



**Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino**

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

**NUMERO: 1012**

**DATA: 14/07/2014**

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

**STUDENTE: Tortorici**

**MATERIA: Bioimmagini + Eserc.**

**Prof. Molinari**

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

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

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

Elenco dei principali dispositivi per bioimmagini:

- raggi X (radiologia):
  - tradizionale;
  - TC;
- ultrasuoni:
  - ecografia;
  - flussimetria;
- raggi  $\gamma$  (medicina nucleare):
  - PET;
  - SPECT;
- risonanza magnetica;
- imaging ottico (poco usato su umani):
  - telecamere (gastroscopia, colonscopia);
- imaging a fluorescenza (poco usato su umani).

Con il termine **bioimmagine** si indica la rappresentazione di un distretto anatomico interno ottenuta con qualunque tecnica.

La definizione non è esauriente in quanto non tiene conto di:

- *funzione*
- *scala* (macroscopica o microscopica);
- *tecnica di acquisizione*;
- *morfologica o funzionale*;
- *invasività*.

Tranne che nel caso dell'endoscopia, i metodi per ottenere le immagini non sono invasivi secondo la definizione della MDD 93 – 42: con invasività si intende il rischio per il corpo dovuto all'energia usata.

Le bioimmagini possono essere classificate in base a:

- *funzione*:
  - immagini morfologiche (mostrano come è fatto qualcosa);
  - immagini funzionali (mostrano come funziona qualcosa);
- *uso clinico*:
  - analisi delle strutture anatomiche;
  - diagnostica;
  - analisi di patologie;
  - monitoraggio terapia, follow up;
- *caratteristiche*:
  - radiazioni ionizzanti o non ionizzanti;
  - invasività della tecnica;
  - somministrazione o meno di mezzo di contrasto.

Le **radiazioni ionizzanti** creano una ionizzazione della materia, alterandone struttura o funzione. Ne sono un esempio i raggi X e i raggi  $\gamma$ .

Le **radiazioni non ionizzanti** interagiscono con la materia senza ionizzarla. Ne sono un esempio gli ultrasuoni e la risonanza magnetica.

Un **mezzo di contrasto** serve a rendere visibile un distretto corporeo; ne esiste uno per ogni tecnica di imaging.

**Convenzione radiologica**: la destra anatomica è riportata alla sinistra dell'immagine e viceversa.

$$SNR_d = \frac{\bar{i}_A - \bar{i}_S}{\sigma} = c \frac{\bar{i}_S}{\sigma}$$

Le bioimmagini vengono quasi sempre ricavate in vivo (se sono ricavate in vitro si parla di *biopsia*). Spesso rappresentano una visione parziale della realtà, adattata ad uno specifico problema. Lo studio in vivo delle strutture del corpo umano avviene sempre secondo queste modalità:

- emissione spontanea del corpo umano;
- interazione con energia inviata sul corpo umano;
- interazione mirata a specifiche strutture del corpo umano.

## RADIOLOGIA

Una radiazione è la propagazione di energia attraverso lo spazio sotto forma di onde o di energia cinetica di alcune particelle. Una radiazione ionizzante è una radiazione con la capacità di rompere i legami atomici e molecolari della materia bersaglio, cioè altera la struttura chimico – fisica della materia, generando composti ionici. Tali composti ionici sono per lo più tossici, alcuni a breve, altri a lungo termine.

Per esempio:

cute forma cheloidi → 2 -3 giorni dopo l'esposizione  
mutazione genetica → anni dopo l'esposizione

I **raggi X** sono radiazioni elettromagnetiche ionizzanti.

$$3 \cdot 10^3 \text{ Hz} \leq \text{raggi X molli} \leq 3 \cdot 10^{18} \text{ Hz} \leq \text{raggi X diagnostica} \leq 3 \cdot 10^{19} \text{ Hz} \leq \text{raggi X radioterapia} \leq 3 \cdot 10^{21} \text{ Hz}$$

I raggi X molli penetrano nel corpo umano, ma non ne escono perché vengono totalmente assorbiti. Sono inutili dal punto di vista delle bioimmagini.

I raggi X per diagnostica sono quelli usati per le bioimmagini.

I raggi X per radioterapia sono inutili per creare le bioimmagini in quanto attraversano anche i sensori. Vengono usati in radioterapia per far morire i tessuti in modo selettivo.

Relazione frequenza – lunghezza d'onda:

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

$\lambda$  → lunghezza d'onda nel mezzo;

$c$  → velocità di propagazione dell'onda elettromagnetica nel mezzo (nel vuoto: 300.000 km/s);

$f$  → frequenza dell'onda elettromagnetica.

Relazione frequenza – energia:

$$E = hf$$

$E$  → energia dell'onda elettromagnetica;

$h$  → costante di Plank =  $6,25 \cdot 10^{34}$  Js

Con i raggi X si vedono bene i tessuti densi (ossa).

I dispositivi radiologici sono formati da una sorgente e da dei rivelatori.

La sorgente è il **tubo a raggi X**.

Nella radiazione di frenamento (Bremsstrahlung), l'elettrone accelerato viene frenato dal campo elettrico degli elettroni degli atomi dell'anodo, quindi perde energia. L'energia persa dall'elettrone viene emessa sotto forma di fotone.

$$\Delta E = E_i - E_f = hf$$

Se  $\Delta E$  è abbastanza elevata, il fotone è in banda X.

Per avere un  $\Delta E$  grande, serve un anodo in un materiale denso ( $\rightarrow$  atomi con nuvole elettroniche grandi  $\rightarrow$  dipende dal numero atomico). Dunque serve un materiale con numero atomico elevato.

La forma della curva del grafico (spettro di emissione continuo) che dipende da questa modalità è dovuta al fatto che gli elettroni vengono deflessi in maniera diversa a seconda di dove colpiscono gli atomi dell'anodo:

#### **$\Delta E$ è una variabile casuale**

Con questa modalità si produce 1 solo fotone per ogni elettrone incidente.

Nella radiazione caratteristica, l'elettrone incidente colpisce un elettrone di un atomo dell'anodo, scalzandolo dal suo orbitale. In questo modo l'atomo di metallo si trova privo di un elettrone in un orbitale: non è un atomo stabile. Gli elettroni degli orbitali superiori decadono per riequilibrarne l'energia, fino a che l'elettrone mancante interessa l'orbitale più esterno. A questo punto la lacuna viene colmata catturando un elettrone di passaggio, di cui un metallo è ricco. Il salto di orbitale (*salto quantico*) comporta un'emissione di energia a valori ben precisi: per tungsteno e molibdeno, un salto di orbitale provoca l'emissione di energia in banda X.

#### **$\Delta E$ è ben definita, NON casuale**

Con questa modalità di emissione si possono produrre più fotoni per ogni elettrone incidente, a seconda del livello energetico dal quale viene scalzato l'elettrone (per esempio 2 salti quantici  $\rightarrow$  2 fotoni X prodotti).

Il meccanismo di generazione dei fotoni X è **isotropico**. I tubi a raggi X sono fatti in modo tale da definire una *direzione di radiazione* preferenziale, mentre tutte le altre direzioni sono schermate. Per creare una direzione privilegiata, l'anodo ha un bordo inclinato: in questo modo emette fotoni prevalentemente (NON DEL TUTTO!) verso il basso.

Nella direzione privilegiata di emissione il vetro del tubo è assottigliato (*finestra*). I fotoni che non passano per la finestra vengono bloccati tramite un materiale che li assorba, per esempio il piombo (metallo con elevato numero atomico, poco costoso, presente in natura). Infatti il tubo a raggi X è chiuso in una *guaina* inamovibile di piombo, obbligatoria da norma.

La vita di un tubo a raggi X non è molto lunga: 1000 – 1200 ore di funzionamento.

Nel tubo a raggi X è necessario il vuoto per il corretto funzionamento del dispositivo. Questo perché:

- nel vuoto gli elettroni non subiscono urti (urto  $\rightarrow$  perdita di energia);
- un gas percorso da corrente ionizza: provocherebbe un corto circuito tra anodo e catodo e il tubo esploderebbe.

Il tubo è fatto in vetro perché questo materiale non scherma i fotoni X (cioè non ne altera l'energia), regge la pressione (all'interno c'è il vuoto), costa poco ed è facilmente disponibile. Lo svantaggio è che il vetro è un isolante termico, in quanto il problema dei tubi a raggi X è la dispersione termica.

Efficienza dell'anodo:

$$\eta = \frac{\text{en. radiante emessa}}{\text{en. catodica incidente}} = ZV \eta_0$$

dove: V  $\rightarrow$  tensione di alimentazione

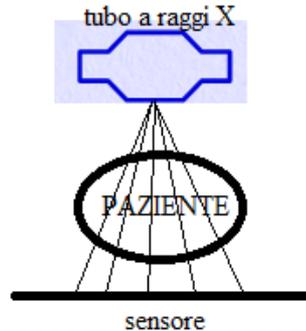
Z  $\rightarrow$  numero atomico del materiale anodico

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

## Radiografia tradizionale

Le proprietà dei fotoni X importanti per il campo diagnostico e terapeutico sono:

- *penetrazione*: penetrano nei tessuti e ne riemergono con intensità modificata in funzione della densità dei tessuti stessi;
- *fluorescenza*: provocano la fluorescenza di apposite sostanze, quindi c'è la possibilità di convertire l'immagine di irradiazione in una immagine visibile;
- *azione chimico – fisica*: hanno una valenza terapeutica.



Il meccanismo dell'interazione tra raggi X e tessuti è l'**assorbimento**. È regolato dalla legge di Lambert – Beer:

$$\frac{dN}{N} = -\mu dx \rightarrow N = N_0 e^{(-\mu dx)}$$

dove:  $N \rightarrow$  numero di fotoni X emergenti

$N_0 \rightarrow$  numero di fotoni X incidenti

$x \rightarrow$  spessore del materiale

$\mu \rightarrow$  coefficiente di attenuazione lineare

Il segno meno nella formula sta a indicare una diminuzione (i fotoni X vengono assorbiti).

Attraversando un materiale, i raggi X si attenuano: la grandezza fisica che regola tale attenuazione NON è la densità del materiale, ma una grandezza ad essa correlata, il **coefficiente di attenuazione lineare**.

La legge di Lambert – Beer regola anche tutte le norme di radioprotezione. Per evitare l'irradiazione bisogna usare come schermo un materiale molto assorbente. Dalla formula della legge si vede che è impossibile portare  $N$  a zero (cioè schermare il 100% della radiazione): si può solo attenuare il fascio in modo da portare la radiazione residua a un valore abbastanza basso.

La legge di Lambert – Beer dice anche che l'attenuazione è determinata dall'esponente, cioè da  $\mu dx$ . Ciò significa che la stessa attenuazione può essere ottenuta o con un materiale più assorbente o con uno spessore maggiore: per questo la normativa specifica solo l'attenuazione prodotta, mai il materiale.

Per esempio:

$\mu x = 0,629 \rightarrow$  emergono  $N_0/2$  fotoni  $\rightarrow$  schermo dimezzante

$\mu x = 2,3 \rightarrow$  emergono  $N_0/10$  fotoni  $\rightarrow$  schermo decimante

**ATTENZIONE!!** non serve conoscere  $N_0!!$

Mentre la densità è una caratteristica fisica della materia, il coefficiente di attenuazione lineare dipende dall'energia dei fotoni che attraversano il materiale. Tutti i materiali si comportano più o meno come nel grafico:

Pilotaggio di un tubo a raggi X:

Il primo ramo controlla il *voltaggio del tubo*.

L'*interruttore esposizione* è a disposizione dell'utente: l'emissione di raggi X avviene solo quando esso è attivato. Si chiama anche "interruttore a uomo morto", cioè per funzionare necessita di un'azione continua da parte dell'utente.

L'interruttore a volte è sotto il diretto controllo dell'utente, a volte è sotto il controllo di un *timer*, che viene inserito per due motivi:

1. c'è un tempo massimo di esposizione, dopo il quale essa deve essere assolutamente terminata;
2. il tubo a raggi X ha un'efficienza termica bassissima, quindi se venisse lasciato acceso troppo a lungo si fonderebbe.

Si inserisce un *selettore di voltaggio* perché lo spettro di emissione del tubo varia al variare della tensione di alimentazione. Ogni tubo funziona in un range di valori per i quali il costruttore ha caratterizzato l'emissione: si va da poche decine di kV a qualche centinaio di kV. Aumentando il voltaggio si emettono fotoni più penetranti, quindi si sceglie il voltaggio in base alla zona da irradiare.

Il *generatore di alta tensione* converte la tensione di alimentazione della rete (trifase) in quella necessaria. L'operatore può leggere la tensione alla quale viene alimentato il tubo. Il *rettificatore a ponte* ricava una tensione continua a partire da una alternata.

Per essere sicuri che il tubo non sia in corto circuito si misura la corrente al suo interno tra catodo e anodo.

Il secondo ramo controlla l'*alimentazione del filamento*.

Il *controllo corrente* permette di stabilire la corrente all'interno del filamento. Questa grandezza determina il numero di fotoni emessi.

L'*alimentazione filamento* traduce l'alimentazione nei parametri necessari a produrre una corrente nel filamento.

C'è anche un *controllo temperatura*, in quanto se la temperatura è troppo bassa il filamento non emette elettroni in modo corretto, mentre se è troppo alta il filamento si può fondere.

L'unico blocco comune ai due rami è il *compensatore*, che serve ad assicurarsi che durante il funzionamento del tubo i valori di tensione e corrente non cambino mai. Se variano il compensatore li aumenta o diminuisce secondo necessità.

Per interrompere l'erogazione di fotoni X si possono staccare o la corrente o la tensione.

Se si interrompe la corrente, non si producono fotoni e inoltre il tubo non consuma (si risparmia). A volte, però, essa non può essere spenta perché in seguito, per poter usare di nuovo il tubo, bisognerebbe aspettare che il filamento si riscaldi.

In generale:

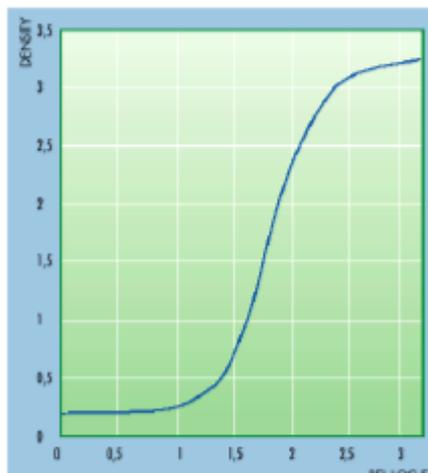
durante lo stesso esame → si stacca la tensione  
tra un esame e l'altro → si stacca la corrente

Certi dispositivi sono dotati di un terminatore automatico di esposizione (AET). Il tempo di esposizione è quella quantità che varia le caratteristiche dell'immagine acquisita. A seconda che l'oggetto sia più o meno assorbente, bisogna esporre per tempi diversi. L'AET interrompe l'esposizione al raggiungimento dell'esposizione voluta.

L'operatore avvia l'esposizione agendo sull'interruttore: l'AET la interrompe automaticamente, indipendentemente dal fatto che l'operatore tenga premuto il pulsante o meno.

Alcuni apparecchi sono dotati di un dispositivo APR (Automatically Programmed Radiography), che ha un grado di automazione maggiore rispetto all'AET. L'APR regola la dose, cioè la quantità di energia ceduta al paziente. Il colore della pellicola radiografica dipende dall'energia che attraversa il

molto breve.



La curva mostra come anche per tempi di esposizione molto brevi non sia possibile ottenere un nero perfetto: c'è sempre un velo grigio che abbatte il contrasto.

All'estrema sinistra della curva si ha un'immagine sottoesposta, all'estrema destra un'immagine sovraesposta.

L'efficienza di una pellicola, usata da sola, è del 5%: significa che solo il 5% dei fotoni intercettati dalla pellicola è utile per impressionare l'AgBr. Per questo motivo spesso si usano degli *schermi intensificatori*, due pannelli (posti uno sopra e uno sotto alla lastra) formati da elementi delle terre rare ad alto numero atomico. Una volta colpiti da fotoni X, emettono una radiazione luminosa nel visibile: poiché l'AgBr è sensibile anche al visibile, si impressiona. In questo modo l'efficienza aumenta, ma diminuisce la risoluzione spaziale.

Le pellicole sono costose: una nel formato piccolo costa sui 10 euro.

La **norma CEI 62-2** riguarda la protezione contro le radiazioni negli apparecchi radiologici per uso medico funzionanti con tensioni da 10 kV a 400 kV (significa che non riguarda la radioterapia).

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 (per esempio la guaina);
- *fascio utile*: tutta la radiazione prodotta da un tubo radiogeno;
- *radiazione residua*: radiazione che emerge da un oggetto sul percorso del fascio utile;
- *radiazione di fuga*: radiazione che fuoriesce dalla guaina (escluso il fascio utile);
- esposizione: carica elettrica prodotta dalla radiazione ionizzante nell'aria:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{unità di misura: } \frac{C}{kg}$$

- dose assorbita: energia media trasferita dalla radiazione ionizzante alla materia:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad \text{unità di misura: Gray} \rightarrow Gy = \frac{J}{kg}$$

- *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:

$$H = Q \cdot N \cdot D \quad \text{unità di misura: Sievert} \rightarrow Sv = \frac{J}{kg}$$

dove: Q → fattore geometrico  
 N → numero di fotoni  
 D → dose

i sensori CR che le pellicole sono sensori passivi).

Lo svantaggio dei dispositivi CR è che serve lo scanner, che è ciò che determina la qualità dell'immagine.

Come nel caso della pellicola, fosfori sono sensibili anche al visibile e vanno tenuti schermati.

Dopo un certo tempo di utilizzo, la fluorescenza emessa dai fosfori viene alterata e bisogna cambiare i pannelli. Un pannello dura circa 5 anni (cambiarlo costa come 5 anni di pellicole).

I **sensori DR** (Digital Radiography) sono a conversione diretta (raggi X → digitale). Sono sensori attivi. Sono costruiti con la stessa tecnologia dei microchip: sono pannelli di silicio con impurità di ioduro di cesio (CsI), che conferisce al cristallo la proprietà di scintillazione. Quando un fotone X incide sul pannello, ionizza un cristallo di silicio, generando cariche negative (elettroni) e cariche positive (lacune). Gli ioni rimangono locali, cioè restano nel punto di impatto del fotone. Per leggere il pannello basta un condensatore: il pannello è leggermente metallizzato nella parte superiore e presenta tante piccole piastre nella parte inferiore, formando in questo modo tanti condensatori. Ogni elettrodo della parte inferiore è un pixel dell'immagine, che viene rilevata subito.

I sensori DR sono minimamente soggetti a usura.

Con questo tipo di sensori è molto difficile convertire un dispositivo tradizionale in digitale: bisogna come minimo cambiare tutto il supporto paziente, in quanto esso va alimentato (i condensatori altrimenti non funzionerebbero!).

Solo un sensore lungo come un lettino costa sui 600 mila euro: per un radiologico digitale completo si arriva a 1 milione di euro.

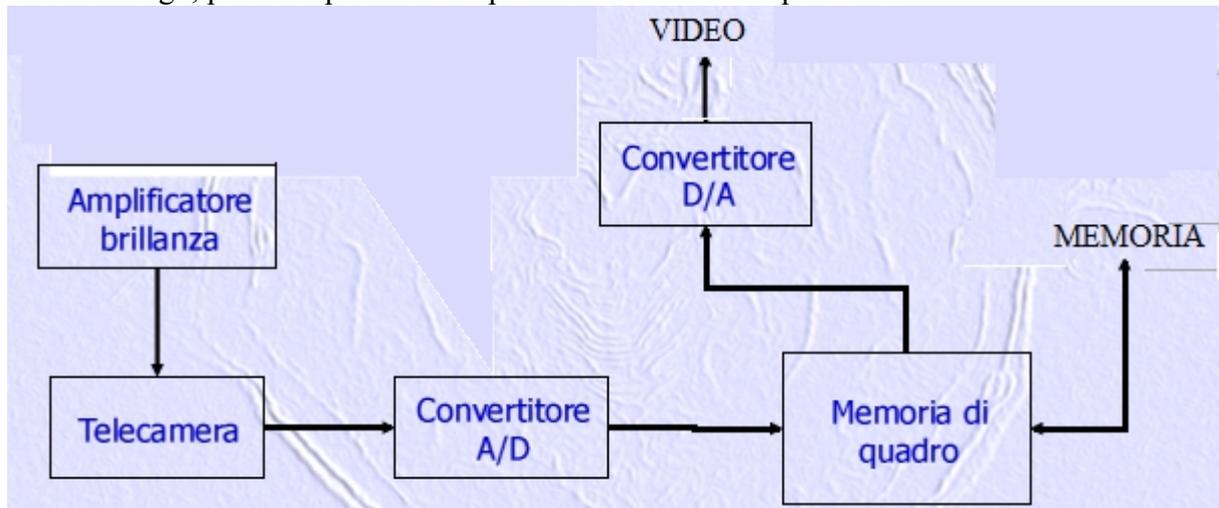
Se il pannello cade, essendo un cristallo di silicio, si rompe.

Il supporto paziente (lettino) non deve essere opaco ai raggi X, ma deve avere proprietà meccaniche tali da sostenere il paziente. Può essere in fibra di carbonio o in plexiglass.

Gli **amplificatori di brillantezza** (sono analogici!!) sono sostanzialmente un tubo catodico al contrario: una superficie riceve i fotoni e trasmette le cariche. Il dispositivo consiste di un tubo di vetro con sezione circolare. Il diametro della faccia esposta ai raggi X è di circa 10 – 30 cm. La superficie è spalmata di sostanze fluorescenti, per esempio di ioduro di cesio (CsI). Quando i cristalli sono colpiti dai raggi X, emettono fotoni nel visibile. Tali fotoni vengono veicolati nel fotocatodo, che li converte in carica elettrica. La carica elettrica viene letta per effetto capacitivo e trasformata in un'immagine. Questo meccanismo consente di vedere le immagini in tempo reale (25 immagini al secondo). È un ulteriore tubo a vuoto emittente, quindi bisogna fare attenzione alle prescrizioni della norma in merito!

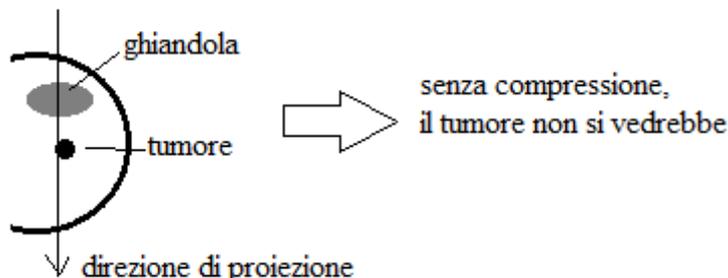
Un dispositivo di *videoradiografia* è un dispositivo radiologico che mostra in tempo reale il risultato di una irradiazione. Serve soprattutto in ambito chirurgico.

Per norma, durante un intervento in videoscopia un certo numero di operatori deve avere la stessa visuale del chirurgo, perciò si posizionano più monitori nella sala operatoria.



Tutte le altre tecniche di imaging hanno prestazioni insufficienti per lo screening. Un problema della mammografia è che non ci si sottopone all'esame prima dei 40 anni.

Un mammografo è dotato di una *compressore* che comprime la mammella per ridurne lo spessore. La radiografia è una tecnica planare (o proiettiva): l'oggetto esaminato viene proiettato su un piano. Per questo, se non si comprimesse la mammella, tutte le strutture si vedrebbero sovrapposte:



Ridurre lo spessore ha anche l'effetto di diminuire le dimensioni dell'oggetto, permettendo un'irradiazione a dose minore.

Per ridurre ulteriormente il problema della sovrapposizione si acquisiscono sempre 2 proiezioni:

- cranio – caudale (dall'alto verso il basso);
- obliqua medio – laterale (da destra a sinistra con una leggera inclinazione).

Se necessario, si acquisiscono ulteriori proiezioni.

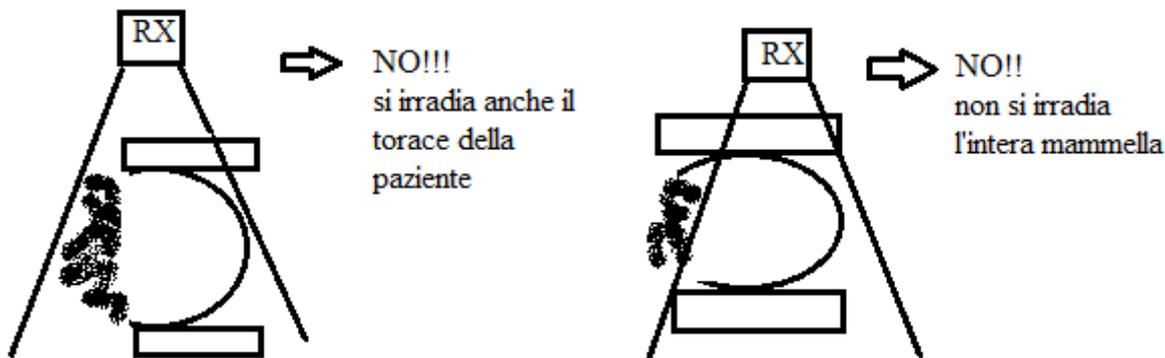
Per l'esame di due mammelle, quindi, si acquisiscono almeno 4 immagini: per ognuna si mette anche una piastrina con lettere in piombo che specificano la direzione di proiezione e se si tratta della mammella destra o della sinistra.

Il dispositivo è fatto in modo da avere alcuni gradi di libertà: normalmente si può muovere avanti e indietro e inclinarsi lateralmente.

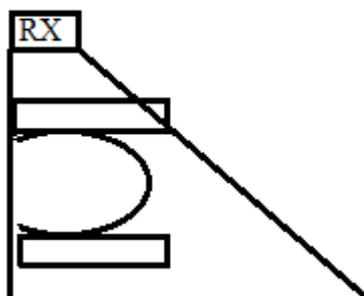
Il piatto di compressione è trasparente sia ai raggi X che al visibile e presenta dei segni che permettono di posizionare la mammella sempre nello stesso modo in esami successivi, favorendo la ripetibilità.

I mammografi sono forniti di molti accessori, tra i quali anche uno per l'agobiopsia guidata: il dispositivo dice con che angolo inserire l'ago per raggiungere un dato punto nella mammella.

Situazioni da evitare:



Il fascio ha questa forma:



parametro specifico dell'immagine. Ci si deve accertare della presenza di tutte le parti, identificare ogni parte mediante apposito codice, controllare la leggibilità e la presenza di dati di targa e documentazione annessa al dispositivo.

- **Densità dell'immagine:** (ogni 3 mesi) verifica che sia rimasta costante la densità ottica dell'immagine (funzione dell'AET). La densità ottica è il “peso” dell'immagine, cioè il suo valore numerico complessivo. L'immagine meno densa possibile è una tutta nera (valore numerico 0). Se si indica l'immagine come una matrice di pixel A con i righe e j colonne, la densità (I) si calcola come la somma di tutti i numeri contenuti nelle righe e nelle colonne:

$$I = \sum_i \sum_j A(i, j)$$

Per le immagini digitali si parla di IOD (densità ottica integrata). La variazione di densità è valutata su una immagine standard ottenuta con un apposito fantoccio (oggetto che ricalca l'anatomia umana per forme e tessuti; ne esistono di vari tipi). Bisogna annotare i valori di corrente e tempo usati. La densità si misura con un densitometro. La prova è superata se la densità non è variata per più di  $\pm 0,20$  dal valore di riferimento. È una prova importante, in quanto immagini sovra- o sottoesposte non hanno sicuramente valenza diagnostica.

- **Presenza di artefatti:** (ogni 3 mesi) verifica l'assenza di artefatti sull'immagine. Gli artefatti più comuni sono provocati dalla griglia antidiffusione, da un'attenuazione non corretta del fascio d'uscita o dal supporto paziente.

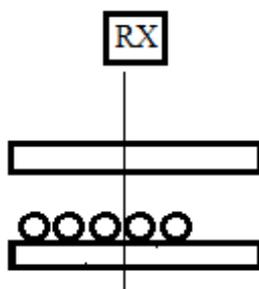
La *griglia antidiffusione* è una griglia molto fitta che lascia passare solo i fotoni che viaggiano dritti, intercettando quelli che hanno subito uno scattering (deviazione). Deve essere al di sotto del potere di risoluzione dell'immagine.

L'*attenuazione del fascio d'uscita* consiste di filtri (sottili lamine di metallo) che eliminano i fotoni X molli.

Il *supporto paziente* deve fornire resistenza meccanica, ma essere trasparente ai raggi X.

Con il passare del tempo i materiali che costituiscono questi elementi possono variare le loro proprietà a causa del continuo irraggiamento. Questa prova si assicura che tale variazione non influisca sull'immagine mediante artefatti (la griglia è l'elemento più critico). Si esaminano le lastre sia con un negatoscopio che con una lente d'ingrandimento (x5 o x10) e le si confrontano con quella di riferimento. La prova è superata se non ci sono artefatti.

- **Risoluzione ad alto contrasto:** (ogni 6 mesi) valuta la risoluzione spaziale dell'immagine. Per norma, la prova va effettuata con un fantoccio di polimetilmetacrilato (PMMA) spesso 40 mm e fornito di una griglia metallica con linee parallele e perpendicolari al bordo del supporto paziente. Si contano a occhio nudo le coppie di linee in 1 mm sia in verticale che in orizzontale. La prova è superata se la risoluzione non è diminuita più di 2 cl/mm dai valori di riferimento.
- **Fascio di irradiazione:** (ogni 6 mesi) valuta eventuali variazioni del fascio di irradiazione nella parte di campo prossima al torace della paziente. Si usa un fantoccio composto da 5 sfere metalliche, ciascuna del diametro di 2 mm, che vengono allineate ortogonalmente al bordo toracico (quindi la lunghezza totale del fantoccio è di 1 cm). La prova è superata se almeno 2 delle sferette sono visibili (cioè si possono tagliare 6 mm).



- **Compressore:** (ogni 6 mesi) valuta che la forza di compressione non sia pericolosa per la

- iniezione endovenosa e non locale del mezzo di contrasto;
- elevata sensibilità (i vasi piccoli sono ben visibili);
- riduzione rischio;
- riduzione costo esame.

Limiti della DSA:

- risoluzione non elevata: 2 **cl/mm**;
- poco campo utile di ripresa;
- tempo di elaborazione offline;
- necessità di un software apposito (20 mila – 40 mila euro).

Il vero grosso problema della DSA è che la tecnica funziona bene solo se il paziente è immobile, altrimenti si creano *artefatti da movimento* (problema comune a tutte le tecniche di imaging). I software più avanzati tentano di riallineare le 2 immagini in modo automatico.

La DSA non è in real time, ma è compatibile con un intervento.

## TOMOGRAFIA

La tomografia computerizzata (TC) è una tecnica facente parte della radiologia, ma con alcune differenze sostanziali. In ogni caso i dispositivi TC montano una sorgente uguale a quella dei radiologici per radiografie, un tubo a raggi X.

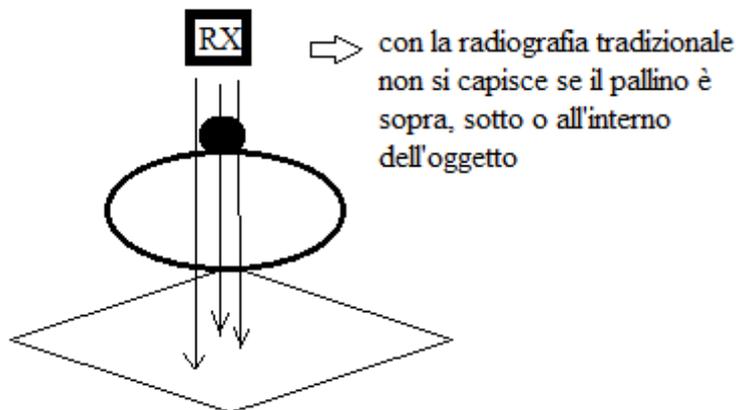
La TC è un dispositivo di imaging recente ed è uno degli esami diagnostici più versatili, in quanto consente di vedere molti tessuti diversi.

In passato la tomografia poteva essere fatta solo in modo assiale (TAC): oggi non è più così.

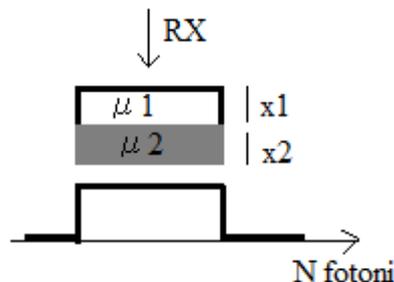
Un grosso limite della radiografia tradizionale è la sovrapposizione dei tessuti, dovuta a un'operazione di tipo *proiettivo*:

oggetto 3D → immagine 2D

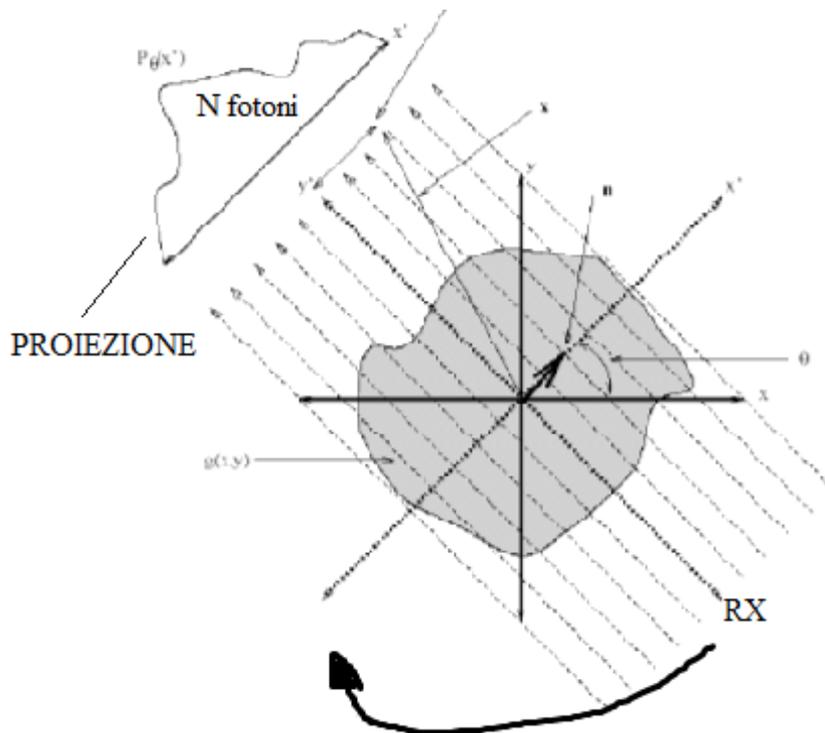
Per certi distretti corporei, come il torace, sussiste il seguente problema:



Inoltre:

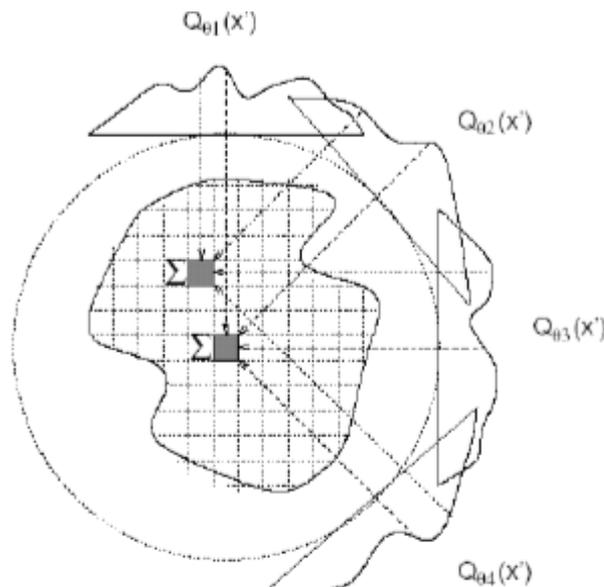


In una situazione come quella in figura, con la radiografia tradizionale non si può capire che il



Nell'acquisizione di una fetta, il tubo a raggi X ruota intorno al corpo del paziente, acquisendo più *proiezioni*. Cambiando direzione di irraggiamento, cambia il numero di fotoni uscenti dall'oggetto. Poiché all'angolo  $\theta$  e all'angolo  $\theta + \pi$  si ottiene la stessa proiezione (sono esattamente opposti), le proiezioni non vengono acquisite su  $360^\circ$  ma solo su  **$180^\circ$** . Nell'arco di  $180^\circ$  bisognerebbe teoricamente muoversi a passi infinitesimi, così da poter fare l'integrale in  $d\theta$  alla fine del percorso: a livello pratico, si raccolgono non più di **180 proiezioni**, volendo, se ne possono acquisire anche di meno commettendo un errore maggiore.

Per ricomporre una fetta si prendono tutte le proiezioni e si fa una ricostruzione bidimensionale detta retroproiezione. Il valore di un singolo punto nell'immagine finale è la somma di tutti i valori che ha nelle singole proiezioni. Prima di essere retroproiettate, le singole proiezioni vengono filtrate: per questo si parla di **retroproiezione filtrata (FBP)**. Senza filtro l'immagine è totalmente inattendibile.



Il *fantoccio di Shepp – Logan* consiste di 10 ellissi di colore e dimensioni diverse: simula una fetta di cranio. Viene usato per valutare la correttezza della retroproiezione filtrata.

1. sistema di scansione (scanner);
2. unità di elaborazione dati;
3. sistema di visualizzazione immagine;
4. unità di immagazzinamento dati (memoria).

L'unità di elaborazione dati gestisce l'elaborazione dati della posizione, l'elaborazione dati dell'assorbimento, la gestione del riferimento di intensità e la calibrazione dello strumento.

Grazie alla tecnica TC si può calcolare il coefficiente di assorbimento di uno specifico punto nella fetta, cosa che in radiologia proiettiva non si può fare.

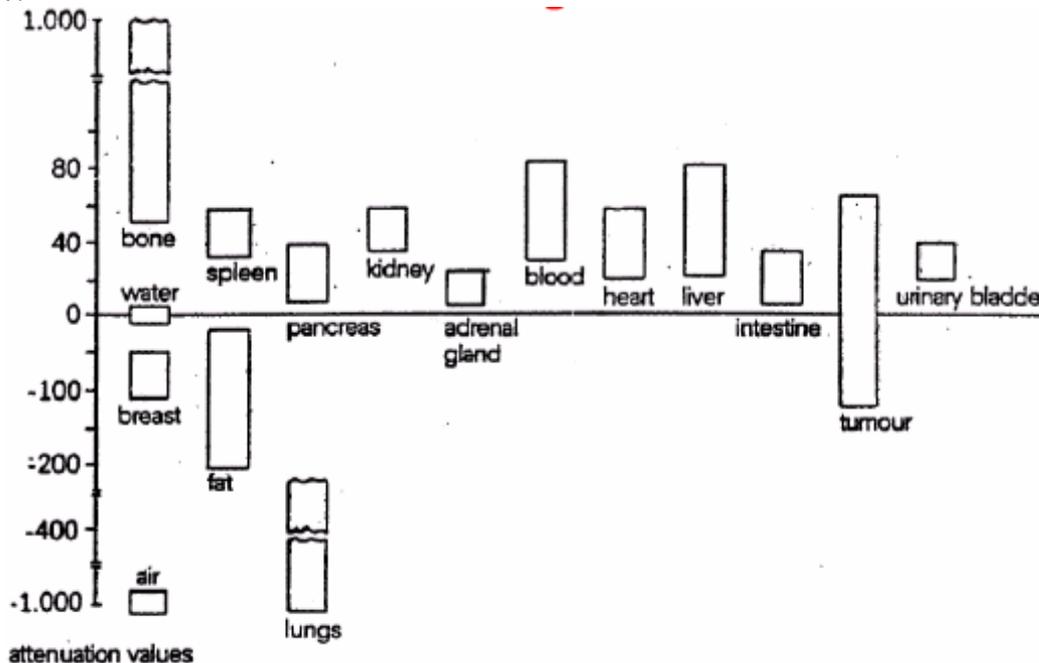
I vari tessuti hanno  $\mu$  molto simili, quindi per distinguerli si "stira" l'intervallo di valori usando l'**unità Hounsfield**, che normalizza i valori rispetto al coefficiente di assorbimento dell'acqua e poi li moltiplica per mille:

$$\mu(HU) = 1000 \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

Un materiale può avere  $\mu(HU)$  negativa se ha  $\mu < \mu_{H_2O}$ .

Il limite inferiore della scala è rappresentato dai gas, che hanno  $\mu = 0$  e  $\mu(HU) = -1000$ .

La scala non ha un limite superiore: le ossa hanno  $\mu(HU)$  tra 850 e 2000, mentre i metalli hanno circa 3000.



Essendo presa come riferimento, l'acqua ha  $\mu(HU) = 0$ .

Il dispositivo TC consente di selezionare una finestra di visualizzazione in base alla scala Hounsfield. Si possono impostare due parametri di tale finestra:

- window level (WL) → livello della finestra;
- window width (WW) → ampiezza della finestra.

Se per esempio si imposta un WL di -200 con un WW di 100, si visualizzerà solo il grasso (vedi scala immagine).

Lo spessore di una singola fetta è dell'ordine di **0,2-0,3 mm** (per le analisi di materiali si fanno fette di 25  $\mu m$ ). La fetta successiva può non essere attaccata: si può lasciare un gap fino a 7 mm.

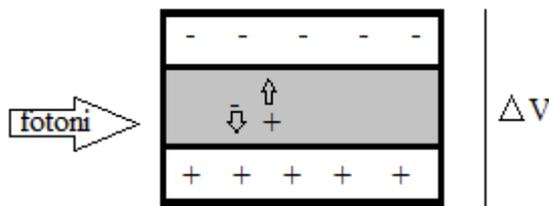
Ricapitolando, con la TC:

- si guadagna in risoluzione di contrasto;

- costano poco;
- sono adatti a costruire una corona intera di sensori;
- sono intrinsecamente collimati grazie ai setti.

Tra gli svantaggi si ha che la lavorazione è più complessa rispetto a quella dei semiconduttori. Inoltre, il gas diffonde verso l'esterno e bisogna ritrarre il sensore periodicamente.

Al momento si usano **sensori a semiconduttore**, costituiti dalla giunzione di due lastre di silicio drogate diversamente.



Sono sensori a conversione diretta. Imponendo una differenza di potenziale, si crea una *zona di svuotamento* la cui ampiezza è determinata dal valore di  $\Delta V$ . I fotoni X incidono nella zona di svuotamento, generando una carica positiva e una negativa: le due si dirigono verso i bordi, attratte dalle cariche di segno opposto. Si può leggere dove arrivano i fotoni misurando le variazioni di potenziale.

Questo tipo di sensori costa poco ed è facilmente miniaturizzabile (fino a 50  $\mu\text{m}$ ), ma introducono molto rumore. L'alimentazione è sui 10 V.

Nella TC ci possono essere più serie di sensori posti in parallelo (si dice che ci sono più *banchi*): di solito ve ne sono più di 32. In tal caso il fascio di fotoni X ha una forma a *cone beam*. La ricostruzione dell'immagine è molto più complicata: si usa l'algoritmo Felkam.

In conclusione:

Tecnica	Risoluzione spaziale	Contrasto minimo risolvibile
Mammografia	Circa 20 cl/mm	5,00%
Radiologia planare	Circa 10 cl/mm	5,00%
TC	1-2 cl/mm	0,50%

Per un esame TC la qualità dell'immagine (risoluzione spaziale) dipende da:

- dimensioni dei rivelatori;
- spaziatura delle letture;
- efficienza del filtro (algoritmo) di ricostruzione;
- ampiezza del pixel ( $\rightarrow$  2D) o del voxel ( $\rightarrow$  3D).

Rumori ed artefatti presenti:

- il coefficiente di assorbimento assume valore maggiore per fasci di fotoni X meno energetici: per questo motivo i fotoni molli vengono assorbiti e in uscita il fascio X è più "duro" (fenomeno detto *beam hardening*);
- *effetto del volume*: diversi tessuti che occupano uno stesso voxel producono un valore di  $\mu$  mediato; si compensa minimizzando le dimensioni del voxel;
- il movimento di cuori, polmoni e sangue, nonché quello del paziente, provoca *artefatti da movimento*: vengono ridotti con i nuovi scanner ultraveloci;
- *scattering fotonico*: i rivelatori devono coprire un certo angolo solido, quindi possono ricevere fotoni scatterati da altre regioni, con una riduzione del contrasto dell'immagine.

processi tumorali spesso marcano anche quelli infiammatori;

- tossicità del materiale radioattivo.

Il grosso pregio della medicina nucleare è quello di poter investigare strutture interne e processi fisiologici senza interferire.

La *radioattività* consiste nell'emissione di radiazioni da parte di un atomo, dovuta allo sbilanciamento nel rapporto neutroni/protoni nel nucleo.

Con *attività* si intende la capacità di un materiale di produrre radiazioni mediante un certo numero di disintegrazioni nucleari spontanee nell'unità di tempo.

Le unità di misura sono:

Bequerel: 1 Bq = 1 disintegrazione nucleare al secondo

Curie: 1 Ci =  $3,7 \cdot 10^{10}$  Bq

Gli atomi emettono radiazioni secondo una statistica di tipo poissoniano. Il numero di atomi ancora radioattivi dopo un tempo  $t$  è:

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

dove  $\lambda$  è la costante di decadimento tipica del radionuclide, che si misura in 1/s.

L'emivita è data da:

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} \simeq \frac{0,693}{\lambda}$$

Il tempo di dimezzamento della radioattività varia moltissimo da atomo ad atomo:

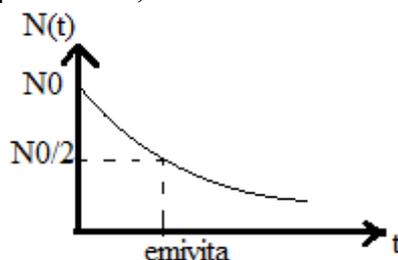
$^{11}\text{C} \rightarrow$  alcuni minuti

$^{14}\text{C} \rightarrow$  migliaia di anni

$^3\text{He} \rightarrow 10^{-20}$  s

$^{87}\text{Rb} \rightarrow 10^{10}$  anni

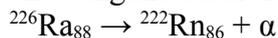
Dalla legge di Poisson, che è un esponenziale, si vede che non si raggiunge mai lo zero:



Un radiofarmaco è considerato innocuo dopo un tempo doppio quello della sua emivita.

I meccanismi di decadimento sono:

- **decadimento  $\alpha$** : vengono emesse particelle  $\alpha$ , che consistono di 2 protoni e di 2 neutroni. Il peso atomico dell'elemento diminuisce di 4, mentre il suo numero atomico diminuisce di 2. Le particelle  $\alpha$  generano una forte ionizzazione locale: vengono usate per la radioterapia e non per l'imaging (infatti le particelle vengono assorbite). Esempio:



- **decadimento  $\beta^-$** : un neutrone si trasforma in un protone, un elettrone e un antineutrino. Il numero atomico aumenta di 1. Le particelle  $\beta^-$  non escono dal corpo perché hanno una bassa energia: non vengono usate per l'imaging vero e proprio, ma sono sfruttate per generare un radiofarmaco. Esempio:

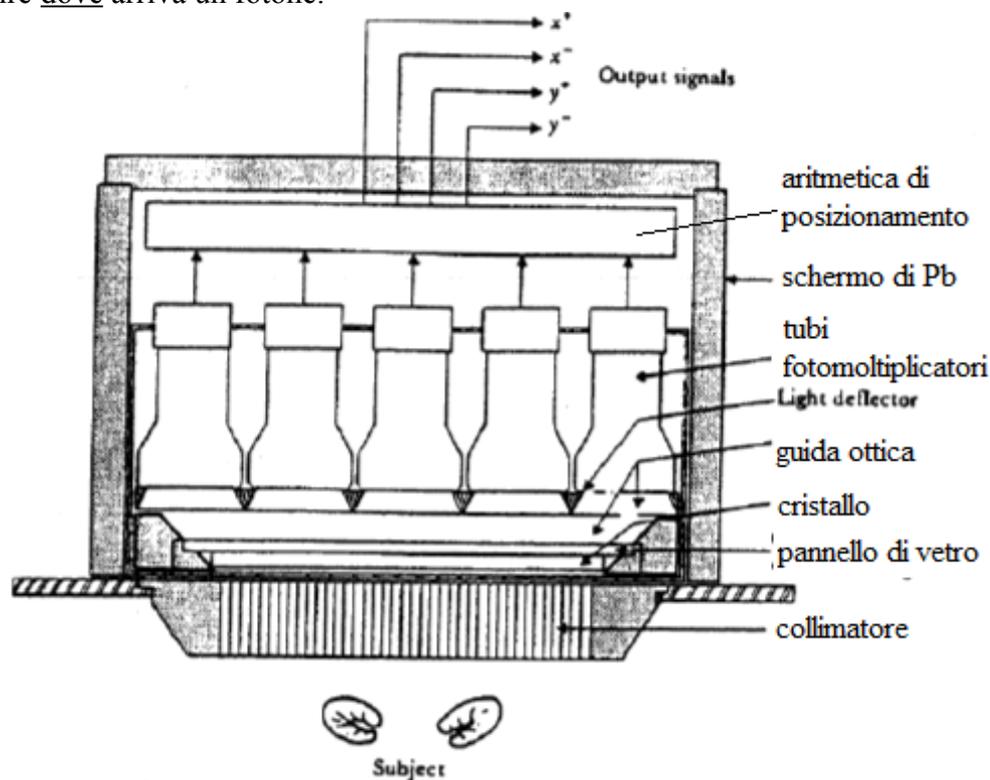


- **decadimento  $\beta^+$** : un protone si trasforma in un neutrone, un positrone e un neutrino. Il numero atomico diminuisce di 1. Se un positrone incontra un elettrone (eventualità molto probabile), i due si annichilano ed emettono energia in banda  $\gamma$ . Il passaggio, quindi, è

Per vedere i fotoni si usa una **gammacamera** o **camera di Anger**, che “ascolta” tutti i fotoni che arrivano. È costituita da un involucro in Pb in si trova il cristallo scintillatore, al di sopra del quale c'è una parte ottica che converte i fotoni visibili in una corrente proporzionale all'energia dei fotoni. Le dimensioni sono circa 50x50 cm.

Il rivelatore ha 2 compiti:

- capire quando arriva un fotone;
- capire dove arriva un fotone.



Il primo elemento della camera di Anger è un collimatore, sopra al quale vi è un pannello di vetro. Il vetro protegge la gammacamera dall'umidità, che altrimenti porterebbe lo ioduro in soluzione.

Al di sopra del pannello di vetro si trova il cristallo scintillatore; sopra di esso, dei tubi fotomoltiplicatori ricevono i fotoni visibili e li convertono in cariche elettriche. Lasciati i tubi fotomoltiplicatori, la corrente entra nell'aritmica di posizionamento, che calcola il punto di impatto del fotone  $\gamma$  (definisce 2 coordinate).

Lo schermo in Pb protegge l'apparecchio dalle radiazioni esterne e non fa disperdere quelle all'interno.

I tubi fotomoltiplicatori sono messi in una disposizione a nido d'ape. Ve ne sono qualche decina, quindi le coordinate  $x, y$  si calcolano male. Per questo è necessaria una circuiteria che le definisca in modo più preciso.

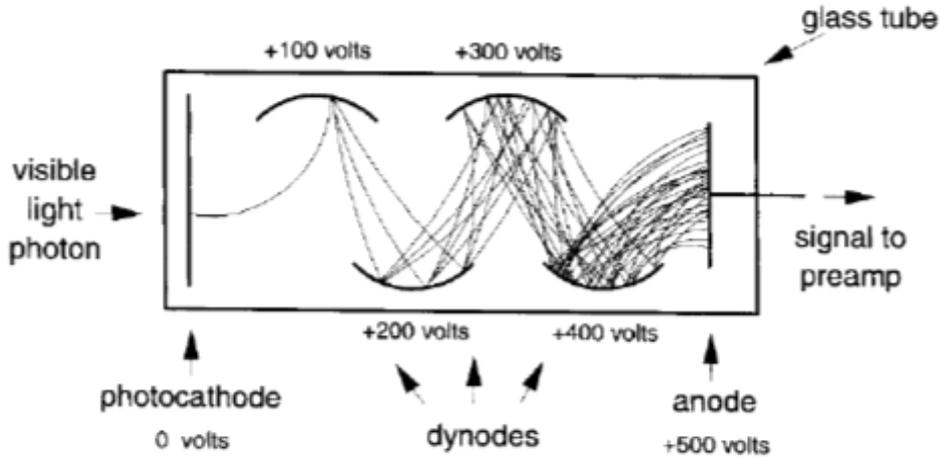
I collimatori sono fatti in materiale assorbente (tipicamente Pb) e possono essere di vari tipi.

Un collimatore è obbligatorio. I fotoni che non hanno la direzione corretta vengono assorbiti, cosa che diminuisce ulteriormente il conteggio fotonico.

Per quanto visto, la gammacamera deve essere vicina al paziente!

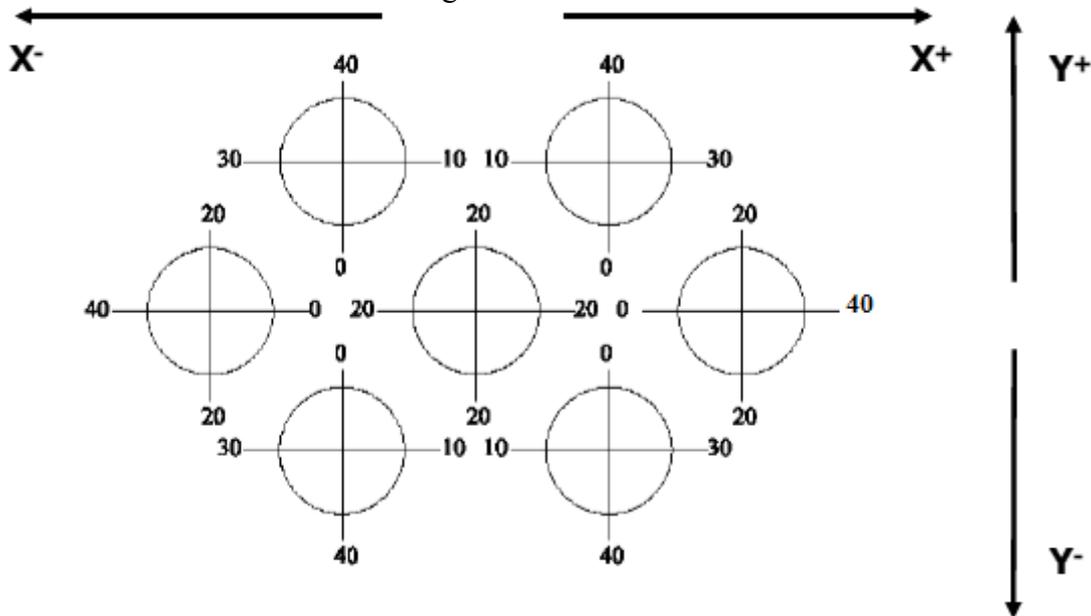
Spazi stretti e lunghi nel collimatore → aumenta risoluzione, ma diminuisce numero fotoni

Funzionamento di un tubo fotomoltiplicatore:



Quando il fotocatodo è colpito da fotoni visibili, su di esso si formano delle cariche elettriche (elettroni). Gli elettroni vengono attirati su piastrine (*dinodi*) con potenziale maggiore. Le particelle cariche arrivano su queste piastrine accelerati: l'energia complessiva è aumentata, quindi si generano altri elettroni. Il passaggio è ripetuto **10-12 volte**, arrivando ad avere un fattore di moltiplicazione di  $10^6$ .

Ogni tubo fotomoltiplicatore ha solo **una** uscita in corrente. Nell'aritmica di posizionamento, tale uscita viene divisa in **4 rami** diversi, ciascuno collegato a una resistenza (o a un condensatore): si forma una rete. Le resistenze (o condensatori) attaccate a ciascun tubo sono posizionate in modo tale che non ci siano 2 tubi con le uscite uguali.



Si identifica il tubo al centro del piano, che è l'unico con tutti i “pesi” uguali e rappresenta il centro di un piano cartesiano. La somma totale dei pesi di ogni tubo deve essere la stessa.

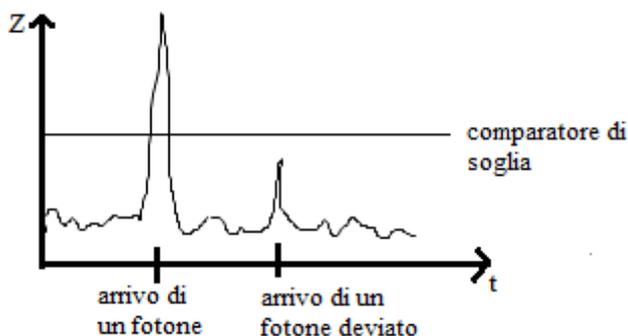
Quando avviene una scintillazione nel cristallo, viene emesso un numero di fotoni proporzionale all'energia della radiazione  $\gamma$  incidente; tali fotoni vengono rilevati non solo dal tubo fotomoltiplicatore corrispondente alla regione alla regione del cristallo in cui è avvenuta la scintillazione, bensì da tutti i tubi circostanti in maniera inversamente proporzionale alla loro

$$X = \frac{X_{più} - X_{meno}}{Z} = \frac{20 - (20+40)}{80} = -0,25 \quad \text{e } Y=0.$$

**ATTENZIONE!!** Dato un fotone incidente in un punto, per calcolarne le coordinate bisogna sempre specificare quanti tubi sono stati attivati e in che percentuale.

Un circuito di analisi di ampiezza su Z consente di:

- eliminare segnali troppo energetici (dovuti probabilmente a 2 fotoni incidenti nello stesso momento);
- eliminare segnali troppo deboli (dovuti a fotoni deflessi per effetto Compton);
- discriminare tra fotoni ad energia differente: questo dà la possibilità di ottenere, da uno stesso esame, 2 immagini distinte somministrando 2 radiofarmaci emittenti ad energie diverse.



Se durante l'esame la gammacamera occupa una posizione fissa si ottiene una *proiezione*.

Se durante l'esame la gammacamera ruota intorno al paziente si ottiene una *tomografia* (ECT, Tomografia Computerizzata ad Emissione). Per poter stare sempre il più vicino possibile alla sorgente, il binario sul quale ruota la gammacamera è ellittico.

I due principali esami ECT sono PET e SPECT: i due si differenziano per il tipo di radioisotopi utilizzati, cosa che ha comportato una differenza nei dispositivi.

### SPECT

La tecnica SPECT (tomografia a emissione di singolo fotone) utilizza radioisotopi emittenti un singolo fotone a ogni disintegrazione. Questo tipo di isotopi ha un tempo di emivita lungo (ordine delle ore), quindi vengono fatti arrivare dalle case farmaceutiche ( $^{123}\text{I}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ ). Il  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , invece, ha un'emivita di sole 6 ore, ma può essere prodotto con la *camera calda*.

Per l'esame si utilizzano una o più gammacamere in grado di ruotare intorno al paziente. Il collimatore determina la qualità dell'immagine a seconda della sua vicinanza al corpo. Dal punto di vista matematico, in presenza di una sola gammacamera basterebbe acquisire  $180^\circ$ , ma a causa del collimatore (solo e soltanto del collimatore!!) si acquisiscono  $360^\circ$ , in modo che esso possa essere il più vicino possibile a tutti gli organi interni.

Aumentando il numero di gammacamere, aumenta l'efficienza fotonica (ed è bene), ma bisogna stare più lontani dal paziente (ed è male).

Normalmente in un esame SPECT si acquisiscono **64 proiezioni** distanziate  **$5,6^\circ$** . Ogni scansione non è un punto (come in TC), ma un'immagine bidimensionale di dimensioni determinate da quelle del cristallo scintillatore. Le immagini in uscita hanno  $128 \times 128$  pixel: sono pochi ma non è importante. Ogni pixel è grande almeno 3,2 mm. Una fetta tomografica è spessa 3,2 mm. Una buona risoluzione per un'immagine SPECT è di 6 mm.

metabolici;

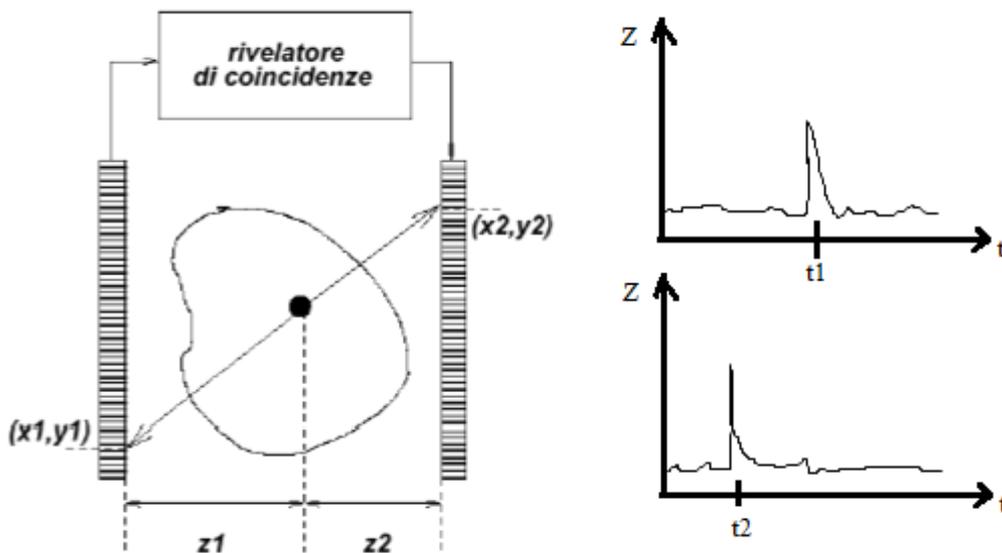
- è possibile la localizzazione e la quantificazione del processo in esame.

I sensori utilizzati per l'esame sono ceramiche con proprietà di scintillazione (BGO, LSO, GSO) oppure sali (NaI, BaF<sub>2</sub>).

Nella PER lo ioduro di sodio presenta qualche problema. I fotoni hanno 511 keV di energia, quindi l'efficienza del sale decresce molto (sono troppo energetici!); inoltre, la sua costante di decadimento è alta (230 ns).

L'efficienza di BaF<sub>2</sub> è bassissima, però ha il vantaggio di avere un decadimento molto veloce (0,8 ns).

Nella PET non si usa la gammacamera, ma un anello di sensori: si tratta di una gammacamera scomposta. I sensori sono come quelli ibridi della TC. La struttura ad anello dei sensori aumenta la probabilità di catturare entrambi i fotoni.



$$Z = (X+) + (X-) + (Y+) + (Y-)$$

Il tempo  $|t1 - t2|$  è detto *finestra di coincidenza* e vale tipicamente **4-6 ns**. Se vale  $\Delta t \leq 4-6$  ns, vuol dire che i due fotoni sono gemelli e si costruisce la *linea dell'evento*, che congiunge i due punti d'impatto. Le linee degli eventi si addensano nella zona delle sorgenti. L'anello di sensori sente solo le emissioni che stanno su un piano.

Problemi non risolvibili:

- la PET non vede dove sono le sorgenti, ma dove si annichilano i positroni. Poiché un positrone, prima di annichilirsi, può percorrere 1 mm, la linea dell'evento è precisa a meno di 1 mm;
- l'angolo tra 2 fotoni emessi può essere **175-180°**. Questo può portare a ricostruzioni errate;



- ci possono essere false coincidenze.

dove:  $v \rightarrow$  velocità di propagazione nel mezzo  
 $\lambda \rightarrow$  lunghezza d'onda  
 $f \rightarrow$  frequenza d'onda

La lunghezza d'onda  $\lambda$  è la dimensione dell'oggetto più piccolo che si può vedere nel tessuto. Per questo motivo converrebbe lavorare ad alta frequenza.

Si ha un fenomeno di *dualismo spazio-tempo*: l'onda, infatti, può essere vista come un fenomeno di oscillazione spaziale o temporale.

L'impedenza acustica è data da:

$$Z = \rho v$$

dove:  $v \rightarrow$  velocità di propagazione nel mezzo  
 $\rho \rightarrow$  densità del mezzo

$Z$  è la misura di quanto uno specifico tessuto faciliti o ostacoli il passaggio delle onde acustiche. È proporzionale alla densità, ma conta anche la velocità! Per esempio, nel caso dell'osso la densità è sempre la stessa, ma la velocità cambia a seconda della disposizione delle trabecole, risultando in valori di impedenza diversi.

Alcuni elementi del corpo hanno bassa impedenza, altri ce l'hanno elevata. Gli estremi sono dati da:

aria  $\rightarrow$  minor impedenza acustica

osso  $\rightarrow$  maggior impedenza acustica

Gli altri tessuti e l'acqua hanno densità simili e velocità di propagazione simili, di conseguenza hanno anche impedenze acustiche simili. Per questo negli strumenti si considera una media dei tessuti molli:

<p><b>Tessuto Molle (Media): <math>v = 1540 \text{ m/s}</math></b>  <math>\rho = 1060 \text{ kg/m}^3</math>  <math>Z = 1,63 \text{ (Kg/m}^3\text{)/s} \times 10^{-6}</math></p>
---

Alcuni materiali restituiscono l'energia assorbita in modo noto. I cristalli, per esempio, generano energia in modo anisotropo a causa di una dissimmetria del reticolo. In particolare, un cristallo **piezoelettrico** accoppia una *deformazione meccanica* alla variazione di una *grandezza elettrica*. È questa proprietà che viene sfruttata per la generazione di US. La piezoelettricità può essere di due tipi:

- effetto piezoelettrico diretto: variazione  $\Delta l \rightarrow$  variazione  $\Delta V$  tra le facce del cristallo;
- effetto piezoelettrico inverso: variazione  $\Delta V \rightarrow$  variazione  $\Delta l$ .

Per la produzione di US si sfrutta l'effetto piezoelettrico inverso. Come cristallo all'inizio si usava il quarzo, ma è stato abbandonato perché ha bassa resistenza meccanica ( $\rightarrow$  la risposta alla frequenza diventa non lineare con il passare del tempo) ed è fragile. Oggi si usa la ceramica **PZT**, che costa di più ma è facilmente lavorabile e non soffre di stress meccanico.

Dopo aver colpito i tessuti, una parte dell'US torna indietro e colpisce i cristalli, che si attivano per effetto piezoelettrico diretto e provocano una  $\Delta V$ .

Modalità inversa  $\rightarrow$  generazione US

Modalità diretta  $\rightarrow$  ricezione eco

Il meccanismo di produzione dell'eco è governato dalla **legge di Snell** della riflessione:

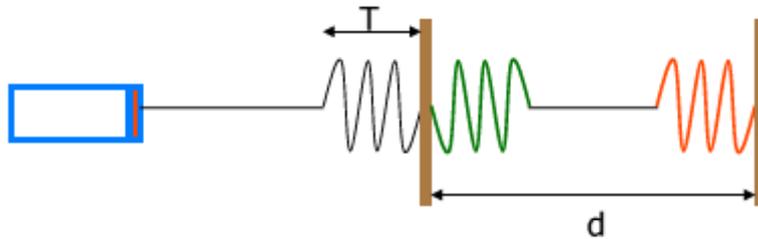
per ragioni terapeutiche.

Le applicazioni terapeutiche degli US comprendono:

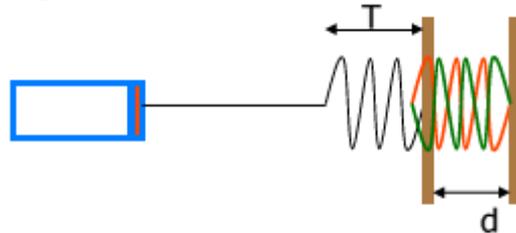
- ablatori a US per le metastasi (tessuti ectopici, cioè un determinato tessuto che cresce su un tessuto diverso);
- litotrittori a US per rompere calcoli biliari o renali;
- disincrostatore dentale a US per eliminare il tartaro.

Nei dispositivi a US la sonda emette poco e ascolta tanto. Si emette un pacchetto di US con un certo numero di oscillazioni (il minimo è 1 ciclo: di solito sono 3 o 5). Il pacchetto ha una durata temporale  $T$ ; supponiamo che incontri due discontinuità poste alla distanza  $d$ .

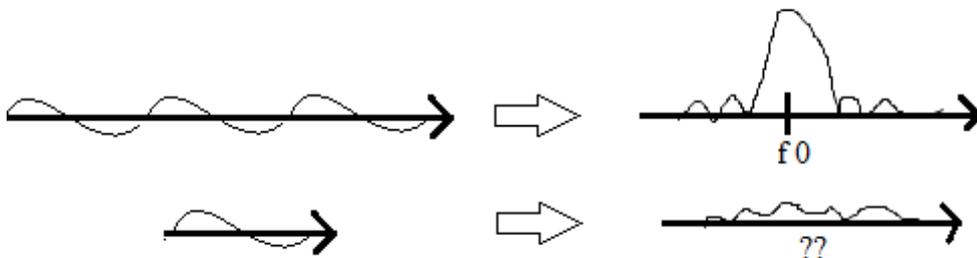
Se  $d > T$ , si generano 2 echi di ritorno distinti che tornano alla sonda in tempi diversi: in tal modo si possono riconoscere due discontinuità.



Se  $d < T$ , le due eco si sovrappongono e la sonda ne sente una sola.



Per questo motivo  $T$  è il limite inferiore della risoluzione spaziale. Però più il segnale è corto nel tempo, più è difficile calcolarne la frequenza.



Si trova un compromesso: si invia un numero di cicli dispari, di solito 3 o 5 fino a un massimo di 7 o 11.

Flussimetria → pacchetto lungo  
 Ecografia → pacchetto corto

I dispositivi sono multifrequenza e multibanda, quindi possono inviare sia pacchetti lunghi che pacchetti corti.

La risoluzione assiale è quella nella direzione di propagazione degli US. Esistono anche quella laterale e quella in elevazione, ma sono meno rilevanti per la qualità dell'immagine.

Ogni sonda ha un *backing* dietro ad ogni cristallo piezoelettrico. Serve ad assorbire l'oscillazione all'indietro. Deve avere impedenza acustica adatta a quella del cristallo: in questo modo non assorbe tanto, quindi è necessario metterne tanto. Inoltre smorza le vibrazioni del cristallo quando emette in aria, altrimenti tutta la potenza dovrebbe essere dissipata dal cristallo, che si romperebbe.

I dispositivi a US sono di 2 classi: ecografi e dispositivi flussimetrici.

I cristalli piezoelettrici sono contenuti nel trasduttore. Quando viene emesso un impulso US, il trasduttore si pone in ricezione degli echi di ritorno. È il generatore di impulsi a imporre la frequenza, l'ampiezza e la durata da emettere. Viene calcolato il tempo di volo (e quindi la profondità della discontinuità). Il TGC (Time Gain Compensator) è un amplificatore che amplifica tutti gli echi di ritorno di una quantità proporzionale alla distanza (si tratta di un amplificatore logaritmico). Il demodulatore e lo scan converter ricavano un'immagine a partire dagli echi.

Il costo di un ecografo va da meno di 10.000 euro a 200.000 euro.

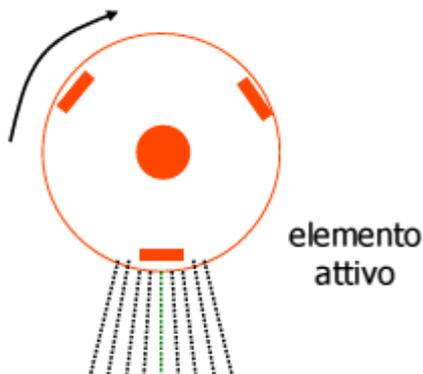
La differenza sulla qualità è data da software, qualità dei piezoelettrici, generatore di impulsi (*beam former*).

Il segnale grezzo ha una dinamica di circa 80 dB, con 10.000 livelli di grigio codificati su 13-14 bit (di solito si usano 2 byte). Dopo il TGC, la dinamica del segnale è di circa 40 dB. Il segnale utile ha una dinamica di 35 dB, con 56 livelli di grigio codificati con 6 bit (di solito si usa 1 byte).

Un esempio di applicazione dell'ecografia è l'eco oftalmologia (ecografia all'occhio). Bisogna rimuovere il cristallino perché attenua molto. L'immagine si ottiene allineando tante linee di scansione.

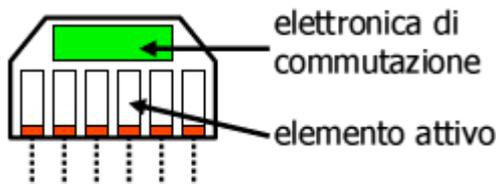
Nei neonati si può fare un'ecografia transcranica perché le ossa del cranio non sono ancora saldate. Nell'adulto non è possibile, se non usando tecniche speciali (ci sono solo 3 finestre acustiche: zone temporale, sottomandibolare e occipitale).

Le prime sonde erano a scansione meccanica: 3 cristalli erano disposti a 120° l'uno dall'altro su una corona circolare che ruotava a velocità costante. L'elemento attivo era, di volta in volta, quello rivolto verso il paziente. Il frame rate era di 0,2-0,3 immagini al secondo. Questo sistema è caduto in disuso.

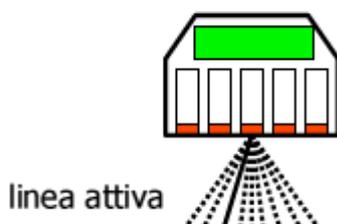


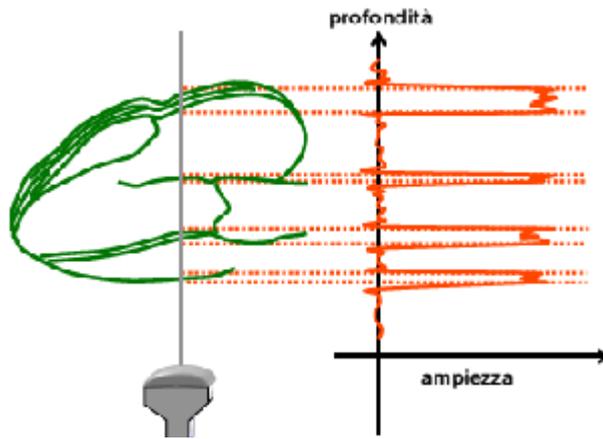
Al giorno d'oggi si usano sonde multicristallo con almeno 128 cristalli (fino a un massimo di 200) disposti su un array. Opportune circuiterie attivano in sequenza i trasduttori, originando la geometria desiderata del fascio US. Le sonde possono essere:

- lineari (tipiche da ostetricia), che generano un campo dritto;

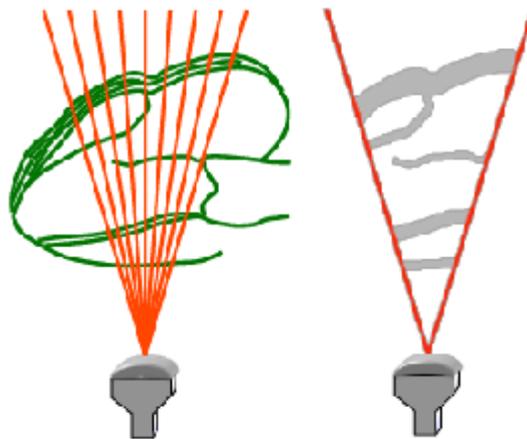


- a ventaglio (*convex*), che generano un campo a ventaglio (usate in cardiologia);

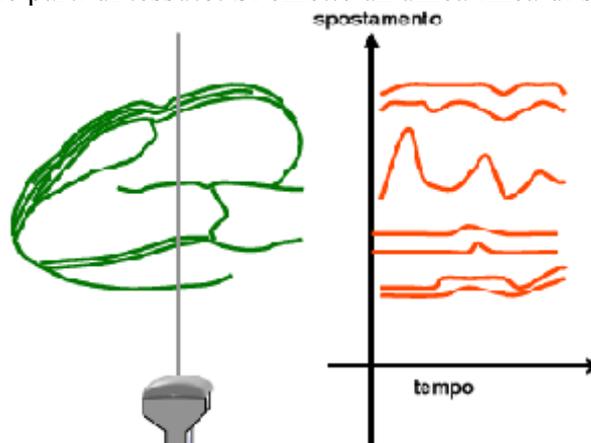




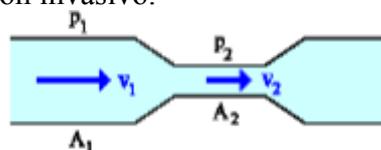
- **B-Mode** (Brightness): produce un'immagine bidimensionale nella quale il colore di ogni pixel è proporzionale all'ampiezza dell'eco. Maggiore è l'ampiezza del segnale riflesso, maggiore è la luminosità del punto sullo schermo. È la modalità più usata;



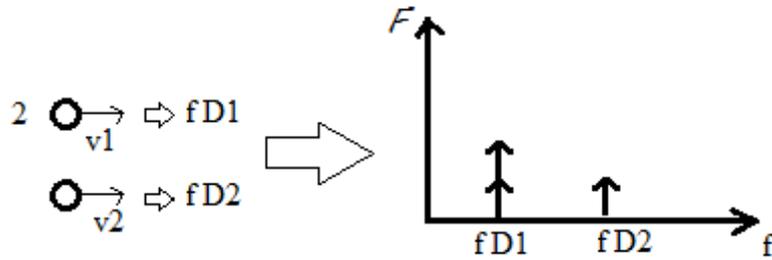
- **M-Mode** (Time Motion): si usa in cardiologia. Rappresenta su un grafico temporale il movimento di alcune parti di tessuto. Si emette un'unica linea di scansione.



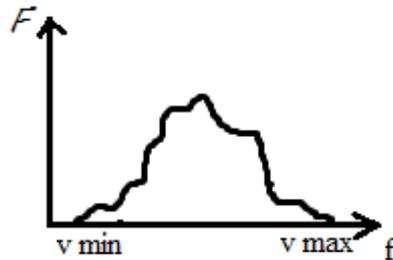
La flussimetria serve a misurare la velocità del flusso ematico: è l'unico parametro che può essere misurato con precisione in modo non invasivo.



Con la formula di  $f_D$  si calcola la velocità di una sola particella; poiché tutte le particelle contribuiscono, si misura una velocità ma è come se si misurasse un flusso.  
 Non tutti gli eritrociti hanno la stessa velocità, quindi non tutti hanno lo stesso scarto Doppler. Una volta calcolate le varie  $f_D$ , se ne fa la trasformata di Fourier.



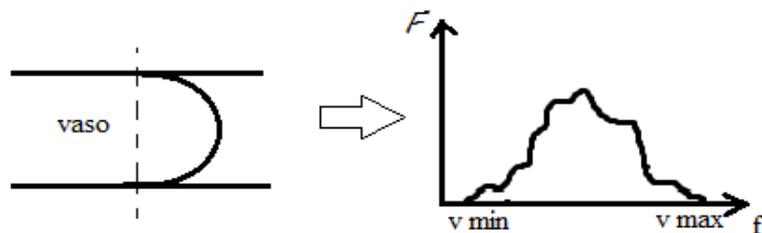
In generale ci sono tante particelle, quindi si ottiene una distribuzione.



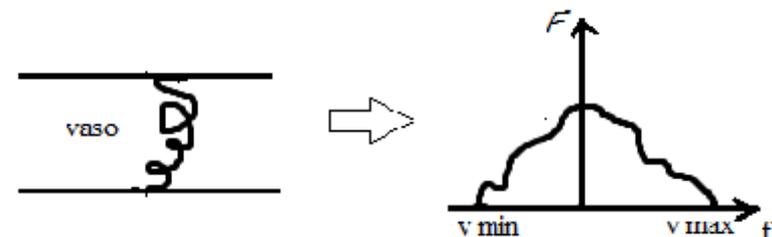
Dove la distribuzione vale zero, non c'era nessuna particella che avesse quella  $f_D$  e quindi quella velocità. In questo caso,  $f_D$  e  $v$  sono linearmente dipendenti: il valore letto a una determinata frequenza è proporzionale al numero di particelle che avevano quella velocità. L'area sottesa alla distribuzione è il numero complessivo di particelle, indipendentemente dalla loro velocità: è il flusso.

Il grafico permette di discriminare un flusso ematico corretto da uno scorretto.

Un flusso corretto ha un profilo di velocità laminare (è quasi un semicerchio): le velocità sono tutte positive.



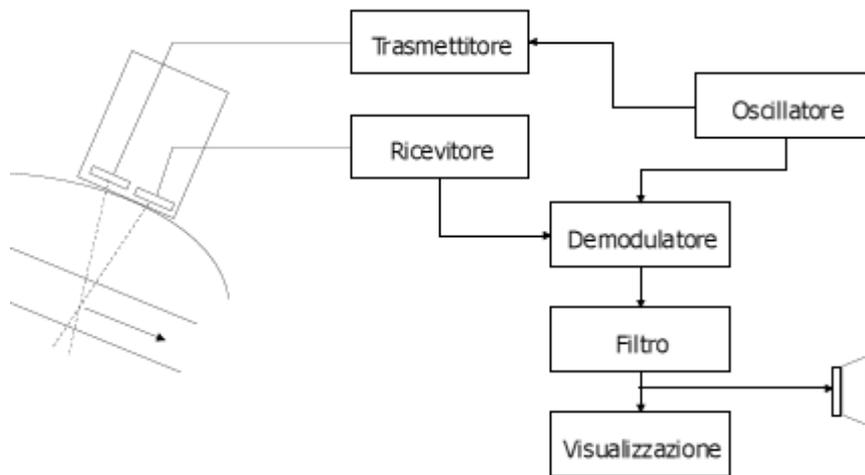
In seguito a una patologia, il moto diventa turbolento e si hanno sia velocità positive che velocità negative.



Normalmente:  $1 \leq f_D \leq 10$  kHz.

Se per esempio si ha:

- $f_0 = 5$  MHz
- $c = 1540$  m/s
- $\cos\theta = \frac{1}{2}$

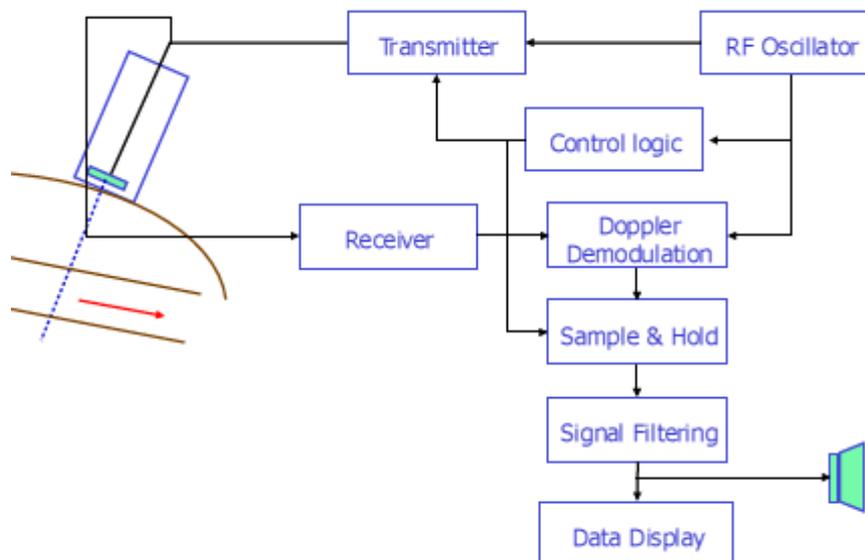


Normalmente i flussimetri clinici non funzionano ad onda continua.

I dispositivi *ad onda pulsata* dall'eco possono ricavare profondità e velocità del sangue. I dispositivi fanno vedere un'ecografia di riferimento su cui viene segnata la direzione d'insonazione. A mano sull'immagine si allinea una retta con l'asse del vaso, in modo che il dispositivo possa calcolare  $\theta$ . Sbagliando l'angolo, si può sbagliare la valutazione della velocità anche del 20-40%.

Sull'immagine di riferimento sono presenti anche 2 linee che definiscono il *volume campione*: il flussimetro manda al demodulatore solo gli echi che arrivano dal volume campione, che vengono riconosciuti in base al tempo di volo.

Schema di un dispositivo ad onda pulsata:



Il **periodo di ripetizione degli impulsi** (PRP, Pulse Repetition Period) è il tempo che intercorre tra un segnale e l'altro. Il suo inverso è la **frequenza di ripetizione** (PRF, Pulse Repetition Frequency).

$$PRF = \frac{1}{PRP}$$

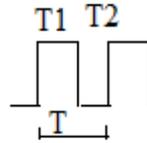
Di solito la PRF è intorno a 1 kHz.

La PRF determina la massima profondità di scansione (e quindi la massima definizione):

$$d_{max} = \frac{c}{2 PRF}$$

Quindi la PRF è la frequenza di campionamento; essa determina anche la massima frequenza misurabile ( per il teorema di Nyquist):

2) Qual è la massima profondità di scansione per un dispositivo con Pulse Repetition Frequency PRF = 2 kHz e Duty Cycle DC = 1%?



$$DC = \frac{T_1}{T} \quad \text{e} \quad PRF = \frac{1}{T} \quad \rightarrow \quad DC = T_1 \cdot PRF \quad \rightarrow \quad T_1 = \frac{DC}{PRF} = 5 \mu s$$

$$T_1 + T_2 = T \rightarrow T_2 = T - T_1 = \frac{1}{PRF} - T_1 = 4,95 \cdot 10^{-4} s$$

Quindi:

$$d_{max} = \frac{c}{2PRF} = \frac{c}{2} \cdot T_2 = 38,1 cm$$

3) SI supponga di avere una sonda ecografica costituita da N = 192 elementi e con PRF pari a 1 kHz. Qual è il Frame Rate del dispositivo US?

Qual è il Frame Rate di un dispositivo che utilizza una sonda con stesso N, ma con PRF paria a 5 kHz?

$$FR = \frac{PRF}{N}$$

Quindi:

$$PRF = 1 kHz \rightarrow FR \approx 5 Hz$$

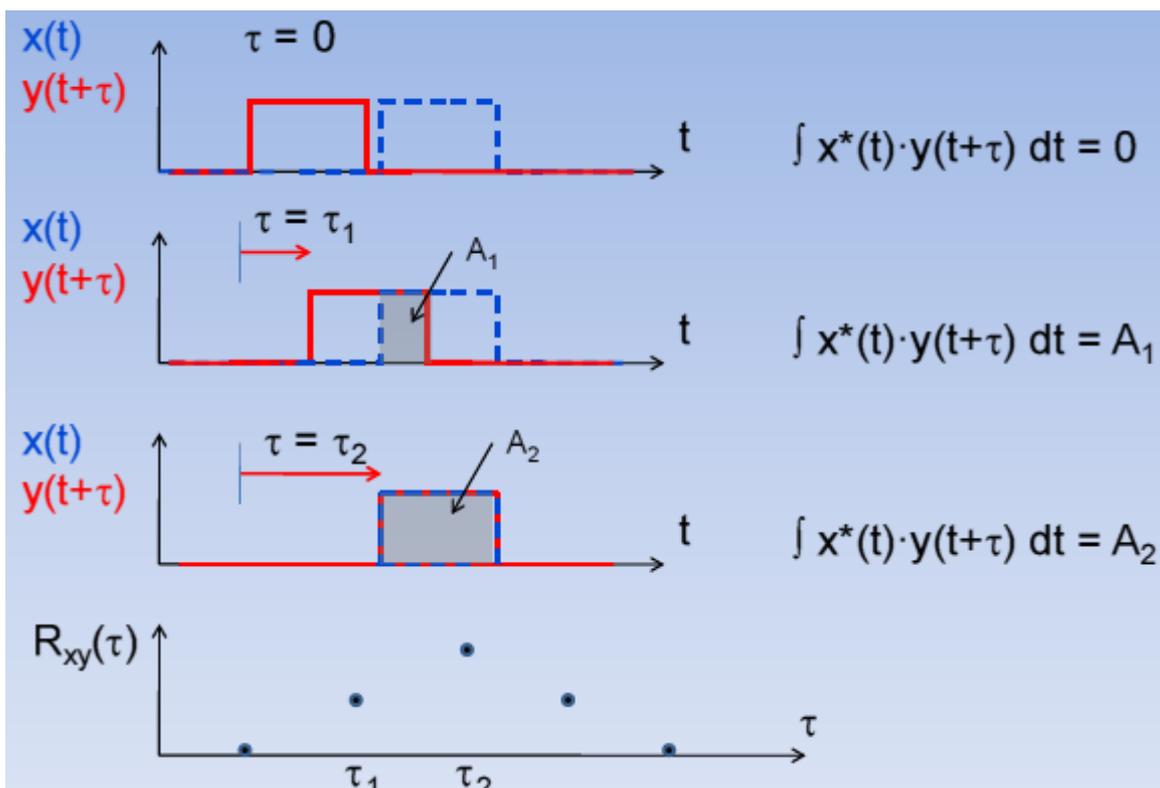
$$PRF = 5 kHz \rightarrow FR \approx 26 Hz$$

**maggior PRF → maggior FR!!**

Inoltre le linee di scansione sono:

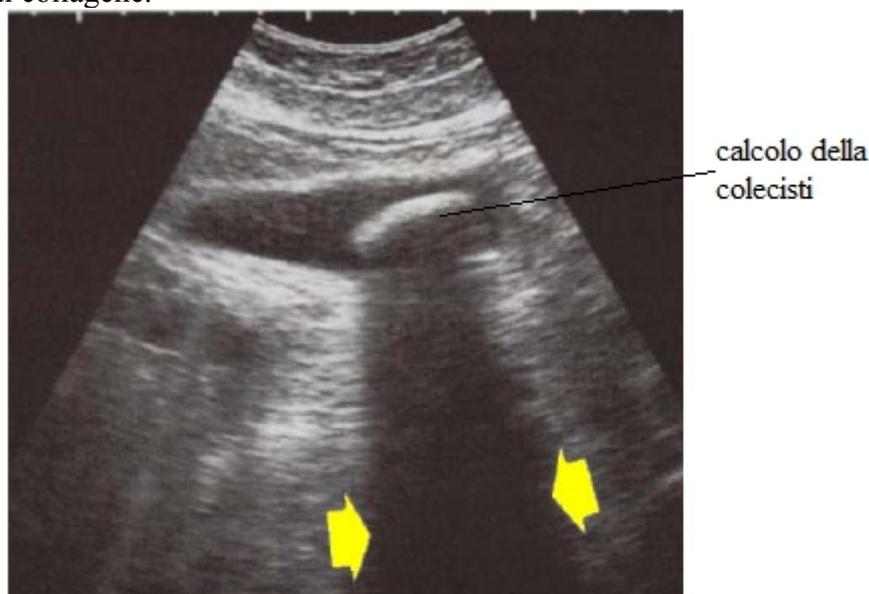
$$NT = \frac{N}{PRF}$$

4) Fra gli elementi che costituiscono un sistema ad eco pulsato c'è il demodulatore. Come si calcolano il tempo di volo e l'ampiezza dell'eco di ritorno?

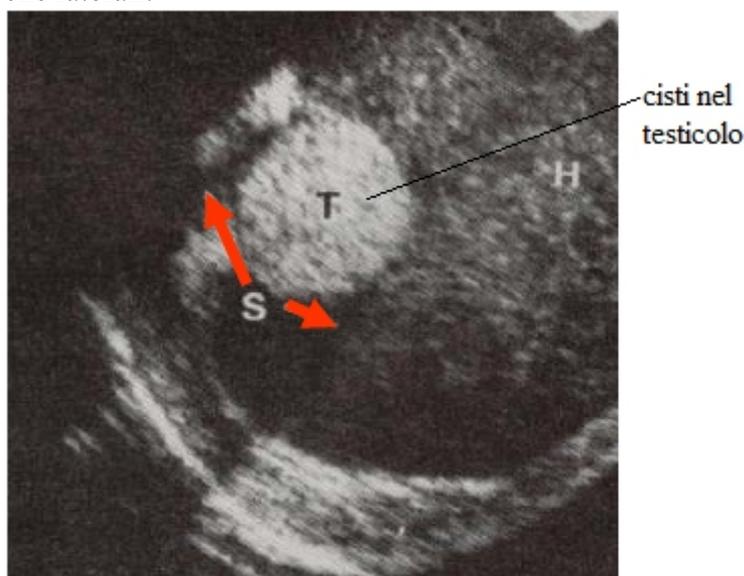


- ◆ minor densità e/o luminosità;
- ◆ assenza di echi e perdita d'immagini;
- ◆ ombre;
- ◆ errate forme e/o dimensioni.

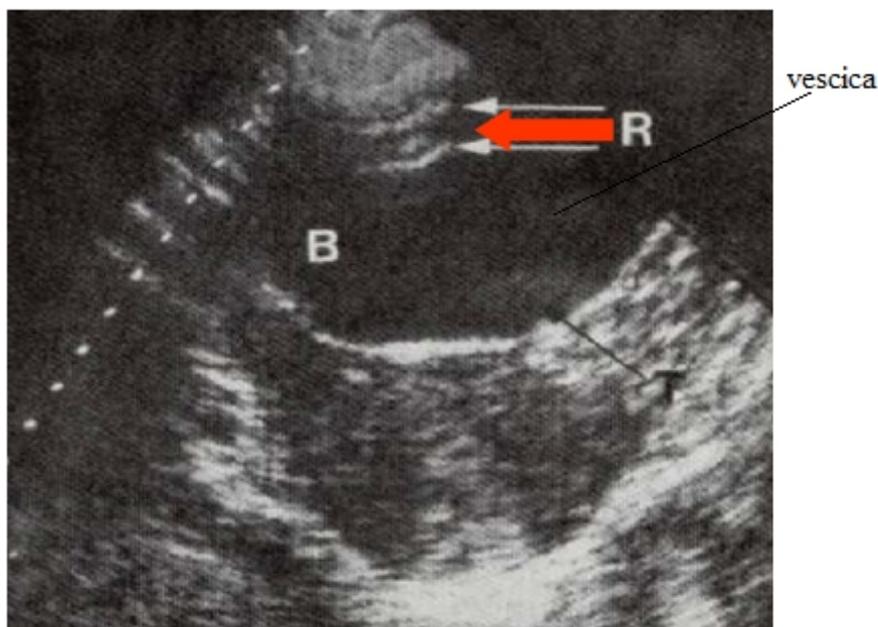
Lo **shadowing** (o **ombreggiatura**) è un artefatto determinato dalla presenza di un materiale molto assorbente. Dietro a tale materiale il segnale US ha un'energia molto bassa: si crea un cono d'ombra, detto anche *ombra acustica*. Esempi di tessuti molto assorbenti sono calcoli, calcificazioni, placche e tessuti ricchi di collagene.



Il **boundary shadow** è un artefatto causato dalla rifrazione e dalla riflessione del fascio US. Si tratta di ombre acustiche laterali.



I **lobi laterali** sono dovuti al fatto che il fascio US non è perfettamente limitato, ma ha delle componenti di minor intensità nelle sue porzioni laterali. Mentre la porzione centrale del fascio raggiunge la parte interna di una formazione (per esempio una cisti liquida), i lobi laterali del fascio interagiscono sulle pareti latero-laterali della stessa. Ne consegue la raffigurazione di echi all'interno dell'immagine della formazione.

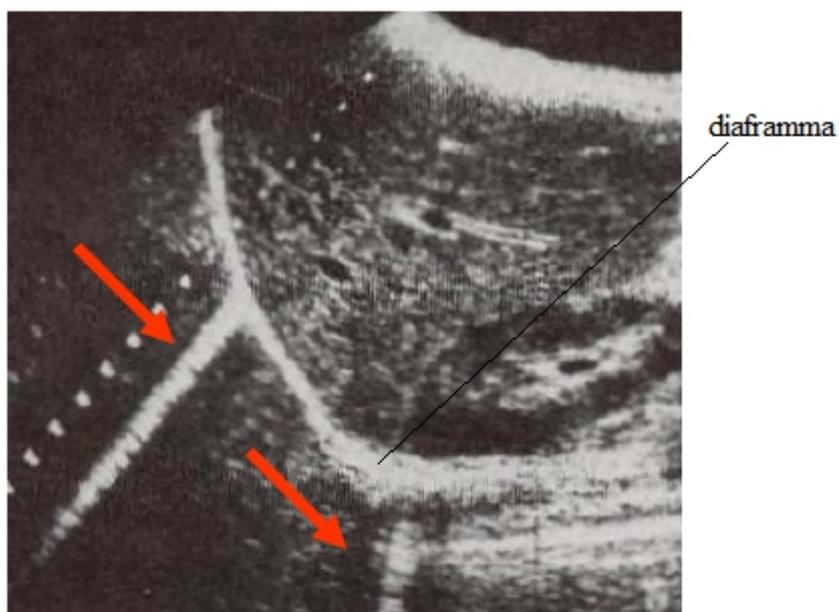


La **coda di cometa** è un artefatto prodotto da un fenomeno di riverberazione tra trasduttore e oggetto riflettente o tra interfaccia anteriore e posteriore dell'oggetto (riverberazione interna). Si formano delle strisce dense di echi che originano dall'interfaccia dei tessuti fortemente ecoriflettenti, come:

- tessuti molli – metallo;
- tessuti molli – sali minerali;
- tessuti molli – gas.

Le strisce hanno direzione parallela a quella del fascio e di estendono distalmente. L'immagine di questo artefatto è data da numerose piccole bande parallele di echi, disposte trasversalmente alla direzione del fascio US. Sono meno larghe man mano che ci si allontana dall'elemento che le ha generate: per questo la coda di cometa ha spesso una forma triangolare con vertice a valle. Le bande possono essere contigue o separate da intervalli non uguali tra loro.

La coda di cometa può essere determinata da: gas in cavità naturali, patologiche o artificiali, vasi e dotti; calcoli, calcificazioni parenchimali, depositi di sali minerali in pareti di vasi, visceri cavi; elementi di sonde o cateteri metallici o plastici; clips o corpi estranei.

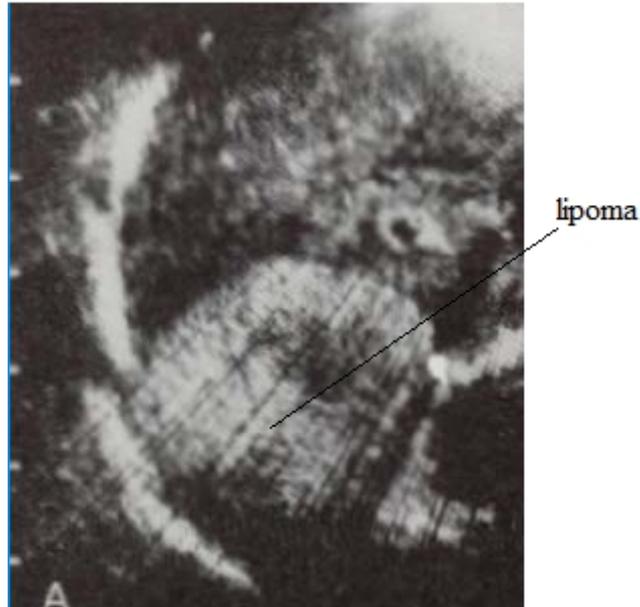


Si verifica un artefatto da **variazione di velocità** quando la velocità di propagazione si discosta dal valore assunto di 1540 m/s.

Se la velocità di propagazione è inferiore a 1540 m/s (come in presenza di liquidi, per i quali vale 1480 m/s) si otterrà un'immagine ovalizzata, con l'asse maggiore parallelo a quello del fascio US. La distanza calcolata tra sonda e tessuto riflettente è più grande.

Se la velocità di propagazione è maggiore di 1540 m/s si otterrà un'immagine ovalizzata, con l'asse maggiore perpendicolare all'asse del fascio US. La distanza calcolata tra sonda e tessuto riflettente è più piccola.

Una variazione di velocità combinata a una rifrazione può determinare l'interruzione di un profilo del tessuto. Questo artefatto si verifica perché il fascio US attraversa in parte un tessuto omogeneo (per esempio il fegato) e in parte un tessuto meno omogeneo (per esempio fegato e grasso).



## RISONANZA MAGNETICA

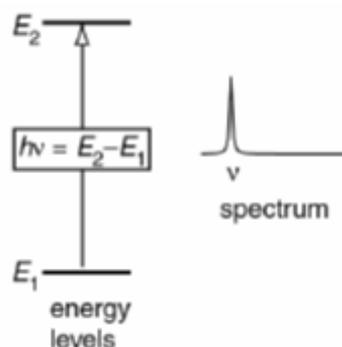
La risonanza magnetica (RM) utilizza campi magnetici e campi elettromagnetici nella banda delle onde radio: sono, quindi, radiazioni non ionizzanti.

È stata scoperta nel 1496 da Bloch e Purcell, ma si inizia ad applicarla alla diagnostica in vivo solo nel 1970, con l'avvento delle tecniche tomografiche. Estrae dalla materia informazioni uniche, soprattutto per quanto riguarda i tessuti molli, mentre è quasi inutile per i tessuti duri (la differenza è data dalla presenza di acqua). Può essere utilizzata con mezzi di contrasto, alcuni dei quali sono scarsamente biocompatibili; in certi casi l'emoglobina può fungere da mezzo di contrasto.

### Principi fisici

La relazione fondamentale tra energia e frequenza è:  $\Delta E = h\nu$ .

Ad ogni  $\Delta E$  corrisponde una radiazione elettromagnetica. Quando delle particelle compiono un salto tra due livelli energetici diversi, si genera una determinata energia.



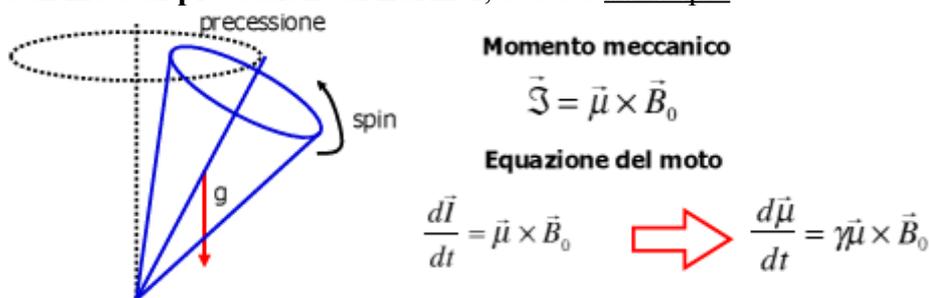
$$\vec{M} = \sum_i \vec{\mu}_i$$

I protoni che si orientano lungo +z sono di più di quelli che si orientano lungo -z: se fossero uguali non nascerebbe il vettore magnetizzazione.

Il vettore magnetizzazione è funzione di:

- campo esterno  $B_0 \rightarrow$  più è intenso, più protoni si orientano;
- materia in esame;
- densità protonica del tessuto analizzato.

In realtà, i p+ tentano di orientarsi lungo z, ma non ci riescono del tutto a causa del momento di spin. Si genera un **moto di precessione di Larmor**, causato dallo spin.



Se si impone  $B_0$  a un insieme di atomi, molti protoni avranno un moto di precessione orientato verso +z e un po' di meno ce l'avranno orientato verso -z.

Il moto di precessione avviene con una velocità angolare pari a:  $\vec{\Omega}_0 = -\gamma \vec{B}_0$

Per cui ogni nucleo precessa attorno al vettore del campo magnetico statico con una velocità angolare proporzionale al campo stesso, detta *frequenza di Larmor*:

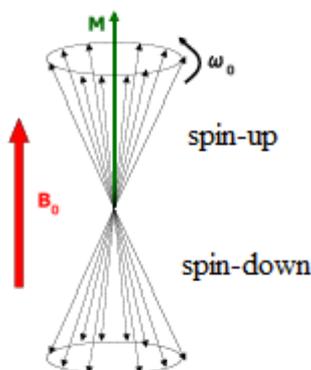
$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Poiché  $\gamma$  è noto (è una caratteristica fisica della materia) e  $B_0$  è imposto (è un parametro tecnologico), si può conoscere  $\omega_0$  a priori (è un parametro tecnologico). La frequenza di Larmor è la frequenza di precessione ed è piuttosto elevata.

$B_0$  ha solo componente longitudinale:  $\vec{B}_0 = B_0 \vec{z}$

Il vettore magnetizzazione è parallelo al campo magnetico statico, quindi ha solo componente longitudinale:  $\vec{M} = M \vec{z}$

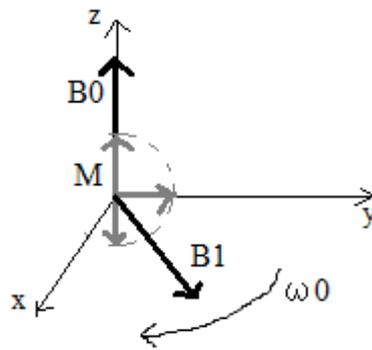
Il vettore magnetizzazione, però, è la somma vettoriale di tutti i momenti magnetici  $\mu$  e non tutti i  $\mu$  sono lungo z perché subiscono il moto di precessione. Se  $M$  è diretto lungo +z significa che c'è un maggior numero di  $\mu$  diretti lungo +z rispetto a quelli diretti lungo -z. Se  $M$  non ha componenti trasversali, vuol dire che tutti i  $\mu$  precessono in modo casuale e la somma si annulla.



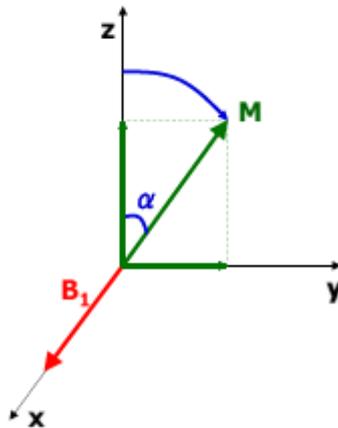
L'orientazione parallela a  $B_0$  viene definita **spin-up**, quella antiparallela viene definita **spin-down**.

I due livelli energetici non hanno la stessa energia!

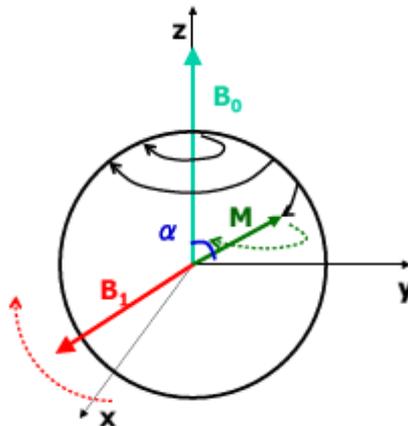
L'energia associata al livello spin-down è maggiore di quella associata al livello spin-up. Quest'ultimo, dunque, rappresenta un equilibrio stabile, mentre lo spin-down rappresenta un



Dunque la **risonanza magnetica** consiste nel magnetizzare il sistema e portarlo in condizioni controllate. Le condizioni che interessano, in particolare, sono  $M$  lungo  $xy$  e  $M$  lungo  $-z$ . Si può considerare il sistema di riferimento solidale con  $B_1$ : in tal caso, si vede che  $M$  descrive una circonferenza a velocità  $\omega_0$ ;  $\alpha$  è l'*angolo di deflessione* (flip angle) e ci interessa quando assume i valori di  $90^\circ$  e  $180^\circ$ .



Si può anche considerare il sistema di riferimento fisso: in tal caso  $B_1$  ruota in  $xy$  e  $M$  disegna una spirale sulla superficie di una sfera come risultato di un moto circolare di allontanamento da  $z$  e di un moto circolare lungo  $xy$ .



Il campo totale al quale sono sottoposti i protoni vale:

$$\vec{B} = B_0 \vec{z} + B_1 (\vec{x} \cos \omega t + \vec{y} \sin \omega t)$$

Il tempo d'eccitazione dipende dal flip angle che si vuole ottenere:  $\alpha = \gamma B_1 t_\omega$

dove  $t_\omega$  è il tempo di antenna accesa.

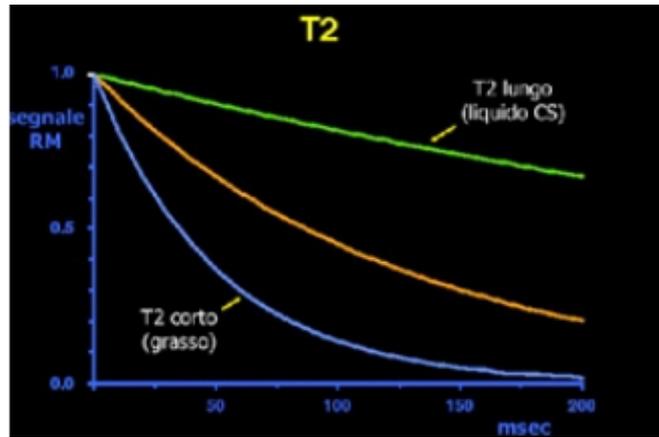
Si può ricavare il tempo necessario per ottenere  $90^\circ$  o  $180^\circ$ . Per esempio:

$$B_1 = 0,6 \text{ T}$$

$$\alpha = 90^\circ$$

si ottiene:  $t_\omega = 100 \text{ ms}$ .

$$\alpha = 90^\circ \rightarrow \text{impulso a } 90$$



Per norma, su un referto di RM bisogna scrivere se l'immagine è stata ottenuta con T1 o con T2.  
Per tutti i tessuti vale:

$$T_2 \leq T_1$$

Tutti e due i meccanismi sono presenti contemporaneamente, ma pilotando M si può enfatizzare l'uno o l'altro. L'andamento del segnale nel dominio del tempo segue l'espressione approssimata:

$$A = A_0 e^{-\frac{t}{T_1}} e^{-\frac{t}{T_2}}$$

Tra un tessuto sano e una parte patologica dello stesso tessuto la densità e gli echi sono gli stessi, ma i tempi di rilassamento sono molto diversi! Si può arrivare fino a differenze del 100% (quindi l'uno è doppio dell'altro).

T1 e T2 dipendono da  $B_0$  e temperatura (che definisce la prevalenza).

Le **sequenze d'eccitazione** sono protocolli codificati, nei quali si alternano opportunamente impulsi a  $90^\circ$  o a  $180^\circ$ . Possono enfatizzare T1 o T2.

FID ha una frequenza specifica ed è modulato da 2 esponenziali decrescenti, uno con costante di tempo T1 e l'altro con costante di tempo T2. Le sequenze servono per:

- rendere T1 o T2 predominante;
- acquisire il segnale diverse volte, perfezionando la stima.

La RM funziona sul principio di magnetizzazione e risonanza, ma bisogna misurare il segnale di rilassamento (servono **600-700 ms**), poi bisogna ripetere: l'esame è lungo perché la sequenza ha un connotato temporale.

$$5 \text{ min} < \text{tempo esame} < 40 \text{ min}$$

La base della RM è la *legge di Bloch*:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0)$$

dove:

$\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_1$  è il campo magnetico totale

R è la matrice di rilassamento

$M_0$  è la magnetizzazione di equilibrio

La legge di Bloch ha una componente data dal campo magnetico e una dipendente dal rilassamento. Il moto di M nel tempo è funzione di B, che cerca di muoverlo, e di una forza d'inerzia, che tende a tenerlo fermo. Le sequenze vengono studiate a partire da questa legge.

Se è presente solo  $B_0$ , M è fermo ed è diretto nella sua stessa direzione:

$$\gamma \vec{M} \times \vec{B} = 0 \quad \text{e} \quad \vec{M} = \vec{M}_0 \quad \rightarrow \quad \frac{d\vec{M}}{dt} = 0 \rightarrow \vec{M} \text{ fermo}$$

$B_0 \rightarrow$  statico in tempo e spazio  
 $B_1 \rightarrow$  campo elettromagnetico  
 $G_x \rightarrow$  campo a impulsi

$G_x$  può creare disturbi nel paziente, in particolare nausea, perché disturba il flusso linfatico. Una maggior pendenza della retta è correlata a una maggior incidenza dei fastidi.  
 Di solito  $G_x = 40-60 \text{ mT/m}$ .

Combinando diversi gradienti si può far risuonare un numero diverso di protoni:

1 gradiente  $\rightarrow$  1 piano  
 2 gradienti  $\rightarrow$  1 retta ( $\cap$  tra 2 piani)  
 3 gradienti  $\rightarrow$  1 punto ( $\cap$  tra 3 piani)

Combinando 3 gradienti spaziali si possono definire i punti nello spazio, ma è un procedimento molto lungo e non si fa mai. Di solito si fa una lettura per linee o per piani, usando solo 1 o 2 gradienti. La lettura viene fatta inviando più frequenze in  $B_1$ : poi si applica la trasformata di Fourier, filtrando le frequenze una per una e determinando la singola costante di tempo.

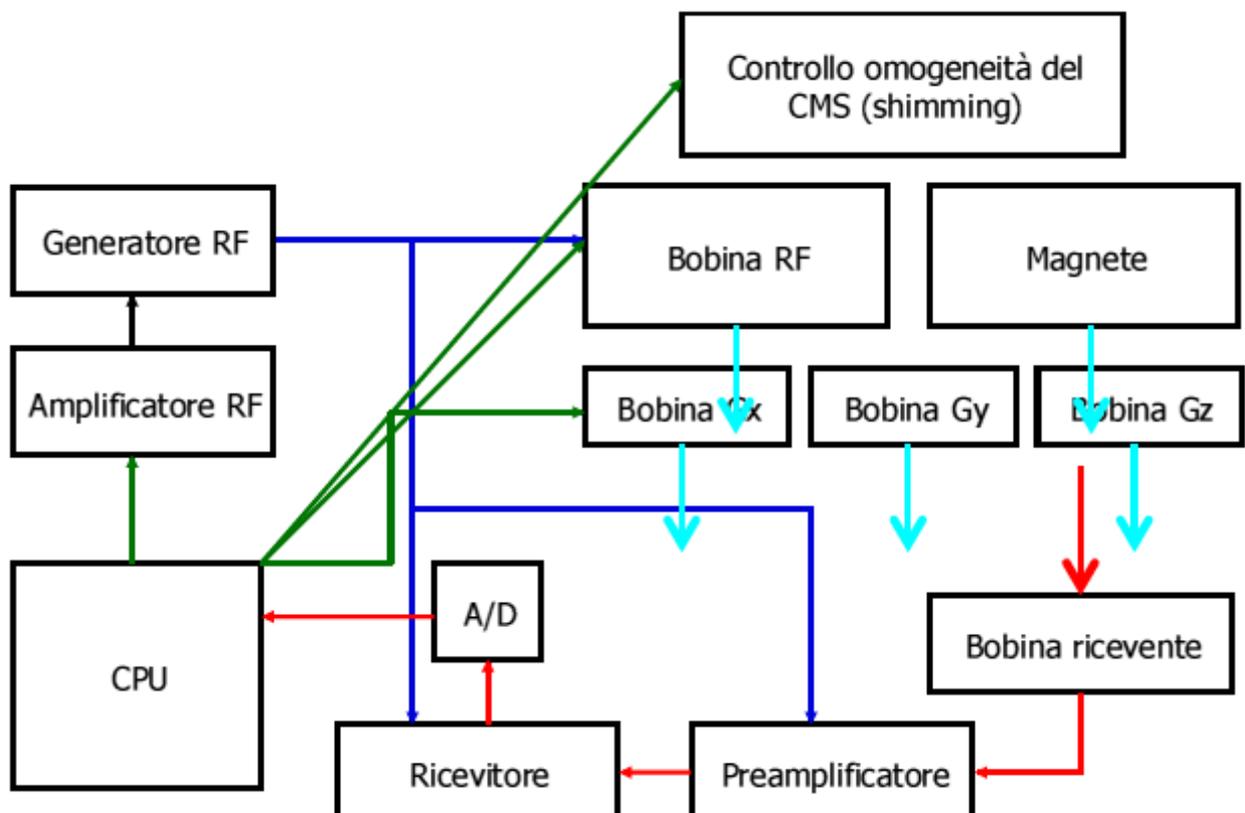
Quindi effettuando una lettura su un punto solo si ottiene un segnale con poco rumore, ma ci vuole molto tempo per l'esame. Leggendo tanti punti insieme aumenta il rumore.

Frequenze veloci  $\rightarrow$  immagine peggiore  
 Frequenze lente  $\rightarrow$  immagine migliore

Si può collocare il valore di T1 o T2 in ogni punto dello spazio, quindi la RM è una tecnica tomografica.

Dispositivo RM

Deve incorporare blocchi che si occupino di energie diverse (campi magnetici statici, variabili, elettromagnetici).



anche uno shimming attivo che corregge  $B_0$  in tempo reale. Si usano bobine aggiuntive che annullano le variazioni di  $B_0$  in una determinata direzione. L'intensità di  $B_0$  lungo la direzione  $z$  è data dallo sviluppo di Taylor:

$$B_{(z)} = B_0 + B_1 \frac{z}{r_0} + B_2 \left( \frac{z}{r_0} \right)^2 + \dots$$

Le antenne generano un campo uguale e contrario alle parti in più (cioè quelle diverse da  $B_0$ ). L'operazione viene ripetuta per tutte le direzioni.

Lo shimming attivo può essere variato: ottimizza il campo per tutta la vita del dispositivo.

Un **magnete resistivo** ha la geometria di una sfera con due metà separate oppure di una sfera senza torsolo. È composta da 4-6 bobine separate e concentriche fatte in alluminio anodizzato, un materiale con alta conducibilità termica. Sulle piastre scorre un liquido di raffreddamento (acqua o olio). Questo tipo di magnete ha il problema di consumare molto.

Il campo magnetico è proporzionale alla corrente  $I$  nelle spire e al numero di spire  $N$ . Non si può aumentare più di tanto  $N$ , per motivi di spazio, e nemmeno  $I$ , perché se no si riscalda troppo il conduttore per effetto Joule:

$$Q \propto R^2 I$$

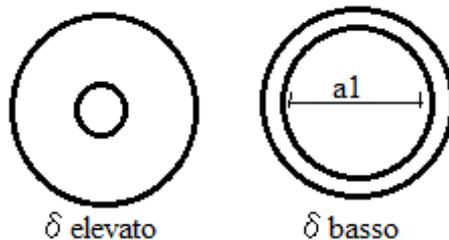
$R$  è proporzionale alla lunghezza del filamento, per cui aumentando  $N$  aumenta anche la quantità di calore che deve essere dissipata.

Poiché aumentando il campo magnetico statico si aumenta il calore prodotto, si ha una limitazione intrinseca del massimo  $B_0$  raggiungibile. Con un magnete resistivo si possono produrre **0,2-0,3 T** (al massimo 0,5 T) e anche così si devono dissipare 200 kW di potenza termica (la temperatura influenza la prevalenza, quindi è importante tenerla sotto controllo!!). Per questi magneti lo shimming passivo è molto lungo da fare: in proporzione, se ci vuole 1 giorno per la costruzione ce ne vogliono 5 per lo shimming.

La stabilità del campo magnetico è assicurata dall'alimentazione e dal raffreddamento del magnete, ma:

$$B_0 = \mu_0 G \sqrt{\frac{W \delta}{\rho a_1}}$$

dove:  $W \rightarrow$  potenza totale dissipata nel magnete  
 $a_1 \rightarrow$  diametro del foro del gantry  
 $\delta \rightarrow$  fattore di riempimento



Per un buon  $B_0$  bisognerebbe avere  $\delta$  elevato e  $a_1$  piccolo, ma questo comporta dei problemi nell'inserimento del paziente nel magnete.

È importante monitorare la temperatura nella stanza per due motivi:

- influenza la prevalenza;
- provoca deformazioni termiche nel metallo, rendendo  $B_0$  disomogeneo.

Si monitora anche l'umidità e la quantità di ossigeno nell'aria (quest'ultima è rilevante per magneti superconduttori).

Tra i vantaggi dei magneti resistivi vi è il fatto che possono essere spenti finito l'esame.

Nel locale del magnete vengono monitorate temperatura, umidità e percentuale di ossigeno nell'aria. Quest'ultima diminuisce in caso di perdita di gas refrigerante: in questo modo si può capire che è in atto un quenching e fermare tutto. Vi sono dei *pulsanti di quench* da premere solo in caso di emergenza: spengono il magnete scaricandolo lentamente, poi tolgono lentamente il gas refrigerante. La disattivazione del magnete può richiedere dai 5 minuti (magneti superveloci) a qualche decina di minuti.

Se la percentuale di ossigeno nella stanza diminuisce, un erogatore la riporta al 18%.

Il costo di un dispositivo a superconduttore va dai 2 milioni di euro (per la versione base) fino ai 3 milioni di euro. Le cardio RM possono anche superare i 3 milioni. Ciò che alza tanto il prezzo sono le sequenze, specifiche di ogni dispositivo.

Ricapitolando, un dispositivo RM con magnete a superconduttore ha i seguenti vantaggi e svantaggi:

VANTAGGI	SVANTAGGI
Elevata intensità del campo magnetico statico	Elevato effetto proiettile
Elevatissima omogeneità	Elevati costi d'acquisto e gestione
Elevatissima stabilità temporale	Gantry a tunnel, claustrofobico
Volume di imaging molto esteso	
Campo magnetico statico sempre attivo e orizzontale	
Peso ed ingombro contenuti	

Tre bobine gradiente sono deputate a produrre un campo gradiente variabile nel tempo e nello spazio. In esse scorre una corrente a impulsi. Un campo o una corrente non costanti provocano induzione magnetica (forza di attrazione o repulsione): la bobina viene attratta o respinta dal magnete, mettendo sotto stress la struttura. Questo genera un intenso rumore acustico (100 dB, poco inferiore a un martello pneumatico): servono delle protezioni acustiche per i pazienti. Il rumore non può essere evitato.

Il segnale di rilassamento viene misurato con un'antenna diversa da quella che genera  $B_1$ . Questa seconda antenna è posta a contatto con il paziente (*body coil*) nella zona che si vuole esaminare: aumentando la distanza dal soggetto, infatti, peggiora il rapporto segnale/rumore.

Per gli esami RM bisogna prendere alcune precauzioni. Non può essere fatto su pazienti con parti metalliche impiantate se non sono certificate per RM. Anche in tal caso, però, l'immagine non viene bene (se un soggetto ha una protesi d'anca, anche se certificata, è inutile fare RM all'anca; si può fare in zone corporee lontane dalla parte metallica, per es alla testa). Non ci sono problemi per quanto riguarda otturazioni o impianti dentali fissi; quelli mobili vanno rimossi prima dell'esame. La RM potrebbe essere fatta su una donna in gravidanza, ma non entra nel gantry.

### Fiber Tracking

È una sequenza RM che ricostruisce il percorso delle fibre nervose nel cervello. Si usa per la diagnostica di patologie neurodegenerative. Segue un codice colore:

- blu → fibre cranio-caudali
- verde → fibre antero-posteriori
- rosso → fibre latero-laterali

Dalla legge di Bloch si ricava l'ampiezza FID:  $\rho(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})$

Se  $TR \gg T_1$  si ricavano informazioni sulla densità protonica.

Se  $TR \approx T_1$  si ricavano informazioni sul tempo di rilassamento  $T_1$ .

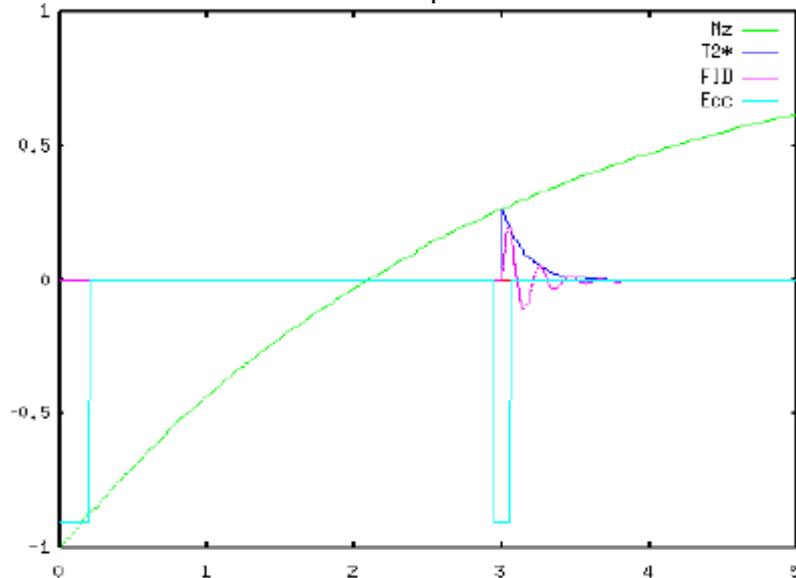
Dopo un certo numero di impulsi preliminari, la magnetizzazione longitudinale  $M_z$  presente ad ogni impulso di eccitazione raggiunge un valore costante. I dati vengono acquisiti solo dopo che si è raggiunto questo stato di equilibrio.

- **Inversion recovery:** la sequenza consta degli impulsi  $180^\circ$ -TI- $90^\circ$ -T'. Dall'equazione di

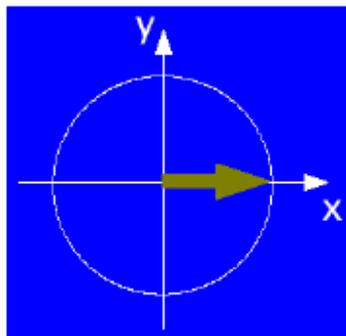
Bloch si ricava l'ampiezza FID:  $\rho(1 - 2e^{-\frac{TI}{T_1}} + e^{-\frac{TR}{T_1}})$

Se  $TI \gg T_1$  si ricavano informazioni sulla densità protonica.

Se  $TI \approx T_1$  si ricavano informazioni sul tempo di rilassamento  $T_1$ .

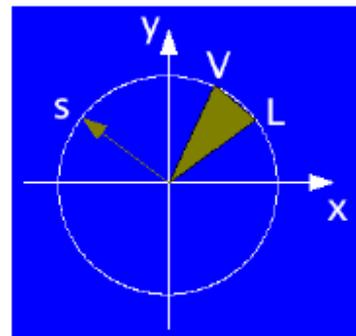


- **Spin-echo:** enfatizza uno dei due meccanismi e consta degli impulsi  $90^\circ$ -TE/2- $180^\circ$ -T'.



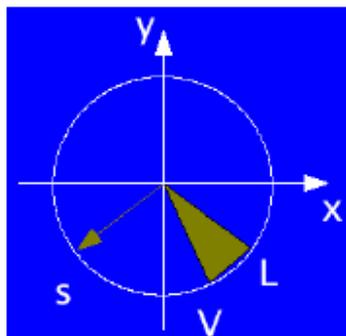
$T = 0$

spin allineati lungo x



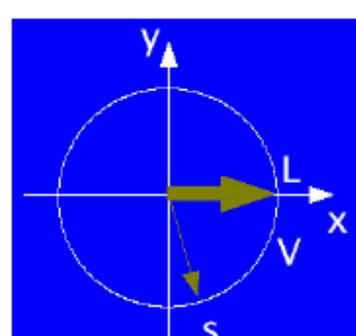
$T = TE/2$

gli spin hanno percorso un angolo  $\theta$  e non sono perfettamente allineati ( $T_2^*$ )



$T = \text{dopo impulso } 180^\circ$

gli spin che prima erano più avanti ora sono più indietro



$T = TE$

spin lenti e veloci si sono riallineati, ma il segnale è diminuito per effetto di  $T_2$

Tessuto	T <sub>1</sub> (s)	T <sub>2</sub> (ms)	rho*
CSF	0.8 - 20	110 - 2000	70-230
Bianca	0.76 - 1.08	61-100	70-90
Grigia	1.09 - 2.15	61 - 109	85 - 125
Meningi	0.5 - 2.2	50 - 165	5 - 44
Muscolo	0.95 - 1.82	20 - 67	45 - 90
Grasso	0.2 - 0.75	53 - 94	50 - 100

\*Based on ρ=111 for 12mM aqueous NiCl2

- a. A quale valore di TI il segnale del grasso sarà approssimativamente uguale a zero in una sequenza inversion recovery? (considerare TR >> T1).
- b. Usando una sequenza saturation recovery e un campione che contenga tutti i tessuti della tabella, che valore di TR potrebbe garantire almeno il 98% del segnale da tutti i tessuti?

a:

TR >> T1 → il termine con TR risulta trascurabile.

$$S(TI) = k\rho(1 - 2e^{-\frac{TI}{T_1}}) = 0$$

Quindi:

$$e^{-\frac{TI}{T_1}} = \frac{1}{2} \rightarrow \frac{-TI}{T_1} = \ln\left(\frac{1}{2}\right) \rightarrow TI = T_1 \ln 2$$

Poiché T1 = [0,2; 0,75]s si ha:

$$T1 = 0,2 \text{ s } \ln 2 = 140 \text{ ms}$$

$$T1 = 0,75 \text{ s } \ln 2 = 520 \text{ ms}$$

b:

$$S(TR) = k\rho(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}) \rightarrow 0,98 = 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \rightarrow TR = -T_1 \ln 0,02$$

Usando il T1 maggiore (20 s) si assicura almeno il 98% per tutti i tessuti:

$$TR = -20s \ln 0,02 = 78240 \text{ ms}$$

### Esercizio 2

Due tessuti adiacenti hanno densità protonica simile, ma T2 pari a 30 e 50 ms rispettivamente. Si desidera ottenere un'immagine spin-echo nella quale il contrasto tra i due tessuti sia massimizzato. Quale TE deve essere usato?

$$S(TE) = k\rho(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad \text{Con } TR \gg T1 \rightarrow \text{termine con TR trascurabile}$$

Il contrasto è dato da: C = S1 - S2

$$\text{Per trovare il massimo: } \frac{dC}{dTE} = 0$$

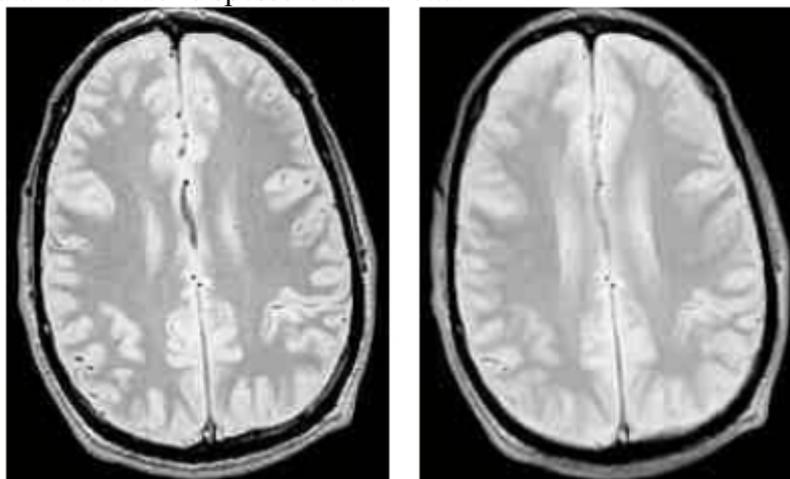
Quindi:

$$\frac{-1}{T_2(1)} e^{-\frac{TE}{T_2(1)}} + \frac{1}{T_2(2)} e^{-\frac{TE}{T_2(2)}} = 0 \rightarrow \frac{1}{30} e^{-\frac{TE}{30}} = \frac{1}{50} e^{-\frac{TE}{50}} \rightarrow e^{\left(\frac{TE}{50} - \frac{TE}{30}\right)} = \frac{3}{5} \rightarrow$$

$$TE\left(\frac{1}{50} - \frac{1}{30}\right) = \ln\left(\frac{3}{5}\right) \rightarrow TE = 38,3 \text{ ms}$$

Nell'immagine sopra il gradiente di codifica in frequenza (codifica sinistra/destra) è operativo a metà del suo valore atteso.

Nell'**effetto di volume parziale** diversi tipi di tessuto sono presenti nello stesso voxel. La situazione può essere migliorata riducendo lo spessore della fetta.



Spessore di fetta: 2 mm

Spessore di fetta: 10 mm

L'artefatto causato dal **flusso** è dovuto al fatto che, tra l'istante di eccitazione e il tempo di lettura, il liquido si sposta, quindi si hanno molecole eccitate che non sono più nella fetta giusta. Per questo motivo i vasi sanguigni appaiono neri anche se contengono molta acqua.

