



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

NUMERO: 610

DATA: 0409/2013

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

STUDENTE: Arlotta

MATERIA: Bioimmagini + Domande + 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.**

## SAPERE MEDICO e VISIONE DIRETTA

Conoscenza e sapere sono legati all'OSSERVAZIONE DIRETTA del corpo umano.

## EVOLUZIONE TECNOLOGICA

1895-1940 si sviluppano le tecniche a raggi X  
le proprietà dei raggi X si conoscevano, bisognava catturarli dopo aver attraversato la persona e produrre un'immagine

1945-1970 si sviluppano:

l'unica caratteristica  
fondamentale  
l'acquisizione  
di immagini

→ gli ultrasuoni

→ la camera

si sono in pratica  
acquisite

la camera è il rivelatore che si usa in  
medicina nucleare (telecamera per raggi X)

Gli ultrasuoni sono onde meccaniche che interagiscono  
dentro con il corpo umano

visione  
speciale

1970 nascono

→ TC (TAC Assiale)

→ SPECT

→ PET

nascono  
in  
complicità

Si è passati da TAC a TC fliche non è più per forza  
assiale.

SPECT Tomografia computerizzata a emissione di  
singolo fotone  
è una tecnica di medicina nucleare

PET Tomografia ad emissione di fotoni

PET, PET  
etc.  
lavoro  
in comune

→ TOMOGRAFIA: "tomo" volume

lavoro su immagini bidimensionali  
sono tecniche con cui ricostruisco un  
volume da immagini bidimensionali.

(anatomica) o funzionali (fisiologia) e per invasività.

Il concetto di invasività non è quello della 93/42 ma è legato al rischio portato dall'energia che si utilizza.

La forma di energia usata è importante per capire cosa si fa a vedere, quindi il significato dell'immagine.

Si differenziano per funzione:

- bioimmagini MORFOLOGICHE;
- bioimmagini FUNZIONALI;

Queste non ce ne sono. Ci sono tecniche adatte per entrambe.

oppure per uso clinico:

- analisi di strutture;
- diagnostica;
- causa di patologie;
- monitoraggio terapia, follow-up;

oppure per caratteristiche:

- radiazioni ionizzanti o no;
- invasività;
- somministrazione o meno di un contrasto.

Se si vuole produrre un'immagine, serve una forma di energia. Infatti l'immagine è il risultato dell'interazione tra una forma di energia e un tessuto corporeo.

Ci sono diverse forme d'onda: gli  $\alpha$  sono meno pericolosi delle radiazioni  $\beta$  ma sono tutte pericolose, dipende da quanto ne applichi e dove.

Una divisione di massima è radiazione:

- IONIZZANTE: interagisce con il corpo umano e produce ioni (radiazione X);
- NON IONIZZANTE.

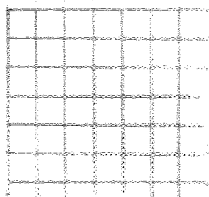
La materia è tipicamente neutra, ionizzarla crea composti che prima non c'erano e tutti questi ioni interagiscono con

È adimensionato. Essendo un rapporto si può esprimere in percentuale.

Un'immagine è una matrice di numeri.

Supponiamo un'immagine monocromatica, per conversione e codifica si usano solo i numeri interi. Devo avere una regola di associazione tra il numero in matrice e l'intensità del colore che voglio.

Se non c'è colore vedo nero. A zero corrisponde 0. Al bianco



corrisponde al massimo e quindi dipende da quanti bit intendo utilizzare. Solitamente su lastra si usa 1 byte (per la sicurezza si usano 14 bit, meno di 2 byte). Supponiamo di lavorare con  $N$  bit, ho  $2^N$  "colori" e il bianco è  $2^N - 1$ .

Δi può essere positivo o negativo. Se ho un oggetto chiaro su sfondo scuro, da esso contrasto positivo. Oppetti scuri su sfondo chiaro danno  $C$  negativo.

Il contrasto è legato alla qualità dell'immagine.

Più  $C$  è basso in modulo, più faccio fatica a vedere l'immagine.

La RISOLUZIONE SPAZIALE è la dimensione del più piccolo oggetto che posso vedere o supponendo d'avere che oggetti puntiformi e la minima distanza a cui li vedo separati. È il limite inferiore a cui un posto spinge in qualsiasi direzione.

La risoluzione caratterizza tutta la catena della bioimmagine: se uno dei passaggi ha poca risoluzione, genera una perdita se multata.

La risoluzione si misura con una sua unità di misura: coppia di linee al millimetro  $\frac{cl}{mm}$ .

Una coppia di linee è data da una nera e una chiara.

# DISPOSITIVI RADIOLOGICI

## FONDAMENTI di RADIOLOGIA

Una radiazione ionizzante è in grado di ionizzare la materia. I raggi x hanno alta energia e piccola lunghezza d'onda e per questo rende molto ionizzanti.

I raggi x sono radiazioni elettromagnetiche.

$$c = \lambda \cdot f$$

velocità della luce  
 lunghezza d'onda  
 frequenza della radiazione elettromagnetica

Supponiamo che  $c$  ( $300 \cdot 10^3$  km/s) la costante.

La banda x si divide in:

- molli;
- diagnostici;
- radioterapia. { con un'irradiazione selezionata per curare i tumori.

Sono tutte ionizzanti. La differenza è che spesso gli x molli non riescono ad uscire dai tessuti (frequenza troppo bassa per attraversare il corpo). Ma servono per fare imaging. Vanno tolti, possono provocare tumori.

La penetranza è data solo dalla frequenza.

$$E = h \cdot f$$

energia  
 della radiazione elettromagnetica

costante di Planck  
 $(6,25 \cdot 10^{-34} \text{ Js})$

Salendo di frequenza, aumenta l'energia associata.

Sono stati applicati la prima volta il 8/11/1895 da Roentgen, (che ne è morto), il primo che fece una radiografia.

Il generatore di raggi x è il TUBO A RAGGI X ed è ancora oggi come quello di Roentgen.

Un tubo a raggi X ha due modalità d'emissione: di frenamento e caratteristica. La maggior parte dell'emissione avviene con il primo metodo.

Nella radiazione di frenamento un elettrone è accelerato in prossimità dell'anodo e viene frenato, poiché respinto dalla nuvola di elettroni dell'anodo.

L'energia è persa dall'elettrone anche dopo una possibile deflessione della direzione.

$$\Delta E = E_f - E_i = h \nu$$

energia persa

deve essere sufficientemente grande ed viaggiare la distanza di Planck per poter emettere la radiazione, l'elettrone perde la quantità di energia pari ad  $h \nu$ , un "quanto".

Se voglio massimizzare, devo far arrivare gli elettroni con un'energia elevata:

$$E_i = mc^2$$

quindi devo massimizzare  $c$ .

Per ridurre  $E_f$  l'anodo deve essere formato da atomi

con numero e peso atomico elevato (la nuvola elettronica sarà più grande e l'elettrone in arrivo verrà maggiormente decelerato).

Possiamo conoscere con accuratezza  $E_i$ , ma non  $E_f$ .

Infatti il numero di fotoni emessi in base alla loro energia ha distribuzione gaussiana.

Nella emissione caratteristica, l'emissione è dovuta alla collisione dell'elettrone in arrivo con uno appartenente all'atomo dell'anodo, con il conseguente allontanamento di due.

Se la tensione è uella ma la corrente non è uella, potrebbe esserci la probabilità che un elettrodo cada all'anodo.

È in un involucro di vetro perche' piani perfettamente trasparenti ai raggi x e non interferisce con i raggi x prodotti.

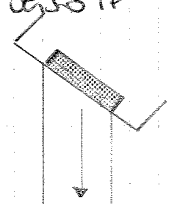
All'interno è fatto vuoto spinto, il vetro regge presta pressione.

Se ci fossero atomi di gas, i raggi x li scatterebbero e potrebbero generare una forma di energia che non posso controllare e perdere energia prima dell'anodo.

L'anodo è un disco ad ombrello. È montato su un pino centrale e gira. Il "bombardamento" elettronico genera calore, il che tenuto in rotazione così il catodo colpisce un punto diverso e lascia raffreddare l'anodo. L'anodo può essere ROTANTE o fisso (ha applicazioni particolari e vita breve).

Ci sono tubi radiogeni che hanno applicazioni industriali (come gli scanner degli aeroporti). Generano una intensità di raggi x maggiore e quindi maggiore calore, vanno raffreddati in bagno d'olio. Nei dispositivi per la medicina o non c'è raffreddamento o è a ventilazione forzata.

La regione di impatto si chiama MACCHIA FOCALE. Il profilo è inclinato per favorire l'emissione del fascio di protoni verso il basso. Da elidead: punto sia grande il fascio di raggi x generato. Più è piccola la macchia, più è selettivo il fascio a raggi x. Per le TC mi serve un pennello di radiazioni.



Il vetro è assottigliato nella finestra; l'assottigliamento lascia passare il fascio necessario e direzionato.

Il filamento è di Tungsteno, ha temperatura di fusione a 3410 °C, parecchio elevata. Inoltre:

- non costa troppo;
- si lavora bene.

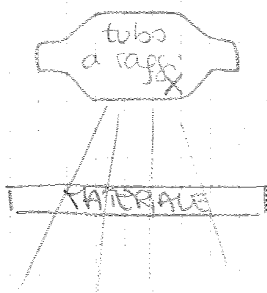
Il supporto del catodo è in wolfram.

Il numero di elettroni emessi è proporzionale alla corrente.



I raggi x hanno tre caratteristiche fondamentali:

- capacità di penetrazione (pelli non molli)  
Sono in grado di attraversare materia e attraversando perdono energia. Vengono attenuati da una quantità che è funzione delle caratteristiche del tessuto;
- indicano fluorescenza in determinata materia, nel resto la parte dell'energia del visibile;
- azione chimico-fisica (radioterapia).



Se che lo strato di materiale farà perdere energia ai raggi x

Indicando con  $N$  il numero

di fotoni e con  $dN$  la variazione,

la variazione è negativa e

dipende da  $dx$  (spessore del materiale - lo supporto ausiliario) e da  $\mu$ , il

### COEFFICIENTE di ATTENUAZIONE DIFFERENZIALE

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

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

LEGGE di LAMBERT-BEER

L'attenuazione dipende sia dallo spessore che dal tipo di materiale;  $\mu$  non è la densità del materiale ma il materiale più denso assorbe di più.  $\mu$  varia a seconda dei fotoni x incidenti,  $\rho$  no. Più l'energia dei fotoni è elevata, minore sarà  $\mu$ .

$\mu$  è generalmente [ $\text{cm}^{-1}$ ].

Posso ottenere il diminuzione del fascio: l'importante non è  $\mu$  o  $x$  ma il prodotto  $\mu \cdot x$ :

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

deve dare  $\frac{1}{2}$  e non importa il

valore singolo  $\mu$  o  $x$  ma il prodotto.

del filamento e' proporzionale alla corrente che vi  
scorre e c'e' quindi un termometro ad elevata accuratezza.

Il selettore di voltaggio e' un controllo distribuito all'utente  
per selezionare il voltaggio cui alimentano il tubo, variando  
l'energia dei fotoni. Va variata l'energia in base a chi  
va fatta la radiografia e che distretto. Non si puo' scegliere  
a piacere una sola tra quelle ammesse dal costruttore,  
che ha caratterizzato l'emissione del tubo con quelle  
tensioni.

Il timer serve perche' fare una radiografia e' come fare  
una foto a raggi x ed e' importante sapere per quanto  
devo tenere accesa la macchina e il tubo. Se sovra-sotto esposizione  
non viene ben delineata la radiografia.

La radiazione termina automaticamente.

Attaccato c'e' un interruttore d'esposizione, in mano al  
tecnico radiologo. Viene premuto e inizia l'esposizione.

Quando seleziono voltaggio e corrente, la macchina  
calcola il tempo e si chiama AET (Automatic

Exposure Terminator) ed e' escludibile: se l'uso in operazioni  
con cateterismo, qui tanto devo vedere dove sta andando.

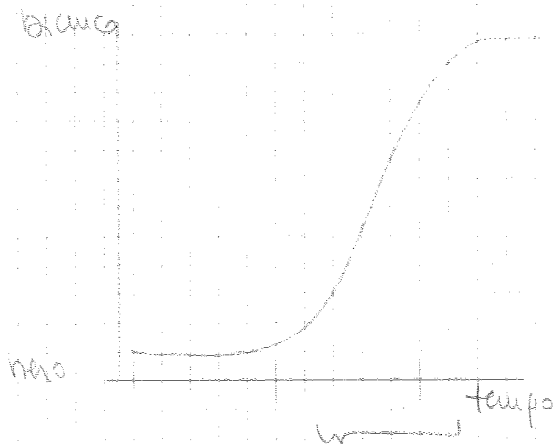
## PELLICOLE

Si usa un foglio di poliestere, mylar o acetato. È di per se' inerte. Quindi sulle due facce si spalmano composti che reagiscono con i raggi x come il AgBr.

Il bromuro d'argento, dove colpito da raggi, modifica la sua struttura cristallina.

Una volta eseguita la radiografia, la lamina viene immersa in opportuno bagno che lava sulla pellicola solo i grani attivati. Viene poi sviluppata come una normale fotografia. Esistono sviluppatrici automatiche.

Il AgBr ha grani di diametro di circa 1  $\mu$ m. È come avere un'immagine a punti molto fini, da un'immagine ad alta risoluzione spaziale. Sono piccoli ma densi (l'argento è un metallo).



Dalla curva simmetrica si vede che se esagoni con il tempo l'immagine è bianca, se lo lasci poco resta nero (tende al nero).

Questa curva non è lineare.

In questo tempo è rapidamente lineare, quindi tale  $\Delta$  di sviluppo in questo intervallo.

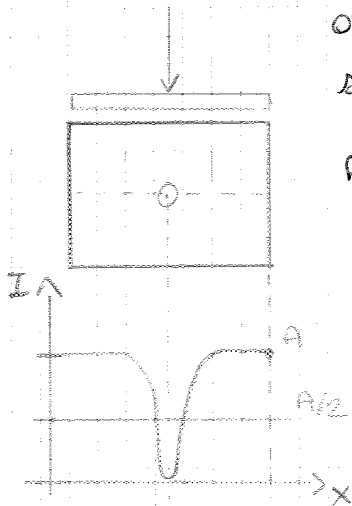
Non si parte mai dal nero zero. È tanto più bianca più la curva va verso lo zero (nero). C'è da tener conto che invecchiano abbastanza in fretta.

Ci sono:

- le pellicole, in piani di uso
- gli amplificatori di brillanti, sono una sorta di telecamera a raggi x, danno l'immagine in tempo reale.

di uniscono il potere risolutivo una lastra senza schermo è meno efficace ma ha più fedeltà spaziale.

Supponiamo di avere una lastra su cui piove un fotone. Se la sviluppiamo, un aspetto tutta la lastra bianca e per punto è nero. Avrà un circolino scuro, e non perfettamente omogeneo (molto nero al centro e più scuro ai bordi).

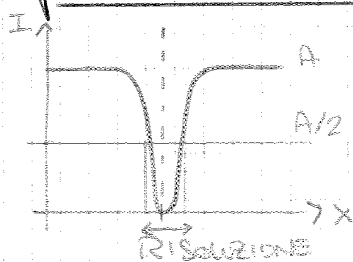


Al centro, l'intensità è zero, agli estremi è bianca, l'intensità sale al livello supposto. Da qui si definisce l'allungamento intensità - spazio.

La lastra migliore è quella con profilo di intensità con un salto molto stretto: un fotone genera una macchietta piccola.

Da qui si può calcolare la risoluzione spaziale.

Si taglia a metà il profilo di intensità, si calcolano i punti dove la curva interseca la linea orizzontale.



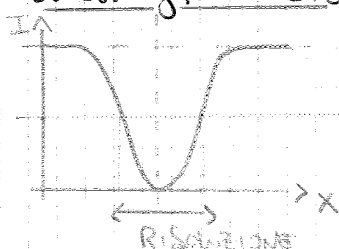
Si riportano i punti.

Si chiama Full Width Half Max (FWHM)

Questa è lungo x, non è detto che sia uguale per y.

Se non c'è l'intensificatore e la lastra è sottile, l'energia è confinata e il profilo di intensità è ragionevolmente stretto.

Se c'è uno schermo intensificatore, essendo più materiale, l'energia si disperde in una zona più ampia, e la

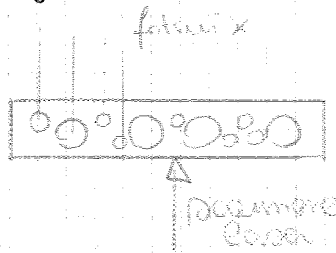


risoluzione spaziale calcolata è peggiore

I CR sono semi-digitali: non usi le pellicole ma l'immagine non subisce un processo di formazione digitale.

È una tecnologia basata su pannelli di fosforo che generano fotoni nel visibile quando colpiti da raggi x: parte di energia in banda x è convertita in energia visibile.

Se il pannello si forma un'immagine latente perché dai raggi x restano "incrociati". Il pannello viene inserito



in un dispositivo CR e viene scansionato laser. Una volta letta, il pannello in bagno di elettroni perde l'immagine e si può riutilizzare un po' di volte.

rx  
↓  
vis  
↓  
dg

Richiede una doppia conversione energetica. Produce una immagine digitale con una doppia conversione: questo sensore è detto SENSORE A CONVERSIONE INDIRETTA. Quelli a CONVERSIONE DIRETTA hanno una sola conversione.

I sondatori semi-digitali hanno la stessa tecnologia dei semi-conduttori: il silicio viene drogato con CsI (scintillatore). Quando colpiti da raggi x, gli scintillatori generano elettroni.

Una carica si legge per effetto capacitivo: si crea un condensatore intorno al silicio amorfo. Si fa una



Sottilissima metallizzazione del silicio (che fa da dielettrico). Sotto si mettono tanti elettrodi piccoli.

rx  
↓  
carica  
letta  
↓  
eff  
capacitivo

Ogni elettrodo è un pixel dell'immagine. legge la carica tra l'elettrodo in posizione e la piattastra sopra. La carica è convertita in un tono di grigio.

Il DR è a CONVERSIONE DIRETTA.

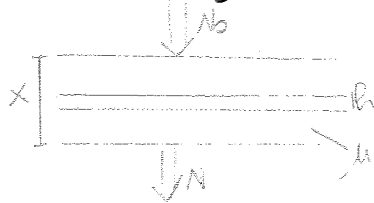
Hanno un tempo di risposta brevissimo, danno una vita costa molte centinaia di migliaia di €.

Vengono invertiti e rimangono intravasali. Ma vedo sia i vasi che le ossa. La DSA toglie le informazioni date a destra diverse dall'albero vascolare.

Seve punti:

1. in radiologie
2. in informazione di digitale
3. in mezzo di contrasto
4. in software per la sottrazione

Acquiso un'immagine BASAL (prima del contrasto), invertito il mezzo, faccio una nuova acquisizione e poi la sottrazione.



Supponiamo di avere uno strato di materiale con spessore  $x$ ; all'interno passa un vaso di spessore  $h$ .

Irradiamo e calcoliamo i fotoni

usciti:

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

$N$  è l'attenuazione all'input, con l'ipotesi che materiale e vaso abbiano la stessa  $\mu$ .

Invece mezzo di contrasto: il vaso ha  $\mu_c$ , diversa da  $\mu$ .

$\mu_c$  è maggiore di  $\mu$ .

$$N_c = \underbrace{N_0 e^{-\mu(x-h)}}_{\substack{\text{l'attenuazione} \\ \text{del materiale} \\ \text{è cambiata} \\ \text{dentro come il vaso}}} + \underbrace{N_0 e^{-\mu_c h}}_{\substack{\text{l'attenuazione} \\ \text{del vaso}}}$$

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

Posso calcolare la differenza:

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

Bisogna verificare l'assenza di artefatti. Possono essere generati da qualsiasi cosa tra il capo e il sensore. Si fa una radiografia a voto e con una lente di ingrandimento la si confronta con quella della prova iniziale.

Spesso sotto il tubo si mette una griglia, come un setaccio. Estendoti una griglia nella lastra a voto la vedo.

È particolarmente importante quindi si fa ogni 3 mesi.

C'è poi la misurazione ad alto contrasto. Si usa un fantocino di polimetilmetacrilato.

→ spaco;

→ matrice;

da 40 mm di spessore. Ci si appoggia una griglia con linee parallele e ortogonali al supporto paziente. Si controllano le cl/mm e la prova è superata se non è decresciuta di oltre 2 cl/mm rispetto alla prova iniziale (risoluzione diminuita del 10%). È importante ma non come le precedenti, può farla 2 volte all'anno.

Un'altra prova è quella del fascio di irradiazione che valuta le variazioni del fascio. Si usa un fantocino con 5 sfere metalliche, si fa una radiografia.



Si devono vedere 2 sfere su 5 per capire qual'è l'allineamento del fascio irradiato. Quindi si può spostare al più di 6 mm. Viene effettuata ogni 6 mesi.

Un'altra prova è il compresse, che non deve essere pericoloso per la paziente. Si comprime una sacca d'acqua e si misura con un dinamometro. La forza non deve scostare di  $\pm 10\%$  dalla prova iniziale. Va fatta ogni 6 mesi.

## TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

Nasce per ovviare i limiti della radiografia tradizionale, a partire dal fatto che è proiettiva. In secondo luogo c'è un discorso di schemi: non riusciamo a vedere tessuti tra loro sovrapposti.

L'immagine radiografica ha un contrasto troppo alto, non vedo tessuti molli se vedo le ossa e viceversa.

Non posso vedere tessuti diversi sulla stessa immagine.

C'è poi il discorso del mezzo di contrasto, che unaramente non fa vedere le ossa.

L'idea di base:

→ uso i raggi x,

→ guardo lo stesso volume da punti di vista diversi (se ho due tessuti sovrapposti per un punto di vista, ce ne saranno altri per cui non lo sono).

Comporta un moto relativo tra oggetto da guardare e sensore (punto di vista). Serve TRAVERTENZAIONE.

La TC è una metodologia che permette una vista 2D o 3D a partire da una serie di proiezioni prese da più punti di vista.

Ha i seguenti vantaggi:

→ si amplia moltissimo la risoluzione dinamica

sfruttando meglio i gangli, rappresentando sia tessuti molli che ossa. Sfrutto meglio l'informazione;

→ posso fare calcoli di volumi (calcolare il volume di una lesione è importante per prendere decisioni terapeutici)



Ci vanno de castele:

- 1- la dose (per vedere tutto c'è una dose alta);
- 2- la ricostruzione 3D viene bene se il volume non si muove (artefatto da movimento).

Sull'immagine c'è il coefficiente di attenuazione lineare normalizzato e si esprime in HU:

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

In radiografia ho valori assoluti. In TC, normalizzato  $\mu$ , cambio la scala di grigi (che era un iniziale problema). La prima cosa che si fa all'installazione di una TC, si fa una TC ad una sacca d'acqua e lo si tiene da riferimento. L'acqua deve essere degasata e demineralizzata.

In HU, l'acqua è rappresentata da 0. Le HU sono positive o negative:

$$\begin{cases} \mu > \mu_{H_2O}, & HU > 0 \\ \mu < \mu_{H_2O}, & HU < 0 \end{cases}$$

Si suppone che in generale l'aria sia attenuata; il minimo della scala HU è -1000, il massimo non esiste ma in TC tradizionale oltre 1000/1500 trova solo osso.

Se voglio solo l'osso tengo le HU da 500 in su, o se voglio solo i polmoni tengo da -400 a -1000.

Ragionando in HU (da -1000 a +1000), tipicamente in TC posso selezionare cosa rappresentare a video tramite una finestra, quindi il tipo di tessuto. È rappresentata da due parametri:

- WL dice dove il centro della finestra è posizionato (Window level);
- WW è l'ampiezza della finestra (Window Width);



I rilevatori sono lungo un arco e sono solidali con il fascio, si muova a 1s/fetta.

Lo SCANNER di IV GENERAZIONE ha un anello intero di sensori: allo interno del prate emette il tubo e poi nota mentre i sensori sono fissi. I tempi di scansione sono minori di 500 ms/fetta. Per ricostruire la fetta deve scansionare su almeno 180°: quindi fa 180° in 380 ms. Il diametro del gantry è all'incirca 1 metro. La velocità angolare è elevata.



1m

È impensabile che copra 180° e si fermi di colpo e si riparta. Quindi il tubo nota continuamente ed emette ogni 180° gradi.

È nato con la discesa del prezzo dei sensori e con la nascita del SLIP RING: ci sono contatti: note e del tubo sui binari da cui il tubo si alimenta senza avere cavi collegati. Si alimenta direttamente dai binari. Garantisce l'immunità dell'impedenza di contatto.

### BLOCCHI PRINCIPALI

C'è un sistema di scansione (lo scanner) che ha il compito di gestire l'angolo di emissione.

C'è un'unità di elaborazione che calibra lo strumento voluta  $\mu$  e  $\text{LiH}_2\text{O}$ .

Il sistema di visualizzazione (bianco/nero) è dotato di memoria per una rapida visualizzazione. Il monitor è un unico 19" ad alta densità.

L'unità di immagazzinamento deve contenere in memoria e deve essere molto grande.

Aperto o chiuso il collimatore si regola lo spessore della fetta: se è più spessa, quello che c'è dentro non è vedo. Lo spessore dipende da cosa devo vedere. Serve per calibrare la dose da dare al paziente.

Nulla viene assorbito e viene fatto tutto passare (~4 litri).

Nel caso di massa calcidante, non riesce a passare con l'endoscopio. Il colon ha uno spasmo involontario quando l'endoscopio passa: si immette anidride carbonica per rallegrarlo.

Facendo un TC, si cancella il resto e si ricostruisce il colon in 3D e si valutano eventuali lesioni.

Necessita di scanner, strumentazione e software appositi.

Il volume ha altezza di 30-40 cm, il gap è 0,6-1,1 mm.

Si è sottoposti a radiazioni ionizzanti, c'è sempre una preparazione (liquido isotonic), c'è una e' più leggera.

Siccome possono esserci dei residui, vanno cancellati un'encamente; il colon va sempre gonfiato e si fa una TC prona e una supina.

In caso di lesione, in colonoscopia reale si fa una biopsia; in TC non si può e quindi si fa una colonoscopia.

L'unico metodo per guardare l'intestino tenue è la TC perché ha delle curve troppo strette.

Uno dei primi sensori era quello allo stato solido avevano accoppiati un cristallo scintillatore (genera fotoni visibili proporzionale all'energia raggi X) a elementi ceramici con la stessa proprietà di scintillazione. C'è poi una guida d'onda e poi il tubo fotomoltiplicatore e ha la stessa funzione del tubo di brillantata.

È un sensore a conversione indiretta.

Non si usano più ed è dovuto alla loro struttura: creare un anello di uno scanner di IV generazione con strutture a 3 componenti non è comodo né facile da progettare.

La risoluzione della TC non è il meglio: SPAZIALE

Mammografia	20 cl/mm
Radiologico	10 cl/mm
→ TC	1-2 cl/mm

Il motivo è che la TC necessita di un algoritmo e quindi della  
che un campo pseudo dati.

La TC guadagna più in contrasto:

Radiografia piana	5%.
TC	0,5%.

Vedo distribuiti — oggetti: il cui valore è dato solo dallo 0,5%  
grazie allo stiramento della scala H.U.

La qualità dell'immagine dipende:

1) dalla dimensione dei sensori

sensori più grandi danno un'immagine granata  
è paragonabile alla grandezza del pixel  
più è piccolo, migliore è la risoluzione spaziale;

2) dalla spaziatura delle letture

esiste un gap tra una fetta e la successiva, se  
faccio fette sottili a poco spazio ho una migliore  
risoluzione.

Si intende anche la spaziatura angolare avere  
quanto irradiamo su  $180^\circ$ ; più irradiazioni si  
fanno lungo  $180^\circ$ , minore sarà l'errore e  
migliore l'immagine;

3) dell'efficienza dell'algoritmo di ricostruzione;

4) dall'ampiezza del pixel.

L'esame dura in base al tempo di decadimento del radiofarmaco.

In radiografia ho fotoni finché voglio, la misura del sensore è di tipo integrale. In medicina nucleare, i fotoni sono pochissimi e il sensore deve contarli uno per uno. I fotoni

sono pochi perché:

- o le sorgenti a disposizione emettono pochi fotoni e per stabilizzarsi;
- o non posso esagerare con la dose perché i fotoni sono molto pericolosi.

La medicina nucleare non è uno screening ma solo in casi chiaramente patologici.

I preparati radioattivi hanno la capacità di legarsi in modo selettivo a:

- o tessuti
- o organi
- o processi funzionali

Se iniettato I, va tutto nella tiroide. La tiroide non sa che è radioattivo e così lo sfrutta per la funzionalità di prima ghiandola.

Tc e Ga sono marker tumorali: Tc mi lega anche a processi degenerativi o infiammatori.

In base al target, si somministra un diverso marker (ad esempio per vedere il cervello, che si unisce di preferenza, si inietta glucosio radioattivo).

IL CORPO UMANO NON VEDE SE UN ATOMO È RADIOATTIVO O NO:

Si può somministrare  $O_2$  radioattivo per vedere la funzionalità respiratoria.

Il numero di atomi radioattivi dopo un tempo si calcola come

$$N = N_0 e^{-\lambda T}$$

numero  
di atomi  
iniziale

Il tempo di emivita  $t$ :  $T_{1/2} = \frac{\log 2}{\lambda}$

Più è alto  $\lambda$ , più  $T_{1/2}$  è breve.

Questo vale finché ci sono un miliardo di atomi attivi; sotto questa cifra, ogni atomo decade per sé.

Il  $T_{1/2}$  varia moltissimo da atomo ad atomo

$^{13}\text{C} \rightarrow$  pochi minuti

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

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

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

## DECADIMENTI

$\alpha$  gli elementi emettono una particella  $\alpha$

$$\alpha = 2p^+ + 2\text{ neutroni}$$

Il numero atomico di unione di 2, il peso atomico di unione di 4:



Le particelle  $\alpha$  non escono dal corpo umano: è utile in terapia ma non in imaging.

Si stima che la radiazione sia il 70% della radiazione dello scoppio di una bomba atomica.

Non sono particolarmente penetranti.

$\beta$  un neutrone si trasforma in

$$p^+ + e^- + \text{anti neutrino}$$

$p^+$  annulla carica dell' $e^-$  (bilancio delle cariche)

anti neutrino annulla la massa di  $p^+$  e  $e^-$



## RADIOFARMACI

Vengono sintetizzati in ospedale

Vengono iniettati nel corpo umano e da un processo fisiologico va a fissarsi.

INDICATORE radiofarmaco inserito nell'organismo per trasporto meccanico, vascolare, respiratorio

TRACCIANTE radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto di tipo metabolico.

Per la SPECT si usano fotoni a 80-300 KeV

PECT si usano fotoni a energia superiore a 500 KeV

## COME SI MISURA?

Si usano RILEVATORI a SEMI CONDUTTORE. All'inizio erano resistenze che davavano valore quando colpiti da radiazione  $\gamma$ . Costavano non poco, erano molto numerosi, poco efficienti e il Si è poco reattivo nei confronti del  $\gamma$ .

Si sono usati i rilevatori a gas.

Si usano i rilevatori SCINTILLATORI INORGANICI. Si usa lo NaI, si lavora bene e si stoga con delle impurità che aumentano  $\mu$  (in genere Ta).

Arriva un fotone, interagisce con il cristallo, emette luce visibile e si converte a corrente.

C'è solo conversione indiretta.

NaI ha un comportamento più simile del CsI.

Costa poco, ha una buona efficienza di rivelazione.

Ha un risoluzione energetica del 13%.

Supponiamo di avere  $e_1 > e_2$  (15%)

Il fotone arriva al sensore e si genera corrente di entrambi i casi,  $i_1$  e  $i_2$ .

$i_1$  è diversa da  $i_2$  se la differenza di energia dei fotoni è almeno il 15%.

Il fotone arriva da uno spazio 3D e si schiaccia su un 2D. Il collimatore serve per sapere che le coordinate arrivano da una certa direzione dello spazio. Seleziona quindi delle direzioni ammesse.

Ci sono diversi tipi di collimatore e mi permettono di gestire meglio le dimensioni. Si usa in genere quello a fori piani paralleli.

Più i setti sono lunghi e ravvicinati tra loro, meglio sarà per l'immagine perché è più selettivo il collimatore.

È fatto di metallo (Pb). Ma dato che ho pochi fotoni, se è troppo selettivo, non è più nulla efficiente.

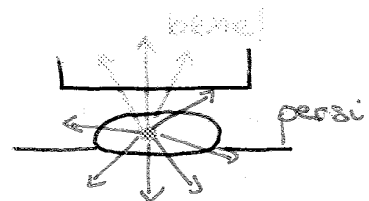
Dietro il collimatore, si mette una lastra dietro:

- 1) è trasparente ai raggi;
- 2) fa da sostegno al cristallo scintillatore. È rigido e se la gamma-camera si sposta può capersì;
- 3) protegge il Sale NaI dall'acqua (vapore) dell'aria.  
Non si sceglie una camera se due proprietà.

La risoluzione di un punto d'impatto dipende dalla distanza della sorgente dal collimatore. Se è vicina, la probabilità che i fotoni passino i setti è bassa. Vedendo una macchina piccola, ho una buona risoluzione. Se è lontana, passano più fotoni, la macchina è più sfocata e la risoluzione è più bassa.

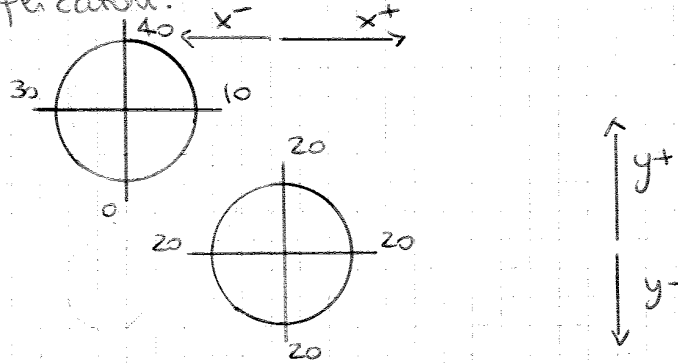
Non so dove è la sorgente ma cerco di tenere la gamma-camera più vicina al paziente.

Una parte dei fotoni non la sentiremo perché emettono in tutte le direzioni e vanno persi.

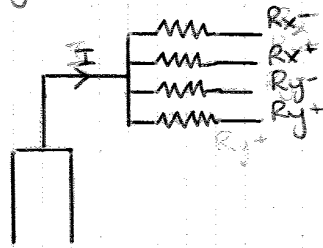




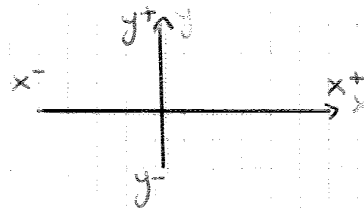
Così ho troppa poca informazione per calcolare  $(x, y)$ .  
 Allora la gamma camera ha l'ARITMETICA di POSIZIONAMENTO,  
 una circuiteria elettronica che calcola in modo analogico  
 con precisione il punto d'impatto a partire da pochi  
 tubi moltiplicatori.



Usata di quei tubi viene divisa in quattro, ciascuna



di queste viene codificata  
 una direzione nello spazio.  
 Convenzionalmente vengono  
 chiamate:



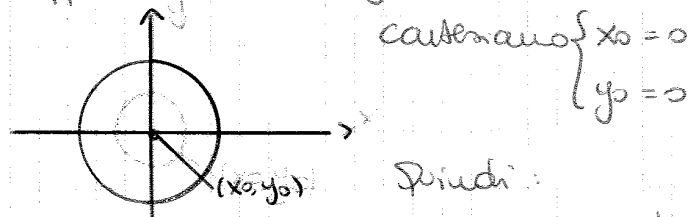
Le resistenze non sono tutte uguali;

i valori sulle direzioni

sono i valori delle resistenze

e sono messi in modo da identificare il tubo sul piano.

Supponiamo che il fotone arrivi in  $(x_0, y_0)$ . Nel sistema

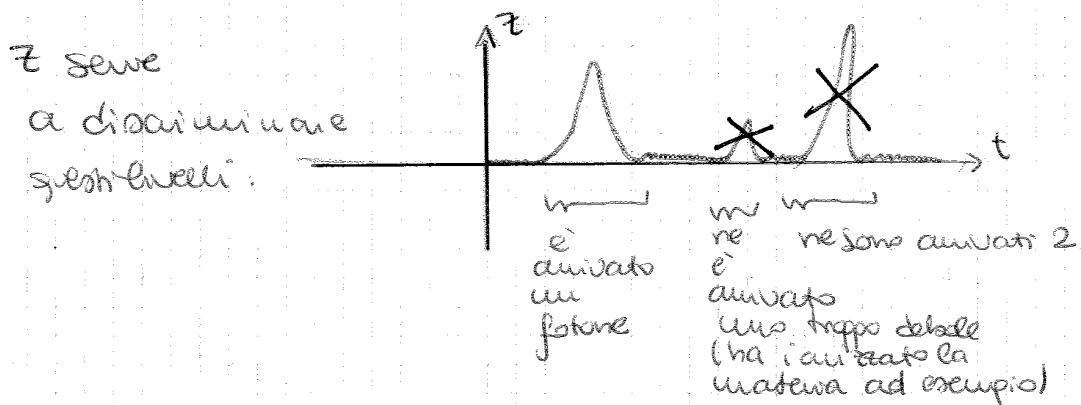


Quindi:

$$x_0 = x^+ - x^-$$

$$y_0 = y^+ - y^-$$

Dal punto grafico  $\begin{cases} x^+ = 20 \\ x^- = 20 \end{cases} \rightarrow x_0 = \emptyset$



Si possono somministrare dei radiofarmaci diversi.  
 Il livello  $Z$  mi consente di dire di quale radiofarmaco è  
 il fotone emesso: arco di immagini (una per serpente).

Si possono fare immagini total body. Ma planari non  
 sono chiarissime.

Ci sono le tecniche tomografiche:

→ SPECT

→ PET

Cambia il metodo di acquisizione della gammacamera.  
 È lo stesso funzionamento della TC.

SPECT e PET si differenziano per radiofarmaco usato:

→ **SPECT**: un fotone a degradazione

→ **PET**: due fotoni a degradazione

## SPECT

I radiofarmaci hanno energia dagli 80 ai 300 KeV (la  
 PET molto meno). Il tempo di attività è al minimo di  
 qualche ora: il Tc ha ~ 6 ore, P Ga attività a 78 se.

Per il paziente non è un vantaggio. Per l'esame in sé ci  
 sono vantaggi:

→ il tempo d'esame è dettato dal tempo di attività;

→ i radiofarmaci possono essere ordinati dalla  
 casa farmaceutica e non vanno creati in  
 ospedale.

Va tenuta il più vicino possibile: la gamma camera descrive l'ellisse. Se il collimatore tocca il paziente, non è assolutamente un problema.

Ci sono due modalità di acquisizione

- Stop and shoot: la gamma camera viene posizionata e si muove solo quando ha ricevuto un numero decente di fotoni
- Continuous rotation: la gamma camera si muove in continuo e c'è effetto di sfocamento. Da immagini più sfumate.

### APPLICAZIONE IMPORTANTE

Per alcune patologie e il gold standard, tra cui il Parkinson. C'è selettivamente i neuroni che generano e rilasciano dopamina, fondamentale per la motricità.

C'è un altro tipo di tremore che non ha a che fare con il Parkinson.

Si usa la SPECT per fare analisi differenziale.

Quando il soggetto manifesta tremore, il 70% delle cellule sono morte.

Ci sono per i parkinsonismi:

- PSP paralisi supra nucleare progressiva;
- MSA atrofia multisistemica.

che hanno sintomi simili

Di base, muovono i neuroni. In PSP si paralizzano quelli verso la corteccia motora e più in fretta del Parkinson.

Il 90% dei parkinson muovono per polmonite: non controllano la deglutizione, il cibo va in trachea e genera infezione.

I pazienti con PSP e MSA sono farmaco resistenti e degenerano in fretta.

Con una DAT scan si capisce quale delle tre patologie c'è nel paziente.

La durata della finestra è ricavata dalla espressione della velocità della luce.

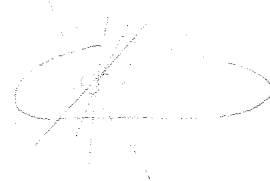
La coincidenza si fa per via elettronica con il rivelatore di coincidenza.

Si usano delle mini gamma camere con dei mini tubi fotomoltiplicatori (4 ogni cristallo) e ricostruisce un anello come lo sciuma di panna generazione.

Dato che la finestra di coincidenza è piccola, NAI scintilla troppo voglio un cristallo più veloce. In un nanosecondo, la luce percorre 30 cm. Se sbaglio, tanto vale mettere un punto a caso.

La PET a misura di tempo d'uso è ancora in sviluppo tecnologico.

Se messo ad accoppiare i fotoni gemelli, le linee direzionali danno origine alla localizzazione della sorgente.



Si accoppiano TC-PET: si sovrappongono le immagini a colori diversi per capire dove è la lesione.

C'è una doppia radiazione.

### COSA PUO' ANDARE STORTO?

Tutti gli impulsi fuori finestra, vengono scartati. Si può sbagliare a leggere la coincidenza.

La COINCIDENZA REALE è quando va tutto bene.

Un fotone può essere fero deflesso.

Ricostruisce una linea di direzione

Sbagliata perché arriva comunque nella finestra di coincidenza. (COINCIDENZA data alla DIFFUSIONE).

Si corregge calcolando il livello di energia: se è deflesso ha energia più bassa. Si passa sempre da un comparatore di soglia.



## ULTRASUONI

Gli ultrasuoni sono radiazioni NON IONIZZANTI, non sono pericolosi per il corpo umano e non hanno mai dato evidenze di accumulo. Non sono pericolosi nel range usato per la diagnostica.

Sono energie meccaniche. Se l'intensità è troppo alta, ha un effetto biologico, ad esempio lo strumento della detartrazione per rimuovere i calcoli renali o epatici o nel campo dell'osteonecrosi. C'è anche lo strumento per l'operazione di cataratta (lo strumento che elimina il vecchio cristallino).

Si possono usare per mantroppo e applicabile a pazienti a rischio come donne in gravidanza.

Hanno la maggiore risoluzione temporale, aiutano a produrre immagini di immagini al secondo quindi posso osservare fenomeni come il battito cardiaco.

Una classe di dispositivi sono gli ECOGRAFI: centrano anche alla radiografia (assorbimento) e alla PET/SPECT (emissione) sfruttata per la risonanza. Questi rendono l'energia data dalle onde meccaniche.

Suoni con frequenza inferiore a 20 Hz sono INFRASUONI e non li sentiamo. Se hanno frequenza maggiore a 20 kHz sono ULTRASUONI e non sentiamo neanche questi.

Gli ultrasuoni sono onde meccaniche e hanno una loro frequenza, che quindi modellano con una risonanza.

Il moto "a frangimento" può danneggiare i tessuti. C'è un moto di compressione e rarefazione delle molecole.

Possono essere focalizzati e quindi consegnati in un punto tramite lenti acustiche.

Esclusi l'aria e l'osso, i tessuti umani hanno velocità simile, intorno a 1500, la velocità di propagazione è molto simile intorno ai 1500.

Nei dispositivi: la velocità di propagazione è imposta a 1540 m/s: si finge che siano tutti tessuti molli in media.

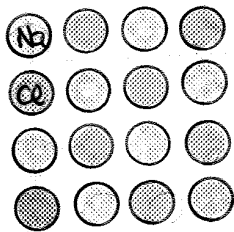
I polmoni sono anch'essi un'eccezione, hanno valori med. tra aria e tessuti molli.

### COME SI GENERANO

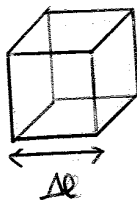
Si generano sfruttando caratteristiche particolari di certi cristalli. Alcuni hanno un reticolo cristallino anisotropico.

Tutti i cristalli con dissimmetria energetica hanno alcune proprietà:

- conduttività termica
- suscettività dielettrica
- elasticità
- effetto foto-elastico
- effetto foto-ottico
- piezoelettricità



Un cristallo piezoelettrico dà energia meccanica se gli fornisci elettricità (e viceversa).



L'effetto piezoelettrico DIRETTO consiste nel fatto che una variazione  $\Delta l$  causa una variazione del potenziale  $\Delta V$

$$\begin{cases} \text{se si comprime il cristallo} & \Delta V > 0 \\ \text{se si stirò il cristallo} & \Delta V < 0 \end{cases}$$

DIRETTO:  $\Delta l \Rightarrow \Delta V$

INVERSO:  $\Delta V \Rightarrow \Delta l$

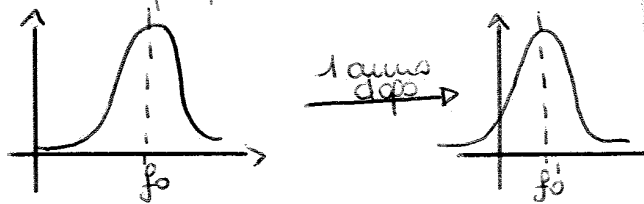
All'interno del generatore (scuda), ci sono cristalli spessore inferiore al mm. Rischio di essere danneggiati con urti meccanici. Costa 5000 € la nuova cassa.

I primi ecografi usavano il piombo ma

→ troppo fragile

→ il reticolo cristallino si deteriorava e

le sue proprietà:



Si usano **PZT**, materiali ceramici che  $Z = \text{Zirconio}$ .

Supponiamo di avere un parallelepipedo di cristallo piezo genera una certa frequenza. Supponendo che sia in acqua profonda dove vanno gli ultrasuoni. Per un tratto  $L$  restano confinati e poi divergono.

Dato che serve focalizzare, diventa simmetria una lente acustica che stringe la propagazione (è fatta di gomma).

La propagazione di un'onda  $US$  è come quella di un'onda in un mezzo.

Con l'interfaccia tra due mezzi di  $n_1$  e  $n_2$ , si genera un'onda riflessa e una rifratta. Parte dell'energia viene riflessa e parte viene trasmessa.

La parte riflessa per l'ottica è

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

La parte trasmessa è

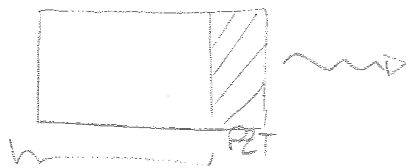
$$T = 1 - R$$

Anche l'ecografia addominale è impossibile per le masse di gas.

Si usa un GEL. Se messo a contatto diretto pelle e generatore, intrappola bolle d'aria portando R a 1. Il gel toglie l'aria tra la cute e la sonda. È fatto in modo tale da adattare la  $z$  tra generatore e la cute.

Ci sono gel idrosolubili e non: quelli da ecografia sono tutti idrosolubili. Non serve che sia elettricamente conduttivo e nemmeno riscaldabile.

Ci sono casi in cui togliere l'aria è complicato, come in caso d'eccessiva peluria. L'ecografia è molto usata anche in veterinaria.



modellizza un materiale detto di BACKING

Il backing ha  $z$  diversa dal PZT. Sulla interfaccia R tende a  $\phi$ . Quando si accende il cristallo, presto emette us verso il corpo se ho R basso se prima di accendere ho appoggiato il cristallo al corpo. Se lo accendo nell'aria avrei  $R=1$  e se non ci fosse il backing avrei  $R=1$  anche all'altra faccia. Andrebbe in risonanza e non saprebbe il perché cristallino. Mettendo presto materiale si dissipa l'energia riflessa nel caso si accenda l'ecografo in non contatto.

Tessuti diversi hanno assorbimento diverso: l'osso ha  $A=10$ .

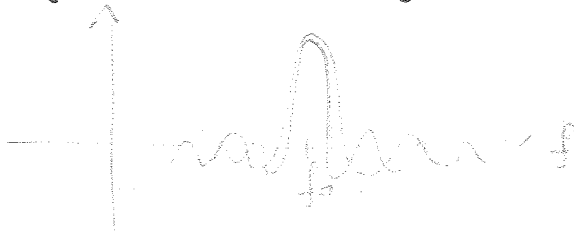
L'attenuazione  $A$  calcola come

$$A = A_0 e^{-\mu z}$$

L'attenuazione non è costante ma varia al variare della frequenza della radiazione incidente.



Se il segnale è lungo nel tempo, la trasformata  $f$  si restringe.



È il motivo per cui si usano più di un impulso: si ha una migliore centatura in frequenza.

Una sonda che permette di regolare la banda è detta multi frequenza o multi banda. Sono uguali alle altre ma hanno un pilotaggio diverso.

Una sonda ha una risoluzione su un rettangolo solido.  
C'è una risoluzione laterale e in elevazione. Copre un volume non un piano. La più importante è l'assiale e dipende solo dalla sonda. Le altre due sono meno importanti e peggiori della assiale, che dipende da:

- frequenza;
- lunghezza del pacchetto.

## GLI ECOGRAFI

La strategia più semplice per l'imaging è il TEMPO di volo:  
il pacchetto di  $\Delta z$  si propaga, colpisce un punto con  $\Delta z$ , si genera eco di ritorno, torna e il tempo tra emissione e quando sento l'eco di ritorno.

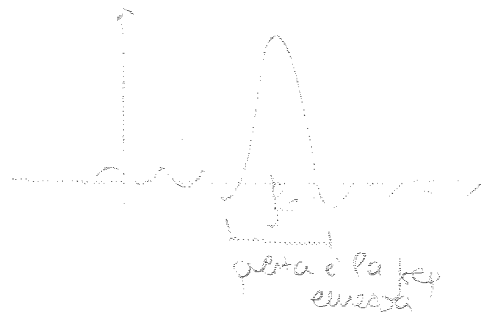
Se conosco  $\Delta T$ , so che la distanza è

$$d = c \frac{\Delta T}{2}$$

in  
faccie la distanza 2 volte!

$c$  è imposta 1540 m/s.

Il generatore commuove la frequenza cosicché il ricevitore  
scarti tutte le altre frequenze.



Si mette qualche lunghezza d'onda per essere ben selettivo  
 e non prendere frequenze biologiche.

Quando c'è un'interfaccia a  $z_1 - z_2$ , una parte viene trasmessa  
 e una riflessa. Supposto che l'ampiezza sia  $A$ , l'energia che  
 torna indietro è  $A \cdot R$ .

Il blocco TGC è il time  
 gate compensator.

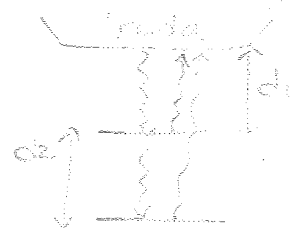


Supponiamo che la sonda sia appoggiata alla cute.

Ad un certo punto, la radiazione US incontra una discontinuità  
 a distanza  $d_1$ . Parte dell'energia si propaga di nuovo e  
 incontra una discontinuità con la stessa  $z$  a  $d_2$ . Anche poi  
 si genera un eco di ritorno.

Posso calcolare i due tempi di ritorno:

$$t_1 = \frac{2d_1}{c} \quad t_2 = \frac{2d_2}{c}$$



Quello che distingue gli echi è il tempo di arrivo.

Quando torniamo alla sonda, non hanno la stessa ampiezza  
 perché il pulso è attenuato mentre del secondo.

L'ampiezza dipende anche dal tempo.

Il TGC compensa con un guadagno il tempo di volo e considera  
l'eco senza effetto di profondità. Si amplifica in modo proporzionale  
 al tempo.

È un amplificatore non lineare ma logaritmico.

La PHASED ARRAY ha un meccanismo: a seconda di come piloti il cristallo ottieni un fascio lineare, anche deflesso, oppure si può generare un fronte d'onda parabolico e sterzarlo.

Oggi ci sono microsonde convex usate ai cateteri endovascolari.

Le sonde lineari sono quelle con frequenza maggiore.

La dimensione del punto di appoggio è circa 50-60 mm.

Lavorando a frequenza alta, non raggiungono profondità molto grandi. Vanno bene per gli organi superficiali; cute, vas: a 5 cm dalla cute, carotidi. Va anche bene per la pediatria.

Per andare più in profondità, ad esempio l'addome, è meglio una convex (taglio a 5MHz). La dimensione è 60 mm.

È a ventaglio perché permette un volume maggiore. Va bene per le lesioni addominali e toraciche (e relativi vas) e in ostetricia (gravidanza).

La phased array ha una grande versatilità di frequenza.

Ha un punto d'appoggio piccolo (pochi mm). Si usa in transcranico, transtoracica, la circolazione cerebrale, in pediatria (fontanelle).

Sono le stesse sonde degli ecodopler.

Modalità di visualizzazione

### A-MODE

È stata dismessa

Inizia al display il segnale in funzione del tempo

Si usa in applicazioni industriali.

### B-MODE

Serve per l'imaging diagnostico.

B sta per Brightness: è la modalità che converte l'ampiezza in un colore, proporzionale all'ampiezza dell'eco.

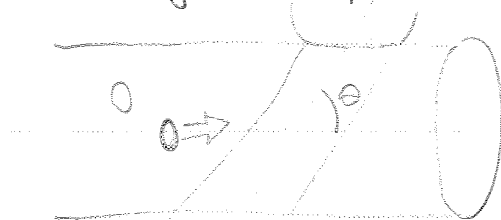
- o piastrine
- o globuli rossi
- o globuli bianchi

Un millilitro di sangue a parameo:

- $10^6$  rossi
- $100 \cdot 10^3$  bianchi
- $10^3$  piastrine

L'ECODOPPLER è la misurazione della velocità in interazione con i globuli rossi, in particolare gli ERTROCITI.

$\lambda$  è la minima dimensione con cui si può interagire. A 20 MHz,  $\lambda \sim 70-80 \mu\text{m}$ . A 10 MHz,  $\lambda$  è diversa dalla dimensione di un globulo rosso. La dimensione maggiore di un eritrocita è una decina di  $\mu\text{m}$ , non possono quindi generare rifrazione ma solo diffusione dell'onda. Si comportano come oggetti isotropiche.



Colpito dagli US, l'eritrocita si muove in tutte le direzioni, anche verso la sonda.

L'eritrocita ha una velocità  $v$  incognita.

La frequenza doppler (scelta dalla sonda) è:

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

dove  $f_0$  è quella generata dalla sonda

$v$  è la velocità dell'eritrocita

$c$  è velocità di propagazione degli US nei tessuti

$\theta$  è l'angolo tra l'asse del fascio di US e il vettore velocità dell'eritrocita (che assume parallelo all'asse del vaso)

$f_D$  è ovviamente diversa da  $f_0$ . Se l'eritrocita non si muove,  $f_D$  vale 0, non genera segnale doppler.

la velocità da misurare è

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

l'onda incidente è  $f_0 + f_0$ , nella emessa  $f_0$ ;  $f_0$  va tolta.  
 C'è un Mixer che moltiplica i due segnali e ottengo

$$s_t(t) s_r(t) = \frac{A_t A_r}{2} [\cos(2\pi f_0 t + \varphi_1) + \cos(2\pi (2f_0 + f_D) t + \varphi_1)]$$

All'uscita mi interessa che ho ottenuto una sinusoida che non dipende da  $f_0$  ma solo da  $f_D$ .

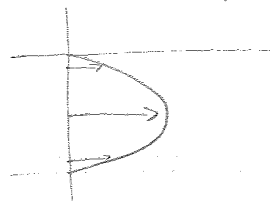
Il termine misurato non mi serve. Metto un filtro passa basso:  $f_0$  è dell'ordine di MHz,  $f_D$  di kHz. Il passa basso taglia a 100 kHz e sono sicura di avere fatto fuori i termini con  $f_0$ .  
 A questo punto devo solo calcolare la frequenza del coseno: si fa tramite un analizzatore di spettro (contatore).

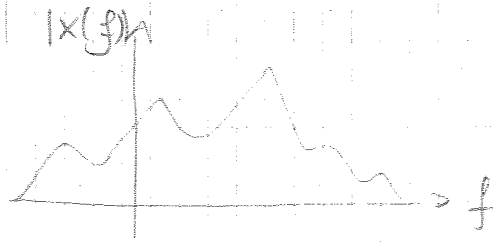
Tutto questo è detto DEMODULATORE COERENTE



Gl'entranti non si muovono tutti' alla stessa velocità.

Si muove di moto laminare, non turbolento: tentano di organizzarsi in modo da non perdere energia. Vanno più veloci quelli al centro del vortice e più lenti quelli alle pareti. Al limite, a contatto con le pareti hanno  $v=0$ .





Con flusso turbolento, a valle della stevia alcuni settori sbata hanno segno opposto, otteno spettro negativo.

I dispositivi presentano un VELOCITOGRAFIA (slide 9)

In fleissimetria ci sono due categorie di dispositivi:

- ad onda continua,
- ad onda pulsata.

Il funzionamento ricomincia quello dell'ecografia.

#### AD ONDA CONTINUA

Sono gli unici ad elevato campionamento, un pennellano di vedere variazioni molto rapide.

Non può fare sia ricevente che emettitore: se ho N cristalli:

N/2 ricevano e N/2 emettono. Oppure ci sono cristalli a doppia schiera.

Il vero vantaggio è che non posso selezionare la profondità: Coverto tutto quello che trovo sotto la sonda.

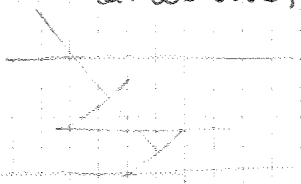
#### AD ONDA PULSATA

Causante la selezione del vaso (arteria/vena) e una porzione del vaso (non tutto potrebbe interessarmi).

La sonda emette e poi aspetta il segnale di ritorno: calcolando il tempo, conosco la posizione. Può essere selettivo.

I segnali fuori dalla finestra non vengono demodulati.

Questo volume si può restringere o allargare. Agendo sul selettore di volume, si variano i limiti temporali.



La linea blu serve per valutare  $\theta$  e si può regolare per farla coincidere con l'asse della vena/arteria.

Il concetto base è:

in corrispondenza dei punti da cui nasce, colore con  
tanti diversi di grigio e poi con uno stato colorato solo  
dove nasce informazione di velocità.

Nella codifica **color** c'è una codifica del flusso rispetto alla  
sonda:

**blu** propagazione caudale  
**rosso** propagazione discendente

È un'adattata in ambito cardiologico: le arterie hanno flusso  
discendente (e sono rosse), le vene sono caudali (e blu).

L'intensità del colore è proporzionale al modulo del vettore  
velocità.

La differenza della power è che la codifica è solo per il  
flusso, proporzionale all'area del segnale doppler.

A livello pratico:

- la color dà più informazioni;
- la power si usa perché è indipendente da  $\theta$ , in alcuni  
diretti critici si preferisce questa codifica.

L' H ha il numero di spin pari a  $1/2$ , ha il nucleo di un solo protone. Quindi sono associati due livelli possibili. Il deuterio ha  $I = 1$ , il trizio ha  $I = 1/2$ .

La risonanza magnetica è  $1H$ : si usa H non isotopico. Siccome H è abbondante nei tessuti umani (75%  $H_2O$ ), si usa per la risonanza.

Il nucleo di H ha anche una carica. Se una massa genera momento meccanico, se ha una carica, genera un momento magnetico:

$$\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{I}$$

in  
rapporto  
giromagnetico

$\vec{\mu}$  e  $\vec{I}$  sono paralleli  
Anche il valore di  $\mu$  è quantizzato.

quanto campo magnetico viene generato ad un prodotto per la carica e caratteristico del materiale

Si interagisce con un momento magnetico tanto più è intenso prestabilito. Il rapporto giromagnetico dell'idrogeno è il più intenso. L'ossigeno è abbondante nel capo ma ha  $I = 0$ ,  $\gamma$  non si può calcolare ( $\vec{\mu} = 0$ ). H è un nucleo conveniente.

Consideriamo un tessuto con una certa distribuzione di atomi di H. Risuona un campo magnetico? No. la materia in generale, a riposo, presenta magnetizzazione nulla. I campi magnetici ci sono, ma a riposo ciascun protone orienta  $\mu$  a caso. Sono talmente tanti che si influenzano l'uno con l'altro.

La somma vettoriale è statisticamente 0. La somma è chiamata MAGNETIZZAZIONE (vettore).

Quando  $\vec{\mu}$  sono liberi di fare cosa vogliono e non privilegiano una direzione. Il campo magnetico terrestre non basta.

Se applico un campo magnetico  $B_0$ : È un campo statico (CMTS) la magnetizzazione non è più nulla.



La variazione della posizione di  $\vec{\mu}$  dipende da  $\gamma$  e  $B_0$ .

Si calcola il modulo di  $\gamma \vec{\mu} \times \vec{B}_0$ . la velocità angolare è

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

La velocità di Larmor è quella della punta del vettore non della sfera.

$$\gamma = \frac{\omega_0}{B_0}$$

⇓  
 è infatti il rapporto tra il giro  
 e il campo magnetico!

$\omega_0$  varia con  $B_0$ :  $B_0$  **CMS** vuol dire che neanche  $\omega_0$  varia.  
 Sono accettate variazioni piccolissime.

Un singolo pt se deve capire un moto di precessione, ha la punta del vettore che descrive una circonferenza.

$\vec{\mu}$  non è mai allineato con  $\vec{B}_0$ .

$\vec{\mu}$  è parallelo a  $\vec{B}_0$ . Già un protone ha

una componente perpendicolare alla direzione di  $\vec{B}_0$ .  $B_0$  impone solo una

proporzionalità  $\uparrow \downarrow$  ma la componente ortogonale è casuale, la somma totale sarà nulla. Nasce una  $\vec{\mu}$  totale parallela a  $\vec{B}_0$ .

Per convenzione, la direzione di  $\vec{B}_0$  è l'asse z di riferimento.

Il piano xy si chiama piano trasversale. Si parla di

componenti:

o trasversali:  $\rightarrow x, y$

o longitudinali:  $\rightarrow z$

Se  $T = 310 \text{ K}$  e  $B_0 \sim 1 \text{ T}$

$$\frac{n_{\uparrow} - n_{\downarrow}}{n_{\uparrow} + n_{\downarrow}} = 3,3 \cdot 10^{-6}$$

n  
PREVALENZA  
(in %)

Ogni  $10^6$  protoni, ce ne sono 3 in più di spin up: prevalenza bassissima.

Anche con  $100 \cdot 10^6$  pt, se per ogni  $10^6$  ne ho solo 3 in più, ne ho 300 in più. Il rimane a livelli bassissimi.

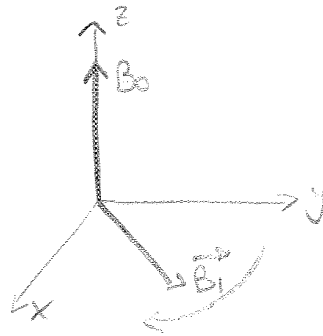
Il problema è che per lungo tempo  $H$  era troppo basso per essere misurato. Il mondo è minuscolissimo a livello magnetico: il campo magnetico terrestre è 18 volte quello del corpo umano.

Si fanno campi "so molto intensi" per aumentare  $\Delta E$  e quindi la prevalenza. C'è però un limite per i OMS.

Oggi il magnete classico ha 1,5 T: per generarli c'è una tecnologia a spesa di oltre  $\sim 50000 \text{ €}$  all'anno.

Stimolazione la prevalenza non è facile. Esistono magneti con 14 T ma lavorano su un volume molto piccolo oppure si abbassa molto la temperatura e poi si iniettano (non si esseri viventi). Si chiama tecnica dell'iper polarizzazione.

La tecnica si chiama RISONANZA perché si cerca di mandare in risonanza i protoni così da alterare il vettore magnetizzazione.



$B_0$  per definizione è  
 $\vec{B}_0 = B_0 \vec{z}$

$B_1$  sta nel piano  
 trasversale e ha una  
 precessione: ruota nel  
 piano con velocità

angolare  $\omega_0$ .

In RM si sfrutta la parte magnetica di  $B_1$ .

$B_1$  è detto **ECITAZIONE a RF**: si genera elettromagnetico  
 perché è più facile.

Il campo magnetico totale è

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

L'angolo di flip di interesse sono:

$$\begin{cases} \alpha = 90^\circ & \text{annulla la prevalenza} \\ \alpha = 180^\circ & \text{ribatte la prevalenza} \end{cases}$$

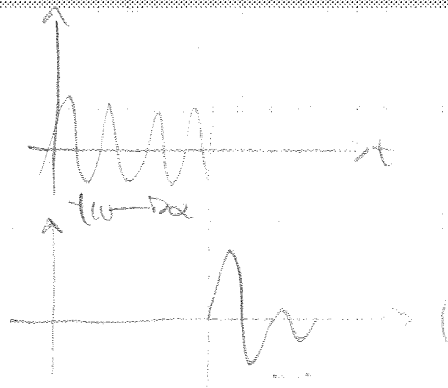
sono i tempi per cui viene applicato  $B_1$  per annullare o  
 ribattere la prevalenza.

Si parla di **IMPULSO a 90°** e **IMPULSO a 180°**

Se  $B_1 = 0,6 T$  (campo RF magnetico), l'impulso a 90°  
 dura ~ 100 ms. Sono abbastanza brevi.

Si sa a un certo il tempo di rilassamento, ovvero quello  
 che ci mette il tessuto a tornare all'equilibrio.

Il segnale ricevuto è detto **FID**: è un'onda elettromagnetica  
 a frequenza  $\omega_0$



è una  
 sinusoidale  
 smorzata

L'osso non si vede benissimo: i protoni sono legati all'acqua, e nell'osso ce n'è poca. Una RM articolare è per vedere i tessuti cartilaginei.

Il muscolo cardiaco ha  $T_1 = 640$  e  $T_2 = 75$ . Se viene colpito da infarto  $T_2$  raddoppia.

Si ripete diverse volte la sequenza perché:

- Jolly indagine un JOLKE;
- ci sono tante cose che possono disturbare il rilassamento dei protoni (il mondo è magneticamente numerosissimo). → faccio la volta

Si introduce  $T_R$  che dice ogni quanto ripeto i pezzi di spin sequenza.

Quello che governa tutto è la legge di Bloch che descrive il moto del vettore  $\vec{M}$  nel tempo (il famoso effetto che noi vediamo).

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times (\vec{B}_0 + \vec{B}_1) - R(\vec{M} - \vec{M}_0)$$

tutte le cause che possono produrre variazione nel tempo

$$\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_1$$

$\frac{1}{T_2}$       oscillante  
 nel piano trasversale  
 momento meccanico che porta via  $M_x$  e  $M_y$

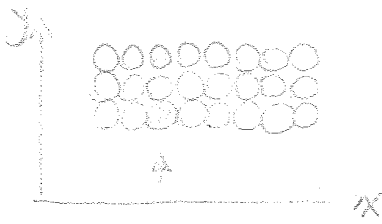
il vettore tende a tornare lungo z perché il sistema tende a rilassarsi secondo la matrice di rilassamento

→ il rilassamento lungo x è mediato da  $T_2$

→ il rilassamento lungo y è sempre  $T_2$

→ il rilassamento lungo z è mediato da  $T_1$

$$R = \begin{bmatrix} 1/T_2 & 0 & 0 \\ 0 & 1/T_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1/T_1 \end{bmatrix}$$

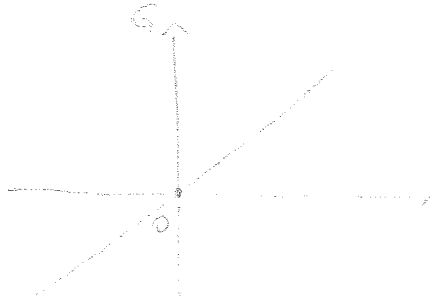


Se applico RF in  $\uparrow$  rispandono tutti i petti in flca. Se ne uelossi. solo uno, applico un campo anche lungo y.

Dato che lo spazio e' 3D, per codificare in un solo numero un punto mi servono 3 gradienti.

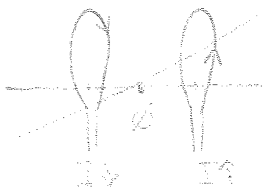
Si chiama LETTURA per PONTI ed e' semplicissimo (40' solo encefalo)

Ci sono sequenze fatte apposta per leggere per linee o per piani per velocizzare.



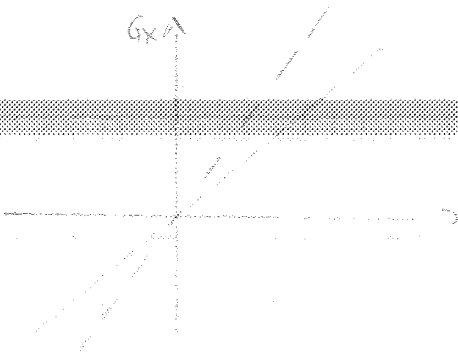
$$\Omega(r) = \gamma (B_0 + G r) = \frac{\gamma}{\sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2}}$$

Un campo gradiente va generato. Supponiamo di avere una spira percorsa da I e di averne una identica ma con I opposta e in un'altra posizione spaziale. - per l'induzione



magnetica, dato che facciamo campi magnetici opposti, al punto medio vale 0. Il campo magnetico e' lineare. Le bobine sono dette di Helmholtz.

Senza 2 bobine si genera delle 3 direzioni.



E' meglio il campo magnetico gradiente piu' rapido consente di discriminare meglio i protoni vicini. Ho piu' risoluzione spaziale!

La RF oltre all'antenna va alla ricezione perché deve essere nota.

La bobina RF è l'antenna che genera B<sub>1</sub>. La ricevente riceve il segnale FID. In teoria potrebbero essere la stessa antenna ma non si fa più, dovrebbe essere abbastanza lontana dal paziente, la cui sra sarebbe rumorosa. È meglio separarle. Per la ricezione si usano le antenne a contatto.

C'è un blocco che non comunica con nessun tipo di dati ed è il blocco magnetico; è l'unità fondamentale ed è il resto del dispositivo che si adatta al magnete.

Il campo magnetico deve essere statico:

- costante per la durata dell'esame;
- ogni protone deve sentire lo stesso campo.

B<sub>0</sub> deve avere:

omogeneità (ppm): misura le variazioni del campo rapportate all'intensità.

Se genero B<sub>0</sub> = 1T e misuro lungo una direzione, calcolo la variazione di B<sub>0</sub> rispetto a 1T. Deve essere inferiore a 100 ppm. Se la disomogeneità è superiore a 100ppm non è utile per fare imaging.

La correzione del campo magnetico è detta SHIMMING di campo magnetico.

Stabilità temporale (ppm/h): deve avere lo stesso valore per tutta la durata dell'esame.

Dice quanto varia B nel tempo. Una stabilità insufficiente degrada l'imaging.

Le CMS come valori causa da tutto. I magneti a superconduttore di oggi sono a 1,5T. Frequenze più elevate, sono meno penetranti, vengono attenuate prima.

L'instabilità si dice a 1,5T per via superiore i valori di corrente e frequenze non rischiose per il paziente.

I produttori progettano magneti a 3T ma senza un permesso del ministero perché la potenza erogata è troppo alta (se si tocca l'aumento, l'ustione e brucia). Si usano per ricerca non per clinica, nominalmente.

Per imaging non si può andare sotto 0,3-0,6T

I magneti si differenziano anche per il volume utile, ossia la regione dove le caratteristiche di CMS vengono garantite dal costruttore. I volumi attuali sono cubi a 50-60 cm di lato. Sono state studiate le geometrie ideali, quelle che dal punto di vista tecnico sono l'ingenuità di buona omogeneità. In pratica, non sono approssimate.

La prima geometria è una spira con corrente. Ha dato origine al magnete resistivo.

La seconda è la corrente costante di solenoide di lunghezza infinita. Ha dato origine al magnete superconduttore.

La terza è data dalle espansioni polari di un magnete e ha dato origine al magnete ibrido. È una tipologia che sta andando in pensione: sono pezzi di metallo magnetizzati dove si alloggia il paziente.

I problemi sono:

1. O è gigante, o ha poca instabilità di B;
2. Il metallo costa tanto;
3. Pesa e installarlo non è banale.

Il limite fisico del magnete Resistivo è dato dalla corrente, è 0,5 T. Costa meno e ha disattivazione istantanea.

Il magnete a superconduttore è il taglio classico. La superconduttività è un fenomeno fisico per cui sotto la T critica la resistenza del materiale si annulla. Cu, Ni hanno T critica di pochi K, al più una decina. Devo portare a ~ 0K: è possibile solo tramite la temperatura con He-N liquido. Costa tantissimo. In superconduttività, non vale la legge di Ohm, posso dare grande corrente e gli non si dissipa calore.

La geometria è fatta di un solenoide in cui faccio passare una corrente costante, di lunghezza infinita. Se avvolgo gli avvolgimenti, sono lunghi 20 Km.

Non si usano Cu, Ni ma Ti o Nb perché sono più stabili in superconduzione.

Per mantenere la T di superconduzione, si spendono:

0,5 €/h He

2/3 €/h N

Costa da 50 a 100 ( $10^3$ ) € all'anno di refrigeranti.

Gli ultimi dispositivi hanno un criostato per recuperare il calore. N fa da criostato all'elio: nei motori, il criostato sostituisce il N liquido raffreddando il bagno di He. Lo ripago in 1/2 anni.

Il **quench** (evento catastrofico da quenching) è un evento per cui, per un motivo qualsiasi, il magnete esce dalla zona di

superconduttività e entra in uno stato normale e entra in doma 1,5 T. Sono i J che comandano: si dissipa tutta la potenza termica, portando alla distrutturazione del magnete.

Ha un costo di ripulitura di 300.000 € e se capita è per un guasto nella mandata di He. Deve esserci un tubo per la fronata dei gas: si attiva quando la pressione nel condotto aumenta. Se si ferma nella stanza, raffreddando tutto e tutti.



Siccome la variazione è

$$\Delta B = \chi B_0$$

allora il campo in presenza di mezzo sano

$$B = B_0 + \Delta B$$

$$= B_0 (1 + \chi)$$

Il più usato è il Gadolinio (Gd):

- piccole proprietà magnetiche;
- inertato;
- ne esistono di intravascolari per la angiografia;
- altre vanno nei tessuti (tra cui i tumori).
- non è biocompatibile, ha metabolismi renali.

### FIBER TRACKING

È neurologico: serve per ricostruire le fibre nervose

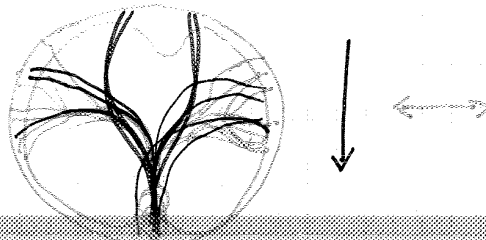
Si sfruttano le molecole d'acqua. Usa i gradienti per capire la tendenza di una molecola a spostarsi. Si prendono 16 direzioni dello spazio. Per ogni direzione ho  $\beta$ , coefficiente di diffusività. La molecola tende a muoversi nel tubo. Ricostruisce la mappa dei valori di  $\beta$ .

È assolutamente non invasivo

- blu cranio caudale
- verde medio laterale
- rosso antero posteriore

Posso contare le fibre

In caso di infarto cerebrale, vedo una lesione grazie a perché l'acqua va dove muove.

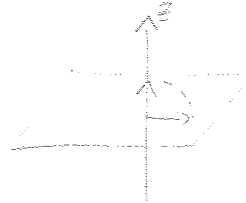


## ESERCITAZIONE

### SATURATION RECOVERY

Eufabizza la dipendenza da  $T_1$  e la componente longitudinale  
 Dopo un impulso a  $90^\circ$ .

Si indica con  $90 - t'$   
 dove  $t'$  è il tempo di recupero  
 della componente trasversale



Dato  $c$   

$$\rho (1 - e^{-Tr/T_1})$$

$T_r$ : tempo d'impulso dell'impulso

Se  $T_r > T_1$ , l'esponenziale va a zero e si eufabizza la  $\rho$   
 $T_r \sim T_1$ , stima  $T_1$  (sempre precisa  $T_1$ )

Se l'involuppo del FID è fatto al 63% del FID 1 posso  
 valutare  $T_1$ .

$T_r$  è lungo

### INVERSION RECOVERY

L'impulso è  $180 - T_i - 90 - T'$

Il pacchetto è il doppio della sequenza precedente:  $T_i$  è il tempo  
 d'inversione. Dopo un impulso a  $180^\circ$ , aspetto che ritorni la  
 componente longitudinale e dopo un impulso a  $90^\circ$  e aspetto  
 di nuovo.

Se  $T_i \gg T_1$ , resta solo il decadimento esponenziale e valuto  $\rho$ .

Se  $T_i \sim T_1$ , valuto  $T_1$

$$\rho (1 - 2e^{-T_i/T_1} + e^{-T_r/T_1})$$