



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 711

DATA: 07/10/2013

A P P U N T I

STUDENTE: Bessone

MATERIA: Bioimmagini

Prof. Molinari

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

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

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

BJOYMMAGJNJ

Prof. Molinari

DAL PUNTO DI VISTA FISICO LE IMMAGINI SONO IL RISULTATO DELL'INTERAZIONE DELL'ENERGIA PRODOTTA DA UNA SORGENTE CON LA MATERIA COSTITUENTE GLI OGGETTI DELLA SCENA OSSERVATA OPPURE CON UN SENSORE, INTERAZIONE CUI È ASSOCIATA UNA TRASFORMAZIONE GEOMETRICA CHE RAPPRESENTA LO SPAZIO 3D SU UNA SUPERFICIE 2D

Parametri fisici su cui si basa la classificazione di un'immagine

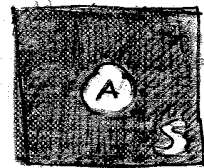
1. contrasto
2. risoluzione
3. rapporto segnale-rumore

CONTRASTO descrive la variazione di intensità prodotta da un oggetto dell'immagine RAPPRESENTA LA VARIAZIONE RELATIVA DEL VALORE ASSUNTO DAI PIXEL APPARTENENTI AD UNA ZONA DELL'IMMAGINE RISPETTO ALLO SFONDO

NON È UN LIMITE NA UNA CARATTERISTICA

Il contrasto c tra un'area a dell'immagine e lo sfondo s che la circonda può essere definito come

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



dove i_a è il valore medio dell'immagine valutato sull'area a e i_s quello sullo sfondo

Per codificare i colori si usano solo numeri interi (Black $\rightarrow 0$, bianco $2^8 - 1$) 1 byte al più 14 bit 8 bit \rightarrow 256 toni di grigio

POSITIVO \rightarrow oggetto chiaro su sfondo scuro

NEGATIVO \rightarrow " scuro " " chiaro

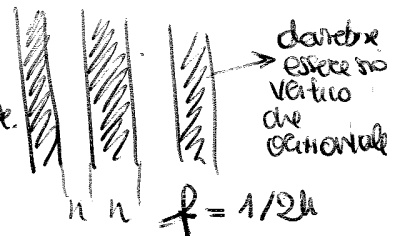
Più il contrasto è basso più facciamo fatica a vedere i colori (e il peggio)

IL CONTRASTO È LEGATO ALLA DEFINIZIONE

RISOLUZIONE rappresenta la minima variazione apprezzabile della grandezza misurata in tutto il campo di misura

RISOLUZIONE SPAZIALE descrive la distinguibilità di oggetti piccoli e ravvicinati, come un sistema di barre nere alternate a spazi chiari, per cui la risoluzione viene normalmente espressa nel dominio delle frequenze spaziali in coppie di linee al millimetro

Se la lunghezza delle barre è h e i spazi sono uguali alle barre, otteniamo $1/2h$ coppie di linee per unità di distanza. La risoluzione spaziale di un sistema di imaging è il massimo numero di coppie di linee per unità di distanza che possono essere coltate correttamente. Il f_{max} è la risoluzione di un sistema, $f_{max} = \frac{1}{2h_{min}}$ corrisponde alle dimensioni della più piccola struttura che può essere distinta.



MINORE È NEGATIVO È

RISOLUZIONE TEMPORALE di un'immagine indica quante immagini possono essere acquisite nell'intervallo di tempo e dipende quindi dal tempo richiesto per l'acquisizione di una singola immagine (N/AO immagini al secondo) Frame Rate. Ci sono alcune tecniche che avanzano l'acquisizione in tempo reale, cioè ad una cadenza tale da consentire lo studio di strutture in movimento come il cuore

RISOLUZIONE IN AMPIEZZA come la minima variazione di rilevabile. Quanto al colore che può raggiungere l'immagine. LEGGE DI WEBER per il sistema visivo umano risulta che il contrasto

$$\Delta I = \frac{I}{n} \approx 0.2 \rightarrow 50 \text{ livelli di contrasto}$$

Contrasto e dimensioni hanno una interdipendenza

CARATTERISTICHE DEI RAGGI X

PENETRAZIONE i raggi X consentono di ottenere immagini d'ombra delle strutture all'interno del corpo umano, grazie al contrasto risultante fra ossa e tessuti molli, dovuto alla loro diversa densità, la cui direzione dipende dal fascio X che "illumina" il corpo

FLUORESCENZA i raggi X invisibili all'occhio umano rendono fluorescenti in modo visibile alcuni materiali: questa proprietà è usata nella tecnica radiologica per convertire l'immagine a raggi X in immagine luminosa osservabile

AZIONE CHIMICO-FISICA: i raggi X interagiscono anche con le molecole organiche "bombardando" il caso di applicazioni terapeutiche operate da medici biologici

durante l'emissione di raggi X il dispositivo emette un ronzio luminoso e scuro

Efficienza dell'anodo $\eta = Z \sqrt{V} \eta_0$

V = tensione d'alimentazione

Z = U° atomico anodo

$\eta_0 = 10^{-9}$

$Z = 74 \quad \eta = 1\%$

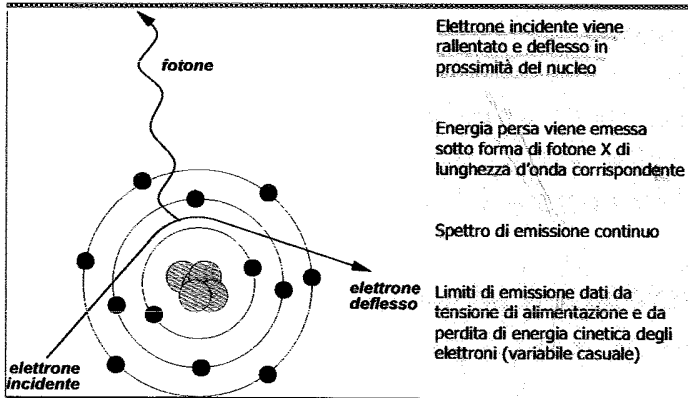
Rendimento siende di uno 0.1% per un angolo utile di 30°

L'efficienza decresce notevolmente poiché non tutta l'energia radiante prodotta rientra nel campo delle radiazioni utili \rightarrow molli \rightarrow 0.1%

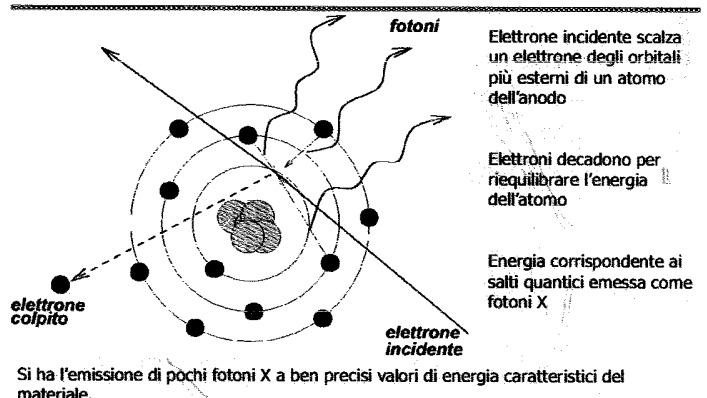
L'energia che non viene convertita in radiazioni utili deve essere dissipata \rightarrow l'anodo è rovente

Inclinazione dell'anodo riduce sulla dissipazione ma anche sullo quantum dell'immagine ottenibile (fascio ampio = immagine sfocata)

Radiazione di frenamento (Bremsstrahlung)



Radiazione caratteristica



per wave
frenamento dovuto all'accelerazione ipostiva subito dagli elettroni catodici nel passaggio vicino ad un nucleo atomico

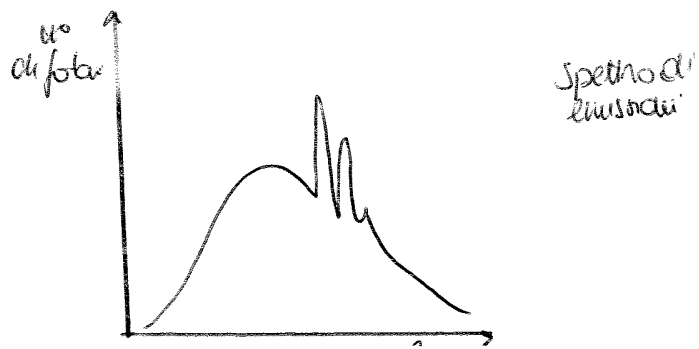
¹⁴ L'elettrone perso viene recuperato dal mare di elettroni di un reticolo ¹⁵

FRENARE = PERDERE ENERGIA = QUANTO

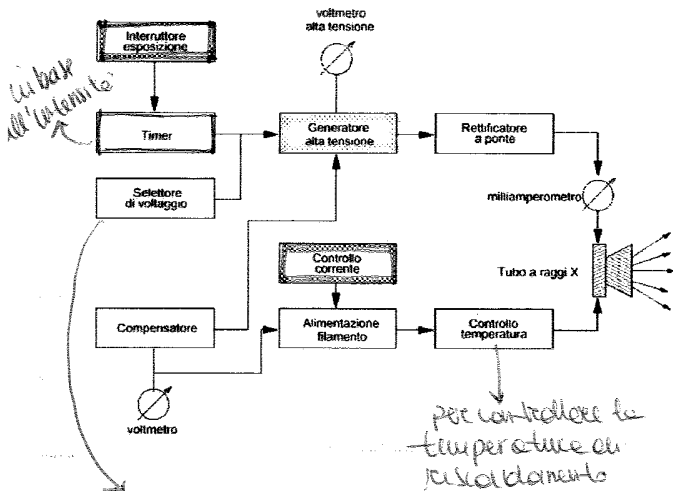
all'aumentare di V aumenta la capacità di penetrazione dei fotoni quindi una potenziale minor sovrapposizione

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

$m \cdot c^2$ deve essere sufficientemente elevata \rightarrow aumento $\lambda \Rightarrow$ aumento campo B
 E_f basso \rightarrow metallo pesante in anodo



Pilotaggio di un tubo a raggi X



ai variare delle dimensioni delle porte da radiografare aumenta la tensione

Grandezze e regolazioni

Controlli e supervisioni sul dispositivo

- Tensioni da applicare (25 kV - 150 kV)
- Livelli di potenza emessa (100 W - 100 kW)
- Tempi di esposizione (alcuni ms - decine di minuti)
- Scelta della dose e della velocità di somministrazione
- Stabilizzare emissione (correnti e tensioni) durante l'esame
- Esposizioni automatiche a ciclo chiuso → AET (Automatic Exposure Termination)
- Esposizioni programmate → APR (Automatically Programmed Radiography)

Quasi tutti i controlli e le regolazioni sovrariportate sono regolamentate da una normativa specifica!

FLAT PANEL per poter fare un body scanner completo

Blocchi e funzioni

Regolazioni disponibili sul dispositivo

- Generatore di alta tensione: controlla lo spettro dei raggi X prodotti e contribuisce a determinare la quantità di fotoni X emessi
- Corrente anodica: contribuisce a regolare la quantità di fotoni X emessi nell'unità di tempo
- Controllo di riproducibilità di esposizione (per esami con immagini ripetute)
- Controllo di accuratezza temporale
- Accuratezza della corrente anodica
- Calibrazione della tensione di alimentazione del tubo a raggi X

la corrente deve essere $V=Z \cdot I$
 Continuo → sono tensioni varie u° di fotoni

TIMER

DISPOSITIVO AET esposizione automatica a ciclo chiuso

DISPOSITIVO APR: interruzione e terminazione al raggiungimento della dose, esposizione programmata sul paziente + evoluto dell'AET

Sotto il paziente c'è una lastre e un dosimetro che controlla la dose

C'è un fascio luminoso che indica il posizionamento dei raggi

pellicole di dimensioni che ora sono analogici riciclati o digitali

STERIOTACE "Volo Mollo" interruttore che rende possibile la chiusura del contatto tramite pressione continua

FILTRAZIONE PROPRIA filtrazione del fascio X introdotto dagli elementi non asportabili (grana)

FASCO UTILE tutte la radiazione prodotta da un tubo radiogeno

IRADIAZIONE DI FREQUA radiazione che fuoriesce dalla giunzione

IRADIAZIONE RESIDUA radiazione che emerge da opposto sul percorso del fascio utile

ESPOSIZIONE carico elettrico prodotto dalla radiazione ionizzante alla materia

$$X = dQ/dm \text{ (Ckg}^{-1}\text{)}$$

DOSE ASSORBITA energia medio trasporto dalla radiazione ionizzante alla materia

$$D = dE/dm \text{ (Jkg}^{-1}\text{) (Gray)}$$

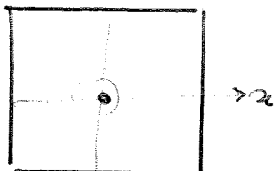
RATTO ENIVALENTE spessore di un dato materiale necessario per ridurre l'intensità di esposizione a un'unità del valore iniziale

EQUIVALENTE DI DOSE esprime il rischio di effetti nocivi

$$H = Q \times N \times D \text{ (Jkg}^{-1}\text{) (Sv)}$$

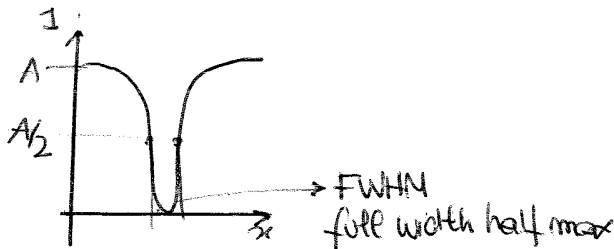
RESOLUZIONE SPAZIALE MIGLIORE SENZA SCHERMI

senza filtri



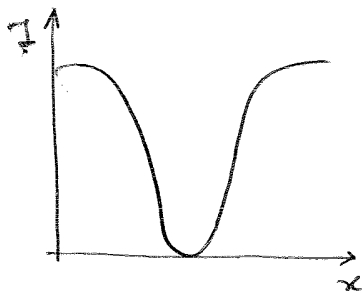
Il centro è vero ma non è puntuale si degrada dal nero al bianco

Si calcolano i punti a metà dell'altezza della curva per avere la risoluzione spaziale ma non posso calcolare le coppie al mm



la lastre migliore ha l'imbuto più stretto senza intensificatori zona più piccola delle lastre

con intensificatori



le pellicole sono ancora presenti sul mercato perché è difficile far lasciare il mercato alle ditte produttrici
 → mammografie e digitali si stampa in casi dubbi

2.

equivalente della Videocamera nel visibile

è un dispositivo ad alto guadagno che aumenta l'efficienza della catena radiologica in cui è inserito a spese di un peggioramento della risoluzione spaziale, presentando la caratteristica di lavorare riprese dinamiche di immagini. Viene utilizzato per lo studio di processi di struttura in movimento, flusso o riempimento, per controllare durante interventi di chirurgia o per l'elemento di cannule

È un rivelatore tubo a vuoto emittente → attenzione alle prescrizioni della Norma in merito all' emissione massima di tutti i tubi presenti nel dispositivo e che non siano generatori di fastidio utile

È costituito da un tubo a vuoto con una parete frontale in alluminio su cui è appoggiato uno strato fluorescente che converte i raggi X incidenti in luce visibile con un'alta efficienza (2000 fotoni

visibili ogni fotone X incidente). I fotoni visibili colpiscono un fotocatodo e generano elettroni, che vengono poi accelerati e deflessi in un pennello (come negli schermi CRT) lo schermo di uscita a fosfori (di diametro minore di quello d'ingresso) presenta la radiografia

Risoluzione ≥ 2 lp/mm

l'immagine ottenuta in uscita viene ripresa da telecamera per consentire la visualizzazione istantanea sul monitor del risultato dell'esame

una immagine di immagine accoppiata ad una televisione e un segnale video è convertito in numerico

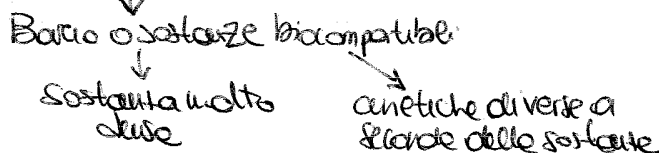
rappresenta l'applicazione maggiormente consolidata della videodiagnostica

si basa su 4 step fondamentali:

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

Si basa sulle sottrazione di una o più immagini riprese dopo l'iniezione di un mezzo di contrasto da una immagine di riferimento riprese prima dell'iniezione. In tale modo le strutture quali osse e muscoli sono eliminate, e restano, in terzo, solo i vasi o le cavità riempite al mezzo di contrasto

nell'ipotesi di strutture perfettamente immobili, l'immagine differenziale presenterebbe solamente i profili dei vasi in cui è agente il contrasto e stato diffuso

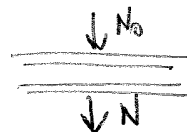


La sottrazione è effettuata sul logaritmo dell'immagine, per eliminare l'effetto di disturbo di strutture di spessore x fortemente assorbenti sovrapposti ai vasi di interesse. Infatti se h è lo spessore del vaso si ha prima dell'iniezione

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

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

$$\mu_c > \mu$$



Il risultato dipende oltre che dalle differenze dei due coefficienti di assorbimento, rispettivamente del mezzo di contrasto e del paziente ($\mu_c - \mu$), anche dal termine $e^{-\mu x}$. Si calcola il logaritmo prima di fare la differenza si ha:

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

dipendente solo dalle differenze del μ e dallo spessore del vaso.

RIALLINEATORE RIDUCE ARTEFATTI DA MOVIMENTO

vantaggi

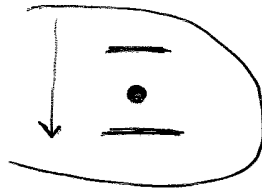
- riduzione dose al paziente
- iniezione endovenosa e non locale
- elevata sensibilità
- riduzione rischio
- riduzione costo esame

svantaggi

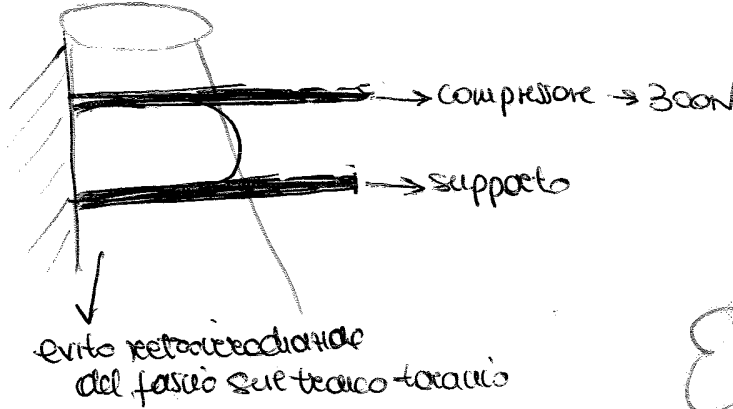
- risoluzione non elevatissima (2 cl/mm)
- suono campo utile di ripresa
- tempo di elaborazione off-line
- necessità di SW apposito

Lo scioglimento o per ridurre la distanza minimizzando la possibilità di avere strutture sovrapposte

2 radiografie: occhio-caudale e medio-laterale in casi necessari
 ulteriori proiezioni



uso compressore



obbligo di parete laterale per dx e sx

Risoluzione spaziale migliore! 20 cl/mm

Imbuto per posizionamento automatico della siringa per biopsia

→ strumento più controllato

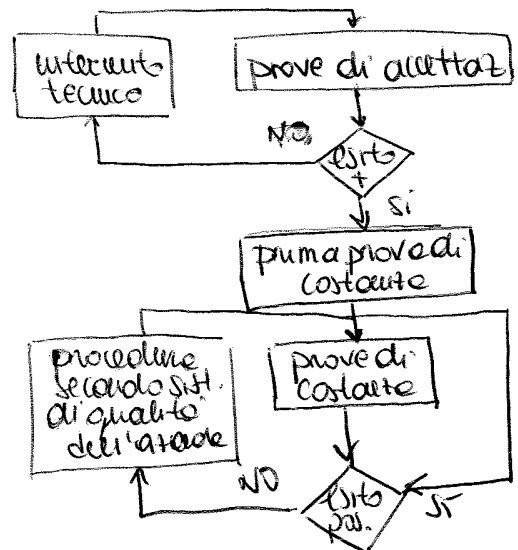
tutte le prove che vengono eseguite su di un dispositivo al fine di verificare l'efficienza e il mantenimento delle prestazioni vengono dette prove di costante

solo contrapposte alle prove che si effettuano in fase di installazione del dispositivo, che sono molto più complete ed invasive e che richiedono l'intervento di personale specializzato dalla ditta costruttrice. → prove di accettazione

efficienza di aderenza delle prestazioni e quelle dichiarate → prove di accettazione dal fornitore in fase di gara d'acquisto

quando sul dispositivo si fanno sostituzioni/modifiche → prove di status

efficienza di mantenimento delle prestazioni nel tempo → prove di costante



metodo un uguale caratteristico alla fine di un tempo di posa prefissato e (comr.) p
lopo 10m. Interuttore di posa deve poter essere comandato da una portatile protetta
filtrazione l'equivalente di diretto in alluminio dello spessore totale
del fascio utile deve avere un valore minimo di 1.5 mm Al (fino a 70kV), 2.0 mm
Al (fino a 110 kV) 2.5 mm Al (110kV)

limitazione del fascio utile criterio: minimizzare la dose al paziente utilizzando
il fascio utile minime possibile compatibilmente con le esigenze diagnostiche
diagnostica controllata dall'operatore deve avere la stessa protezione della guaina
diagnostica fuoco-pelle minima di 30cm

PROVE PER DISPOSITIVI NANORADI
Come si fa?
Cosa misura?
Strumenti?
Ogni quanto?
Nel deposito
RISULTATI
SENZA

Qualità lo scopo è quello di garantire la costan-
za, la qualità dell'esame e i costi risultanti delle
con la prima prova di costante iniziale ed ogni costante
GLI STESSI STRUMENTI DELLA PRIMA PROVA

Ispezione visiva occorre ispezionare visivamente il dispositivo accertarsi della presenza
di tutte le parti, identificare ogni parte mediante apposito codice, cartello
e presenza di dati di tarpa e documentazione annessa

Dopo l'immagine verifica di un rimesso costante la durata ottica dell'immagine
si ricavano lastre mediante opportuni fantocci cartoni di legno usi e scottugi dell'Al
si annotano i valori di corrente-tempo dell'esposizione e dei filtri utilizzati. Mediante
densitometro si misura la densità ottica che non deve scostarsi per più di $\pm 0,20$ dai valori di
efficienza (3 mesi) aumento 25% - 30% -> troppo discostamento

nesso di artefatti: lastre a vuoto, poi si confronta con la prima fatta con una serie di
impedimento. La griglia non deve essere visibile (3 mesi)

Isolazione ad alto contrasto: valuta esclusiva spaziale. Fantocci di PMA da 40mm e
griglia fitta metallica con linee parallele e ortogonali al bordo superiore del supporto
orientato. Si contano linee nelle due direzioni e la risoluzione spaziale non deve essere
dell'esente di più di 2cl/mm rispetto ai valori iniziali (6 mesi)

Dato di irradiazione: valuta eventuali variazioni del fascio di irradiazione nelle
aree di campo prossime al torace del paziente. Fantocci con 5 sfere
metalliche del diametro di 2mm allineate ortogonalmente al bordo toracico
nelle lastre almeno 2 delle 5 sfere devono essere visibili (non oltre 6 mm) (6 mesi)

compressore: Sacco d'acqua di 30x100x150 mm e si misura con un dinamometro la forza
di compressione la forza non deve essere variata per più di $\pm 10\%$ dal valore iniziale (6 mesi)

contatto schermo di cuoio-pelle: valuta presenza di sacche d'aria. Gruppo
controllato entro il tempo previsto - un cambiamento di contrasto (6 mesi)

Il risultato di un esame CT è una serie di immagini (slic) in modo unidimensionale per scansionare, allineate perpendicolarmente all'asse definito dalla colonna vertebrale del paziente
 Ogni slice rappresenta una fetta del corpo umano di un determinato spessore (0.5-1 mm)

Il uso di slice varia in funzione della distanza tra le slice e dell'estensione dell'organo da esaminare
 ↓
 GAP

I moderni tomografi riescono a produrre una slice in una frazione di secondo.

Nella TC ciascun pixel rappresenta le caratteristiche di assorbimento di un piccolo volume del corpo umano individuato dai limiti fisici del pixel stesso.

Il coefficiente di attenuazione lineare non è però NORMALIZZATO → usato solo in TC perché possiamo calcolare μ in ogni singolo punto

UNITA' HOUNSFIELD HU

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

Si ha quindi che i tessuti molli, con attenuazione simile a quella dell'acqua, sono caratterizzati da numeri Hounsfield attorno a zero, i tessuti come l'osso compatto hanno un valore positivo alto (attorno a 1000 HU) e l'aria, la cui attenuazione è praticamente nulla in unità Hounsfield ha attenuazione di circa -1000.

Per isolare ciò che voglio vedere scegliendo finestre o limiti di μ

- WL window level → verticale
- WW " width → orizzontale

VANTAGGI E SVANTAGGI DEL CONTRASTO

Sebbene la tecnica consente di ottenere scansioni ad alte risoluzioni, esso necessita numerose dosi di raggi X ed un lungo tempo di esposizione e acquisizione con conseguente creazione di artefatti da movimento

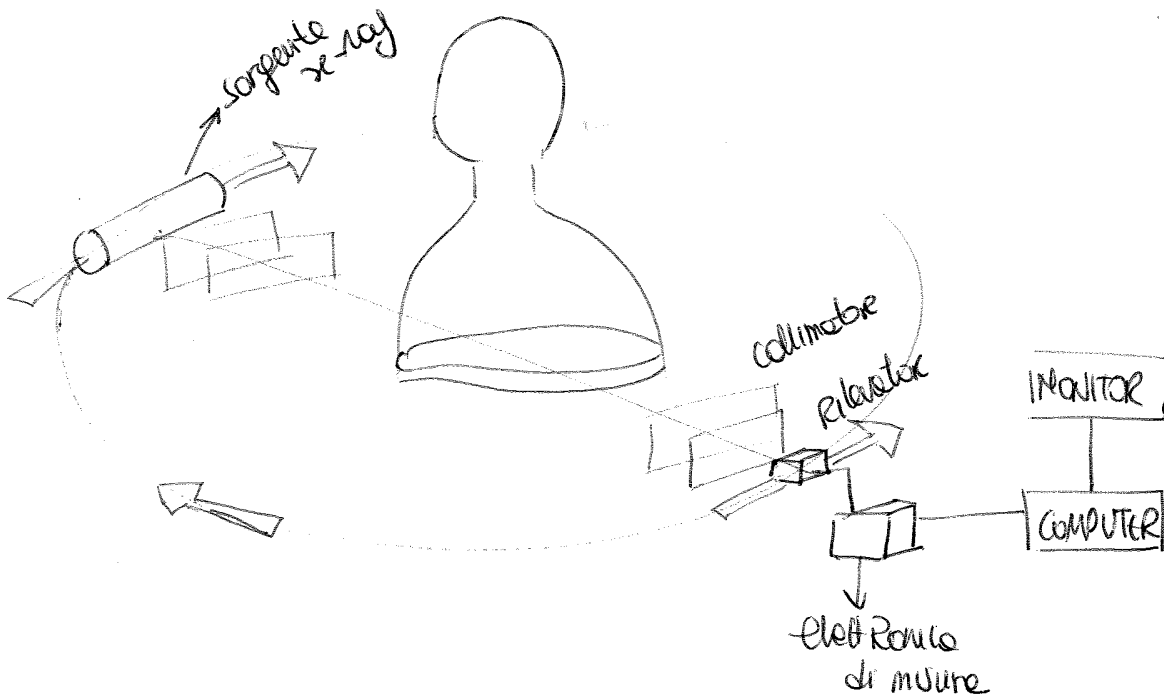
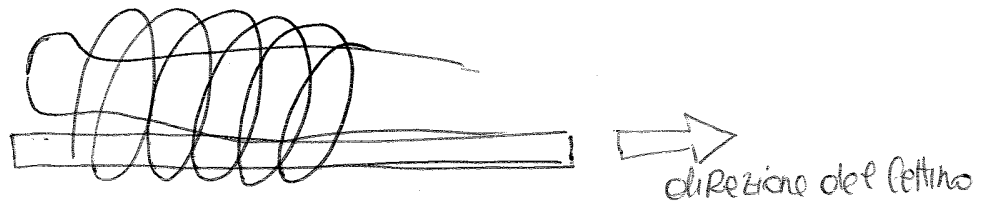
Ra scansioni dure 2-3 sec

10 μ m di "fetta" per 150 kg

Vedo anche battito cardiaco

la posso usare per la colonoscopia

Acquisizione in un unico passaggio dei dati relativi ad un intero volume. Questo è ottenibile applicando ad uno scanner (di tipo slip ring) in cui il tubo può ruotare continuamente nel momento di traslazione allettino del paziente. In questo modo si possono ottenere ampie sezioni del corpo con una singola scansione della durata di qualche decimo di secondo ed effettuare scansioni in apnea con conseguente riduzione degli artefatti da movimento. Infatti l'operatore può ottimizzare il protocollo di acquisizione stabilendo, una volta fissato il numero di rotazioni al secondo, lo spessore di fette e il pap, la velocità di avanzamento del lettino. La ricostruzione delle immagini avviene successivamente all'acquisizione dei dati con un passo fra le sezioni fissato in base alle esigenze dello studio. Lo spessore di fette è determinato dalle dimensioni dello scanner e dall'eventuale collimazione in ingresso al rivelatore. Il rapporto fra lo spostamento del lettino durante una rotazione e spessore di fette è solitamente detto pitch.



1 lettera faccio più mi avvicino alle formule

SPAZIATURA del CAMPO ANGOLARE

$$\int_0^{\pi} d\theta$$

↳ devo muovermi su un fusto
↳ praticamente ci pensate → algoritmo di retroproiezione



GLIOTO PRIMO: possibilità di investigare strutture cellulari e processi fisiologici senza interferire

RADIOATTIVITÀ = emissione di radiazione da parte di un atomo, dovuto allo sbilanciamento nel rapporto neutroni/protoni nel nucleo

1 disintegrazione al secondo = 1 Becquerel = 1 Bq
 1 Curie = 1 Ci = 3.7×10^{10} Bq

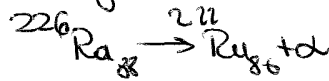
Numero di atomi radioattivi dopo un tempo t vale $N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$

Costante di decadimento del radionuclide

Tempo di dimezzamento (emivita) $T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0.693}{\lambda}$

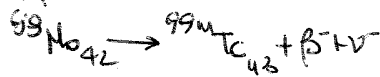
RADIONUCLIDI

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



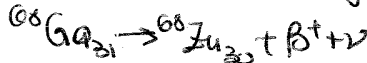
più del 70% radionuclidi emette e spalanca atomi anche

Decadimento β^- neutroni si trasformano in p⁺ + elettroni + un anti-neutrino. Numero atomico aumenta di 1. Le particelle β^- (elettroni) non escono dal corpo (bassa energia)



si sintetizza in tracce (molto scarsa sulle terre), in laboratorio nelle camere calde per uso per nella medicina nucleare

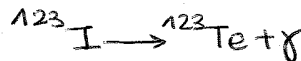
Decadimento β^+ positrone si trasforma in neutrone + positrone + neutrino. Numero atomico diminuisce di 1. Avviene quando la differenza di energia tra nucleide è maggiore di 1022 keV



Il positrone β^+ si annichila dopo pochissimo con un elettrone (percorso meno di 1mm). Se m è la somma delle masse dei due elettroni, l'annichilazione produce l'energia secondo la legge $E = mc^2 = 1022 \text{ keV}$

Nascono 2 fotoni esattamente a 511 keV (base delle PET)

Cattura di un elettrone orbitale nucleo cattura un elettrone degli orbitali. p⁺ si trasforma in un neutrone + neutrino. Riequilibrio dei livelli elettronici causa l'emissione di un fotone γ



RADIOFARMACI sono composti marcati con radioisotopi attaccati a legando molecole radioattive (emissione di fotoni gamma) a molecole specifiche. Le molecole marcate si comportano come le molecole non marcate e devono avere un interesse clinico

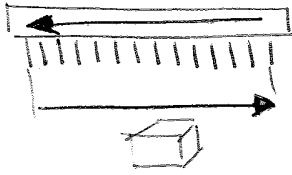
INDICAZIONE radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto meccanico, vascolare, respiratorio

TRACCIANTE radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto di tipo metabolico

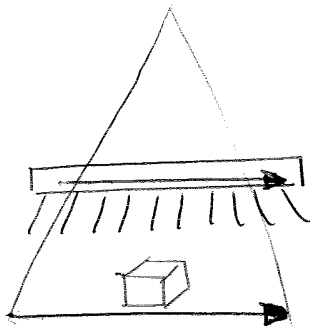
EMISSORI UTILIZZATI → radiazione gamma (80-300 keV)
 → positrone che si annichila emettendo 2 fotoni gamma a 511 keV

TIPDI COLLIMATORE

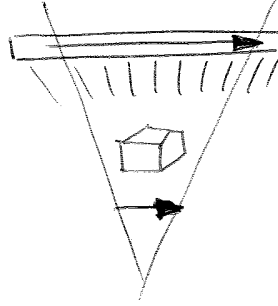
collimatore multiforo



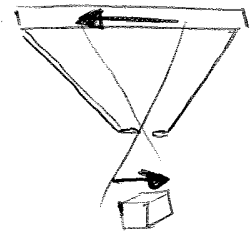
collimatore divergente



c. convergente

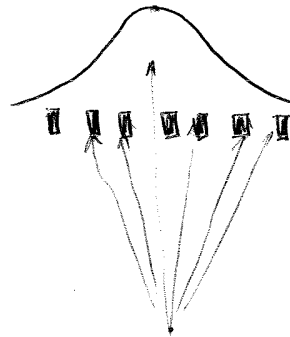
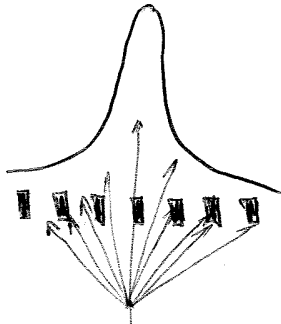


c. pinhole



RISOLUZIONE E DISTANZA SORGENTE

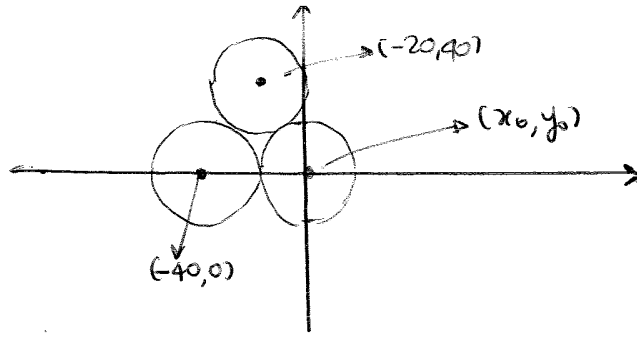
migliore



collimatore introduce un rapporto tra distanza
dalla sorgente e risoluzione spaziale
gamma camera è più vicino possibile del paziente
solo fotoni che vanno verso l'alto
deve essere fatto un campionamento a 360°

Con il metodo della collimazione si scartano tutti i fotoni y provenienti da direzioni non
volute → sono tantissimi !!

↓
principale motivo di minor dettaglio delle immagini
scintigrafiche rispetto alle radiologiche



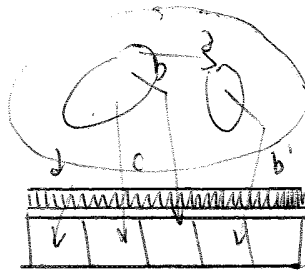
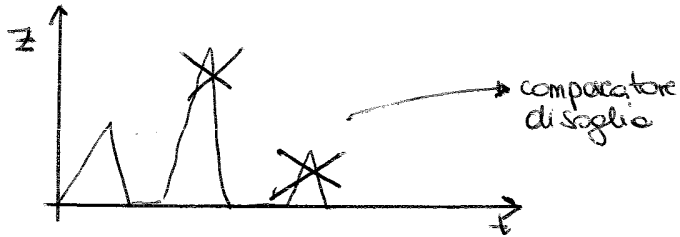
$$x_0 = x^+ - x^-$$

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

Un circuito di analisi di Ampiezza Z consente di:

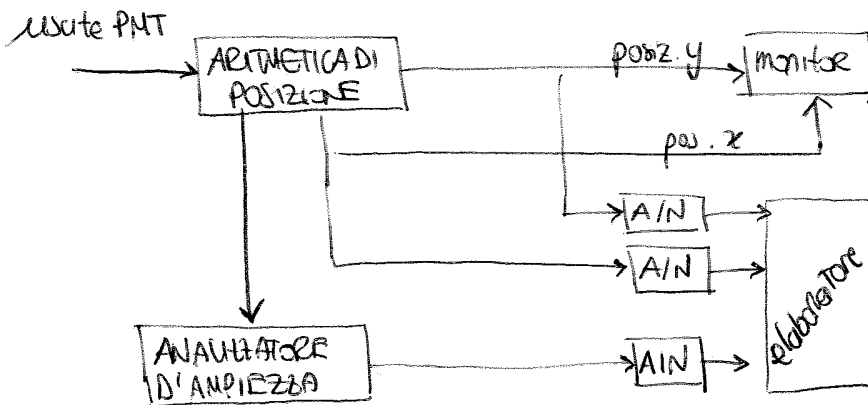
- eliminare segnali troppo energici (2 fotoni nello stesso punto)
- " " " deboli
- discriminare tra fotoni ad energie diverse \rightarrow possibilità di ottenere, da uno stesso esame, 2 immagini distinte (basta somministrare farmaci ad energie diverse)
 \rightarrow punto medio tra i fotoni

affinché l'arrivo di un fotone generi un'immagine il fotone deve superare il controllo del livello Z di energia



In caso di scattering fotoelettrico, il circuito di analisi d'ampiezza non è in grado di rigettare tutti i fotoni Compton, ma ne può ridurre il numero

In caso di flicchi applicati, il "velo" sovrapposto all'immagine è molto meno evidente



I collimatori più utilizzati sono quelli a foci paralleli → buon compromesso tra risoluzione spaziale ed efficienza di rivelazione

-em-

↳ si usa per il campionamento lineare

Si potrebbe scansionare a 128 sezioni per aumentare la risoluzione, ma sarebbe più lungo nel tempo e servirebbe più radiofarmaco

Acquisizione del contorno → in SPECT è obbligatorio mantenere la gamma camera il più vicino possibile al paziente, infatti descrive un'ellisse nel moto. La gamma camera non fa la distanza minima di sicurezza, invece la radiografia (30-45 cm)

modalità di acquisizione → stop and shoot

↳ continuous rotation → introduce effetto di blurring, ma siccome in medicina nucleare le immagini sono funzionali e non morfologiche non è un problema

In SPECT è gold-standard per il Parkinson. I neuroni che secernono la dopamina sono nel mesencefalo e nei nuclei della base.

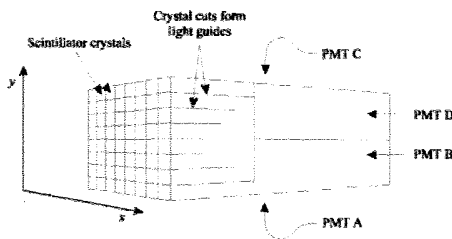
Si usa l' ^{123}I -fluprepone (molecola di trasporto per ^{23}I)

Parkinsonismi

PSP (paralisi supranucleare progressiva) → degenera più rapidamente

MSA (atrofia multisistemica)

Struttura PET ad anello



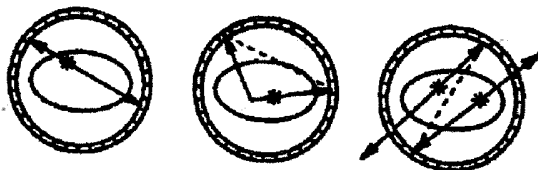
Accoppiando opportunamente i cristalli scintillatori ad un piccolo numero di tubi fotomoltiplicatori, è possibile costruire un anello completo di rivelatori.

Utilizzato nei dispositivi TC-PET

40

de non perdere molte
opzioni costruisce
in quello rivelatore
↓
i fotoni percorrono 30cm
in 4 us!!
↓
posso solo individuare
una linea di evento ma
non il punto esatto

False coincidenze



<p>True coincidence Coincidenza rivelata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento</p>	<p>Scatter coincidence Coincidenza rivelata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento, ma uno dei quali è stato deflesso durante il percorso</p>	<p>Random coincidence Coincidenza rivelata in corrispondenza di due fotoni gamma emessi da differenti eventi di decadimento</p>
---	---	--

41

TC+PET → dettaglio morfologico-funzionale

applicazioni cliniche

- cardiologia: studio delle patologie coronariche, visualizzazione del miocardio, controllo dello stato delle arterie
- neurologia: studio dell'epilessia, neoplasie cerebrali, danni derivanti da ictus, Alzheimer e Parkinson, Down. Studio delle concentrazioni di neurotrasmettitori
- oncologia

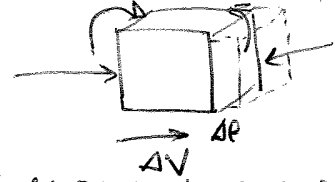
ragioni predominanti PET

- disponibilità di nuovi traccianti/radiofarmaci
- tecniche di rivelazione e ricostruzione immagine con miglioramento

La PET è l'esame gold-standard per la neurologia

PIEZOELETTRICITÀ interconversione energia meccanica ed energia elettrica

EFFETTO PIEZOELETTRICO DIRETTO: una variazione Δl delle dimensioni del cristallo causa una variazione di potenziale ΔV tra le facce del cristallo



EFFETTO PIEZOELETTRICO INVERSO: una variazione ΔV tra le facce del cristallo causa una compressione o una dilatazione Δl del cristallo stesso

↳ usato per la generazione di vibrazioni → meglio tanti cristalli piccoli che uno grosso

la frequenza generata da una piastrina di spessore h (espresso in mm) vale in MHz

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

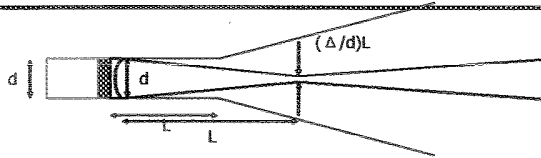
Se in un cristallo piezoelettrico v degli ultrasuoni è 4000 m/s avendo una risonanza per uno spessore di cristallo pari a $\lambda/2$, per 5 MHz si ha:

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

cristalli più risonano ad alte f , cristalli spessi a basse f .

ma volte utilizzare il quarzo, o materiali ceramici come lo zirconio

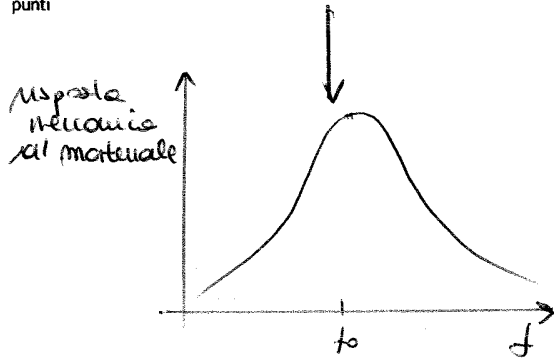
Geometria di un fascio US



Nel fascio emesso da un singolo trasduttore si individuano una zona prossimale ed una zona distale dove il fascio diverge. L'estensione della zona prossimale è data da:

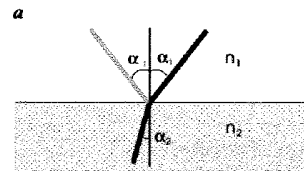
$$L = d^2 / (4\lambda)$$

Come per tutte le onde, i fasci possono facilmente essere focalizzati mediante un'apposita "lente" (in questo caso uno spessore plastico opportunamente sagomato) per ottenere una maggiore concentrazione dell'energia in determinati punti



Propagazione di un'onda US

Legge di Snell



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

Coefficiente di riflessione

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

Coefficiente di trasmissione

$$T = 1 - R$$

impedenza acustica

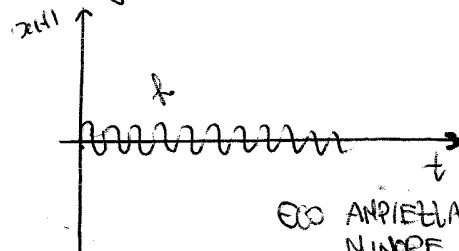
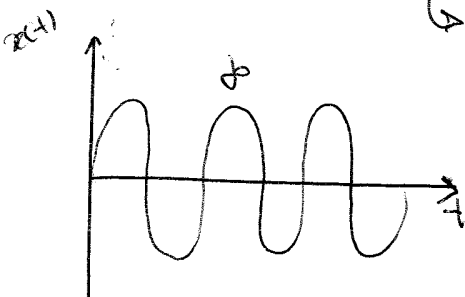
parte dell'energia è deflussa parte è riflessa
NON C'È PERDITA DI ENERGIA

l'impedenza acustica dipende tutta la legge di Snell

Se l'onda si propaga in un mezzo in cui non si è differente tra un'impedenza e l'altro il coefficiente di riflessione sarà 0

- tutte le volte che un ultrasuono incide in un punto in cui l'impedenza è diversa di quella precedente torna indietro producendo un'eco

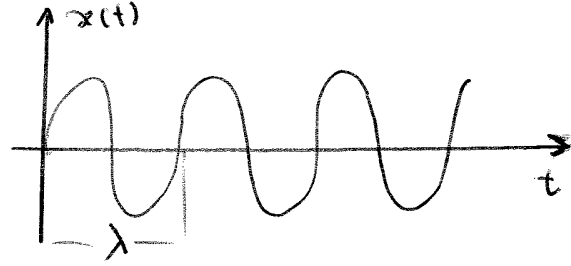
- in ultrasonografia ipotizziamo i corvi degli organi pari a 1
↳ velocità ipotizzata originale dell'onda sull'interfaccia



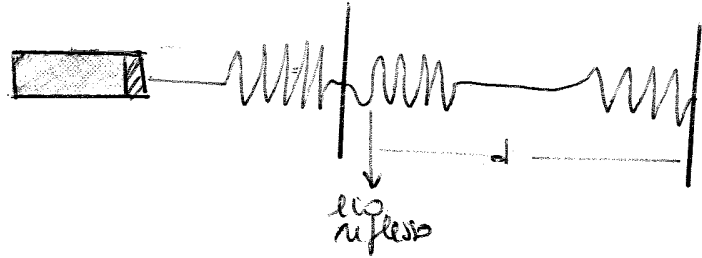
RISOLUZIONE

la fisica insegna che non è possibile rivelare come distinte 2 particelle distinte di loro moto di una lunghezza d'onda

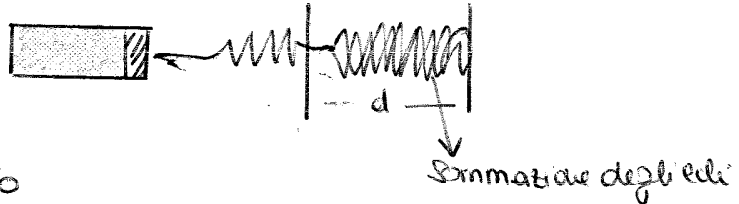
tuttavia nei sistemi commercialmente disponibili non si vive mai un singolo ciclo di sinusoidale, ma un pacchetto di durata temporale $T = n\lambda$



$d > T$ risolve le particelle come distinte
gli echi riflessi tornano indietro verso la sonda disturbate

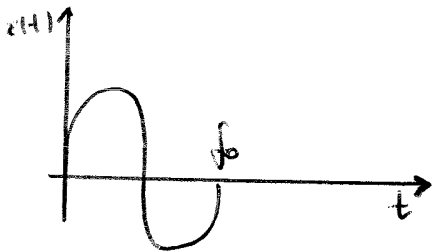


$d < T$ non posso risolvere le particelle come distinte

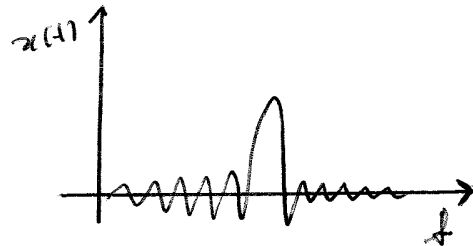


Se $d = T$ gli echi sono uno in coda all'altro

Individuabili come separate delle onde che distano almeno la lunghezza del pacchetto di lunghezza d'onda

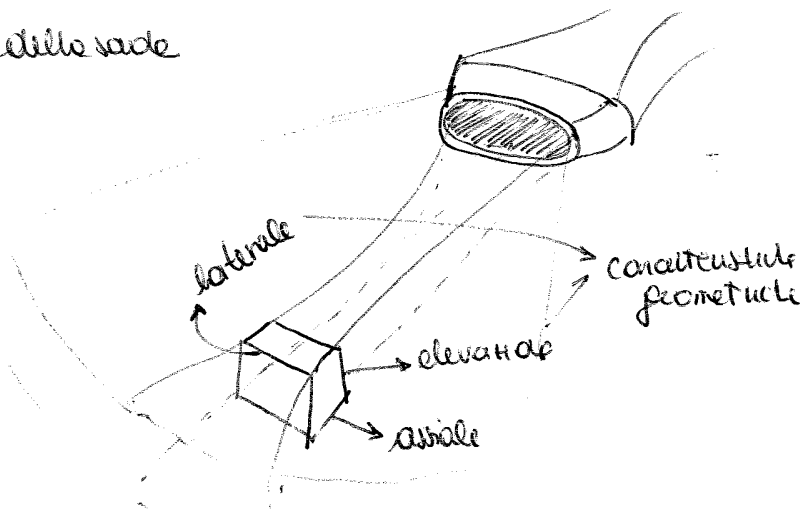


trasformate di Fourier



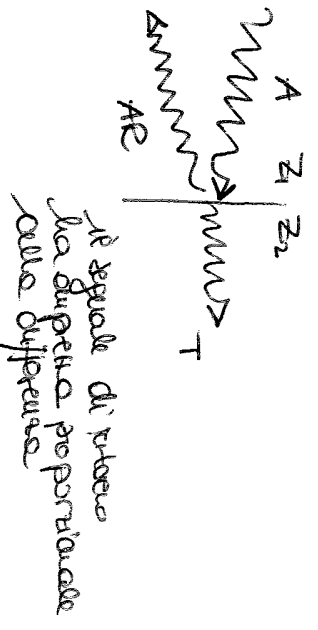
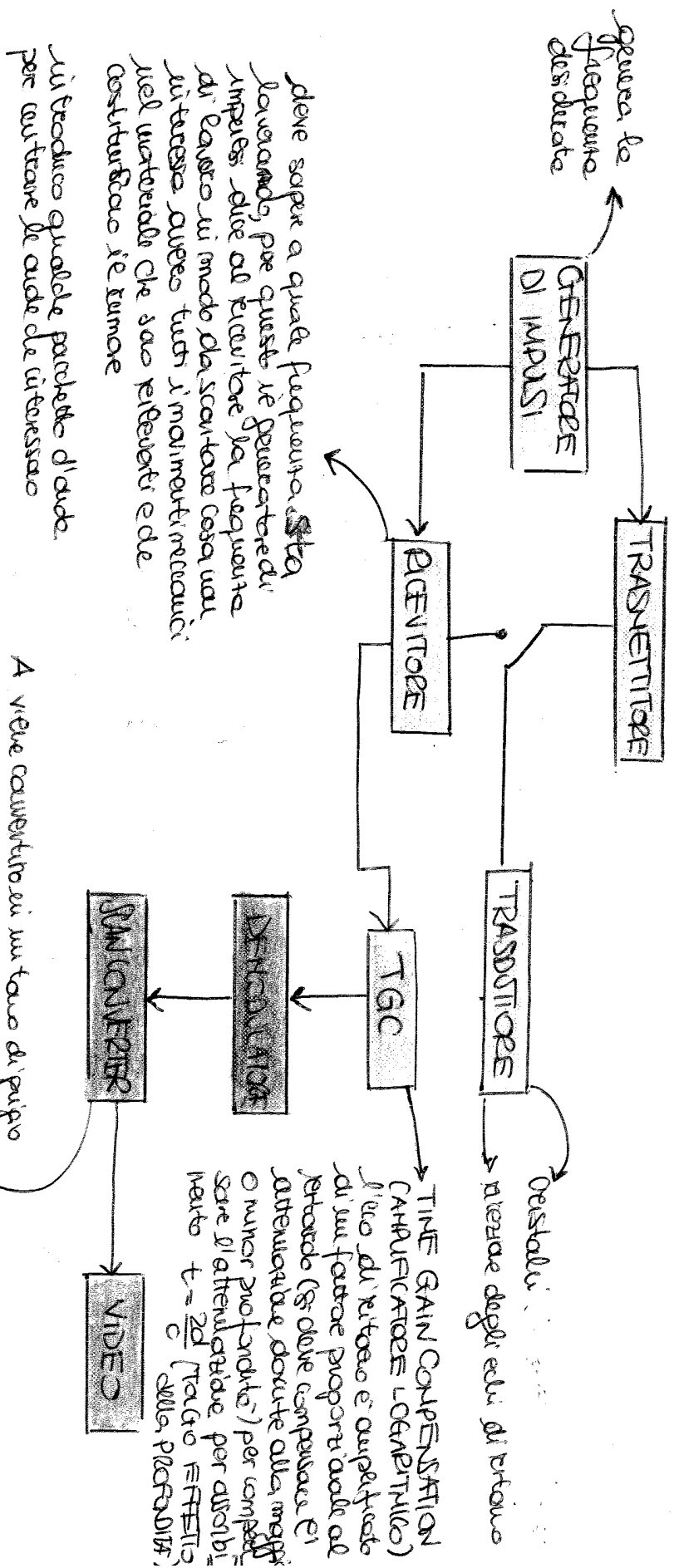
con un impulso più lungo la nostra costruzione migliore sonda multifrequenza multibanda → regola la dimensione del pacchetto facendolo più lungo o più corto → preteggono diversi

RISOLUZIONE ASSIALE → solo emissione delle sonda



SISTEMA AD IMPULSI ECO CAUSED (ECHO)

GENERAZIONE DI ULTRASUONI



il segnale di ritorno
ha duplice portante
alla differenza

A viene convertito in un tono di pulso
riducendo la dinamica del segnale utile a
circa 35dB e generano i comandi a video
frequenza (4-5 MHz) per pilotare sui monitor
TV o registratori

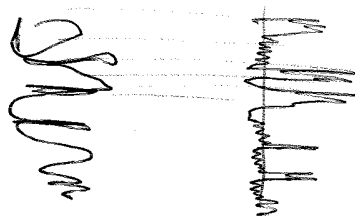
TIME GAIN COMPENSATION
(CAMPURIFICAZIONE LOGARITMICA)
Il suo ad ritorno è compensato
di un fattore proporzionale al
ritardo (S' deve compensare l'
attenuazione dovuta alla maggior
o minor profondità) per compen-
sare l'attenuazione per assorbimen-
to $t = \frac{2d}{c}$ (ritardo = $\frac{2d}{c}$)
alla profondità

STRATEGIE DI VISUALIZZAZIONE

A-MODE (AMPLITUDE)

Si usa un singolo trasduttore e si invia al display il segnale in funzione del tempo, dove:
 - il tempo indica la profondità della riflessione
 - l'ampiezza indica l'intensità della riflessione

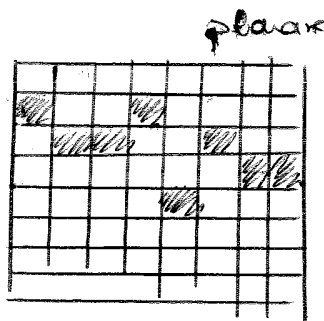
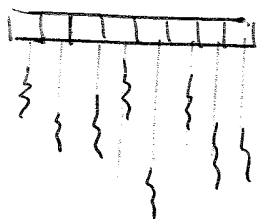
usato per esami vascolari
 e per ricerche molto avanzate



B-MODE (BRIGHTNESS)

il segnale di eco modulo di ampiezza, l'ampiezza è sull'asse z dello schermo, modulando quindi la luminosità del punto luminoso. Maggiore è l'ampiezza del segnale riflesso, maggiore la luminosità del punto a schermo

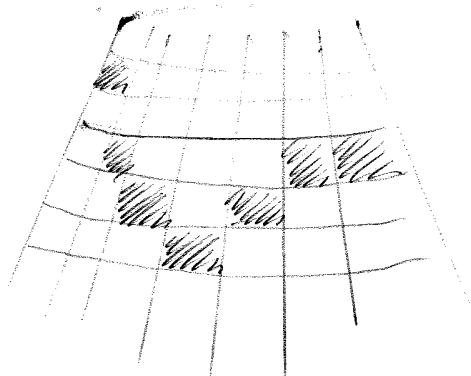
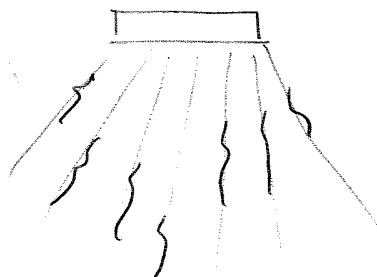
Sonda us a schermo di elementi



la più usata

3/4 cristalli la
 distanza di
 accensione

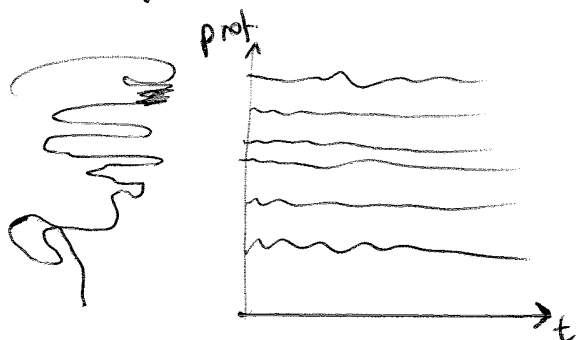
convex



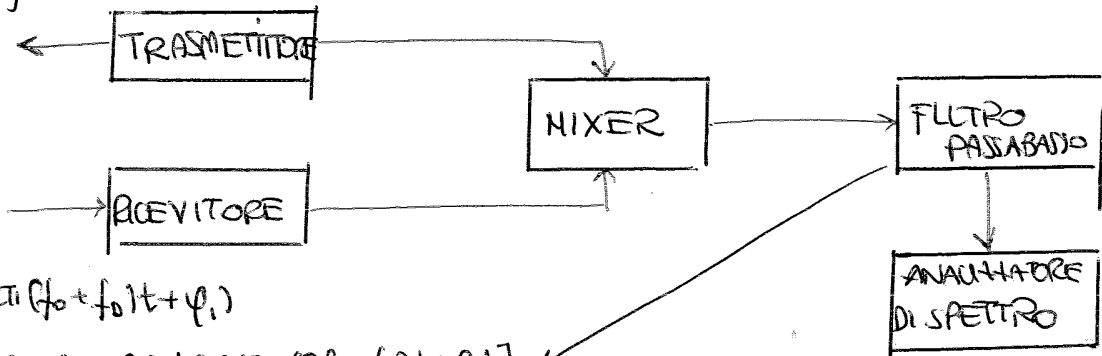
M-MODE (TIME MOTION)

tenuta affiancando ad istanti di tempo opportuni più sequenze. Usato in cardiologia per vedere le parti in movimento del cuore

x → tempo y → distanza crescente della sonda in profondità



$$s_t(t) = A_t \cos(2\pi f_0 t)$$

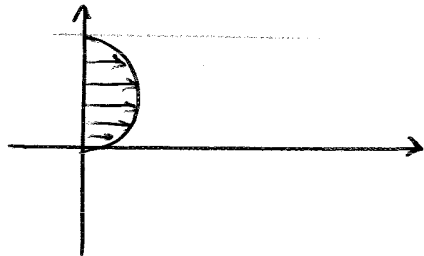


$$s_r(t) = A_r \cos(2\pi (f_0 + f_0)t + \varphi_1)$$

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

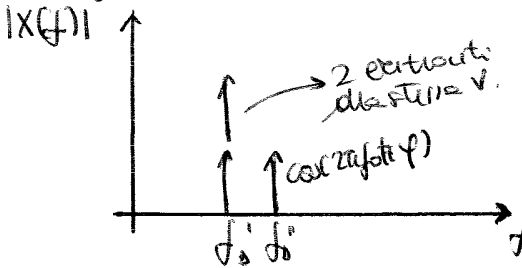
elimina questa!!

Il modulatore è un pannello appannato che hanno tutti i flussometri che calcolano la frequenza del coseno.



i globuli rossi al centro sono più veloci
MOTO LAMINARE

Ho tanti tanti di rumore perché ci sono tanti vortici, quindi il processo deve essere ripetuto per tutti gli vortici.

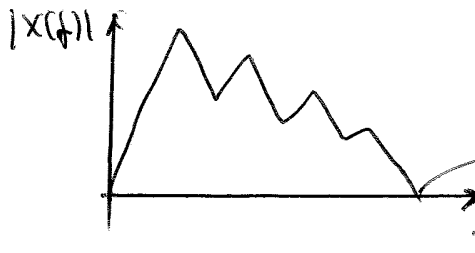


$$v'' > v'$$

$$f_0'' > f_0'$$

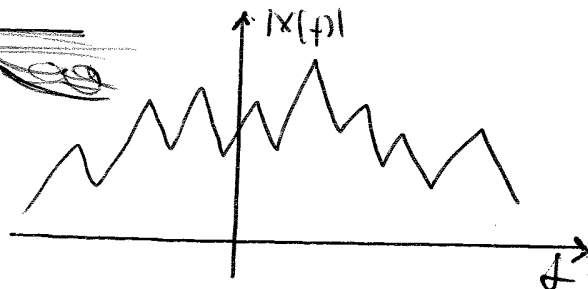
$$f_0'' > v''$$

nell'analizzatore di spettro succede questo!



f maggiore → v maggiore
diminuendo il n° di vortici diminuisce l'altezza
fascio e l'integrale per calcolarne il u°

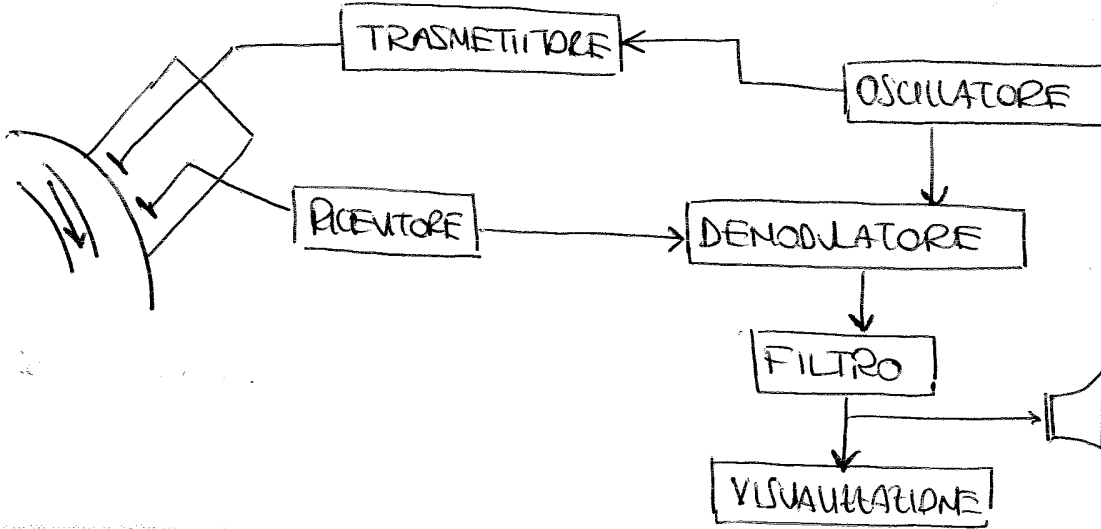
CON IL MOTO TURBOLento
↓
Staccati



due categorie di flussimetri:

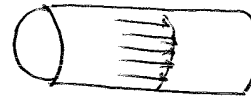
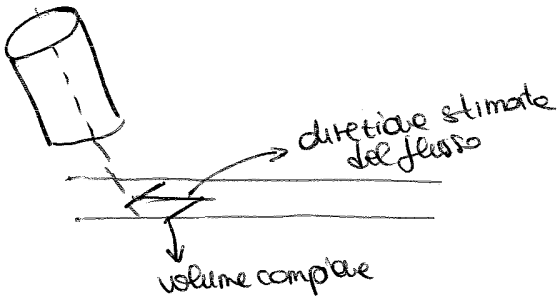
AD ONDA CONTINUA

possibilità di monitorare onde con rapide variazioni di velocità
 i costanti emesso di continuo → mezzi di uso per emettere, mezzi per ricevere
 NON POSSO SELEZIONARE PROFONDITÀ → non riesco a selezionare la velocità, ottengo la sommazione dei rumori



AD ONDA PULSATA

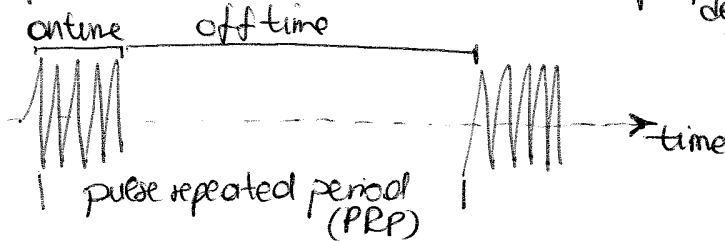
Posso scegliere di visualizzare anche una relazione del tipo
 i fluidi viscosi presentano un profilo di velocità che è variabile lungo il profilo del tubo



selezione del volume campione
 ↳ flusso sanguigno
 selezione della direzione del flusso
 ↳ stima dell'angolo stenotico

misuro il tempo di volo in modo da coprire la distanza e il segnale da demodulare

Se voglio variare il volume vario il tempo di volo



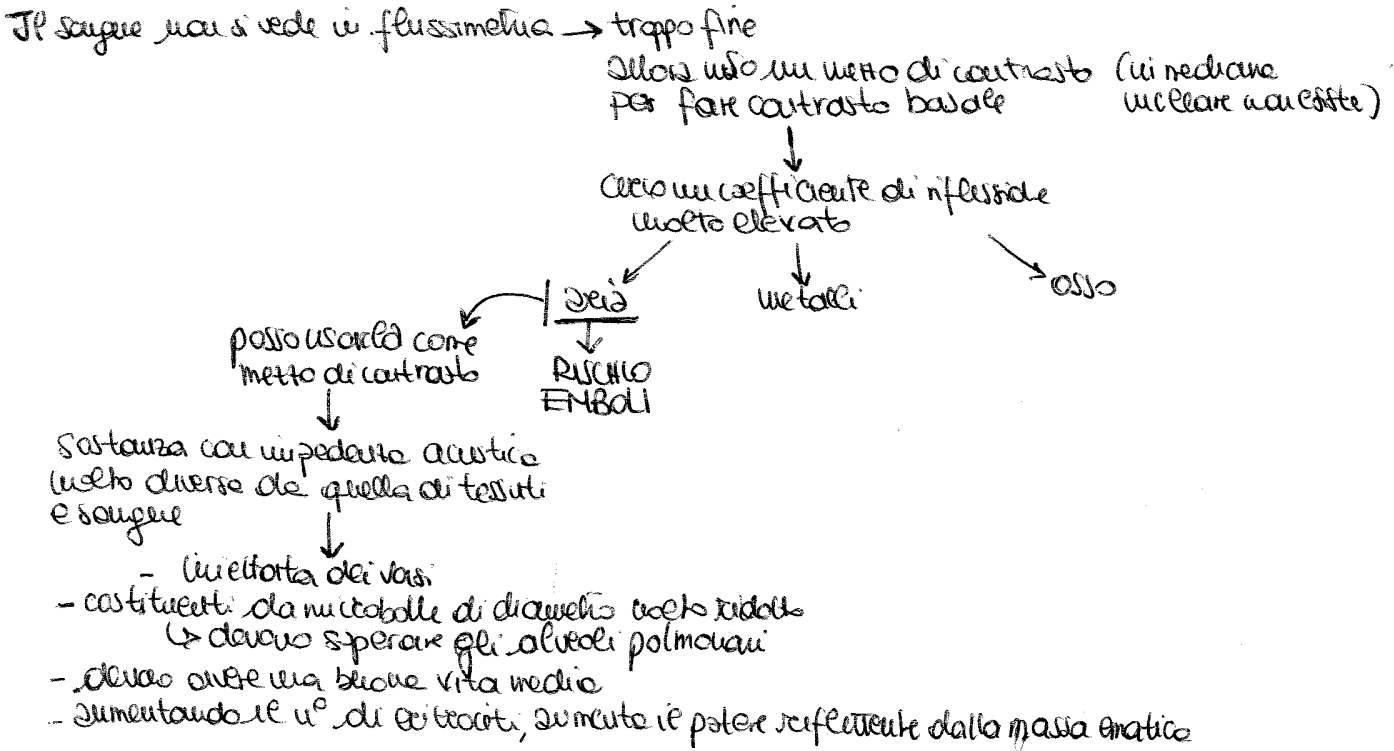
$PRF = 1/PRP$
 frequenza di ripetizione degli impulsi

$\frac{on\ time}{PRP} \ll 0.01$
 [duty cycle]

→ alta ricezione
 poca trasmissione

che PRF determines the max scan depth: the US echo must return to the probe before the transmission of the next US packet:

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



1° TIPO USATO fu il MEZZO DI CONTRASTO SAURO

mescolò attraverso la manovra di Valsalva 5cc fisiologo, 4cc di sangue, 1cc aria

↳ bolle piccole ma non abbastanza (10/15 μm)
 abbastanza stabili

l'albumina del sangue avvolge le bolle e le mantiene stabili

brevi durata 30"-40"

per arrivare ai polmoni venivano rotte per poi essere espirate → non si vedeva il circolo arterioso

CONTRASTO ATTUALE



membrana di fosfolipidi

la maggior parte delle bolle ha un diametro < 2 μm
 oltre 5 μm in circolo

ogni bolle genera un segnale doppler

10.000.000 di microbolle al millilitro

la riflessività aumenta al n° di mm di contrasto immessi nell'unità ematica

leggibilità anche di 20 volte superiore se le bolle sono piccole

[Imaging di 2° ordine: registra solo l'armonico di 2° ordine del segnale creato solo dal contrasto]

TERAPIA AD ULTRASUONI BASATA SULLE BOLLE → riempire le bolle di farmaci (oltracorte i ctus)

MOMENTO MAGNETICO una sfera carica in rotazione attorno al proprio asse genera un momento magnetico allineato al momento angolare e dato da:

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

↳ RAPPORTO GIROMAGNETICO
è caratteristico di ogni materia

per un protone

$$\gamma = \frac{e}{2m}$$

Il modulo del vettore momento magnetico può assumere solo valori discreti (quantizzati)

$$\mu = \gamma \frac{h}{2\pi} \sqrt{I(I+1)}$$

Per la risonanza magnetica ci interessano solo i protoni

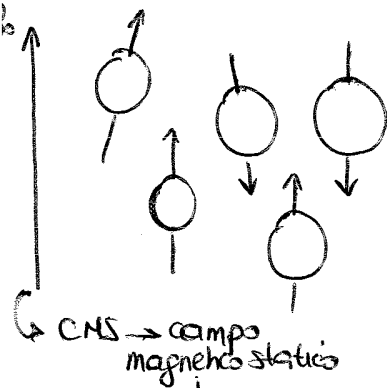
Maggiore è il campo più semplice è qualitativa

γ di H è la maggior parte di tutti gli altri ed è abbondante nel nostro corpo

VECTORE DI MAGNETIZZAZIONE

Condizioni di riposo: il vettore $\vec{\mu}$ ha modulo prefissato ma direzione casuale → una si aspetta magnetizzazione della materia, ora si ha quindi vettore magnetico perché i momenti magnetici si influenzano l'uno con l'altro

Campo magnetico esterno applicato: i nuclei si dispongono col vettore magnetizzazione in condizioni di minima energia (allineati all'asse z)



$$\mu_z = \gamma m_l \frac{h}{2\pi}$$

longitudinale

il z^o quantico che determina tutte le possibili orientazioni per mezzo del vettore $\vec{\mu}$ rispetto al campo esterno applicato

la direzione del vettore $\vec{\mu}$ nel piano (x,y) rimane casuale

↳ trasversale

introduce due direzioni preferenziali: nasce il vettore magnetizzazione $\vec{M} = \sum \vec{\mu}_i$

è funzione del campo B_0

" " delle proprietà della materia

" " delle deviazioni portate dal tessuto qualitativo

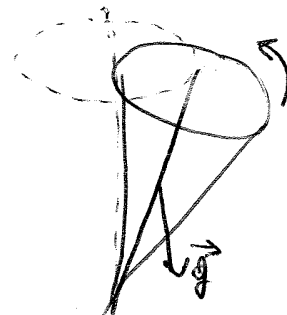
MOTO DI PRESSIONE DI LARMOR

come in una trottola i nuclei possiedono anche un momento angolare per cui il moto che essi compiono per riportarsi in condizioni di allineamento è PRESSIONE

per H

Momento meccanico $\vec{J} = \vec{\mu} \times B_0$

eq del moto $\frac{d\vec{J}}{dt} = \vec{J} \times B_0 \rightarrow \frac{d\vec{\mu}}{dt} = \gamma \vec{\mu} \times B_0$



La misurazione della uguaglianza \vec{N} richiede una perturbazione che si ottiene con un campo magnetico B_1 rotante in un piano B_0
 d'energia totale del sistema energetico in condizioni di magnetizzazione e la somma di spin-up e spin-down

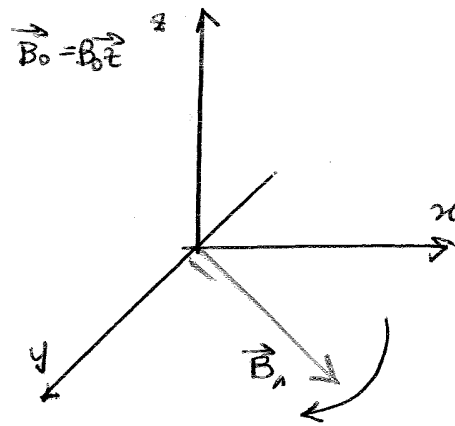
Il risonanza dell'equivalente = Risonanza = modifiche delle stabilità

B_1 è bidirezionale determinate frequenze, quelle di risonanza

La radiazione elettromagnetica interagisce con il sistema e $\Delta E = h\nu = h \frac{\omega}{2\pi} B_0$

Il campo B_1 :

- ruota in un piano ortogonale a B_0
- non è un campo statico
- viene detto "eccitazione" a radiofrequenza



Il sistema assorbe energia fino alla saturazione

I quanti di energia determinano i salti quantici dei nuclei ad energia minore

l'energia assorbita è l'indicazione dello squilibrio tra le popolazioni dei nuclei nei 2 livelli in quanto...

equilibrio = saturazione = egual numero di nuclei nei 2 stati

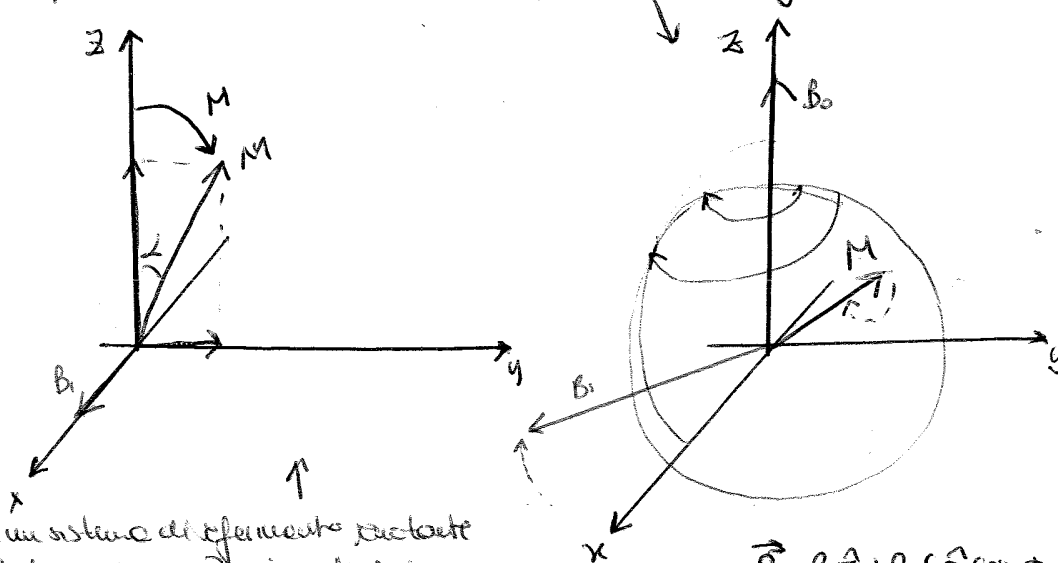
In un sistema di riferimento rotante solidamente con \vec{B}_1 , la rotazione del vettore \vec{N} attorno a \vec{B}_1 di un angolo α (FLIP ANGLE) (ANGOLO DI DEFLESSIONE)

$$\alpha = -\gamma B_1 t_w$$

a 90° lo trasversale ma non longitudinale
 a 180° longitudinale invertito e non trasversale
 con $B_1 = 0.6 \text{ T}$ ha $t = 100 \mu\text{s}$

ECCITAZIONE

Se consideriamo un sistema di riferimento fisso con l'asse z // a B_0 il vettore \vec{N} descrive un moto a spirale su una superficie sferica con velocità angolare $-\vec{\Omega}$



In un sistema di riferimento rotante solidamente con B_1 si evidenzia l'inclinazione di \vec{N} e la nascita di una sua componente trasversale.

$\vec{B} = B_0 \hat{z} + B_1 (\hat{x} \cos \omega t + \hat{y} \sin \omega t)$
 campo totale a cui i nuclei sono sottoposti

La misura del tempo di rilassamento è fondamentale in quanto:

1. È caratteristica del materiale (discriminazione tissutale)
2. si misura in incrementi, anche del 100%, del valore di T_1 e T_2 tra tessuti normali e patologici

Il n° minimo di sequenze che devo fare è 2 → quarta è tempo (anche più di 40')

La RN funziona benissimo sui tessuti molli, ma non su quelli ossei

da cui informazione funzionale associata ad una buona risoluzione spaziale

Tutte cose possono influenzare il rilassamento dei protoni; per questo motivo facciamo un po' di prove

Il segnale MR è di solito molto debole e a SNR elevato

utilizo la tecnica dell'averaging, somministro anche più eccitazioni RF e raccoglio più risposte per poi mediare

Introduco un tempo di ripetizione delle impulsi T_R ovvero l'intervallo di tempo fra l'inizio di un'eccitazione e l'inizio della successiva

LEGGES DI BLOCH descrive l'andamento della magnetizzazione nel tempo

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

Variabile della magnetizzazione. $\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_1$ campo mag. totale. Matrice di rilassamento $R = \begin{bmatrix} 1/T_2 & 0 & 0 \\ 0 & 1/T_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1/T_1 \end{bmatrix}$

cause che lo generano: momenti meccanici agite sulla magnetizzazione - tempo di rilassamento

In fisica la usano per dare al valore magnetizzazione un andamento ben preciso

Il problema dell'impulso MR consiste nel localizzare spazialmente i contributi di ogni singolo elemento dell'immagine (pixel / voxel)

Posso ricevere il segnale mediante apposite bobine ma il segnale FID è una radiazione cui andamento temporale determinato solamente dalle sequenze di eccitazione e dalla legge di Bloch

generazione di un campo magnetico statico

presenza di un campo magnetico statico

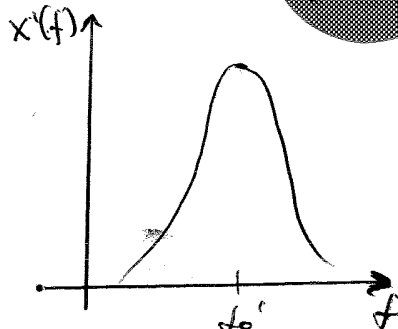
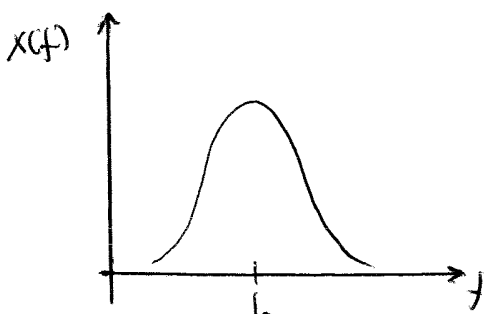
applicazione di un'altissima frequenza a radiofrequenza con il campo B₁

la rotazione su una bobina ricevente del segnale indotto FID

solo con CNS ed eccitazione RF non è possibile la localizzazione di nuclei

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

$$\omega_0' = \gamma (B_0 \pm \Delta B_0)$$



Bo non si modifica! fa ciò in modo che i vari protoni sentano due campi diversi

CARATTERISTICHE DEL MAGNETE

OMOGENEITÀ

si misura in ppm

misura le variazioni del campo in una direzione rapportate all'intensità del campo, misura il vero elemento di misura

Valore tipici: 100 ppm

BASSA OMOGENEITÀ = SCARSA QUALITÀ DELL'IMMAGINE

artefatti molto evidenti

SHIMMING PASSIVO: viene fatto una volta sola
corregge la disomogeneità del magnete, più duratura dei giorni
viene fatto con un magnete

SHIMMING ATTIVO I CMS prodotti da magneti reali sono sempre caratterizzati da una certa disomogeneità

produzione di gradienti di campo con conseguenti problemi di imaging

la compensazione di questi gradienti di campo è lo shimming
funzionamento di CMS lungo z

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

$$B_1 = \frac{r_0^4 g^4 B}{4! \partial z^4} \Big|_{z=0}$$

Il CMS assume il valore teorico B_0 solo in corrispondenza di $z=0$ cioè al centro del magnete!

Per avere campi magnetici reali con buona omogeneità rende in un volume più ampio servono polini di correzione

B_0 più verticale durante la vita del magnete

STABILITÀ TEMPORALE

si misura in ppm/h

deve essere mantenuta almeno per tutta la durata dell'esame

una scarsa stabilità temporale rende le misure poco affidabili e degrada la qualità dell'immagine

INTENSITÀ

misurate in Tesla

Range clinico tipico: 0.2 T - 2 T (valori estremi di 4 T per scansioni particolari)

↳ più è intenso più comoda i pazienti meno sente il rumore esterno, il segnale FID migliora quando il campo è maggior

campi più elevati aumentano il SNR ma diminuiscono la penetrazione dell'eccitazione RF, aumento di radiazione più intensa → possibili problemi di sicurezza

valori tipici per CMS di 0.2 T → RF a 21 MHz, per CMS di 1.5 T → RF a 63 MHz

frequenze più elevate sono meno penetranti nella materia

eccitazioni RF troppo elevate possono causare sfasamenti non voluti con la generazione di immagini fantasma

per imaging sono sufficienti campi dell'ordine di 0.3 T - 0.5 T

campi molto più intensi sono necessari per l'analisi in vitro delle materie (studio di nuclei con rapporto giromagnetico molto minore)

si preparano magneti da 3 T ma sono usati solo in ricerca e bisogna avere molti polini

SUPERCONDUTTORIA - MAGNETE SUPERCONDUTTORE

fermano fisso per cui al di sotto di una T critica s'annulla la resistenza di un materiale
In queste condizioni si misura una forte dipendenza di corrente elettrica, campo magnetico, T critica
Box del magnete da 7,5 T

↓
Variando fortemente uno dei parametri il conduttore ottiene bucciamente in condizioni conduttrici usuali

- geometria approssimata è quella solenoidale (split-coils) con avvolgimenti che superano i 20km
- nucleo di rame tenuto a bassissime temperature (4.2K) → uso azoto liquido per raffreddare
- nelle superconduttrici usuali è più l'effetto Joule → poco conduttore quanto consente uspi o il magnete a superconduttore è come se fosse una camicia → plastica, avvolte da He liquido, adato a N liquido attorno a tutto

per mantenere la temperatura si consumano

0,5 l/h per He
2-3 l/h per N austriaco di cura 20-30 gg

→ CRIOSTATO

serie a mantenere la T in modo da mantenere la conduttività degli avvolgimenti

↳ sostituisce l'elio
raffredda come un condizionatore

è costituito da una serie di sezioni radianti concentriche alla camera magnetica raffreddante
di N liquido + camere a vuoto

esistono apparecchi con refrigeratori meccanici ad elio liquido → calo di +10% con un consumo di He 0,05 l/h e quello per N

QUENCHING O EVENTO CATASTROFICO DA QUENCH

superfluo completo delle resistenze del conduttore e conseguente scarica istantanea di tutto l'energia immagazzinata nel magnete

si verifica in corrispondenza di 2 eventi:

1. aumento indiscriminato di corrente nel conduttore e di campo magnetico
2. espulsione vassorio di gas criogenici

la sequenza produce tensioni elevatissime → si vince la rigidità elettrica dell'aria → distruzione delle spine metalliche

si utilizzano quelli di resistenza in parallelo agli avvolgimenti in modo da creare un percorso preferenziale verso terra delle correnti di scarica evitando la distruzione del magnete.

ASTO O INTERRUPTORE DI QUENCHING: viene usato per far uscire l'elio ma in modo controllato
↳ non è distruttivo

centraline del RILEVATORE D'OSSIGENO: controlla la percentuale dell'intero della camera magnetica

vantaggi:
 - elevato rendimento
 - densità energetica
 - bassissimo consumo di energia
 - assenza di vibrazioni
 - 75 Superconduttore ed altri materiali
 - non odore e inquinamento

svantaggi:
 - elevato effetto proiettile
 - costi di acquisto e gestione (2000€)
 - gaping a tunnel e claustrofobia

SEQUENZE D'ECITAZIONE

FID = similitudine alla frequenza di Larmor, ampiezza proporzionale a ρ e $\sec(\theta)$ con modulazione di ampiezza esponenziale di tempo T_2^*

↳ interazioni molecolari, interazioni di B_2

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_{2R}}$$

Saturation Recovery: effetto è dipendente da T_1 → AGUCE SU PFCATERO della C. LONGITUDIN. situazione di pertubazione applico un impulso a 90° attendo il ripristino della componente longitudinale

sequenza: 90° - T dove T è il tempo durante il quale si attende il ripristino

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

$TR \gg T_1$ → diventa costante

$TR \approx T_1$ → tempo di rilassamento T_1

dopo un certo n° di impulsi, predominano la componente trasversale e longitudinale presente ad ogni impulso di eccitazione...

Inversion Recovery: la sequenza (coste dei seguenti impulsi): 180° - T - 90° - T

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

$T_1 \gg T_1$ → diventa protonica

$T_1 \approx T_1$ → tempo di rilassamento T_1

Spin-echo: effetto mo due successivi e coste dei seguenti impulsi: 90° - TE/2 - 180° - TE

T=0 spin allineati lungo X

T=TE/2 gli spin hanno percorso un angolo θ

intervallo necessario per recuperare il segnale

T = dopo 180° spin che erano avanti ora sono indietro

T=TE spin lenti e veloci all'estremo posto

intervallo tra il ribaltamento e la misurazione della componente trasversale

$$1. S = K\rho(1 - 2e^{-T_1/T_1} + e^{-TR/T_1})$$

$$0 = K \cdot 100(1 - 2e^{-T_1/0.5} + e^{-TR/0.5})$$

$$S = K\rho(1 - e^{-TR/T_1})$$

$$0.98S = K\rho(1 - e^{-TR/T_1})$$

INVERSION RECOVERY

$$1 = 2e^{-T_1/T_1}$$

$$\frac{1}{2} = e^{-2T_1}$$

$$2 = e^{2T_1}$$

$$\ln 2 = 2T_1 \quad T_1 = \frac{\ln 2}{2}$$

2. Usa T_1 uguale 205

$$0.98 = 1 - e^{-TR/T_1}$$

$$\ln(1 - 0.98) = -TR/T_1$$

$$TR = -T_1 \cdot \ln(0.02)$$

$$TR = -205 \cdot \ln(0.02) = 78240 \text{ ms}$$

$$3. S = K\rho(1 - e^{-TR/T_1})e^{-TE/T_2}$$

$C_{max} = 0$

$$C = e^{-TE/T_2} - e^{-TR/T_2}$$

$dC/dE = 0$

$$TE = \frac{T_2(C_1 - T_2 C_2)}{T_2 C_1 - T_2 C_2} \ln\left(\frac{T_2 C_2}{T_2 C_1}\right)$$

$$TE = 38.3 \text{ ms}$$