di esposizione dà il via all'esposizione, quando è trascorso il tempo di esposizione programmato si interrompe l'esposizione.

Quando si attiva, il campione viene esposto ai fotoni e automaticamente dopo un certo tempo l'esposizione si interrompe. Talvolta l'interruttore di esposizione può essere a doppio comando, per essere attivato e fermato (come fosse un video). Il timer serve per verificare che il tempo di esposizione sia quello corretto.

Il timer mi indica quando il tubo a raggi x è atteso o spento. L'accensione e spegnimento sono collegati al ramo di tensione, perchè la tensione è necessaria per l'emissione dei fotoni da parte del tubo.

Milliamperometro: per sapere se si sta effettivamente trasferendo carica da anodo e catodo

Ramo della corrente: imposto la corrente, alimento il filamento, interpongo un controllo della temperatura per evitare il surriscaldamento del filamento.

Voltmetro per verificare la tensione.

Unico pezzo comune ai due rami: compensatore. Serve a compensare le fluttuazioni di frequenza e tensione della tensione di rete per la durata necessaria. È

## Definizioni principali

- **Interruttore "uomo morto":** interruttore che rende possibile la chiusura del contatto solamente mediante pressione continua
  - **Filtrazione propria:** filtrazione del fascio X introdotto dagli elementi non asportabili del dispositivo (typ: guaina)
  - **Fascio utile:** tutta la radiazione prodotta da un tubo radiogeno
  - **Radiazione residua:** radiazione che emerge da oggetto sul percorso del fascio utile
  - **Radiazione di fuga:** radiazione che fuoriesce dalla guaina (escluso fascio utile)
- **Interruttore uomo morto:** chiude il contatto solo quando l'operatore esercita una pressione continua sull'interruttore. Nel momento in cui l'operatore smette di premere, l'effetto erogato smette in quel momento. Non è un interruttore on/off. Nel momento in cui termina l'azione dell'operatore, termina l'effetto sul paziente. Questo per evitare che l'operatore si dimentichi di disattivare l'interruttore e le radiazioni non si interrompano per lunghe tempistiche.

## Definizioni principali

- **Esposizione:** carica elettrica prodotta dalla radiazione ionizzante nell'aria.  

$$X = dQ / dm \quad (C \text{ kg}^{-1})$$
- **Dose assorbita:** energia media trasferita dalla radiazione ionizzante alla materia.  

$$D = dE / dm \quad (J \text{ kg}^{-1}) \text{ udm speciale il Gray (Gy)}$$
- **Strato emivalente:** spessore di un dato materiale necessario per ridurre l'intensità di esposizione a metà del valore iniziale.
- **Equivalente di dose:** esprime il rischio di effetti nocivi  

$$H = WT \times WR \times D \quad (J \text{ kg}^{-1}) \text{ udm speciale il Sievert (Sv)}$$

- **Dose assorbita:** esposizione riferita alla materia. L'energia che il corpo assorbe è la dose assorbita
- **Equivalente di dose:** esprime il rischio di effetti nocivi. È il prodotto della dose assorbita per determinati parametri dipendenti dalla zona di assorbimento dei raggi x. Questi parametri traducono la dose in un indice di pericolosità. Il danno dipende anche dalla quantità di tempo durante il quale assorbo una determinata quantità di Gray. Sui dispositivi vengono forniti dei parametri sia in termini di Gray sia in termini di Sievert.

- **Dose Personale**  
Si accetta che ad una esposizione di  $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$  corrisponda una dose di  $10^{-2} \text{ Sv}$
- **Tubo radiogeno**  
Ogni tubo deve essere circondato da una guaina schermante protettiva, di apertura sufficiente all'emissione del fascio utile. Si dovrebbe poter limitare l'apertura. La finestra deve essere efficacemente chiusa con un diaframma di piombo di almeno 20 SEV
- **Contrassegni e documenti di accompagnamento**  
Tubi radiogeni e guaine di protezione devono essere forniti all'utente con documenti di accompagnamento. I dati che devono essere riportati sono molteplici (nome e marchio di fabbrica, tipo, numero di serie, tensione nominale, valore della filtrazione, posizione dei fuochi, ...)
- **Protezione da tubi elettronici diversi dai tubi a raggi X propri dell'apparecchiatura**  
L'esposizione in un'ora non deve essere superiore a  $5,16 \mu\text{C kg}^{-1}$  alla distanza di 5 cm dalla guaina, nelle condizioni più sfavorevoli. Inoltre l'esposizione non deve superare  $0,516 \mu\text{C kg}^{-1}$  in un'ora in ogni posizione accessibile.

## Condizioni di protezione (diagnostica)

- Generalità**  
Segnale visibile o udibile posto vicino all'utilizzatore deve indicare che il tubo a raggi X è in funzione
- Indicazione dei dati di esposizione**  
Tensione e corrente dovrebbero essere indicate con continuità. Si devono indicare i valori prescelti di tensione e corrente e tempo di posa (solo di tensione se si usa un esposimetro automatico). Si devono indicare solamente le tensioni possibili di alimentazione del tubo radiogeno
- Controllo e limitazione del tempo di posa**  
Interruttore di posa deve essere di tipo "uomo morto" e deve essere posto in maniera che l'operatore lo tenga sotto controllo. Obbligatorio orologio totalizzatore comandato dal circuito di posa: deve emettere un segnale caratteristico alla fine di un tempo di posa predefinito e comunque dopo 10 m. Interruttore di posa deve poter essere comandato da una posizione protetta

## Condizioni di protezione (diagnostica)

### Filtrazione

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

### Limitazione del fascio utile

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

Diaframma controllabile dall'operatore deve avere la stessa protezione della guaina  
Distanza fuoco-pelle minima di 30 cm (dovrebbe essere di 45 cm)

Purtroppo l'efficienza delle pellicole è solo del 5% → uso di intensificatori appositi

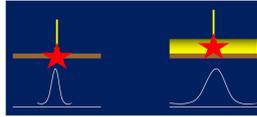


Gli intensificatori sono formati da elementi delle terre rare ad alto numero atomico

Convertono l'energia dei fotoni X in radiazione luminosa visibile

I fotoni nel visibile impressionano il film che poi viene sviluppato

Causano una diminuzione di risoluzione spaziale



L'intensificatore viene posto sopra e sotto per una questione di simmetria e perchè il fotone che arriva sull'intensificatore superiore può attivarlo o meno, nel caso non lo faccia si ha una seconda possibilità che attivi quello inferiore → modo per raddoppiare la probabilità che il fotone interagisca, quindi aumentare l'efficienza della pellicola.

In genere, l'efficienza delle pellicole non era molto alta, e questo implicava l'aumento di fotoni, cosa non sempre possibile a seconda dell'analisi compiuta. L'efficienza delle pellicole era del 5%, il 95% della dose non veniva utilizzato. Per ovviare a questo problema, si utilizzavano i cassette di intensificazione → la pellicola viene inserita in un pannello che ha sia sopra sia sotto degli intensificatori (fatti da elementi con numero atomico molto elevato, il che implica migliore efficienza ossia coefficiente di attenuazione lineare molto elevato); questi intensificatori potevano intercettare il fotone e convertirlo in fotone nel visibile con un buon rapporto di conversione.

Dato un fotone in banda x con una determinata energia, si può capire a quanti fotoni in banda del visibile corrisponde → il numero di fotoni in banda visibile è maggiore rispetto a quello in banda x: si possono utilizzare in aggiunta alle emulsioni di AgBr per aumentare l'efficienza della pellicola. I grani della pellicola reagiscono anche ai fotoni in banda visibile, quindi convertendoli si aumenta la probabilità della formazione dell'immagine.

Problema legato alle dimensioni: se ho un elemento molto piccolo, vengono attivati i grani in una regione limitata. Avrò quindi una buona risoluzione spaziale, vedo molto bene dove è avvenuta l'interazione; aggiungendo dello spessore per migliorare l'efficienza, i grani vengono attivati in una zona più ampia, quindi la precisione con cui possono identificare il punto di interazione è minore. Questo è il prezzo da pagare per avere una migliore efficienza, che porta a una perdita di risoluzione spaziale. Il bilancio tra questi due parametri va fatto a seconda del caso in esame.



Pellicole e cassette radiografiche (sorta di cartelle in cui viene inserita la lastra).

L'involucro è a tenuta stagna, anche se il paziente perde liquidi non danneggia

l'analisi. 6

## 04. Radiologia digitale

Dalle pellicole ai rivelatori allo stato solido:



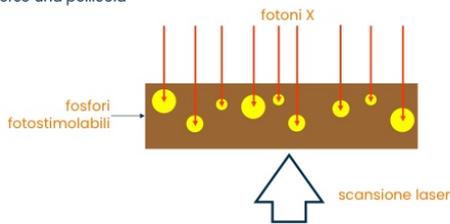
Sono vantaggiosi anche per una questione di condivisione e archiviazione dei dati.

Si ovvia anche al problema al consumo dei materiali; le pellicole erano costose perchè l'emulsione era fatta di bromuro d'argento, non economico. Comprare lotti da milioni di pellicole per gli ospedali comportava una grande spesa. Con i sensori digitali, tutta la parte di

consumabili viene meno, ma il sensore ha un costo proporzionale alla tecnologia con cui viene fatto.

### Sensori CR (Computed Radiography)

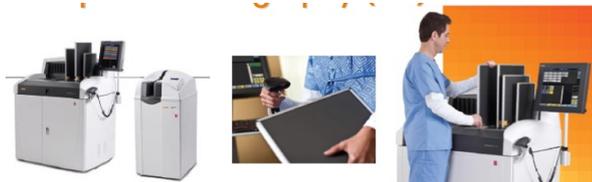
Presentata nel 1981, consente di ottenere un'immagine proiettiva senza passare attraverso una pellicola



I fotoni X vengono convertiti in fotoni nel visibile, l'informazione viene poi memorizzata nella lastra e letta mediante un pannello laser.

Tecnologia completamente filmless

Ottenere un'immagine di buona qualità senza utilizzare pellicola. Strato di fosfori (con proprietà di fluorescenza/foto stimolabilità) riceve i fotoni in banda X, dove arriva un fotone si crea una certa energia luminosa (nel visibile); la trasformazione avviene grazie al fosforo. L'immagine che si forma sul fosforo si chiama immagine latente, dopo un po' il fosforo si spegne da solo.



Throughput/Plates Processed Per Hour in High-speed Scan Mode						
	18 x 24 cm	24 x 30 cm	18 x 18 cm (15 x 15 cm)	15 x 17 cm (12 x 14 cm)	15 x 30 cm (12 x 17 cm)	15 x 36 cm (12 x 24 cm)
Classic CR	77	58	77	69	92	68
Elite CR	100	76	102	90	122	88

Un lettore laser scansiona il pannello e misura quanta energia luminosa c'è. Il funzionamento è analogo a quello di un lettore CD. Sul CD ci sono una serie di buchi e pieni, passando un pannello laser si riconosce pieno/vuoto. Sullo strato di fosforo, non c'è una variazione binaria, ma c'è una gamma di intensità luminosa che viene letta punto per punto dal lettore laser.

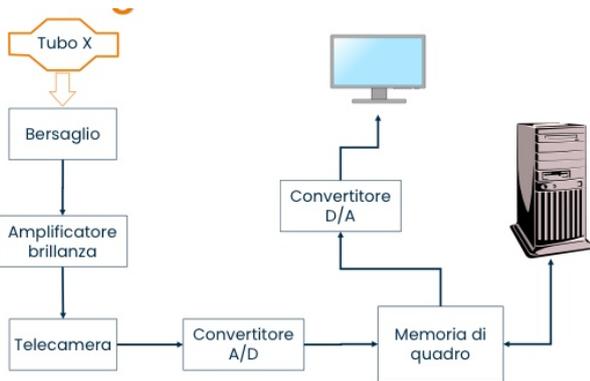
Esempio: irradio un osso e pongo sotto un pannello CR -> quando il laser legge il pannello CR, in corrispondenza dell'osso trova scuro, mentre dove arrivano tanti fotoni trova chiaro -> è il negativo rispetto alla pellicola. Siccome i radiologi leggono tutto con la stessa convenzione, vengono invertiti i colori in un secondo momento.

Sensori digitali: l'energia di partenza è nella banda x, dall'altra parte ho l'immagine.

- A conversione diretta: se per passare dalla banda x all'immagine converto l'energia una sola volta
- A conversione indiretta: se devo convertire l'energia più di una volta

Tutte le volte che si converte l'energia, si perde efficienza e risoluzione spaziale. È preferibile non fare tante conversioni.

**Videoradiografia**



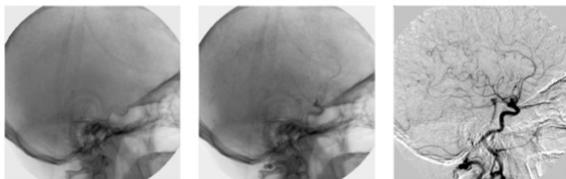
Deve ovviamente essere in tempo reale, è quello lo scopo principale. Uno degli utilizzi classici della videoradiografia interventistica è con l'utilizzo del mezzo di contrasto. In particolare, si svolge la DSA (Digital subtraction angiography).

**DSA (Digital subtraction angiography)**

Rappresenta l'applicazione maggiormente consolidata della videoradiografia

Si basa su quattro step fondamentali:

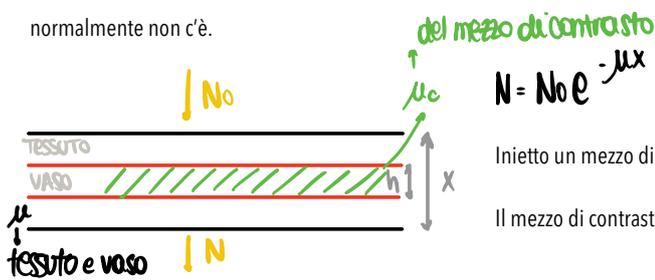
1. immagine vascolare di un distretto
2. somministrazione di mezzo di contrasto
3. nuova immagine vascolare del distretto
4. sottrazione delle due immagini



Essendo utilizzato spesso in ambito interventistico, è necessario vedere cosa sta accadendo in ambito vascolare. Nelle radiografie classiche, il comparto vascolare non si vede.

Come ottenere una radiografia in cui si possa vedere il comparto vascolare? Bisogna fare ricorso al mezzo di contrasto: ogni metodologia di imaging ha uno specifico mezzo che ha il compito di creare contrasto sull'immagine dove

normalmente non c'è.



$N = N_0 e^{-\mu x}$  — senza mezzo di contrasto

Inietta un mezzo di contrasto nel braccio del paziente -> i più comuni contengono sali iodati.

Il mezzo di contrasto fluisce nel vaso.

$N = N_0 e^{-\mu_c h} e^{-\mu(x-h)}$   
 ↳ attenuaz. vaso    ↳ attenuaz. tessuto

Il numero di fotoni in uscita è molto diverso in presenza del mezzo di contrasto. Facendo una radiografia in presenza di un vaso con mezzo di contrasto, esso si distingue dal resto dei tessuti.

Prima dell'iniezione  $N = N_0 e^{-\mu x}$

Dopo l'iniezione  $N_c = N_0 e^{-\mu(x-h) - \mu_c h}$

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

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

Facendo la differenza tra le due immagini si riesce a rappresentare solamente l'apparato vascolare eliminando il resto dei tessuti. Dove non ho mezzo di contrasto non vedrò niente, dove c'è vedrò il vaso.

Le due immagini, prima e dopo, devono essere perfettamente uguali, non deve esserci movimento del paziente (artefatto da movimento).

## Mammografia

Al contrario di qualunque altro tipo di dispositivo radiologico, il mammografo è stato dimensionato e progettato per acquisire le immagini di un organo specifico (mammella) e non si può usare per null'altro. Inoltre, è uno dei pochi casi per cui un esame che comprende l'uso di radiazioni ionizzanti viene utilizzato per prevenzione. Con prevenzione si intende screening, inteso come esame che ha come obiettivo quello di trovare un problema in stato molto primitivo. Il problema che viene affrontato con questo tipo di esame è il carcinoma della mammella.

(Incidenza di una malattia: numero di nuovi casi all'anno rapportato alla popolazione, prevalenza di una malattia: numero totale di persone affette da questa malattia in un determinato momento). È una malattia con alta incidenza e prevalenza, ma non ha alto tasso di mortalità (probabilità di sopravvivenza a tot anni).

È stato dimostrato che, a meno che non si abbia un particolare tipo di carcinoma particolarmente insensibile alle terapie ecc..., si ha una mortalità molto bassa. Questo significa che ci si posiziona in uno stato di avanzamento della malattia classificato come **L0M0N0**

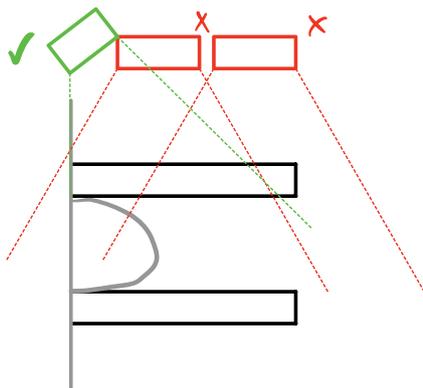
- **L0** vuol dire che non c'è coinvolgimento di nessun linfonodo. Quando si fa un esame per capire lo stato di avanzamento di un evento patologico, si studia il sistema linfatico per capire quanto il tumore si sia già irradiato attraverso esso. Si inietta un colorante specifico nella massa tumorale e si vede se va a colorare qualche linfonodo circostante → il linfonodo sentinella è quello che avverte se il sistema linfatico è stato coinvolto dal tumore. Per il carcinoma della mammella il linfonodo che potrebbe essere coinvolto è quello ascellare, che in fase di operazione, se coinvolto, deve essere asportato.
- **M0** significa che non ci sono metastasi. Metastasi: il tumore nasce in un tessuto, quando una cellula mutata va in un altro tessuto, avrà una quantità di cellule tumorali in un tessuto diverso da quello colpito dal tumore.
- **N0** misura il numero di tessuti coinvolti nella malattia

Se anche uno solo di questi numeri diventa 1, la probabilità di sopravvivere dimezza. Da qui, l'importanza della prevenzione.

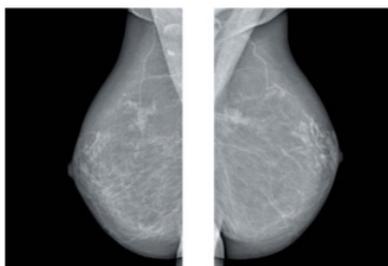
La mammella è composta da due tessuti: tessuti fibroso e tessuto adiposo.

- **Tessuto fibroso**: più denso dell'adiposo, molto simile ad un tessuto muscolare; in un tessuto molto denso, se ho qualcosa di leggermente più denso al suo interno, difficilmente irradiandolo potrò vedere il tumore. La mammografia, in presenza di un alto contenuto di tessuto fibroso, risulta inutile. Per questo, la mammografia viene fatta dai 40 anni in poi, in quanto viene meno il tessuto fibroso e inizia a prevalere il tessuto adiposo.
- **Tessuto adiposo**: permette di riconoscere molto meglio la presenza di un tumore.

L'unico caso in cui può essere utile fare una mammografia prima dei 40 anni è per familiarità o condizioni particolari.



é bene che il raggio sia a filo con il torace della paziente. Importanza della possibilità di ruotare la testa radiante

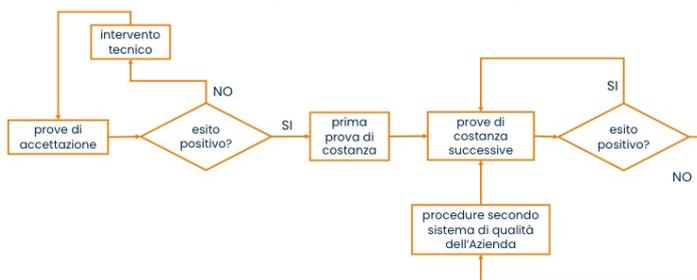


Esempio dello stesso organo nelle due direzioni principali.

### Prove di costanza

Prove che vengono eseguite su un dispositivo per verificarne l'efficienza e il mantenimento delle prestazioni. Essendo, nel caso del mammografo, in presenza di un dispositivo molto critico, vogliamo assicurarci che la sua qualità rimanga invariata nel tempo.

Ciclo vita di un dispositivo:

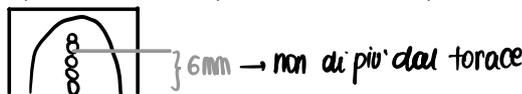


1. Prove di accettazione: verificare che il dispositivo abbia tutte le caratteristiche che erano state stabilite in partenza
2. Primo set di prove di costanza: il risultato di queste prove deve essere mantenuto per tutta la vita del dispositivo: servono da riferimento per le prove di costanza che verranno svolte successivamente. Per ogni dispositivo c'è un registro che contiene di dati delle prime prove di costanza da comparare con quelle fatte successivamente.
3. Prove di status: devono avvenire quando si fa la sostituzione di un pezzo o di un componente, e devono essere comparate con il primo set di prove di costanza

generare per molti motivi. Quando qualcuno degli elementi di cui è composto il mammografo si sposta o si ruota, non sarà più centrato correttamente rispetto ai filtri o ad altri elementi → i fotoni hanno un percorso attraverso tutti i dispositivi che è scorretto, possono creare segni sull'immagine che non dovrebbero esserci. Chi dà maggiormente questi artefatti è la **griglia antidiffusione**. L'intento è quello di cercare di controllare la direzione con cui i fotoni uscenti attraversano il tessuto → reticolo che evita che i fotoni diffondano in direzioni non desiderate, è una sorta di **mirino per i fotoni**. Le maglie direzionano i fotoni, se essi sono allineati ai buchi della maglia passano, se no sbattono contro la griglia e vengono fermati. Se c'è un piccolo disallineamento tra tubo e griglia si formano facilmente degli artefatti. Si esamina la radiografia ingrandita di x5 o x10 e si confronta con quella fatta originariamente. Le immagini con artefatto producono molto spesso i **falsi positivi**.

3. **Risoluzione ad alto contrasto** (6 mesi): il mammografo deve avere risoluzione spaziale altissima, per trovare lesioni in stato iniziale. Si prende un fantoccio in polimetilmetacrilato di 40 mm di spessore, sopra mettiamo reticolo metallico a maglie fitte → irradiando, contiamo le coppie di linee verticali e orizzontali per essere sicuri che la **risoluzione spaziale non sia decresciuta di +2 coppie di linee**. Il mammografo ha circa 20 coppie di linee/mm, ammettiamo una variazione circa del 10%.

4. **Geometria del fascio di irradiazione**: il mammografo ha un fascio di irradiazione con geometria particolare e controllata → **coprire tutta la mammella senza irradiare il torace**. Fantoccio con 5 sferette metalliche di diametro 2mm allineate ortogonalmente al bordo toracico. Quindi ho circa 1 cm di fantoccio con 5 sferette parallele al supporto paziente: almeno 2 delle 5 sferette devono essere visibili quando irradiate → c'è una distanza di 6mm tra fascio e torace. Nei primi millimetri appoggiati al supporto paziente c'è il muscolo pettorale, anche se viene perso nell'immagine non è importante, l'importante è non perdere i tessuti della mammella.



5. **Compressore**: valutare che la **forza di compressione non sia pericolosa per la paziente**. Si utilizza una sacca d'acqua e si misura con un dinamometro la pressione. Essa non deve variare di +- 10N dal valore iniziale. Questa prova è a cavallo tra quelle relative alla qualità dell'immagine e quelle non relative. All'esame, se viene inclusa, vanno giustificate le ragioni

6. **Contatto schermi di rinforzo-pellicola** (6 mesi): mammografia è l'ambito in cui vengono ancora maggiormente utilizzati dispositivi analogici. La norma prescrive che il cassetto porta-last e lastra dovessero essere appiccicati, però l'aria può frapporti tra le due; la presenza di **piccole bolle d'aria** può creare una misinterpretazione dell'immagine. Questa prova non è necessaria per i dispositivi digitali. Per i dispositivi radiologici tradizionali questa prova ha una tempistica di 12 mesi, perchè per la radiografia di un femore la presenza di bolle d'aria non impatta l'immagine, per una mammografia si.

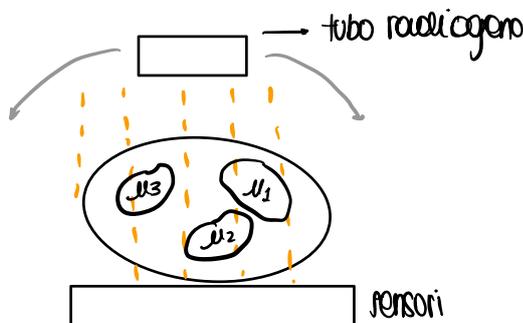
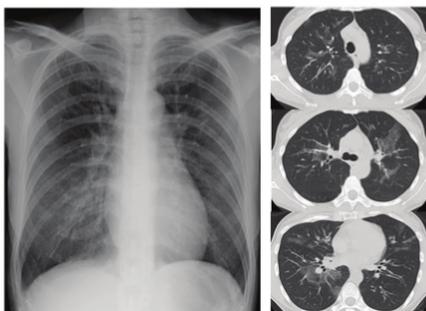
La mammografia è l'esame definito gold standard per la diagnostica del carcinoma della mammella. Gold standard: esame d'elezione.

#### Limiti della mammografia:

- **Difficoltà di caratterizzare correttamente una lesione** → diagnostica differenziale. **Diagnostica di primo livello**: c'è qualcosa o niente? **Diagnostica di secondo livello**? Stabilire cosa potenzialmente c'è. La diagnostica di secondo livello è chiamata **diagnostica differenziale**, per capire se la lesione è benigna o maligna, differenziare caso pericoloso da non pericoloso. Sulla diagnostica di primo livello la mammografia è il gold standard, ossia non esiste di meglio. Il

- Nel visibile, per vedere interamente un dispositivo 3D ho bisogno di analizzarlo a 360°. In radiografia, però, i raggi passano attraverso, quindi devo analizzare su 180°. Nel gantry, il tubo radiogeno, ogni volta che compie mezzo giro ha raccolto informazioni sufficienti a ricostruire l'intero oggetto in 3D.
- In tomografia computerizzata l'emissione del tubo radiogeno sta su un piano (affettatrice a raggi x). Il tubo radiogeno taglia il paziente su un piano ortogonale alla colonna vertebrale -> sul piano assiale. Originariamente la lamina era ortogonale alla colonna vertebrale, oggi non più. (Si dice TC invece di TAC).

### Esempio slice

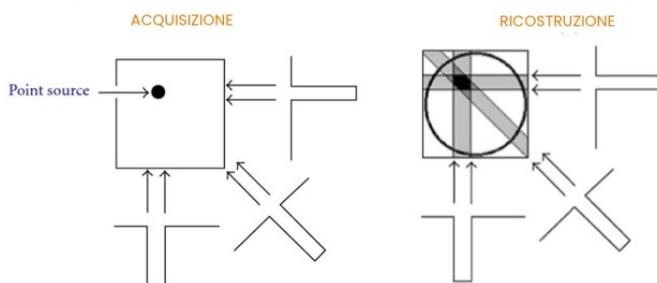


Il sensore TC colleziona, per ogni linea, la quantità di fotoni che cade -> viene proiettata una fetta di paziente. Il tubo a raggi x si può ruotare, in modo da poter guardare in diverse direzioni. Di norma, l'angolazione del tubo radiogeno varia di circa 1° per almeno 180°.

La ricostruzione della fetta è un algoritmo denominato algoritmo di retroproiezione filtrata

### Filtered Backprojection

Algoritmo che consente, date le proiezioni, di ricostruire l'immagine 3D



Le proiezioni vanno filtrate. Tutti i punti sulla riga/colonna/diagonale della proiezione assumono lo stesso valore -> combinando le varie cose, ottengo l'immagine completa.

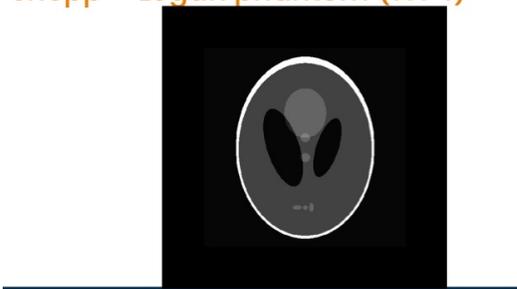
Sinistra: acquisizione proiezioni -> filtraggio

Destra: proiezioni filtrate riproposte nella direzione in cui sono state ottenute -> retroproiezione

Si dimostra che combinando le proiezioni filtrate su almeno 180°

si riesce ad avere una buona approssimazione dell'incognita (la fetta di paziente).

### Shepp - Logan phantom (1974)



Chiamata "l'alieno"; simile a ciò che si ottiene ricostruendo una fetta di cranio.

Immagine originale.

## Tomografia computerizzata (TC)

TC è un termine applicato a qualsiasi metodologia radiologica che determini una vista 2D o 3D di un oggetto a partire da una serie di proiezioni prese a differenti angoli

### VANTAGGI

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

### LIMITI

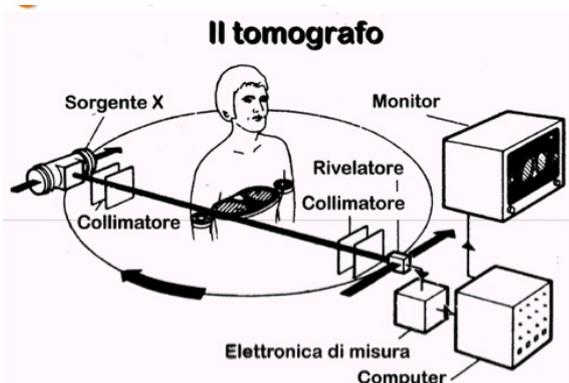
- Risoluzione spaziale minore rispetto alla radiografia digitale
- Rumore introdotto dai filtri
- Aumento della dose al paziente per aumentato numero di proiezioni acquisite

Limiti:

- Risoluzione spaziale di TC non potrà mai essere pari a quella di una radiografia tradizionale (10-12 coppie/mm), tanto meno di una mammografia → 10 volte meno di una radiografia tradizionale
- Dose

- Filtro si deve approssimare, questo introduce degli errori

### Il tomografo



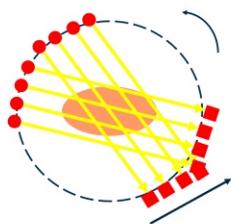
In origine i due inventori avevano a disposizione solo 1 sensore digitale, questo implica che il sensore vada spostato di volta in volta insieme al tubo.

A valle del tubo e a monte del sensore ci sono due collimatori: due lamine di metallo che si assicurano che sensore e tubo siano perfettamente sulla stessa direzione. Svolgono un ruolo di mirino nei confronti del passaggio dei fotoni. La presenza del collimatore a monte del sensore è necessaria perchè talvolta i fotoni possono essere deflessi o assorbiti dai tessuti emettendo un'energia sotto forma di

fotone che prende una direzione casuale. Di volta in volta si acquisisce la proiezione, nel frattempo si traslano in modo sincrono sorgente e sensore.

### Scanner di I generazione

#### Scanner: I generazione



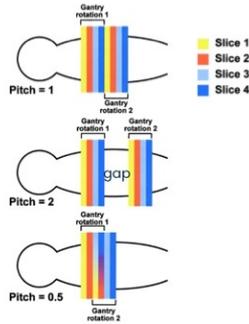
Sistema sviluppato da Godfrey Hounsfield e Allan Cormack nel 1970.

Sorgente e rivelatore traslano e poi ruotano per acquisire le slice → lunghi tempi di acquisizione (oltre la decina di minuti)

Originariamente il sistema fu utilizzato prevalentemente per imaging cerebrale

Per la necessità sia di ruotare sia di traslare, i tempi di acquisizione erano particolarmente lunghi.

## Pitch e gap



Esempio di TC assiale a 4 banchi.

Acquisizione dati su almeno  $180^\circ$  e minimizzare artefatto da movimento  $\rightarrow$  tubo radiogeno ruota velocemente, si possono acquisire 4 fette contemporaneamente.

Ci possono essere condizioni per cui vogliamo minimizzare la dose: non vogliamo fare troppe fette per non innalzare di troppo la dose. In altri casi, invece, non importa la dose perchè abbiamo bisogno di immagini con altissima definizione, quindi necessariamente dovrò fare più fette.

Nell'immagine sopra, durante ogni rotazione si trasla delle 4 fette già prese, i blocchi di 4 fette sono contigui tra loro. Pitch: misura l'avanzamento del supporto paziente. Il supporto paziente viene avanzato di una quantità tale per cui le prossime 4 fette saranno esattamente traslate dopo le prime 4. Il movimento del supporto paziente è molto preciso nella movimentazione della massa corporea. Se la dose dovesse risultare troppo elevata nella scansione con un pitch unitario, si può decidere di lasciare un gap tra una rotazione e l'altra (in questo modo si diminuisce la dose).

Problema di una scansione con  $\text{pitch}=2$ : perdita di informazioni nello spazio del gap.

TC torace è l'esame che comporta la maggior dose: volume molto ampio, fare molte fette, non si possono lasciare gap  $\rightarrow$  acquisizione almeno con pitch pari a 1.

L'immagine ricostruita contiene degli errori, per il fatto che posso spostarmi di un angolo finito nella rotazione.

Quando è necessaria una risoluzione sull'immagine elevatissima, si imposta un  $\text{pitch} = 0.5$ . In questo modo, ogni fetta viene analizzata in due pacchetti  $\rightarrow$  sovrapposizione del 50% tra i pacchetti. In questo modo, diminuiamo la quantità di errori nella ricostruzione. Evidentemente, in questo modo la dose sale moltissimo.

Esempio: cardioTC. Dato che il cuore è in continuo movimento, si sincronizza l'irradiazione in corrispondenza delle onde R. Ogni volta che arriva un'onda R, il paziente viene irradiato per  $180^\circ$ .

## Blocchi principali di un sistema TC

1. Sistema di scansione (scanner)
2. Unità di elaborazione dati
3. Sistema di visualizzazione immagine
4. Unità di immagazzinamento dati (memoria)

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

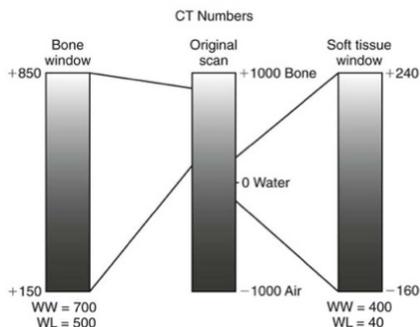
La TC viene installata con accanto una work station. I dati vanno rielaborati per ricostruire la fetta, in seguito per ricostruire il volume.

La work station contiene i software per la ricostruzione e alcuni pacchetti specifici in base all'utilizzo.

1. **Scanner**: sistema di sorgenti e rivelatori che devono gestire la fase di acquisizione. Esistono anche TC con 2 tubi radiogeni, che lavorano a energie molto

anche perchè alcuni valori sono negativi, e i dispositivi di immagine leggono solo interi positivi.

### Window Level e Window Width



Per riuscire a vedere il contrasto, bisogna darsi una regola su come rappresentare l'immagine. Vengono utilizzati due parametri: Window Level e Window Width.

Su una scala da 4000 valori, dovendo mapparli su circa 250 toni di grigio, vuol dire raggruppare dei blocchi di 16 valori alla volta.

Però, non è necessario mapparli tutti; si possono selezionare degli intervalli e fare in modo che corrispondano alla scala bianco/nero -> Window, di ampiezza Window Width e di altezza Window Level. Tutti i tessuti che hanno un valore

superiore al limite superiore della finestra (in Hounsfield) saranno bianchi, tutti quelli al di sotto saranno neri. Questo è un trucco per ottimizzare la rappresentazione dell'immagine in funzione di ciò che si vuole ottenere.

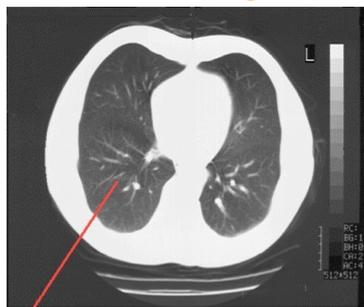
### Immagini di esempio



La qualità dell'immagine può variare molto, a seconda delle scelte di WW e WL.

Nell'immagine di sinistra, si vede molto bene il tessuto polmonare (diventa molto chiaro tutto ciò che ha coefficiente maggiore). Alzando il livello della finestra, i polmoni non vengono rappresentati bene, ma vedo meglio gli altri tessuti (in particolare quelli ossei).

### Finestratura dell' immagine



E' possibile un esame dettagliato dei polmoni

### Finestratura dell' immagine

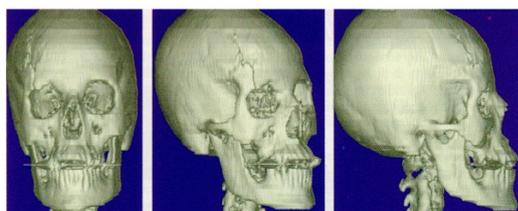


In questo esempio è stato ottenuto un miglior contrasto per visualizzare i tessuti molli

Ciò che si vede a video, non è l'immagine numerica, ma la sua rappresentazione. L'immagine numerica ha i valori Hounsfield (anche negativi) ma non è

### Visualizzazione 3D

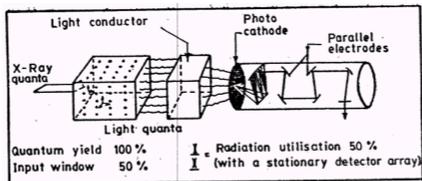
Tecnica di "surface rendering"



rappresentabile.

<- Rendering di superficie.

## Sensori TC allo stato solido



Costituiti da un cristallo scintillatore (ceramiche caricate, BGO, CdWO<sub>4</sub>, ...)  
collegato ad un fotodiiodo

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

Non più utilizzati oggi. Il meccanismo di funzionamento però viene

utilizzato ancora oggi per la medicina nucleare.

Cristallo scintillatore → sfruttamento della proprietà di scintillazione di  
alcuni materiali è meccanismo comodo per riemettere fotoni in visibile.

Sono fatti di cristalli particolari quali ceramiche con impurità per

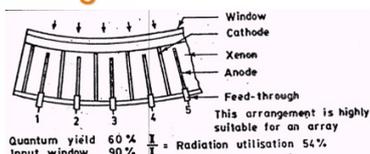
aumentare la probabilità di rilascio di fotoni nel visibile. Questi ultimi

sono presi da un cristallo che ne determina la direzione, successivamente c'è il tubofotomoltiplicatore. Sulla faccia di sinistra riceve i fotoni, essi rilasciano  
energia su un foto catodo, questi converte l'energia in elettroni che vengono portati verso la fine del tubo e vengono moltiplicati. In uscita il flusso di elettroni  
è moltiplicato per un certo fattore.

Efficienza del 50%: 1 fotone su 2 viene perso.

Anello completo fatto da migliaia di sensori dove ognuno è costruito in questo modo, fatto da 3 pezzi che devono essere assemblati tra loro. Dovendone fare  
migliaia per coprire arco completo → diventa molto difficile. L'efficienza del 50% non è così grave, però il vero problema è che è difficilmente integrabile in  
strutture moderne di oggi. È una tipologia di sensore che non è comoda per gli scanner moderni. Dalla II generazione in avanti non vengono più usati. È un  
sensore a conversione indiretta.

## Sensori TC a gas



Costituiti da una camera di ionizzazione riempita di gas (typ Xenon) ad alta pressione per  
aumentare la probabilità di interazione tra fotoni X e molecole di gas

I fotoni ionizzano il gas generando cariche elettriche

Gli ioni vengono accelerati da opportuni elettrodi a forma di setto

La particolare geometria fa sì che i setti fungano anche da collimatore, riducendo gli effetti dei fotoni  
X deflessi e provenienti da altre zone

In figura c'è un segmento di una corona circolare completa.

C'è un involucro all'interno del quale c'è gas, contenuto in celle schematizzate  
dai setti verticali. 1,2,3 sono gli elettrodi. Le frecce in alto simboleggiano

l'arrivo dei fotoni x. Ogni cella è 1 sensore: a livello costruttivo, volendo fare un  
anello completo di sensori di questo tipo non è più così difficile.

Nelle celle c'è il gas, tipicamente inerte; per la conversione energetica si sfrutta

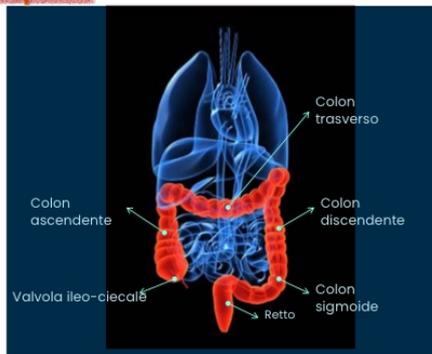
la proprietà dei raggi x di essere radiazioni ionizzanti → fotone passa nella cella, trova le molecole di gas, rilascia energia e ionizza il gas (crea delle cariche).

Effetto capacitivo: per creare un finto condensatore, all'interno di ogni cella c'è un elettrodo metallico che fa da armatura rispetto alla cella.

Questo sensore è a conversione diretta.

Vantaggio: collimatore obbligatorio a valle della sorgente e a monte del rivelatore. La geometria dei sensori funge intrinsecamente da collimatore (ma esso  
viene comunque usato), già di per sé fungono da collimatore → un fotone che arriva obliquo rispetto alle frecce, va a sbattere su uno dei setti metallici e non  
ionizza nulla. Questa geometria aiuta perchè tutti i fotoni che sono deflessi vengono tolti via, danno basso contenuto all'informazione. L'efficienza sale di poco.  
(54%).

## Colonscopia



## Carcinoma del colon-retto

- Ill neoplasia più frequentemente diagnosticata
- Il causa di morte per carcinoma in Europa e U.S.
- Neoplasia diventa sintomatica in maniera tardiva
- Tempo medio stimato di trasformazione maligna: 5-10 anni
- Fondamentale importanza della prevenzione con test di screening
- Riduzione della mortalità nel 76/90% dei casi di diagnosi precoce



Applicazione particolare: coinvolge rappresentazione 3D, corretta

rappresentazione dei tessuti, utilizzo per screening/prevenzione.

Esame clinico di routine. Coliche -> problema del colon. Spesso è la sede del carcinoma del colon-retto.

Si sviluppa a partire da piccole lesioni su un arco di tempo di una decina d'anni.

Questo tipo di carcinoma è diverso nella sua evoluzione rispetto ad altri tumori:

molte lesioni sono maligne dall'inizio. Per questa patologia, riuscire a trovare i sintomi fin dall'inizio è molto difficile.

La colonscopia è un esame diagnostico che viene consigliato da una certa età in su.

Colonscopia tradizionale: si prende un colonscopio e si infila nel colon -> telecamera che viene fatta scorrere e l'operatore guarda dalle immagini della telecamera. Problemi:

1. Tollerabilità dell'esame da parte dei pazienti
2. Alcuni soggetti hanno le anse coliche ad angolo retto, quindi diventa difficile inserire il colonscopio.
3. Struttura fortemente muscolarizzata, non adatta al passaggio di materiale dall'esterno all'interno -> il colon si contrae sull'endoscopio.
4. 🦌 Prima dell'esame bisogna fare una preparazione: bisogna ripulire il tratto del colon -> non mangiare per 24h che lasci scorie, evacuare tutto il contenuto.

Se non fatto correttamente, rischia di avere una qualità molto bassa. Dal punto di vista procedurale, l'endoscopio deve essere dotato di illuminatore, insufflatore di CO2 e telecamera.

## Colonscopia virtuale



Progetto nato a Torino che si occupa di realizzare colonscopie virtuali. Viene

acquisito tramite TC tutto il volume addominale, un programma computerizzato

riconosce il colon e ricostruisce il 3D del colon per vedere se sono presenti lesioni

in stato iniziale. Viene sviluppato un programma per il radiologo che, nel

momento in cui veniva identificata una possibile malformazione, rileva la fetta in

## 06. Medicina nucleare

Dispositivi di medicina nucleare hanno caratteristiche uniche nel panorama dell'imaging digitale: dal punto di vista informativo, è una metodologia di imaging con una valenza funzionale. La seconda unicità è la sorgente, non è esterna in un punto noto ma è interna al corpo umano.

Elementi radioattivi: introduzione di concetto di radioattività e produzione di radioisotopi.

### 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

### Differenze radiografia - MN

- La sorgente radiogena emette raggi  $\gamma$  anziché raggi X
- In medicina nucleare non si conosce la posizione della sorgente di radiazioni
- Necessità di un collimatore per ricostruire, a partire dalla posizione dei rivelatori, la posizione della sorgente
- La durata dell'esame è funzione non dell'esposizione del soggetto ma del tempo di decadimento radioattivo del radioisotopo
- Le misure di raggi X sono di tipo integrale, le misure in medicina nucleare si basano sul conteggio dei singoli fotoni (statistica meno elevata → meno adatte a rappresentare forme e dettagli)

Ambiente radiologico: sorgente nota + fotoni.

Medicina nucleare: un farmaco interno al corpo fa da sorgente, il problema di dose e irradiazione diventa molto serio. Il basso numero di fotoni fa sì che le immagini non avranno un buon dettaglio ma avranno un contenuto di altro tipo, prevalentemente funzionale. Di norma, il farmaco viene veicolato all'interno del corpo per iniezione, ma anche attraverso altre tecniche.

- Radiologia: raggi x. Medicina nucleare: alziamo la frequenza, siamo nella banda gamma.
- Dato che non abbiamo la possibilità di conoscere la posizione della sorgente in quanto interna al corpo umano, dobbiamo sfruttare meccanismi diversi. In medicina nucleare catturiamo cosa esce fuori dal paziente, paradigma completamente diverso dalla radiologia.

- Collimatore: in medicina nucleare la collimazione è fondamentale → nel caso della radiografia, da dove arrivano i fotoni è noto e quasi certo. Nel caso della medicina nucleare, non posso sapere da che direzione stiano arrivando i fotoni sul sensore. Il collimatore è un filtro spaziale, seleziona una direzione, permette di avere un'idea della direzione di provenienza dei fotoni.
- In radiografia il tempo di esposizione è determinato dai parametri tecnologici che si impostano. In medicina nucleare non è così → un preparato radioattivo emette energia con le sue tempistiche, quindi non si può fare altro che aspettare per raccogliere i fotoni necessari. Il tempo dell'esame è determinato dal radiofarmaco utilizzato
- In radiologia, la misura è di tipo integrale: la figura è più nera dove sono caduti più fotoni durante l'esposizione. Le misure in medicina nucleare si basano sul conteggio dei singoli fotoni, che sono molto pochi. Misuro l'energia che ha portato un fotone in un determinato istante di tempo, la misura è di tipo photon counting.

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

$\lambda$  è la costante di decadimento del radionuclide, è misurato in  $s^{-1}$ .

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

Emivita: tempo che si impiega per dimezzare la quantità di atomi radioattivi.

Il tempo di dimezzamento varia moltissimo da atomo ad atomo:

- $^{11}\text{C} \rightarrow$  alcuni minuti
- $^{14}\text{C} \rightarrow$  migliaia di anni
- $^3\text{He} \rightarrow$  circa  $10^{-20}\text{s}$
- $^{87}\text{Rb} \rightarrow$  più di  $10^{10}$  anni

Il carbonio 14 è quello utilizzato per le analisi storiche.

## 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 $\beta^+$

protoni si trasformano in neutroni + 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)

Come gli atomi si liberano dell'energia in eccesso? L'emissione governa

come sfrutteremo l'interazione energia-materia nelle nostre analisi e per

capire come mai i dispositivi di energia nucleare sono fatti in un determinato modo.

I meccanismi di decadimento utili nel mondo della medicina nucleare sono:

- Decadimento  $\alpha$ : un atomo, per tornare in condizioni di equilibrio, si

libera di una particella  $\alpha$  (2 protoni + 2 neutroni). Il numero atomico diminuisce di 2. Il peso atomico (peso protoni + peso elettroni) diminuisce di 4.



Le particelle  $\alpha$  sono molto energetiche, da dove vengono emesse riescono a viaggiare nel tessuto per pochissimo spazio e poi il tessuto le assorbe completamente: non vanno all'esterno del corpo umano. Dal punto di vista

dell'imaging sono inutili, ma vengono utilizzate in radioterapia  $\rightarrow$  originariamente sfruttava il radio. Una lesione su cui inietto un farmaco con radio che espelle particelle  $\alpha$ , esse si assorbono subito nel tessuto che assorbe un'energia ionizzante molto alta e danneggiano il tessuto malato.

- Decadimento  $\beta^-$ : un neutrone si trasforma in protone + elettrone + antineutrino. Il numero atomico aumenta di 1. Le particelle  $\beta^-$  non escono dal corpo umano. Per l'imaging sono inutili.



Il tecnezio è utilizzato per la ricerca di lesioni tumorali, è molto più facile da produrre in laboratorio piuttosto che cercato in natura. È il classico radiofarmaco utilizzato per la scintigrafia (paziente che si suppone abbia in corso un processo oncologico ma non so dove si localizzi il tumore. Il tecnezio 99 modificato si fissa nei tessuti tumorali, facendo una scansione total body posso individuarlo).

- Decadimento  $\beta^+$ : un protone si trasforma in neutrone + positrone + neutrino. Il numero atomico diminuisce di 1. Avviene quando la differenza di energia tra nuclidi è maggiore di 1022 keV.



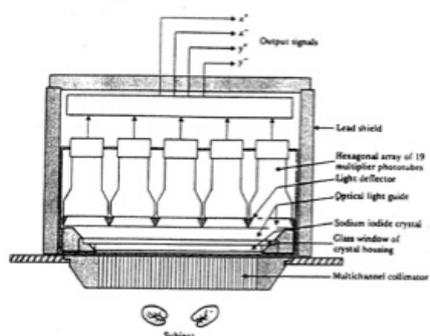
Il positrone è l'antiparticella dell'elettrone (stessa massa ma carica opposta). Il positrone  $\beta^+$  si annichila dopo pochissimo con un elettrone (percorre meno di 1mm). Se  $m$  è la somma delle masse dei due elettroni, l'annichilazione produce energia secondo la legge  $E = mc^2 = 1022 \text{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

Cristallo più utilizzato è lo ioduro di sodio

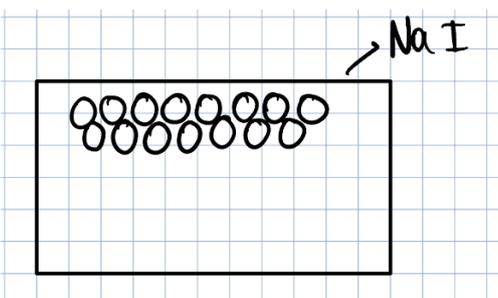
- Buona efficienza di rivelazione (13%). Sembra bassa, ma in radiologia si arriva al massimo a 50%. Di 100 fotoni che arrivano, ne possiamo utilizzare 13.
- Risoluzione energetica di 10-15%: riusciamo a misurare energia del fotone incidente con incertezza del 10-15% → motivo principale della scelta di questi scintillatori

Ioduro di sodio è un sale, costa poco ed è facilmente lavorabile. Il suo più grande difetto è che attira l'acqua, quindi deve essere tenuto schermato dall'ambiente esterno, se no si scioglie.

Lo ioduro di sodio viene utilizzato nel dispositivo di rivelazione classico della medicina nucleare → **Gammacamera o Camera di Anger**



Sorgente interna al paziente → collocazione del paziente in basso nell'immagine, da lì partono fotoni in tutte le direzioni, ci occupiamo di quelli che vanno verso la gammacamera, che devono superare il primo componente della gammacamera, il collimatore. Quando un fotone supera il collimatore finisce sul cristallo, viene convogliato ai tubi fotomoltiplicatori posti al di sopra del cristallo. Questi ultimi hanno una geometria esagonale (visione della gammacamera è su un piano assiale al paziente).



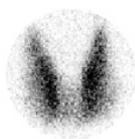
Questa è una visione parallela al pavimento. I tubi sono posti con geometria esagonale (come celle alveare) e hanno la dimensione del tubo di cartone interno della carta igienica.

I tubi fotomoltiplicatori prendono i fotoni nel visibile e li convertono in carica elettrica con un fattore di moltiplicazione applicato. Ciascuno di questi tubi ha un'uscita in corrente.

Al di sopra dei tubi c'è l'elettronica di posizionamento, che fornisce in uscita le coordinate in

cui il fotone è arrivato sul cristallo. Viene segnato un puntino di colore proporzionale all'energia del fotone in arrivo → viene fuori un'immagine. Concetto: attendere che arrivi un numero di fotoni tale da poter creare un'immagine, che non sarà molto dettagliata.

Thyroid - Iodine



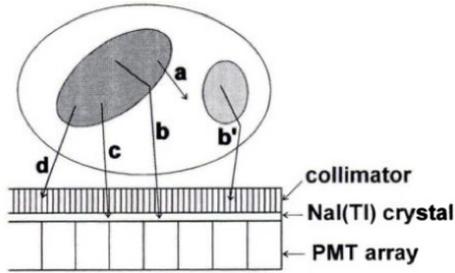
Normal Thyroid Scan



Nodular Thyroid

Da questa foto (a sinistra) si vede che tutta la tiroide funziona allo stesso modo. In quella a destra ci sono degli addensamenti, quindi è una tiroide di tipo nodulare, quindi ci saranno delle zone che assorbono più iodio e quindi delle irregolarità da verificare.

## Esempio di funzionamento del collimatore



Esempio di tutto ciò che può succedere ad un fotone emesso

A. Fotone emesso, mai assorbito, non utile

B. Per motivi sconosciuti, ad un certo punto cambia posizione e riesce a superare il collimatore. Questo viene percepito come fotone buono. Quando ricostruisco l'immagine, però, suppongo che sia stato originato in una direzione ortogonale al suo punto di arrivo, perchè non posso sapere che ha cambiato direzione, quindi

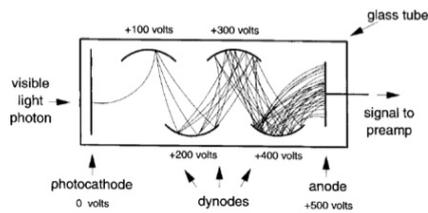
sbaglio ipotesi.

D. Viene assorbito dal collimatore

C. Fotone buono veramente utile per le immagini

Il collimatore è fondamentale perchè dobbiamo escludere tutti i fotoni con una direzione macroscopicamente sbagliata, ma si dovrebbe riuscire a distinguere c dall'insieme di tutti i fotoni che per qualche motivo arrivano sul cristallo. Questo è il motivo per cui bisogna misurare l'energia del fotone.

## Tubi fotomoltiplicatori (PMT)



Elettroni prodotti dal fotocathode vengono via via accelerati e moltiplicati dai dinodi.  
Si raggiunge, con 10 - 12 dinodi, un fattore di moltiplicazione di  $10^6$

Rettagolo (tubo carta igienica): i fotoni arrivano da sinistra, arrivano sul

fotocathode, l'energia viene rilasciata sotto forma di elettroni su una piastra che ha una differenza di potenziale rispetto al fotocathode di 100V; la placchetta emette più elettroni che vanno su una seconda placchetta con una tensione maggiore di

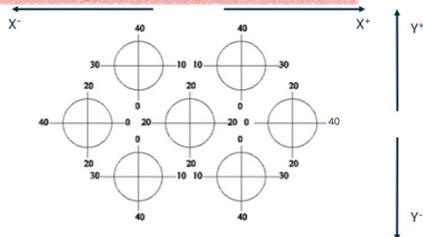
100V rispetto alla prima, e così via. Quando si arriva all'anodo, prende tutta

l'energia e esce con un flusso di cariche, cioè una corrente, proporzionale

all'energia in arrivo con un certo fattore di moltiplicazione. Ci sono 10-12 dinodi in genere (coppia di placchette). La corrente è proporzionale a quanta energia nel visibile è entrata a sinistra che teoricamente è proporzionale all'energia in banda gamma del fotone arrivato.

Il tutto è chiuso in una scatola di piombo, in quanto non si vuole far uscire nulla dalla gammacamera e minimizzare ancora le perdite di fotoni.

## Aritmetica di posizionamento<sup>(1)</sup>



Rete di resistori per la codifica di posizione del PMT letto.

P.es.  $X^+$  significa resistenza (o capacità) positiva in direzione  $X$ ;  $X^-$  significa resistenza o capacità positiva muovendosi in direzione opposta ad  $X$ .

Arriva un fotone in posizione  $xy$ , devo calcolarne le coordinate nel miglior

modo possibile. Nel caso fortunato, il fotone è arrivato sotto un tubo

fotomoltiplicatore perfettamente al centro, che emette una certa energia. Se

però un fotone arriva tra due tubi fotomoltiplicatori in periferia di uno dei

due, e si generano due correnti uscenti in cui ognuno sente una percentuale

di energia, è difficile individuare il punto preciso di arrivo. Dando  $xy$  con la

stessa granularità dei tubi, sarebbe come avere una risoluzione spaziale di 1 cm, cosa inutile. È stato studiato un metodo analogico per risolvere il problema on

Rapportando il contributo verso destra e quello verso sinistra ottengo la coordinata sull'asse.

Coordinata tubo in centro: 0,0. Coordinata X tubo di destra = 1/2.

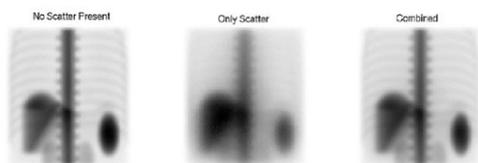
Cosa capita se un fotone cade tra due tubi?

Deve essere fatta un'ipotesi energetica, ossia stabilire quali sono i tubi che sentono l'energia di quel fotone. Quando un fotone cade al centro di un tubo, ragionevolmente tutta l'energia viene convertita dal tubo interessato. Quando cade in mezzo, bisogna stabilire come viene sentita tra i due tubi. Per esempio, potrebbe essere divisa a metà tra un tubo e l'altro. Per calcolare X in questo caso devo

- Sommare i contributi in direzione X+ = 10+20=30 (metà della corrente in direzione X+ dei due tubi a destra).
- X=10
- $X = (10+20) \cdot 10 / 80 = 1/4$

L'importante è fare delle considerazioni energetiche ragionevoli sulla distribuzione dell'energia.

### Analisi del livello Z



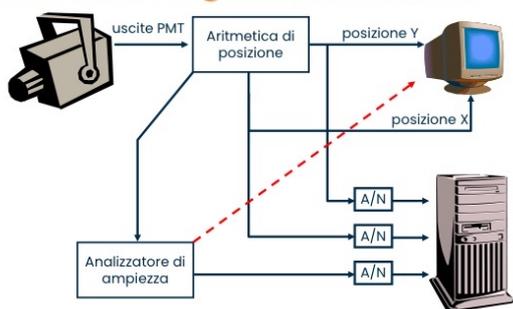
In caso di scattering fotonico, il circuito di analisi di ampiezza non è in grado di rigettare tutti i fotoni Compton, ma ne può ridurre sensibilmente il numero.

In caso di filtro applicato, il "velo" sovrapposto all'immagine è molto meno evidente (figura combined)

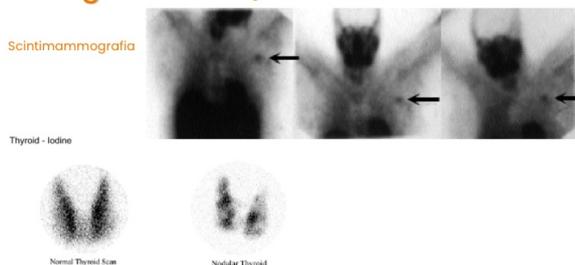
Immagine a sinistra: fantoccio che contiene distribuzione di radiofarmaco simulata, nota a priori. Siccome dalle sorgenti escono fotoni in tutte le direzioni e siccome qualche fotone può anche arrivare sul cristallo (per le ragioni viste prima, ossia che cambia eventualmente direzione, o ragionando in base alla distanza tra collimatore e sorgente), possiamo ottenere un'immagine come quella al centro, molto poco comprensibile.

L'immagine risulta non a fuoco e non sono visibili i dettagli. Questa immagine è ottenuta senza il controllo del livello Z. Riattivando il controllo su Z ottengo l'immagine a destra, in cui inizio ad ottenere una coerenza con l'ipotesi teorica.

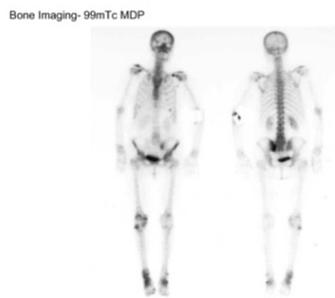
### Schema utilizzo gammacamera



### Immagini d' esempio



### Immagini d' esempio



## Tomografia ad emissione di singolo fotone (SPECT)

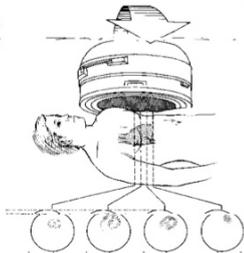
Si utilizzano una o più gammacamera in grado di ruotare attorno al paziente → *campionamento angolare della distribuzione 3D del radiofarmaco*

### Sistema ad una testa rotante

È la versione più semplice di dispositivo per SPECT e consiste in una gammacamera in grado di ruotare di 360° attorno al paziente.

Vengono acquisite immagini da diverse proiezioni angolari

Le diverse righe rappresentano i profili di radioattività delle sezioni tomografiche → *campionamento lineare della distribuzione 3D del radiofarmaco*



## Caratteristiche esame SPECT

- Typ 64 proiezioni con campionamento angolare di 5,6°
- Matrici di uscita di 128x128
- Dimensioni del pixel pari a 3,2 mm
- Sezioni di dimensione 3,2 mm
- I collimatori più utilizzati sono quelli a fori paralleli → buon compromesso tra risoluzione spaziale ed efficienza di rivelazione
- REGOLA PRATICA: per ottenere con una SPECT la stessa precisione di rappresentazione di un'immagine planare, servono un numero di eventi 5 volte maggiore
- La natura tomografica della SPECT consente di evitare di avere una informazione degradata dall'effetto delle strutture interposte

## Risoluzione esame SPECT<sup>(1)</sup>

La risoluzione di un'immagine prodotta mediante una scansione SPECT è influenzata dai seguenti fattori:

### Campionamento angolare

A differenza dei tubi radiogeni, la radiazione gamma emessa dai radioisotopi è isotropica, per cui si "disperde" in tutte le direzioni → numero di fotoni gamma è di qualche ord. inferiore a quello dei fotoni X.

Strutture umane (organi, ghiandole ...) hanno tuttavia forma abbastanza regolare e concentrata attorno ad un centro di simmetria → numero di sezioni angolari acquisite è solitamente N o al massimo 1,5N (dove N è il numero di pixel voluti in direzione radiale)

### Campionamento lineare

Linee di scansione più fitte consentono una risoluzione spaziale migliore

MA il collimatore (effetto passabasso 2D) degrada l'immagine, aumentando di fatto la dimensione dei pixel formanti la matrice.

Compromesso tra risoluzione desiderata, incertezza di posizionamento del pixel ed aliasing spaziale

stretti e lunghi, migliore è la risoluzione dell'immagine, ma si perdono molti fotoni. Bilanciamento tra selettività collimatore e necessita di non perdere troppo conteggio fotonico

## Risoluzione esame SPECT<sup>(2)</sup>

### Acquisizione dei dati

Esiste dipendenza tra profondità della sorgente e risoluzione spaziale

Pratica è acquisire proiezioni da 360° completi per attenuare l'effetto

### Acquisizione del contorno

Massima risoluzione quando gammacamera è il più vicino possibile all'oggetto

Soggetto è a simmetria trasversale ellittica (profilo del torace, spalle, braccia) → utilizzo di gammacamere rotanti su binari di forma ellittica per mantenere sempre la minima distanza dal paziente.

ASPECT: tomografo SPECT costituito da un anello di rivelatori di NaI(Tl) del diametro di 31 cm, altezza 13 cm e spessore 8 mm, su cui ruota un collimatore. Efficienza di rivelazione aumenta di 3 volte, ma hanno un ridotto campo di vista ed un costo elevato.

## Risoluzione esame SPECT<sup>(3)</sup>

### Modalità di acquisizione

Esame SPECT = rotazione della gammacamera, acquisizione, rotazione, acquisizione ...

Modalità stop and shoot: si ferma il rivelatore, si acquisisce e poi si riparte. Tempo richiesto attorno ad 1 s (quasi 5 s per vecchi tomografi), piuttosto elevato.

Modalità continuous rotation method: la gammacamera ruota ed acquisisce in continuazione. Successivamente, vengono mediati i conteggi relativi ad una rotazione angolare di 3 - 6 gradi. Modalità molto più veloce ma fornisce una immagine "averaged".

Come ottengo un'immagine 3D: gammacamera che ruota attorno al paziente e mentre ruota raccoglie un certo numero di fotoni. Quando raccolgo tutte le immagini da direzioni diverse metto tutto insieme e ricostruisco l'immagine 3D.

In TC avevamo dati sufficienti ogni 180°, qui è meglio fare 360°. In genere, le immagini in uscita sono di dimensioni piccolissime. 1mm sull'immagine corrisponde a più di 3 mm nella realtà: risoluzione spaziale bassa

1. In radiologia, so dove è posizionato il tubo radiogeno e so dove andare a raccogliere i fotoni. Qui c'è il problema della perdita dei fotoni; allora dobbiamo acquisire un numero di proiezioni angolari superiore rispetto alla TC, al minimo una volta e mezzo. Quante proiezioni angolari fare ha un'influenza sulla qualità dell'immagine, ma non si può aspettare troppo tempo (bilanciamento, circa 64)

2. Campionamento lineare: collimatore con setti paralleli → più sono

L'acquisizione della gammacamera è di tipo ellittico, perchè va tenuta sempre il più vicino possibile al paziente. Va seguita il più possibile la geometria del paziente.

La gammacamera può continuare a ruotare lentamente mentre acquisisce oppure fermarsi e ripartire ogni volta. Ognuna di queste due modalità ha pro e contro.

## Tomografia ad emissione di positroni

### Tomografia ad emission di positroni (PET)

Vengono utilizzati radioisotopi emittenti positroni.

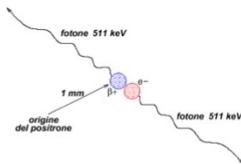
Il tempo di emivita di questi isotopi radioattivi è brevissimo (ordine dei minuti) → preparazione del radiofarmaco in loco



necessità di un ciclotrone installato in prossimità del dispositivo per PET → costo molto elevato!

1. bassa emivita → poche radiazioni cedute al paziente → esame di scarsa pericolosità
2. i traccianti sono radioisotopi di elementi costituenti la materia biologica → si tracciano in modo diretto processi biochimici e fisiologici in modo non invasive
3. portano all'esterno una informazione su un processo interno → consentono la localizzazione e quantificazione del processo in esame

### Emissione di positroni



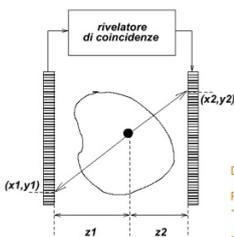
Il decadimento di un radionuclide produce un positrone  $\beta^+$  che si annichila con un elettrone in brevissimo spazio, producendo due fotoni gamma di direzione opposta (180 gradi) all'energia esatta di 511 keV.

Intercettando i due fotoni gamma uscenti, si ricava la direzione lungo la quale è avvenuta l'annichilazione → **collimazione elettronica**



non serve il collimatore

### Rivelatore di coincidenze



- rivelatore di coincidenze ha il compito di ricostruire la **linea dell'evento**
- si utilizza una **finestra temporale di coincidenza**
- fotoni incidenti sui cristalli in istanti di tempo separati tra di loro per più di una finestra di coincidenza sono scartati
- le varie linee di coincidenza vengono processate come per la TC per ricostruire la distribuzione delle attività

Durata tipica della finestra di coincidenza: 4 – 6 ns

Positroni compie un percorso nella materia prima di annichilirsi → difficoltà nel ricostruire l'effettiva distribuzione della sorgente

Direzioni di volo dei fotoni gamma non perfettamente parallele → limitata precisione nella ricostruzione della traiettoria

Il farmaco emette positroni. Quando il positrone si annichila con la sua antiparticella (elettrone molto presente nei tessuti) sparisce tutto e viene convertito in energia. Nel punto di annichilazione vengono generati due fotoni gamma chiamati fotoni gemelli, perché si propagano sulla stessa direzione ma con verso opposto. Nel tempo, la struttura del dispositivo PET ha sfruttato la generazione di due fotoni gemelli per ottimizzare la costruzione dell'immagine.

Sapendo il punto d'impatto dei due fotoni gemelli, posso determinare univocamente la retta su cui è avvenuta l'emissione di positrone. Sopra le due gammacamere: rivelatore di coincidenze. Se sono certo delle coordinate di arrivo dei due fotoni, come faccio ad essere sicuro che siano gemelli? Il blocco in alto ha il compito di individuare quelli che sono

potenzialmente fotoni generati dallo stesso evento di annichilazione (gemelli). Il rivelatore di coincidenze è un comparatore di soglia con attaccato un contatore temporale che deve essere abbastanza raffinato, per lo meno contando con la precisione del nanosecondo.

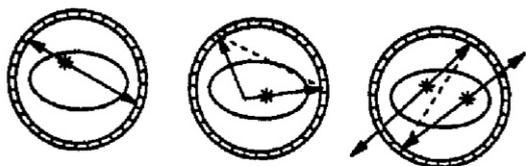
Il fotone che va verso sinistra (nella figura) ha viaggiato per uno spazio maggiore rispetto a quello che va a destra ( $z_2 < z_1$ ); perciò, i due fotoni non arrivano nello stesso momento sulle gammacamere. Arrivano con una leggera differenza temporale. Il rivelatore di coincidenze conta i fotoni che arrivano all'interno di un intervallo temporale e assume che siano gemelli; se arrivano in tempi troppo diversi, non sono gemelli. È uno strumento che mi indica se i fotoni che arrivano sono considerabili gemelli o meno, grazie al paragone delle tempistiche di arrivo.

Il rivelatore riconosce l'arrivo di un fotone grazie al livello  $z$  → corrente. Se arriva un fotone il livello  $z$  subisce un impulso di corrente proporzionale all'energia del fotone che è arrivato. Quindi bisogna monitorare il livello  $z$  nel tempo.

Questo è il motivo per cui il rivelatore di coincidenze è attaccato ad entrambe la gammacamere.

- Se due eventi arrivano con una distanza di tempo inferiore ad un intervallo pre impostato (4ns), i due fotoni vengono giudicati gemelli.
- Se la differenza temporale tra due eventi è maggiore di 4ns, i due fotoni vengono eliminati e non verranno utilizzati per tracciare la linea dell'evento

## False coincidenze



True coincidence

Coincidenza rivelata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento

Scatter coincidence

Coincidenza rivelata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento, ma uno dei quali è stato deflesso durante il percorso

Random coincidence

Coincidenza rivelata in corrispondenza di due fotoni gamma emessi da differenti eventi di decadimento

Schema anello rivelatori PET, sezione paziente, evento.

- Nel caso a sinistra, si hanno due fotoni buoni.
- Scatter coincidence: nel caso in centro, i due fotoni vengono generati in un punto, uno va verso destra e va sui sensori, l'altro subisce una deflessione per effetto scattering, e finisce sui sensori in un punto diverso.

La linea dell'evento risulta essere macroscopicamente sbagliata. C'è modo

di correggerla? Sì, perchè il fotone che percorre più strada arriva con meno energia, quindi è una falsa coincidenza individuabile tramite l'analisi dei livelli z

- Random coincidence: due positroni si annichilano in due punti diversi nello stesso istante, generano due coppie di fotoni gemelli, in ciascuna di esse uno dei due fotoni non viene rilevato dai sensori (per questioni geometriche o probabilistiche). In questo modo si crea una linea di evento sbagliata. Questo evento non può essere rilevato né corretto.

## Limiti per la risoluzione spaziale

1. Limitato numero di positroni emessi dai radionuclidi
2. Disassamento nella traiettoria dei fotoni gamma emessi (circa  $\pm 0,3^\circ$ ) → aumento della FWHM di 2,8 mm (per un raggio di 100 cm) e di 1,4 mm (per un raggio di 50 cm)
3. Cristallo scintillatore: a 511 keV gli scintillatori PET funzionano peggio rispetto a quelli SPECT. Il cristallo è più spesso → peggior risoluzione spaziale del punto di impatto
4. Algoritmi di ricostruzione (tip con comportamento di tipo passabasso) → aumentano il SNR dell'immagine ma degradano la risoluzione

In totale la risoluzione spaziale di un'immagine PET è di 4 – 6 mm in tutte le direzioni

- Pochi fotoni su cui fare l'immagine
- Ipotesi che i fotoni viaggino esattamente sulla stessa retta in verso opposto, ma non è proprio così; è un'approssimazione, ci può essere un errore fino a  $0,3^\circ$
- I fotoni hanno energia intorno ai 500 keV (positrone emesso quando energia totale è di circa 1022 keV che viene divisa in due fotoni).

All'aumentare dell'energia i sensori diventano sempre meno efficienti → convertire un fotone PET è più difficile e si avrà meno efficienza rispetto ad un fotone SPECT

- Algoritmi di ricostruzione possono portare ad un errore e problematiche sull'immagine

## Traccianti PET

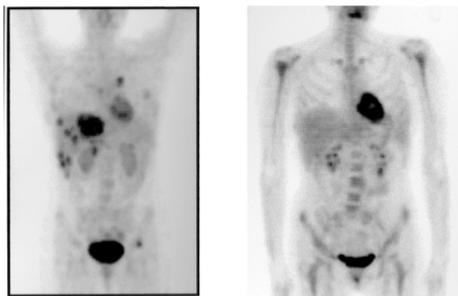
Isotope	half-life (min)	Maximum positron energy (MeV)	Positron range in water (FWHM in mm)	Production method
$^{11}\text{C}$	20.3	0.96	1.1	cyclotron
$^{13}\text{N}$	9.97	1.19	1.4	cyclotron
$^{15}\text{O}$	2.03	1.70	1.5	cyclotron
$^{18}\text{F}$	109.8	0.64	1.0	cyclotron
$^{68}\text{Ga}$	67.8	1.89	1.7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

Gli isotopi utilizzati sono elementi della chimica organica. Questo è un vantaggio, perchè se in una molecola di glucosio sostituisco un atomo di C con un atomo di C11 (radioattivo) quella molecola, per il corpo umano, è analoga a tutte le altre, quindi la utilizzerà sempre nella stessa maniera. Dato che il glucosio è coinvolto in molti processi metabolici, posso mettere una spia in molti processi metabolici dell'organismo. Analogamente vale per ossigeno, azoto...

Posso creare un'immagine che mostri veramente come funziona un processo,

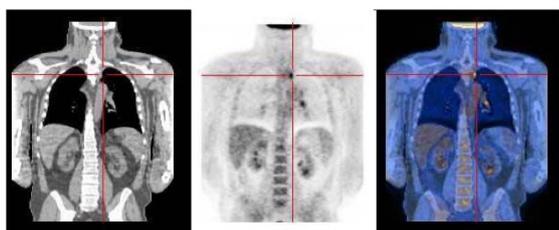
come il metabolismo di un tessuto o una parte del corpo umano.

## Esempio: metastasi epatiche e renali



Radiofarmaco che viene eliminato per metabolismo renale, nel caso a sinistra viene evidenziato il miocardio, il che indica che si sta utilizzando un radiofarmaco metabolico → ha un consumo metabolico di tutte le altre parti della muscolatura ridotto, eccetto il cuore e tutta una serie di localizzazioni spot che sono addensamenti di radiofarmaco e indicano che lì c'è metabolismo elevato → di solito non è un buon segno. Idem nella figura di destra.

## Esempio: TC-PET



La struttura del dispositivo PET ha la stessa geometria circolare della TC; ad oggi quasi tutti comprano il dispositivo combinato PET-TC. La figura a destra è il combinato delle due.

Viene utilizzato il dispositivo combinato perchè, con la PET, si vede bene la presenza di una zona di alta captazione del radiofarmaco. L'equivalente di quella

zona, sulla TC, è praticamente invisibile. Il vantaggio della modalità combinata consente di avere una buona immagine morfologica (TC) e un equivalente funzionale (PET). Sono due aspetti ugualmente importanti da conoscere. Sfrutto la risoluzione spaziale della TC per capire bene dove si trova la lesione individuata con la PET. Ad oggi è il dispositivo più utilizzato. Sarà un dispositivo con sia sensori PET sia sensori TC, non ci sono problemi dati dall'interferenza tra i due metodi.

## Applicazioni cliniche

I traccianti, come detto, possono legarsi a determinate funzioni (tipo l'assorbimento di glucosio o il consumo di ossigeno) e rivelare processi prima non osservabili ...

- Cardiologia: studio delle patologie coronariche, visualizzazione del miocardio, controllo dello stato delle arterie
- Neurologia: studio dell'epilessia, neoplasie cerebrali, danni derivanti da ictus, Alzheimer e Parkinson, sindrome di Down. Studio della concentrazione e rilascio di neurotrasmettitori (dopamina e serotonina)
- Oncologia: segnalazione e stadiazione tumorale (evita le biopsie).

Ambiti principali:

- Oncologia: lesione da individuare
- Cardiologia: evento acuto da individuare, ci si chiede se esiste una porzione di tessuto muscolare che non sta funzionando bene. Se ci fosse una zona infartuata, non ci sarebbe andato il radiofarmaco
- Neurologia: studi funzionali sul consumo energetico di diverse zone

cerebrali per scopi di ricerca o per scoprire se ci sono aree disfunzionali (che consumano troppo poco o troppo). Per diagnosticare stati della terza età, disfunzioni cerebrali dovuti a patologie come le demenze o altre che coinvolgono popolazioni di neuroni più selettive come i Parkinsonismi.

consentire la propagazione di un'onda meccanica.

## Generalità US



Uso comune dell'ultrasonografia: guidare le biopsie in tempo reale.

Tutti i dispositivi hanno un generatore che dobbiamo appoggiare ad un tessuto da indagare, il campo acustico emesso interagisce con i tessuti, parte del campo acustico torna indietro → ecografia: mandiamo energia, parte di questa torna indietro e viene sfruttata per creare l'immagine.

## 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

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

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

$$v \sim 300 \text{ m/s nell'aria}$$

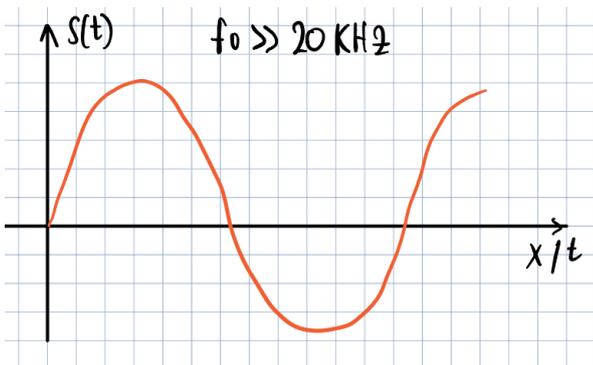
$$v \sim 1500 \text{ m/s nei tessuti}$$

$$v \sim 4000 \text{ m/s nell'osso}$$

DUALISMO SPAZIO – TEMPO!

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

Dualismo spazio-tempo:



Se al posto del tempo mettessimo una coordinata di spazio, l'andamento della curva sarebbe analogo. Quindi, può essere rappresentata in entrambi i domini. La lunghezza d'onda e la frequenza, infatti, sono legate matematicamente tra loro. La velocità delle onde meccaniche nell'aria è la velocità del suono = 300 m/s. Tuttavia, non è così definita perchè bisogna specificare le caratteristiche del tipo di aria, che determina una variazione anche rilevante della velocità (arriva anche a

340 m/s). Considerando la velocità che la stessa onda acustica ha in un tessuto "molle" (alta percentuale di acqua), aumenta considerevolmente. In materiali molto più rigidi, si arriva a 4000 m/s (più di un fattore 10 rispetto all'aria). Quindi la relazione iniziale vale nel mezzo che stiamo considerando.

Prendiamo come riferimento 1500 m/s e supponiamo di avere una frequenza di 1MHz: la lunghezza d'onda di questa radiazione è di 1.5mm. Con una frequenza maggiore, la lunghezza d'onda diventa molto più piccola.

È meglio avere una radiazione con lunghezza d'onda grande o piccola? La lunghezza d'onda ha effetto sulla risoluzione spaziale → la lunghezza d'onda di una radiazione è la misura della più piccola cosa che può interagire con quella radiazione. Volendo propagarsi nel tessuto ed interagire con elementi anche piccoli, o bisogno di ultrasuono a frequenza elevata. Per avere un'immagine con risoluzione spaziale più elevata (più informazioni) vogliamo lavorare con radiazioni ad alta frequenza.

R al minimo può valere 0, caso in cui  $Z_1=Z_2$ , quindi non c'è discontinuità

- Quando l'ultrasuono si propaga in un mezzo omogeneo, non c'è riflessione. Quello che torna indietro è nullo. L'immagine di uscita rimane tutta nera e non riesco a sfruttare in alcun modo l'interazione energia-materia. Non ha nessun tipo di utilità, perchè a video non ho un'immagine che indica qualche caratteristica del tessuto: è semplicemente la misura di quanto un tessuto ributta indietro l'energia ad ultrasuoni.
- Il sangue umano viene visto nero, come mai? È una miscela omogenea di plasma, globuli rossi, bianchi e piastrine. Predominano i globuli rossi, che hanno la dimensione di 5-10 micron. Sappiamo che la lunghezza d'onda in un tessuto molle a 20MHz è di 70 micron, quindi i globuli rossi sono troppo piccoli per interagire con gli US e generare immagine.

R al massimo può valere 1, caso in cui una delle Z è nulla. Non esistono mezzi con Z nullo, ma molto basso. Se  $Z_1$  fosse trascurabile rispetto a  $Z_2$ , R approssimerebbe a 1. Quali sono le due condizioni in cui questo può accadere?

- Quando uno dei due elementi è o un gas o l'osso. In questo modo c'è una grande differenza tra i valori di  $Z_1$  e  $Z_2$ . L'ultrasuono arriva sull'interfaccia e torna completamente indietro → dall'interfaccia in avanti non c'è energia, quindi non si può fare imaging. Nell'immagine si disegna solo il profilo dell'osso e tutto il resto no, perchè da lì in avanti non c'è più energia.

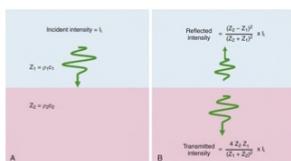
► L'ecografia avviene perchè il medico passa sul tessuto una sonda in cui avviene una generazione di ultrasuoni. Tra la cute e la sonda viene steso un velo di gel, perchè si vuole massimizzare il contatto tra sonda e tessuto. Appoggiando un qualunque oggetto alla cute, si infila in mezzo l'aria, dannosa per gli ultrasuoni che non si potranno trasmettere al tessuto (coefficiente pari a 1 che riflette tutto) → il gel ha lo scopo di minimizzare l'impedenza del contatto tra sonda e tessuto ed evitare la formazione di bolle d'aria all'interfaccia. Il gel infatti non è necessario per le analisi interne. Il gel non è conduttivo, ha lo scopo di facilitare il movimento della sonda sulla cute e eliminare l'aria all'interfaccia, la questione dell'impedenza è secondaria. È fondamentale che nel gel non ci siano bolle d'aria.

► Supponiamo che nel tessuto ci sia interfaccia con valori di  $Z_1$  e  $Z_2$  abbastanza simile: R sarà molto piccolo, il che vuol dire che, anche mandando tanti ultrasuoni, ne tornano indietro pochi. L'ambiente umano è molto rumoroso dal punto di vista acustico; la sonda dovrebbe riconoscere ciò che torna come un'eco, quindi quando R è un valore troppo piccolo la parte di energia che torna alla sonda potrebbe non essere riconosciuta. La capacità di un ecografo di riconoscere in mezzo al rumore anche echi molto piccoli fa aumentare il prezzo dell'ecografo di una decina. Gran parte della differenza di prezzo tra ecografi sta nella capacità dei canali acustici di discriminare le onde che tornano.

## Propagazione di un'onda US

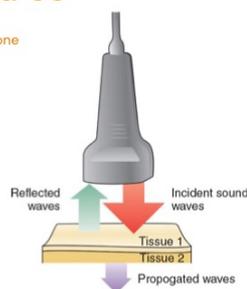
Coefficiente di riflessione

$$R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$



Coefficiente di trasmissione

$$T = 1 - R$$



## Generazione US<sup>(3)</sup>

Per la generazione di onde meccaniche, la proprietà principale è la piezoelettricità (scoperta nel 1880 in Francia dai fratelli Pierre e Jacques Curie)

### EFFETTO PIEZOELETTRICO DIRETTO

una variazione  $\Delta l$  delle dimensioni del cristallo causa una variazione di potenziale  $\Delta V$  tra le facce del cristallo

### EFFETTO PIEZOELETTRICO INVERSO

una variazione  $\Delta V$  tra il potenziale delle facce del cristallo causa una compressione o una dilatazione  $\Delta l$  del cristallo stesso

Effetto piezoelettrico: se in una direzione impongo una compressione o uno stiramento del cristallo, corrisponde una variazione di differenza di potenziale tra le facce del cristallo.

Effetto piezoelettrico inverso: applicando una differenza di potenziale tra due facce del cristallo, esso reagisce variando le sue dimensioni.

Questa è la proprietà dei cristalli usata per generare ed acquisire gli ultrasuoni.

Supponendo di voler utilizzare un blocchetto di cristallo piezoelettrico per generare un ultrasuono a 2 MHz → sfrutto l'effetto piezoelettrico inverso perché devo pilotare il cristallo che deve variare le sue dimensioni. Alle due facce mando una tensione sinusoidale esattamente alla frequenza voluta, in modo tale che il cristallo generi una variazione meccanica a quella frequenza. Quando ho il semiperiodo positivo comprimo il cristallo, quando ho il semiperiodo negativo stiro il cristallo → sorta di oscillatore meccanico. Variando l'ampiezza della sinusoide applicata, la frequenza rimane invariata ma l'entità dello stiramento/compressione varia. Aumentando la tensione, aumenta in proporzione la deformazione del cristallo in termini acustici.

L'effetto piezoelettrico diretto serve per misurare l'eco di ritorno: da un cristallo piezoelettrico (senza differenza di potenziale applicata) riceve un'onda acustica; quest'ultima provoca compressione/dilatazione del cristallo alla data frequenza. Se il cristallo è lineare, sente una variazione meccanica delle sue dimensioni e la trasduce in una differenza di potenziale alle sue facce alla stessa frequenza.

Un cristallo può funzionare sia per effetto piezoelettrico inverso per generare un ultrasuono, sia per effetto piezoelettrico diretto per misurare un ultrasuono.

I piezoelettrici sono ampiamente diffusi, per esempio esistono i microfoni piezoelettrici. In alcuni strumenti musicali ci sono sensori piezoelettrici. È uno strumento molto versatile, poco costoso.

## Generazione US<sup>(4)</sup>

Gli US vengono generati per effetto piezoelettrico, applicando una tensione opportuna alle due facce di un cristallo (in origine quarzo, oggi PZT)

In un cristallo di PZT la velocità di propagazione degli US è di circa 4000 m/s, quindi avendo la risonanza per uno spessore del cristallo pari a  $\lambda/2$ , per 5 MHz si ha:

$$h = \frac{\lambda}{2} = \frac{v}{2f} = \frac{4 \times 10^3}{10 \times 10^6} = 0.4 \text{ mm}$$

### Semplice regola mnemonica

La frequenza in MHz generata da una piastrina di spessore  $h$  (in mm) vale:

$$f = \frac{2}{h}$$

Per creare un'immagine, dobbiamo avere una schiera fatta da tanti elementi piezoelettrici abbastanza piccoli. La generazione di ultrasuoni viene fatta con tanti elementi piccoli.

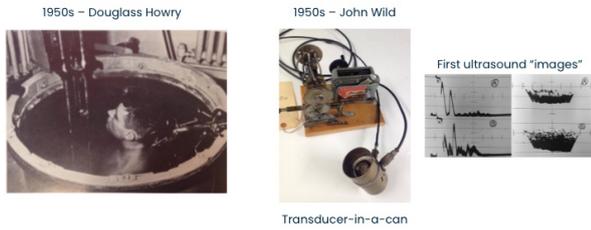
All'interno del cristallo, la velocità di propagazione degli ultrasuoni + di 4000 m/s, e supponendo di voler generare una radiazione a 5 MHz, si dovrà utilizzare uno spessore di 0.4 mm.

Per ottimizzare l'emissione di un cristallo piezoelettrico a 5 MHz, la sua dimensione è di 0.4 mm → lamina sottilissima. Questo ha due conseguenze

- Ci sono molti cristalli piezoelettrici ma non tutti vanno bene: questo elemento non si deve deteriorare nel tempo nonostante sia sottilissimo, per esempio i quarzi sono materiali piezoelettrici molto buoni ma invecchiano velocemente e si deteriorano. Ad oggi si preferisce utilizzare il PZT, una ceramica, che ha proprietà piezoelettriche, ha buon coefficiente di linearità tra tensione e deformazione, ha una buona durata nel tempo e non si deteriora velocemente.

## 08. Dispositivi US

### Eco???



Storicamente, la necessità di utilizzare un mezzo per consentire la propagazione degli ultrasuoni che non fosse l'aria, era risolto in maniera diversa. Si aveva una sorta di pentolone pieno d'acqua in cui si immergeva il soggetto e la sonda. Il primo prototipo del 1950 utilizzava come generazione di impulso una cosa simile ad un sonar dei dirigibili. Il sonar era fatto per lanciare impulsi ad ultrasuoni per vedere oltre gli scogli, non per vedere elementi piccoli. Nei primi

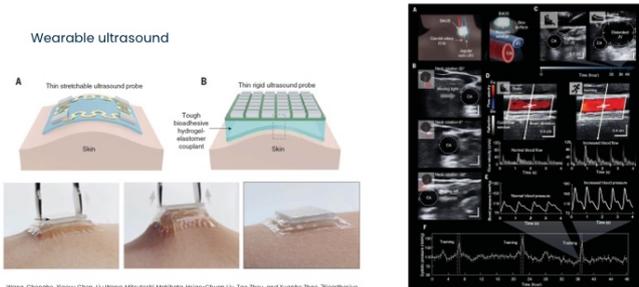
esami ecografici, il soggetto subiva dei danni. Successivamente, vengono utilizzate sorgenti più piccole -> piezoelettrico riempito d'acqua posto sul corpo.

### Dispositivi commerciali



Man mano, si passa a configurazioni sempre più leggere fino a diventare portatili e utilizzabili con il cellulare per casi di emergenza. Rimangono sempre gli elementi base: sonda e dispositivo di visualizzazione.

### Dispositivi - il futuro



Patch attaccati alla cute che generano ultrasuoni e permettono di visualizzarlo in tempo reale, non sono ancora utilizzati clinicamente.

### Fondamenti dell' imaging US



Dalla misurazione del tempo di volo dell'onda ( $\Delta t$ ) si ricava la profondità dell'eco

$$d = \frac{1}{2} c \Delta t$$

Imaging ad US funziona secondo il principio della riflessione.

Emettendo una sequenza di impulsi US lungo una linea di scansione prefissata ed ascoltando gli echi di ritorno è possibile ricostruire una immagine che riflette la distribuzione spaziale delle discontinuità dei tessuti irradati

Principio fondamentale: misura del tempo di volo.

Ipotizziamo che l'impulso ad ultrasuoni si propaga in una certa direzione, il suo moto di propagazione è rettilineo uniforme (assumiamo una velocità di propagazione di  $1540 \text{ m/s} = c$ ). Viaggia in un tessuto omogeneo e incontra una discontinuità: si genera eco di ritorno verso la sonda.

La distanza tra sonda e punto di generazione eco è  $d$ : in totale, la distanza percorsa tra emissione e ricezione eco di ritorno è  $2d$ . Misurando il tempo intercorso tra l'emissione dell'impulso e la ricezione dell'eco posso stimare la distanza  $d$ , ossia il punto in cui si è generato l'eco.

Il tempo va misurato, ed è la grandezza fisica più facile da misurare con il minor dispendio di soldi. Con questo semplice principio, calcolo la distanza tra sonda

## Tecniche di scansione

### Trasduttore ad array

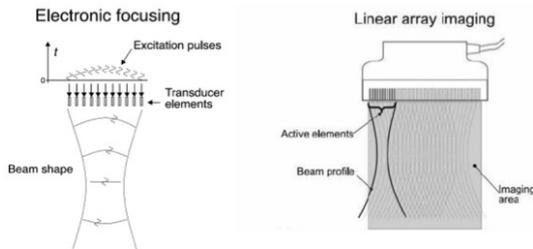


Opportune circuiterie elettroniche attivano in sequenza i trasduttori, originando la geometria desiderata del fascio US.  
Il fascio può essere parallelo (sonde lineari, tipiche da ostetricia, con 128 elementi in parallelo) oppure a scansione settoriale (128 raggi divergenti, utilizzate in cardiologia)

volume più elevato.

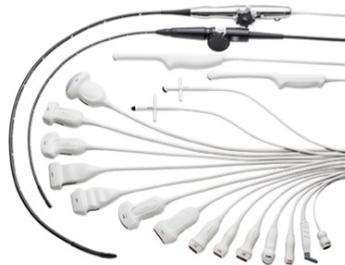
## Tecniche di scansione

### Trasduttore linear-array



## Sonde reali

- Transesophageal echocardiogram
- Convex, curved array
- Phased array
- Linear array
- 3D matrix arrays
- Endocavitary



## Sonde reali<sup>(1)</sup>



- sonda linear array
- 5 - 15 MHz
- vascolare superficiale, pediatrica, piccoli organi

- sonda convex array
- 60 mm ray of curvature
- 2 - 7 MHz
- vascolare addominale, addominale, ostetrica



È come se ogni cristallo fosse responsabile di una linea di scansione. Quando una linea di scansione incontra una discontinuità, torna indietro sullo stesso angolo (per ipotesi). Mettendo insieme le linee, si forma l'immagine. Tutte le moderne sonde sono a schiera, possono avere i piezoelettrici messi su schiera orizzontale o linee di scansione messe a ventaglio → scansione

I piezoelettrici non vengono attivati tutti insieme, quindi si attiva una linea di scansione alla volta. Di tutti gli elementi piezoelettrici, ne utilizzo solo pochi alla volta per fare una linea di scansione. Tipicamente in una sonda ci sono 128-256 piezoelettrici, non li posso attivare assolutamente tutti insieme.

L'immagine ad ultrasuoni è generata in questo modo.

Sonde a disposizione:

- Sonde lineari: piezoelettrici su array lineare
- Sonde convex: piezoelettrici su array curvilineo
- Sonde phased array: piezoelettrici in matrice rettangolare o quadrata con area di moneta
- Sonde endocavitare: quasi tutte di tipo convex.

Frequenza elevata → migliore risoluzione → attenuazione maggiore dei tessuti.

Sonde lineari: frequenza di lavoro maggiore di tutti, l'array lineare è lungo 50-70 mm, quando vengono appoggiate su un distretto corporeo si vede in profondità un tratto molto stretto. 5 cm è molto piccolo → questa sonda è fatta apposta per lavorare ad alta frequenza, per vedere

molto bene elementi superficiali e molto piccoli. L'eco di andata e ritorno sono molto attenuati dai tessuti. Se però dovessi vedere il fegato, non ci arriverei con una sonda a queste frequenze così alte. Anche abbassando la frequenza, vedo comunque una porzione troppo piccola con questa sonda.

Sonda convex: lavora a 2-7 MHz. Emette gli ultrasuoni in un ventaglio, in modo che propagandosi in profondità vede un maggiore volume. Sonda classica per

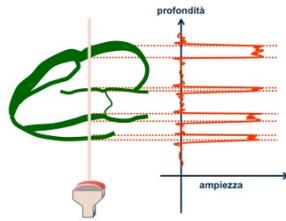
## Strategie di visualizzazione

### 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).



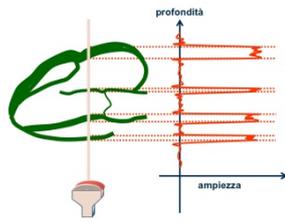
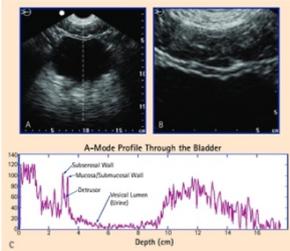
Ingegneri e fisici ai tempi dell'invenzione avevano poche risorse: sonda che emette una sola linea di scansione. Ad oggi ne mettiamo a fianco tante, ma originariamente ce n'era una sola. Sulla linea di scansione si inviava un impulso, ogni volta che c'era una discontinuità in termini di impedenza acustica incontrata sul percorso dell'impulso, tornava una parte di energia

alla sonda (quantificata dal coefficiente di riflessione). Misurando nel tempo (asse verticale tarato in profondità ma proporzionale anche al tempo) veniva visualizzato un segnale dove c'era un eco ricevuto ad ogni discontinuità. L'asse orizzontale è tarato in ampiezza dell'eco: modalità di visualizzazione A-Mode.

Ad oggi, non ci interessa più avere una sola linea di scansione nell'imaging.

## Strategie di visualizzazione

### A - Mode (Amplitude)



Per ottenere una immagine di questo tipo, l'A-Mode rappresenterebbe una colonna dell'immagine a sinistra. Il segnale vola è il segnale A-Mode dell'immagine.

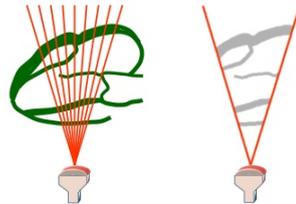
## Strategie di visualizzazione

### B - Mode (Brightness)

Il segnale di eco modula in ampiezza l'asse Z dello schermo, modulando quindi la luminosità del puntino luminoso.

Maggiore è l'ampiezza del segnale riflesso, maggiore la luminosità del punto a schermo.

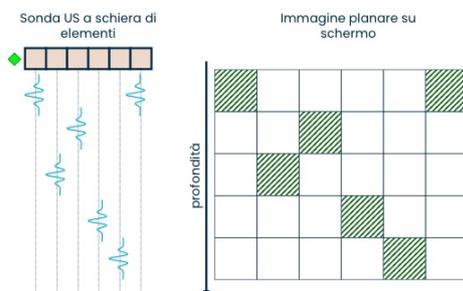
Modalità presente su un elevato numero di dispositivi commerciali ed utilizzata frequentemente in ecocardiografia.



Modalità B-Mode: puntino nella posizione in cui ho ricevuto l'eco e di

luminosità proporzionale all'intensità dell'eco ricevuto. B sta per Brightness.

## Formazione dell' immagine



Supponendo di avere una sonda e una serie di cristalli piezoelettrici a schiera e che ogni cristallo sia responsabile di una linea di scansione (ogni cristallo invia il suo impulso sulla linea di scansione). Ad una determinata profondità, in corrispondenza dell'ondina, di è generato un eco che viene riflesso e torna alla sonda. Dal calcolo del tempo di volo misuro la profondità e so che devo accendere un puntino sulla linea di scansione di colore proporzionale alla

grandezza dell'eco. Siccome prima del puntino non si è generato eco, sulla colonna tutto il resto sarà nero. Metto un puntino solo dove si è generato l'eco;

stessa cosa vale per tutte le colonne dell'immagine. Sappiamo che c'è una massima profondità a cui arrivare; tutto ciò che non torna prima di rimettere il

## BabyFace



Il feto è infastidito dagli ultrasuoni, perchè è in grado di percepire la loro frequenza. Essendo il suo timpano neoformato, può vibrare ad una frequenza altissima ed è immerso in acqua, che trasmette benissimo gli ultrasuoni. Le immagini ad ultrasuoni sono molto rumorose; per rendere il bambino liscio nell'immagine vengono successivamente applicati filtri di image processing -> di conseguenza i volti sembrano tutti uguali.

La modalità B è la vera modalità ecografica.

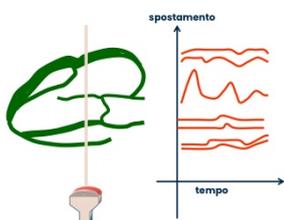
## Strategie di visualizzazione

### M - Mode (Time Motion)

Ottenuta affiancando ad istanti di tempo opportuni più sequenze B-Mode.

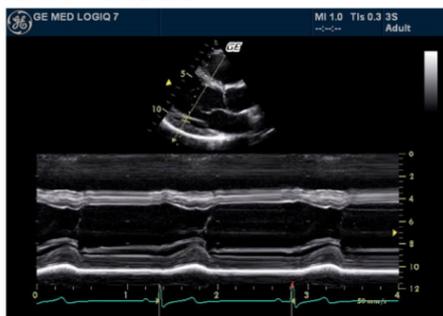
Convenzionalmente l'asse x rappresenta il tempo e l'asse y le distanze crescenti (dalla sonda in profondità).

Modalità presente su un elevato numero di dispositivi commerciali ed utilizzata frequentemente per esami di motilità cardiaca.



Modalità M-Mode fatta apposta per seguire nel tempo le discontinuità della linea acustica. Se tengo fissa la linea di scansione e le discontinuità si muovono nel tempo, posso misurare che movimento fa la discontinuità stessa: grafico in cui in verticale ho la profondità, ma in orizzontale c'è il tempo in termini di spostamento, come la discontinuità si sposta nello spazio.

## Esempio M - Mode



L'immagine M-Mode viene usata insieme a quella B-Mode. Nella parte sotto vediamo come le discontinuità della B-Mode si muovono nel tempo. Si riesce a vedere, in funzione del tempo, come si muovono i punti specifici. Su questo grafico i cardiologi possono fare delle valutazioni numeriche.

- Guardando l'immagine B-Mode, con quale sonda è stata ottenuta? Phased array, che si utilizza per i distretti critici. Ecografia transtoracica con sonda

phased array.

- Sappiamo che i dispositivi ad ultrasuoni possono generare anche 200 immagini al secondo: altissima risoluzione temporale, però in questo caso, dovendo generare B-Mode e M-Mode l'ecografo deve lavorare in modalità duplex (fa due cose contemporaneamente). Chiaramente, in questo caso non si può lavorare a 200 immagini al secondo.

funzione di R. Il TGC serve per disaccoppiare l'effetto della profondità e l'effetto del coefficiente di attenuazione; uno va mantenuto e l'altro va scartato. Se accendessi il TGC, tutti i puntini dell'immagine devono avere lo stesso colore.

Per compensare l'effetto della profondità, so che se un'eco ha viaggiato per 100 micros si è attenuato di un certo fattore, posso calcolare quanto si attenua per altri tempi di volo conoscendo la legge di attenuazione (esponenziale decrescente). Dato che non so il coefficiente di attenuazione dello specifico tessuto, uso quello di riferimento per il generico tessuto molle. Quando arriva l'eco so per quanto tempo ha viaggiato e compenso l'attenuazione con un fattore moltiplicativo (time gain compensation). La proporzionalità tra attenuazione e spazio non è lineare ma esponenziale decrescente: è necessario un amplificatore logaritmico.

Operativamente, vengono messe a disposizione una serie di leve per controllare il funzionamento del TGC: l'unica variabile del TGC è il coefficiente di attenuazione ( $\alpha$ ) all'esponenziale della formula. Viene dato un valore standard di  $\alpha$ , ma all'ecografista viene data la possibilità di variare il valore di  $\alpha$  perchè talvolta nei distretti corporei incontro distretti al di sotto del quale si vede poco, quindi si aumenta il guadagno degli strati al di sotto. Variando la posizione delle leve si varia  $\alpha$ , ossia di quanto l'amplificatore logaritmico amplifica l'eco. La leva è relativa al fatto che si forzasse il TGC a lavorare a diverse profondità con livello di amplificazione diverso per ottimizzare l'immagine.

Nella foto le leve sono al centro, ossia il TGC è in posizione neutrale: non è disattivato, ma funziona con il valore pre impostato di  $\alpha$ .

anche in direzione della sonda.

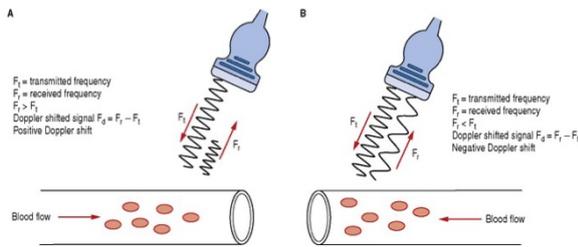
In ecografia si sfrutta la riflessione, in ultrasonografia la diffusione. Dobbiamo utilizzare l'effetto Doppler con una variazione nel calcolo della velocità.

Sorgente e rivelatore sono solidali (cristalli) quindi non c'è movimento relativo. Ci sono parti in movimento sotto la sonda (parte corpuscolare del sangue, eritrociti, i più numerosi sono i globuli rossi). La parte liquida del sangue non ha proprietà acustiche, gli eritrociti non riflettono l'energia ma la possono ri diffondere (flussimetria utilizza il principio della diffusione dell'energia).

Principio Doppler dice che ogni volta che si emette una radiazione a una determinata frequenza e c'è qualcosa in movimento, la radiazione che torna appare di f maggiore se l'oggetto è in avvicinamento e f minore se è in allontanamento, proporzionale con la velocità dell'oggetto in movimento.

In effetto Doppler si misura lo scarto Doppler (fD): di quanto la frequenza ricevuta si discosta dalla frequenza emessa.

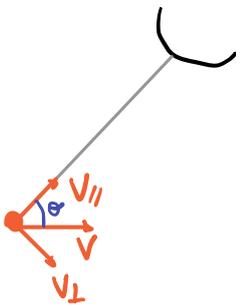
### Doppler principle



- Caso A: il moto è in avvicinamento perchè la frequenza ricevuta è maggiore di quella emessa.

Come decido se un flusso è in avvicinamento o allontanamento dalla sonda?

Rappresentiamo il moto di un eritrocita con il vettore velocità, che può essere scomposto più comodamente in due vettori, uno parallelo alla direzione di sonazione, una perpendicolare.



fD è la differenza tra il trasmesso e il ricevuto, che nel caso A è positiva.

Caso B: flusso in allontanamento, la frequenza che torna è minore di quella emessa, lo scarto fD è negativo.

Lo scarto Doppler dipende da f<sub>0</sub> (frequenza sonda), v è la velocità della particella in movimento, c è la velocità di propagazione degli ultrasuoni nei tessuti umani, cos è il coseno dell'angolo formato dal vettore velocità e dalla direzione di sonazione.

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

Questa formula implica che:

- Lo scarto Doppler è proporzionale a quello che voglio misurare, ossia v. La macchina fornisce il valore di fD, io inverte la formula per calcolare v
- F<sub>0</sub> è un parametro tecnologico, è conosciuto a quale frequenza è impostata la sonda
- C è una quantità di riferimento (1540 m/s)
- Come posso sapere il valore dell'angolo non conoscendo il vettore velocità? In qualche modo, siamo obbligati a comunicare alla macchina quanto vale l'angolo, altrimenti il calcolo della velocità diventa impossibile. Theta è formato da due vettori, uno è quello della direzione della sonda (noto) uno quello della velocità del corpo in movimento (ignoto)
- C'è una condizione particolare per cui il coseno vale zero, ossia quando l'angolo vale 90°. Mettendo la sonda ortogonale rispetto alla velocità dei corpi, non