



Corso Luigi Einaudi, 55/B - Torino

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

NUMERO: 1021

DATA: 14/07/2014

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

STUDENTE: Bettale

MATERIA: Bioimmagini + Eserc.

Prof. Molinari

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

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

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

# BIOIMMAGINI

PROF. Filippo Molinari

APPUNTI + SLIDE + ESERCITAZIONI  
POSSIBILI DOMANDE A FINE ARGOMENTO  
TEMI D'ESAME + RISPOSTE

Le \* a fine pagina indicano i possibili argomenti che sono stati temi d'esame

MIO APPUNTO 23/06 (UNICO CON DOMANDA SUL LABORATORIO)

- ESERCIZIO SU RM. CALCOLO IL CONTRASTO DI 2 SEGNALE DESCRITTI DA SATURATION RECOVERY

$$\text{dati } S = \rho (1 - e^{-TR/T_1}) \quad T_{1a}, T_{1b}, TR$$
$$C = \frac{I_a - I_b}{I_b} = \frac{\rho (1 - e^{-TR/T_{1a}}) - \rho (1 - e^{-TR/T_{1b}})}{\rho (1 - e^{-TR/T_{1b}})} = \chi$$

- FALSE CONCURRENZE IN PER
- EMISSIONE DI UN TUBO A RAGGI X (DESCRIZIONE) + DISEGNO EMISSIONE DI UN TUBO IN MAMMOGRAFIA
- LABORATORIO: TRATTATO SIRM  
4 PROVE E COME SI EFFETTUANO X UN ECOGRAFO B-MODE

è importante seguire infatti alcuni fenomeni dinamici nel tempo

massima esposizione di raggi X (da secondi a minuti) < avere più quantità

> 2000

### -RX DIGITALE

**MEG** = MAGNETOENCEFALOGRAFIA = analisi del campo magnetico prodotto dai neuroni (oltre al campo elettrico) (solo 1 in Italia, x la ricerca)

**fMRI** = Risonanza magnetica funzionale

## BIOIMMAGINE = figura relativa

all'anatomia o alla fisiologia di parti interne del corpo

[ex diapo 11]

NB: in radiologia è molto impo. marcare dx e sx, se non ci fosse, x convenzione, la dx anatomica è riportata a sx dell'immagine, come se guardassi il paziente dal sotto, piedi alla testa

la definizione non tiene conto di:

- motivo / funzione
  - ↳ diagnostica
  - ↳ ricerca
  - ↳ terapia
- scala
  - ↳ macro
  - ↳ micro
  - ↳ submicro
  - ↳ total body
  - ↳ vetrino
- tecnica di acquisizione (dispositivo) ✓
- morfologia o funzione (ANATOMIA O FISILOGIA)
- GRADO DI INVASIVITA'
  - NO: superare una barriera umana (endoscopia)
  - SI: nocività radiazioni
  - (l'energia supera sempre il corpo umano!)

l'ingegnere classifica le bioimmagini sulla base della loro natura, cioè in base alla tecnica con la quale sono state ottenute.

# PARAMETRI FISICI DESCRITTIVI DI UN'IMMAGINE

È difficile trovare parametri che caratterizzano immagini diverse, ma sono alla base x ricevere la qualità di un'immagine

● **CONTRASTO** = Rappresenta la variazione relativa del valore assunto dai pixel appartenenti ad una zona dell'immagine rispetto allo sfondo

È il parametro più importante e OC alla qualità dell'immagine



A = Area  
S = sfondo

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

$i_a$  = valore medio dell'immagine valutato sull'area

$i_s$  = valore medio dell'immagine valutato sullo sfondo

1 Pixel = 1 numero

$C = 0$ , se  $A = S$  (sfondo e area dello stesso colore)

Quindi se  $C \downarrow$ , non vedo bene gli oggetti dallo sfondo

$C > 0$ , se A chiaro e S scuro

$C < 0$ , se A scuro e S chiaro (Tex)

Deve essere auto

NB: convenzione di codifica dei numeri nelle immagini

1 numero = 1 pixel = 1 intero positivo = 1 colore su una scala di grigi (immagini monochrome)

$\left\{ \begin{array}{l} \text{Am. più basso} = 0 \quad \text{Black} \\ \text{Am. più alto} = 2^N - 1 \quad \text{White} \end{array} \right.$ 
N = bit (8) (255 grigi)

La scala dipende quindi dalla dinamica, cioè il numero di bit che uso x codificare 1 pixel  
 la scala è lineare e a passi di 1  
 il negativo è l'inverso della scala

## ● **RISOLUZIONE** (3 diverse definizioni)

- R. spaziale = capacità di vedere distinti oggetti ramificati  
 dimensione del più piccolo oggetto che riesco a vedere

$\downarrow$   
 è una grandezza fisica = lunghezza

valore x cui 2 oggetti antiformi vengono distinti

Le Bioimmagini vengono sempre ricavate in vivo direttamente sul tessuto umano, non morto o espianato) alcune in vitro sono biopsie, PAP test...

e Bioimmagini rappresentano una visione parziale della realtà, adattata ad uno specifico problema (vedo una parte, non tutto il resto!). La visione è mediata dal tipo di energia utilizzata e dal tessuto.

Lo studio in vivo delle strutture del corpo umano avviene secondo le seguenti modalità:

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

Il corpo umano emette spontaneamente:

energia magnetica - elettrica - meccanica  
- elettromagnetica

si cerca di monitorare ed acquisire i dati forniti da queste emissioni con sofisticati

systemi: Elettroencefalografi - Elettrocardiografi -  
- elettromiografo - termografo

## TERMOGRAFIA

La termografia consente di ottenere una mappatura della distribuzione di  $T$  sulla superficie dell'epidermide, cioè del calore emesso dal corpo umano, che è una radiazione elettromagnetica nel campo dell'IR.

Utilizzata per confronti relativi tra emicorpi dello stesso soggetto (sano = simmetrico) (termocamere)

Questa metodica è utilizzata prevalentemente per lo screening (analisi preliminari su vasti gruppi) →

Tumore al seno in donne di una certa fascia d'età scoliosi, il letto stento e più caldo

Pregi:

- capacità di rilevare alterazioni metaboliche o circolari
- possibilità di condurre un esame senza contatto tra paziente e strumento di misura

Solo ionizzati solo i tessuti da vedere

Non sono mai colpiti i genitali, per non trasmettere mutazioni ai figli  
radioprotezione



seconda dell'energia e della frequenza che compete ai fotoni, le radiazioni possono essere assorbite o parzialmente attenuate attraverso diversi tessuti

Le radiazioni elettromagnetiche si differenziano strettamente per la frequenza ( $\lambda$  e  $E$ )

**SPETTRO** delle radiazioni elettromagnetiche:

RF: ONDE RADIO	$10^5$ Hz	
M: MICROONDE		
I: INFRAROSSO		
V: LUCE VISIBILE	$4,3 - 7,5 \cdot 10^{14}$ Hz	700 - 400 nm (FASCIA VISIBILE)
UV: ULTRAVIOLETO		→ tossici, non ionizzanti, melanina
	molli	$3 \cdot 10^{16} - 10^{18}$ 1)
<u>AGGI</u> x	x DIAGNOSTICA	$3 \cdot 10^{18} - 10^{19}$ 2)
	x RADIOTERAPIA	$3 \cdot 10^{19} - 10^{21}$ 3)

1) non sono utili x l'IMAGING

penetrano il corpo umano, ma non escono x vengono totalmente assorbiti

Tutti con un filtro x non irradiazione massivamente e inutilmente il corpo umano

2) utili e usati x IMAGING

3) non sono utili x l'IMAGING

attraversano sia il corpo umano, sia il sensore del dispositivo che non riesce a catturarli

Sono usati x TERAPIA: uccidere i tessuti tumorali

relazioni:

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

$\lambda$  = lunghezza d'onda

$f$  = frequenza dell'onda

$c$  = velocità di propagazione dell'onda nel mezzo

$c$  = 300.000 km/s luce nel vuoto

2) **CATODO FISSO** (cannone)

emette un fascio di  $e^-$  grazie a un metallo con alto numero atomico ed alto punto di fusione, come il TUNGSTENO, su cui scorre corrente per riscaldarlo e far staccare gli  $e^-$ , e cioè un:

3) **FIAMENTO SURRISCALDATO** che emette  $e^-$  in tutte le direzioni in modo casuale (ISOTROPICAMENTE), serve quindi:

4) **COPPA FOCALIZZATRICE**, un imbuto con un foro, fatta di materiale che riassorbe gli  $e^-$  che la urtano

5) Gli  $e^-$  urtano poi il materiale di cui è costituito l'anodo e generano i raggi X, poiché viene emessa energia, anche se è difficile ottenerla in banda X

L'**anodo rotante** a ambrello è un disco che ruota su un asse rotante messo in movimento da un motore (parte da raffreddare se si surriscalda) X avere un'energia sufficiente a produrre i raggi X su un anodo bisogna avere:

- TANTI  $e^-$  che arrivano (numero direttamente d'alta corrente che circola nel filamento)

- ENERGIA SUFFICIENTE:  $\exists$  una differenza di Potenziale tra anodo e catodo che serve a accelerare le particelle cariche (gli  $e^-$ ) grazie ad un campo elettrico che le attira verso l'anodo  $\rightarrow$  serve una tensione di alimentazione

6) Poiché gli  $e^-$  incidono su un anodo a ambrello, i fotoni vengono generati con un certo **angolo  $\alpha$**  e vengono prevalentemente emessi verso il basso. La **Finestra** è un assottigliamento del tubo di vetro, una particolare zona in cui i fotoni escono dal tubo: i fotoni devono uscire solo qui e in nessun'altra parte  $\rightarrow$  il resto del tubo è rivestito con una guaina di piombo inamovibile



## Caratteristiche di un tubo a raggi X:

- Vita: 1200h di funzionamento (50gg)
- Filamento costituito da tungsteno ( $T_{fus} = 3410^\circ C$ )
- Supporto catodico in nichel
- Anodo costituito da un disco (rotante o meno) inclinato di tungsteno-reniato o molibdeno (x la mammografia)
- Finestra di focalizzazione del fascio
- ★ Numero di  $e^-$  emessi  $\propto$  alla corrente che scorre nel filamento (legge di Richardson)

$\uparrow$  corrente =  $\uparrow$  nm  $e^-$  emessi =  $\uparrow$  nm fotoni emessi  
 $\rightarrow$   $\uparrow$  massima intensità del fascio di fotoni

- ★ Differenza di potenziale tra catodo e anodo pari a 15-150-250 kV (da decine a centinaia di kilovolt): la tensione deve essere continua, cioè sempre diretta nello stesso verso, per accelerare solamente (e non rallentare)

$\uparrow$  Tensione =  $\uparrow$  accelerazione =  $\uparrow$  energia dei fotoni

- ★ e ★ Hanno 2 diverse modalità di aumentazione, sono 2 variabili indipendenti (corrente e tensione)
- 2 modi diversi per aumentare l'energia dei fotoni

### ● efficienza ( $\eta$ )

Rapporto tra energia radiante emessa (E. utile) e energia catodica incidente (E. spesa)

NB: anodo < Passivo / non aumentato      CATODO < Attivo / Passivo

$$\eta = Z V \eta_0$$

$V$  = tensione di alimentazione

$Z$  = numero atomico del materiale anodico

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

Questo perché ogni tubo ha 2 meccanismi di emissione:

- emissione per frenamento (Principale)
- emissione caratteristica del materiale

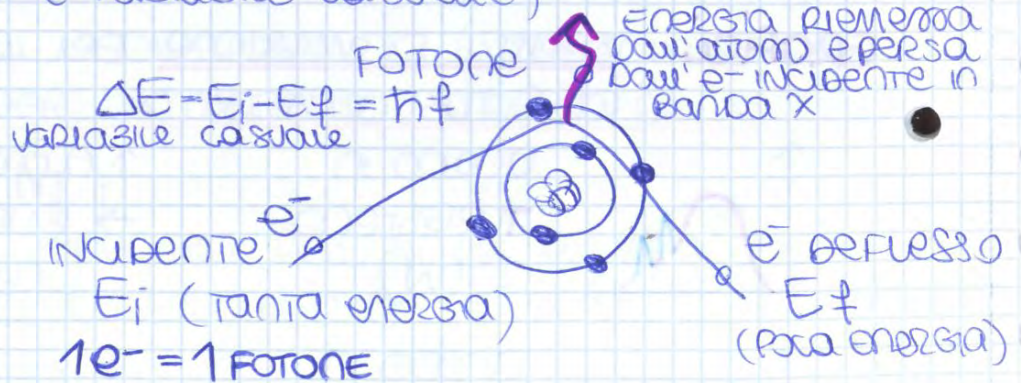
L'integrale della curva è il numero totale di fotoni emessi; si nota che il numero di fotoni emessi x frenamento è  $\gg$  degli altri.

## RADIAZIONE DI FRENAMENTO (Bremsstrahlung)

L'elettrone incidente (con  $E_i$ ) tenta di passare attraverso l'anodo, ma nella nuvola elettronica viene frenato dagli  $e^-$  dell'anodo medesimo e riflesso in prossimità del nucleo. L' $e^-$  perde quindi energia che viene emessa sotto forma di fotone  $\gamma$  di  $\lambda$  corrispondente con uno spettro di emissione continuo. L'anodo deve quindi essere spesso, con una nuvola di  $e^-$  molto grande, cioè con un numero atomico sufficientemente elevato. I limiti di emissione sono dati dalla tensione di alimentazione e dalla perdita di energia cinetica degli  $e^-$  (variabile casuale).

Per l'emissione di frenamento, grafico e la campana perché non tutti gli  $e^-$  hanno la

stessa energia e dipende dove l' $e^-$  arriva sull'atomo (più esternamente o più vicino al nucleo)



## RADIAZIONE CARATTERISTICA (la minore)

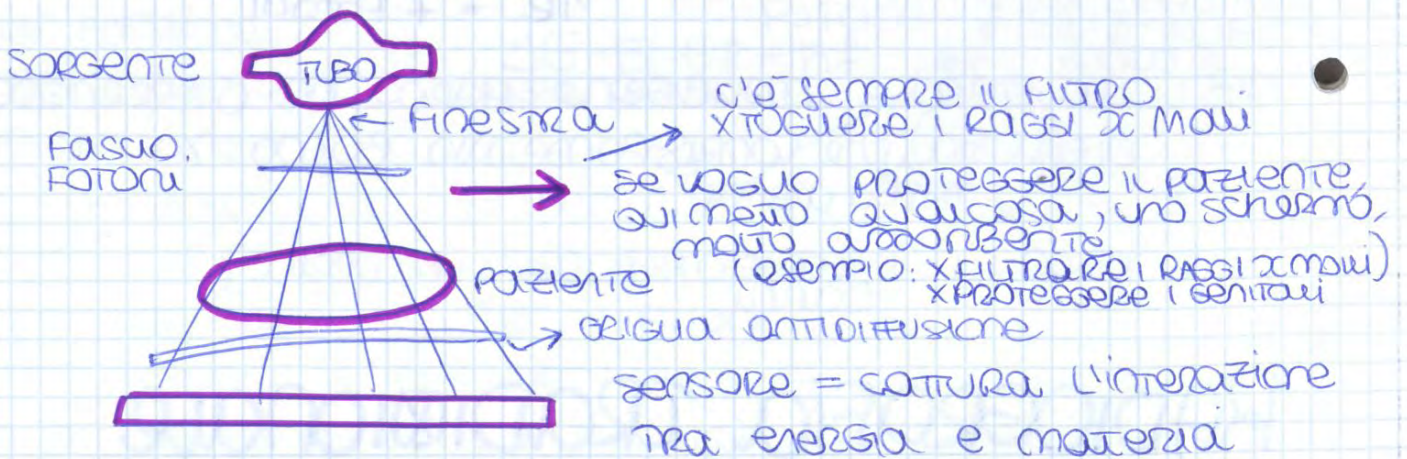
L'elettrone incidente colpisce e scarica un  $e^-$  degli orbitali più esterni di un atomo dell'anodo e prosegue la sua strada secondo la teoria degli urti, magari senza neanche perdere

FOTONI X HANNO GRANDE IMPORTANZA IN CAMPO DIAGNOSTICO E TERAPEUTICO PER LE SEGUENTI PROPRIETÀ:

- penetrazione: I RAGGI X PENETRANO NEI TESSUTI E RIEMERGONO DA ESSI (SECONDO SUFFICIENTE ENERGIA) E VENGONO MODIFICATI IN INTENSITÀ IN FUNZIONE DELLA DENSITÀ DEI TESSUTI STESSI → consentono di ottenere una mappa a toni di grigio delle strutture "illuminate"
- fluorescenza: I RAGGI X SONO FUORI DELLA BANCA DEL VISIBILE DELL'OCCHIO UMANO, MA PROVOCANO LA FLUORESCENZA (QUALCOSA CHE VEDIAMO) DI ADESSO SOSTANZE → POSSIBILITÀ DI CONVERTIRE L'IMMAGINE DI IRRADIAZIONE IN UN'IMMAGINE VISIBILE
- azione chimico-fisica: I RAGGI X POSSONO ESSERE UTILIZZATI A BOMBARDARE SELETTIVAMENTE OPPORTUNE ZONE → VALENZA TERAPEUTICA (RADIOTERAPIA)

I DISPOSITIVI A RAGGI X SI CONVERTONO DA DIAGNOSTICA → A TERAPIA (neozosi e uccisione del tessuto)  
 Solamente aumentando l'energia dei fotoni

NB: I RAGGI X CI SONO ANCHE NELLA RADIAZIONE SOLARE (DAI PILOTI IN AEREA NAVIGAZIONE)



REGGE IMPORTANTE:

- FASCO A RAGGI X monoenergico
- N FOTONI EMERGENTI
- STRATO DI MATERIALE ATTRAVERSAO DI SPERDARE INFINITESIMO dx

- $\mu_p$  è il coefficiente normalizzato  

$$\mu_p = \mu / \rho \quad [\text{cm}^2 \text{g}^{-1}] \quad \mu_p = \frac{\text{cm}}{\text{g/cm}}$$
- In generale, i parametri caratteristici del materiale sono il numero atomico ( $Z$ ) e la densità ( $\rho$ ), caratteristica fisica di un materiale
- $\uparrow Z$  implica  $\uparrow \mu$   
 ad esempio il Pb, x fare:
  - Protezioni indossabili x gli operatori quanti (x), collare (tiroide), grembiuli (genitai) giubbotti...
  - Protezioni ambientali (schermi nei muri) Fe nel muro con il calcestruzzo, si calcola il giusto spessore dei muri muri, porte, vetri
- RANGE  $0,189 - 0,322 \text{ cm}^{-1}$  (Acciao) [DIAP05]  
 con raggi x non si riescono a vedere questi tessuti diversi (sangue, grasso, mammella...) l'unico è l'osso
- Il tumore ha le stesse proprietà di assorbimento di tutti gli altri tessuti sani!! non si distingue.. [DIAP06]
- $\mu$  molto diversi sono quelli di (2000) ossa, aria, polmoni (-1000)
- $\mu$  sono tutti uguali, c'è minor discriminazione tra i materiali (minor contrasto) quando i raggi x raggiungono alte energie: 10/20/30 MV, sono usati per radioterapia
- $\mu$  Pb è migliore del  $\mu$  cemento

$$\mu \propto Z^{\text{numero atomico}}$$

$$\mu \propto \frac{1}{\omega} E \text{ fotoni}$$

Timer: UNITA' IL TEMPO MASSIMO DI ESPOSIZIONE  
PROCESSE IL TUBO DAL RISCALDAMENTO

IL TUBO DEVE EMETTERE RADIAZIONE PER UN TEMPO MASSIMO, POI SI TRONCA L'EMISSIONE SENSIBILIZZANDO COSA SUCCEDA, ANCHE SE L'UTENTE VADE EROGARE ANCORA, XE' POTENZIALMENTE PERICOLOSO E XE' POTREBBE FONDERE TUTTO PER IL TROPPO CALORE DISSIPATO

L'emissione e' interrotta dopo un certo tempo di funzionamento continuo

SLUSA NEL CORSO DELLO STEREO ESAME

SEL. VOLTAGGIO: fa selezionare la tensione DA APPLICARE AL TUBO  
ovvvero variare della tensione, si sposta lo spettro di emissione, quindi HO UN RANGE DI VALORI DI TENSIONE, SCELTO DAL COSTRUTTORE -> TUTTI I TUBI FUNZIONANO CON UNA GAMMA

IL VOLTAGGIO E' INVECE SCELTO DAGLI OPERATORI. <sup>preferenza di tensione</sup>  
 $\uparrow V = \uparrow E$  < a seconda della zona da irradiare  
a seconda di terapia/diagnostica

Gen. di alta tensione: (fino a 10000 di KV)

con cabina di generazione apposita che utilizza l'aumentazione x generare la tensione che serve (alternata), e' collegato a un

V. ad alta:

misura la tensione che si sta utilizzando e la rimanda all'operatore.

Retta a ponte: (di potenza)

porta la tensione continua, infuocisce su energia e su  $f$  in un bagno d'olio perche' dissipa molto

MAMPEROMETRO misura la corrente tra anodo e catodo  
<sup>funziona come contatore</sup>

misura quanto il tubo consuma, cioè la quantità di elettroni che lasciano il catodo

->  $\Delta$  tra un esame e l'altro e' meglio spegnere la corrente così il tubo non consuma (idem se c'e' qualcosa che non va)

Controllo corrente fa selezionare la corrente DA APPLICARE AL FIL.  
<sup>corrente  $\propto$  num elettroni intensità</sup>

$I = \uparrow$  numero di fotoni emessi

lum. filamento fornisce alimentazione al filamento  
produce il valore di I che l'operatore imposta nei valori utili x produrrela

(generatore di corrente)  
e' più facile produrre tensione, xè lì non varia il carico)

- ESPOSIZIONI AUTOMATICHE A CICLO CHIUSO

**AET** (AUTOMATIC EXPOSURE TERMINATION)

CONTATORE DI ESPOSIZIONE ( $\cong$  TIMER)

INTERROMPE L'ESPOSIZIONE QUANDO SI RAGGIUNGE IL TEMPO DI ESPOSIZIONE IMPOSTATO, E COLLEGGIO E CAMBIA IN IL TIMER. <sup>OPERATORE</sup> NON DEVE CONTINUARE A PREMERE, O STACCARE, XU FATTO IN AUTOMATICO: IL PUSANTE DA' SOLO LO START ( $\cong$  DENZISTA)

- evoluti -  
IL TEMPO DI ESPOSIZIONE VARIA IL RUSCIBATO DELL'IMM.

- ESPOSIZIONI PROGRAMMATE

**APR** (AUTOMATICALLY PROGRAMMED RADIOGRAPHY)

HA UN GRADO DI AUTOMAZIONE + ELEVATO, ANCHE AL T.O. ESPOSIZIONE, REGOLA LA DOSE = QUANTA ENERGIA E' USCITA AL PAZIENTE, CHE E' PROPORZIONALE AL CORRE DELLA PELLICOLA, UOE AL NUMERO DI FOTONI RIEMESSI DAL CORPO E CHE PIAVONO SU IL VELOCITARE. <sup>CAUSA I VALORI E AVIA E INTERROMPE IN AUTOMATICO L'EMISSIONE, SENZA LA NECESSITA' DELL'OPERATORE</sup>

- molto evoluti -

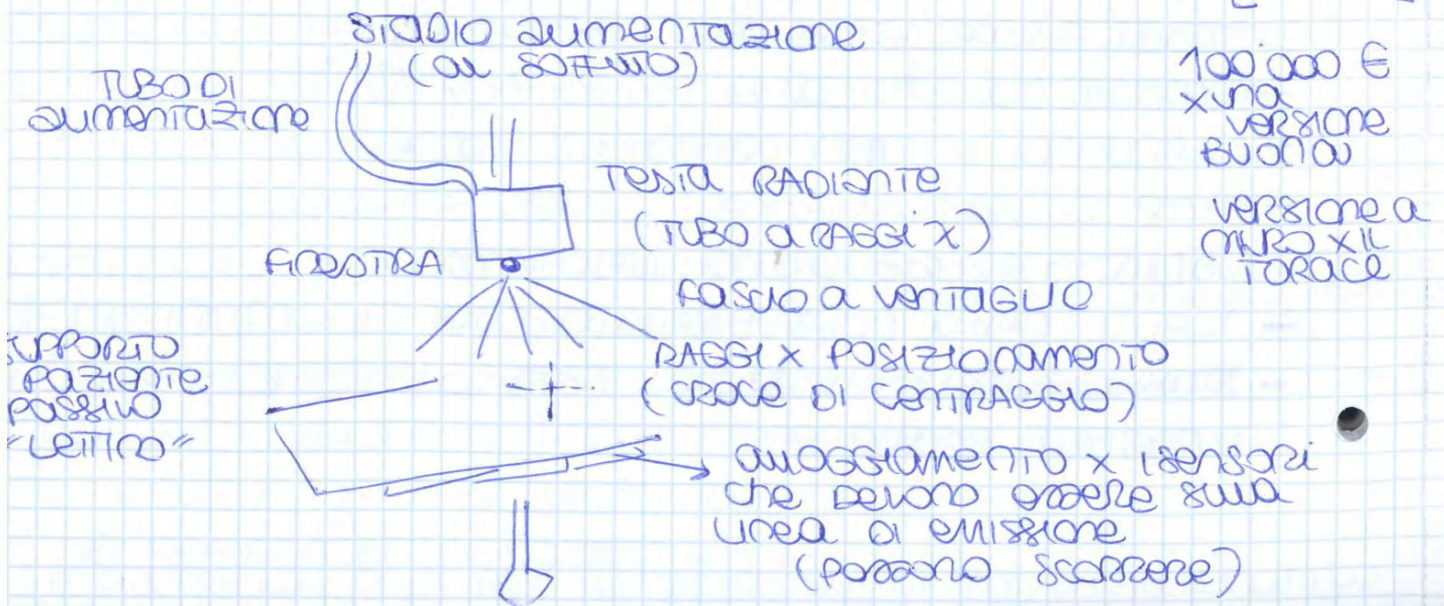
REGOLA LA COMBINAZIONE DI ESPOSIZIONE / INTENSITA' RASCIO, IN MODO AUTOMATICO, COSI' GU OPERATORI NON DEVONO SCAPPARE MA VANNO VIA IN TRANQUILLITA', NON DEVONO PUI SIRE SU PUSANTI

ESISTONO DI PUI PERCHE' FERVE UN COMPONENTE ASSUNTIVO: MISURATORE DI DOSE. <sup>CI EVITA DI DOVERE REGOLARE LA DOSE, LA VELOCITA' DI SOMMINISTRAZIONE E IL DOVERE STABILIZZARE LA CORRENTE E LE TENSIONI EMESSE</sup>

VB: QUASI TUTTI I CONTROLLI E LE REGOLAZIONI SORRACIOPERIATE SONO REGOLAMENTATE DA UNA NORMATIVA SPECIFICA!

COME E' FATTO IL **DISPOSITIVO ANALOGICO REALE**

[DIAPHO 11]



100'000 €  
x una versione buona  
versione a muro x il torace

**FASCIO UTILE** = TUTTA LA RADIAZIONE PRODOTTA DA UN TUBO RADIOGENO

**RADIAZIONE RESIDUA** = RADIAZIONE CHE EMERGE DAL OGGETTO  
 PERCORSO DAL FASCIO UTILE

**RADIAZIONE DI FUGA** = RADIAZIONE CHE FUORIESCE DALLA GUAINA  
 ESCUSO IL FASCIO UTILE)

**TRATTO EQUIVALENTE** = SPESORE DI UN DATO MATERIALE  
 ECCEZIONALE PER RIDURRE L'INTENSITA' DI ESPOSIZIONE A METÀ  
 DEL VALORE INIZIALE

**ESPOSIZIONE** = CARICA ELETTRICA PRODOTTA DALLA RADIAZIONE  
 IONIZZANTE NELL'ARIA, QUANTI IONI SI CREATO NELL'ARIA O  
 SUA MATERIA

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [C\ kg^{-1}] \quad \text{CARICA SU UNITÀ DI MASSA}$$

X MISURARE LA CARICA HA UNA  
 ESCRITA CON PERMO  
 SOLO ARIA E USO  
 2 ELETRODI, COME  
 DE FORZE UN  
 CONDENSATORE

**DOSE ASSORBITA** = ENERGIA MEDIA TRASFERITA DALLA  
 RADIAZIONE IONIZZANTE ALLA MATERIA (CONTATORE GAYSER)

$$D = \frac{dE}{dm} \quad [J\ kg^{-1}] = [Gy] \quad \text{"GRAY"} \quad \text{ENERGIA SU UNITÀ DI MASSA}$$

**EQUIVALENTE DI DOSE** = ESPRIME IL RISCHIO DI EFFETTI NOCIVI

$$H = Q \times N \times D \quad [J\ kg^{-1}] = [Sv] \quad \text{"SIEVERT"}$$

↓ ↓ ↓  
 Fattore Geometrico    Numero Fotoni  $\propto I$     Dose

EX: LA RADIAZIONE AMBIENTALE DEVE ESSERE  $< 1\ mSv$

[LESSO DI APO 16-17]



# \* Pellicole (Rivelatori più antichi)

una pellicola costa una decina di €

Formate da:

- Foglio di poliestere, mylar o acetato (tossico)
- Copertura bilaterale con emulsione / Granuli di sale AgBr Bromuro di Argento

→ ecco che le lastre pesano e un metallo penso emulsione  
 ↓  
 c'è un metallo e rivestono l'Ag

I fotoni  $\alpha$  arrivano sulla pellicola e attivano i granuli di AgBr ( $d=1 \mu m$ ) che sono uberi, scollati uno rispetto all'altro. I granuli colpiti si attivano, si attaccano uno con l'altro, così la lastra è impressionata: si forma un'immagine latente che si rileva dopo lo sviluppo.

Granuli non attivati vengono rimossi e rimane un'immagine a cui umidità è funzione del numero di granuli di AgBr attivati in quel punto. I granuli attivati si ossidano durante lo sviluppo (neri) mentre rimane trasparente in altre parti (granuli non attivati perché l'osso assorbe i fotoni e li ferma).

Prima dello sviluppo, la pellicola viene chiusa in un rapporto apposito perché i granuli di AgBr reagiscono anche alla luce (la lastra sarebbe bruciata).

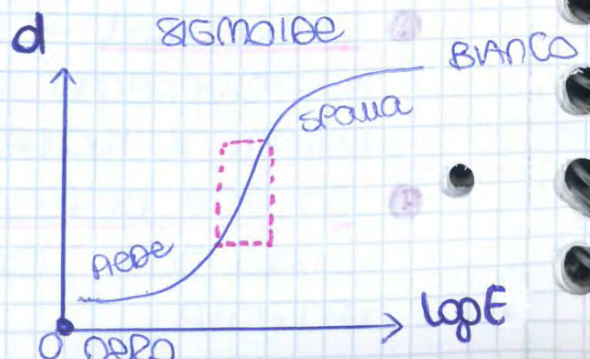
Usano 2 emulsioni  $\times$  aumentare la probabilità di interazione tra AgBr e fotoni  $\alpha$ .

La curva sensitometrica è relativa di ogni pellicola. Indica il legame tra sensibilità ottica ( $\uparrow$ ) e tempo di esposizione ( $\rightarrow$ ). Essa evidenzia come non sia possibile né la zona di "velo" (sotto il piede) né la zona di saturazione (sopra la spalla).

Importante non:

- sotto esposizione (piede,  $\pi$  nero) o
- sopra esposizione (spalla,  $\pi$  bianco)

La pellicola  $\rightarrow$  si utilizzano spostamenti sensibili ai raggi  $\alpha$





# RADIOGRAFIA DIGITALE (Rivelatori a stato solido)

Dalla Pellicola al digitale :

La pellicola :

- + Riceve l'immagine
- + mostra l'immagine
- + immagazzina i dati
- Dispositivo analogico
- soggetto a problemi (sviluppo, degrado...)
- costo elevato

PROSI

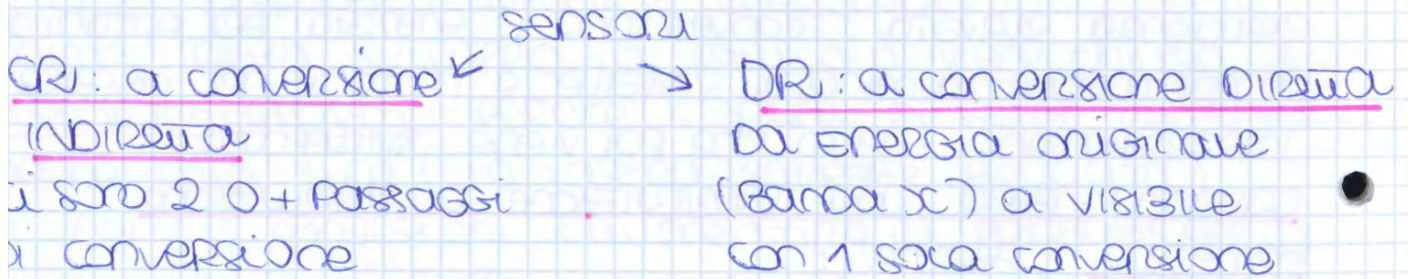
DIFFETTI



Introduzione ai sensori digitali che offrono :

- immagine in formato digitale (trasportabilità, facilità di copia...)
- - tempo x lo sviluppo
- - problemi di errori
- nessun degrado

ci sono 2 tipi di dispositivi rivelatori che si differenziano per il tipo di conversione effettuata per passare da fotoni X all'informazione del visibile :



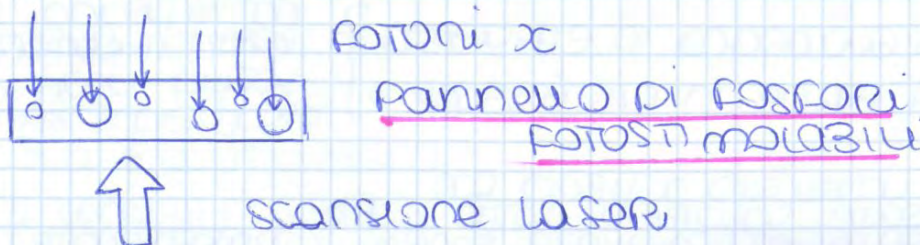
## ★ CR (COMPUTER RADIOGRAPHY)

1 Più vecchi

a conversione indiretta :

fotoni X → visibile → energia laser → immagine

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



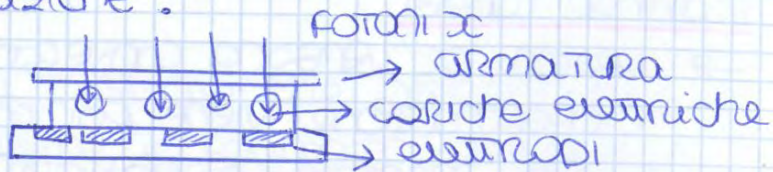
# ★ DR (DIGITAL RADIOGRAPHY)

a conversione DIRETTA

Nel 1995 vengono introdotti i pannelli di silicio amorfo accoppiato a cristalli scintillatori, costruiti come i semiconduttori, microchip (ma applicazioni reali solo nei primi anni 2000)

Abbiamo un pannello scintillatore con delle impurità del sale CsI ioduro di cesio, che gli conferisce la proprietà di scintillazione.

Sopra, il pannello è leggermente rettilizzato, per



ormare un' armatura. Allo stesso modo è rettilizzato sotto con piccole armature (elettrodi) che leggono la carica nel volume sovrastante.

Fotoni X arrivano e ionizzano il pannello di Si, producendo delle cariche  $\ominus$  e delle cariche  $\oplus$  (lacune) che rimangono locali, poiché gli ioni non si muovono. X leggere questi elettroni basta un condensatore armato dalle 2 armature sopra e sotto, che legge

la carica  $C = \frac{q}{Sd}$  (1 elettrodo = 1 Pixel)

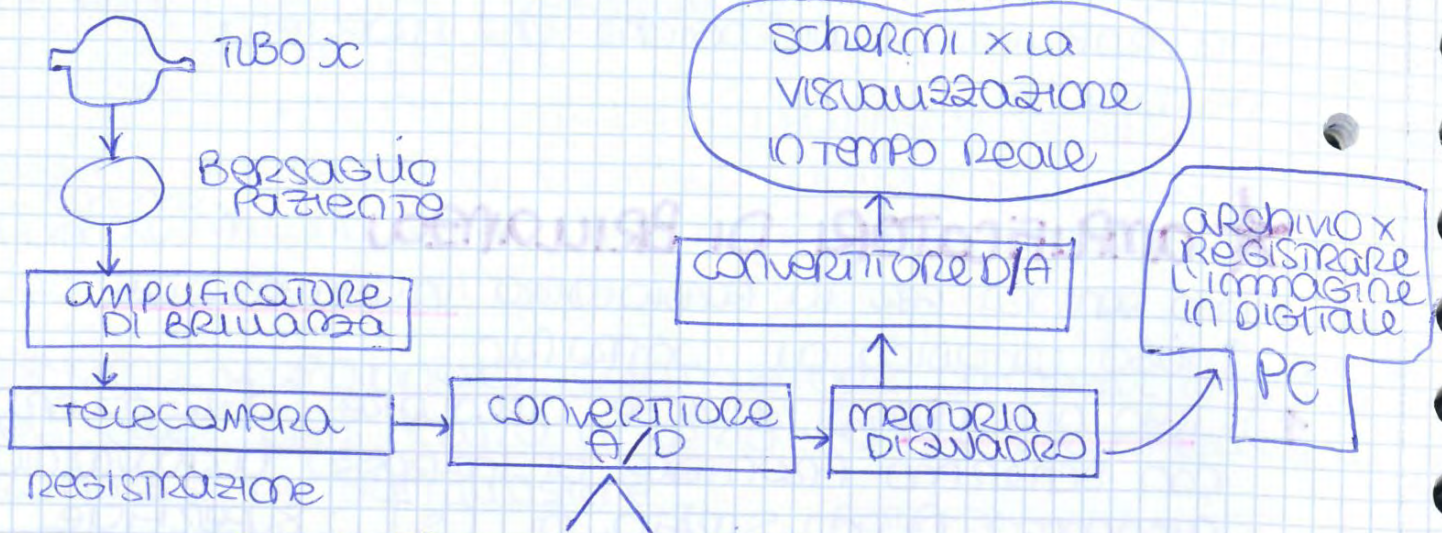
- carica 0 : B Black
- carica + : G Gray
- carica ++ : W White

Caratteristiche < matrice TFT di  $43 \times 43$  cm ( $3000 \times 3000$  pixel)  
risoluzione spaziale di 3,5 cl/mm

In come i CR, che basta cambiare lo scanner. ovvia bisogna sostituire tutto il supporto paziente a livello analogico (lettino deve essere fatto il sensori DR)

non solo minimamente (praticamente no) soggetti usura (in ospedale, mentre in industria sono usati intensivo) quindi durano quasi quanto la vita di il dispositivo ( $\neq$  dai fosfori)

## Schema a Blocchi della VIDEORADIOGRAFIA



- converte il tono di grigio di ciascun pixel nel corrispondente valore numerico
- immagine in formato numerico matriciale (Bitmap)
- moderni sistemi hanno risoluzione di  $1024 \times 1024$  con almeno 1024 livelli di grigio

## MAMMOGRAFIA

esame preventivo, esame di screening, con energia potenzialmente pericolosa, x il tumore alla mammella è un dispositivo limitato, perché a senso unico. unico metodo per garantire alla donna una probabilità di vita e la diagnosi precoce!

Tumore = classificazione 3 lettere L, T, M + numero

L = UNFONDO, M = METASTASI, T = TESSUTO

se L $\emptyset$ , M $\emptyset$ , T $\emptyset$  ha il 95% di probabilità di sopravvivenza per 5 anni

(massimo per 10 anni)

PROGnosi FAUSTA

e un solo numero  $\neq$  da zero, la probabilità crolla!  
in particolare:

L $\emptyset$  = il tumore espantato non ha invaso nessun UNFONDO

M $\emptyset$  = metastasi nulle

T $\emptyset$  = tessuto, x tutti i tumori nascono in un solo tessuto (poi si diffondono)

È DOTATO DI UN **COMPRESSORE**, pezzo diverso dagli altri dispositivi, che serve a ridurre lo spessore del seno sia a utilizzare meno fotoni ad energia meno elevata, sia a fare una radiografia **Planale** / **Proiettiva** = si passa da un oggetto tridimensionale a 2D, si sovrappone le strutture, si ha - probabilità di sovrapposizione, se si è in 3D si rischia che delle strutture sottostanti vengano mascherate.

Il piatto di compressione è trasparente anche nel visibile, oltre che ai fotoni, a vedere la posizione del seno e garantire la massima ripetibilità negli esami successivi. In questo dispositivo solitamente i radiologi preferiscono la **penicla** a la visualizzazione della mammella.

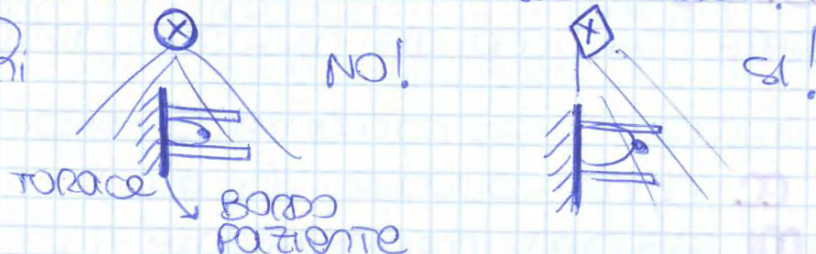
Il dispositivo è inoltre dotato di un accessorio a **AGO-BIOPSIA** a il prelievo di cellule lesionate / tumorali, di tipo stereotassico (graduato), così dice quale è l'angolo a inserire l'ago.

È un dispositivo abbastanza recente, si cambia ogni 2 anni perché costa poco (100/200.000 €), poiché i tubi si moltiplicano si guastano - a il - calore, e perché si anno tanti pazienti.

È DOTATO DI **2** TIPI DI **MOVIMENTO**:

- m. laterale / obliquo, a inclinarsi e fare l'esame con un diverso asse di proiezione
- m. di scorrimento della testa / tubo radiogeno a non irradiare niente altro che la mammella.

(non il torace)  
e polmoni



SOTTO IL CABINETTO PORTA LASTRICA È TUTTO IN PIOMBO a proteggere l'area sottostante.

La risoluzione spaziale è il doppio rispetto ai normali dispositivi radiologici > 20 lp/mm.

# Prove di Costanza

Lo scopo è quello di garantire la **costanza delle prestazioni del dispositivo**, **la qualità dell'esame** e la **minimizzazione dei costi dell'esercizio**.

Risultati delle prove, anche la semplice ispezione visiva delle lastre ottenute, devono essere confrontati con i risultati della prova di costanza iniziale ed ogni costamento va segnalato alla persona/ente ecc. secondo le procedure di ogni struttura.

Tale scopo si devono utilizzare rivelatori, pellicole, isuratori e strumenti sempre dello **stesso lotto** o identici quelli utilizzati nella prima prova di costanza.

ex: LOTTO DI PELlicOLE comprato e usato solo x fare le prove, x non cambiare le caratteristiche del sensore, poiché pellicole diverse hanno wave densitometriche diverse

La prova importante, ma che non conta x la qualità dell'immagine, è l'**ispezione visiva** e va fatta in ogni momento della vita del dispositivo: occorre ispezionare visivamente il dispositivo, accertarsi della presenza di tutte le parti, identificare ogni parte mediante apposito codice, ritrovare leggibilità e presenza di dati di targa e documentazione annessa al dispositivo. X che serve?

La sono grosse centri con tanti mammografi, e il mappare può venire smontato x essere sterilizzato. Bisogna poi rimontarlo sul suo giusto dispositivo, strumenti esori segnati, e in più non c'è una sola persona che usa mammografo

comunque indice di qualità (no dell'immagine).

**Prove di qualità dell'immagine** = sono prove che verificano un parametro ben preciso di un'immagine. Devono essere effettuate con una tempistica precisa:

1) **Densità** dell'immagine

è il peso dell'immagine  
è il valore numerico complessivo dell'immagine

Xc l'immagine bidimensionale, nel digitale, è identificata come una matrice di numeri

$$A = \begin{matrix} & \boxed{N} \\ \boxed{M} & \end{matrix}$$

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

Densità  
OTTICA  
INTEGRATA

● attenuazione non corretta del fascio d'uscita : tra la sorgente radiogena e il paziente vengono messi dei filtri x togliere i fotoni x molli e ridurre il fascio dai fotoni inutili e non irradiare troppo il paziente.

● supporto paziente : è dove si appoggia la paziente e deve essere fatto di un materiale che assorbe i raggi x e allo stesso tempo fornisce resistenza meccanica. usa un artefatto sull'immagine se viene danneggiato.

si esaminano le lastre di prova con il negativoscopio (diapenscopio) (uso che retroillumina i negativi x poterli vedere) e con una lente x5 - x10 e si confrontano con la prova iniziale.

la griglia antiodifusione e l'elemento Au critico non deve essere visibile.

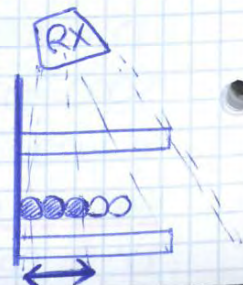
prova ripetuta ogni **3** mesi.

2) Risoluzione ad alto contrasto :

lova che valuta la risoluzione spaziale dell'immagine.

utilizza un fantocino di PMMA da 40mm di spessore e la finta griglia metallica con linee // e  $\perp$  al bordo inferiore del supporto paziente. si contano le linee in 2 direzioni e la risoluzione spaziale non deve essere inferiore di Au di **2**  $\mu\text{m/mm}$  rispetto ai valori reali, uso grosso modo il **10%**, x la risoluzione di un ammografo è di **20**  $\mu\text{m/mm}$  almeno (anche 25/30) ed è la  $\bar{u}$  alta di tutti i dispositivi esistenti: vede lesioni di diametro inferiore al mm. va ripetuta ogni **6** mesi.

3) Fascio di irradiazione : si valuta la sua geometria eventuali variazioni nella parte di campo prossima torace del paziente. si usa un fantocino 5 sferette metalliche del  $d=2\text{mm}$  (1cm totale) allineate  $\perp$  al bordo radico.



# DSA DIGITAL SUBTRACTION ANGIOGRAPHY ANGIOGRAFIA DIGITALE A SOTTRAZIONE

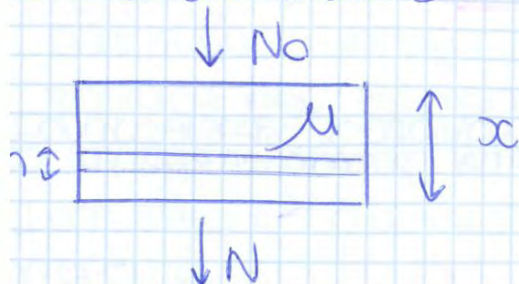
è usato solo in campo vascolare, x ovviare alle problematiche della videoradiografia (dose molto elevata da 10 min a 40 min di irradiazione, anche sul v) rappresenta l'applicazione maggiormente consolidata della videoradiografia: Unisce l'utilizzo di un dispositivo digitale e l'utilizzo del mezzo di contrasto.

si basa su **4 passi** fondamentali:

- ① Immagine vascolare di un distretto, → radiografia dove si vede tutto tranne i vasi
- ② Amministrazione del mezzo di contrasto, con un'iniezione endovenosa periferica (bolo) il mezzo di contrasto è solitamente una soluzione di sali con metalli "biocompatibili", che deve essere poi espulso, magari dai reni (non si fa x chi soffre di insufficienza renale). ad esempio: IONOROB sono sotto bastoncini di metallo che non vengono però smaltiti!
- ③ nuova immagine vascolare del distretto con mezzo di contrasto
- ④ sottrazione digitale delle 2 immagini: rimane in vista il mezzo di contrasto → pacchetto software

per quanto concerne gli aspetti matematici, nell'ipotesi strutture perfettamente immobili, l'immagine differenza rappresenterebbe solamente i profili dei vasi in cui è stato diffuso il mezzo di contrasto.

prima dell'iniezione:



legge di Lambert-Beer

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

$N_0$  = numero fotoni emessi

$N$  = numero fotoni uscenti

$\mu x$  = termine di assorbimento

strato di spessore  $x$  con un vaso di spessore  $h$

## LIMITI:

- RISOLUZIONE non elevatissima ( $2d/mm$ ) non permette  
di visualizzare  
le IVS + piccoli
- SCARSO CAMPO UTILE DI RIPRESA: si vedono nello specifico solo zone particolari molto piccole
- TEMPO DI ELABORAZIONE OFFLINE  
si durante intervento, ma non x emergenza
- NECESSITÀ DI SOFTWARE APPOSITO  
IL SOFTWARE SI PAGA ED È UN DISPOSITIVO MEDICO  
€ 20'000  
ALTRO SOFTWARE CHE TENDONO A RIALLINEARE LE  
IMMAGINI SE IL CAMPO DI VISTA SI È SPOSTATO  
€ 35/40'000  
↪ IL DSA FUNZIONA SE IL PAZIENTE È IMMOBILE  
⚠️ ALL'ARRETRATO DA MOVIMENTO TRA  $t_1$  E  $t_2$   
È UN PROBLEMA X TUTTI I DISPOSITIVI, BISOGNA  
FARE VELOCI, CIOÈ AUMENTARE LA VELOCITÀ DI SCANSIONE

come è fatto il DISPOSITIVO COMMERCIALE (SCOPIA)

- Pedale come interruttore di esposizione
- sirena che si accende e ronzia se si sta emettendo
- SUPPORTO DELLA TESTA RADIANTE = ARCO a C:  
importante x IL SUO DIAMETRO INFLUENZA in modo  
massiccio L'APPLICABILITÀ e L'USABILITÀ del dispositivo,  
LA TESTA PUÒ COSÌ ESSERE TROPPO VICINA O TROPPO  
LONTANA DAL PAZIENTE. IL DIAMETRO INFLUENZA  
PERCORSO LA DISTANZA TUBO / RIVELATORE.  
I RAGGI POSSONO COSÌ ESSERE PROIETTATI IN UN'AREA  
TROPPO PICCOLA O TROPPO GRANDE:  $d \text{ e } \alpha \neq m$   
FATTORE DI MAGNIFICAZIONE
- LA TESTA RADIANTE SI INCLINA E SI GIRA CON UN JOYSTICK,  
COME TUTTO L'ARCO a C)
- PIÙ MONITOR (2/3), COSÌ SI POTESSE ANCHE A FARE UN  
FERMO IMMAGINE COME RIFERIMENTO
- ⚠️ una recente normativa chiede che anche gli  
operatori, oltre al chirurgo principale, possano  
avere (abbastanza) la stessa sua visuale → criterio  
di usabilità



# POSSIBILI DOMANDE

- 1) elencare i blocchi principali di un dispositivo X TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA specificandone la funzione (descrivendo, x ciascun blocco, le funzioni fondamentali che esso svolge) → FOI X TC
- 2) elencare e giustificare le maggiori differenze strutturali esistenti tra un mammografo ed un RADIOLOGICO tradizionale
- 3) descrivere la strumentazione ed i passi necessari x condurre un esame angiografico con mezzo di contrasto, utilizzando la tecnica della sottrazione numerica d'immagine. elencare i possibili problemi.
- 4) descrivere 3 prove di costanza x dispositivi mammografici nel seguente modo: denominare la prova e spiegarne il motivo, dire quale sia l'oggetto della misura, descrivere la procedura di effettuazione della prova, descrivere il criterio x cui si intende la prova superata e la periodicità delle prove.  
  
Disegnare lo schema di un tubo radiogeno e spiegarne il funzionamento. Specificare dettagliatamente i materiali costituenti le parti del tubo. Infine, descrivere quali sono le grandezze elettriche in grado di regolare energia ed intensità del fascio a raggi X in uscita.
- 5) descrivere sinteticamente, aiutandosi con un disegno, almeno 2 tipi di rivelatori allo stato solido non pellicole! ) x i raggi X.
- 6) disegnare lo schema a blocchi di un circuito x l'alimentazione di un tubo a raggi X ad anodo rotante. In particolare, descrivere il funzionamento dei blocchi principali costituenti il ramo di

# TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

è un DISPOSITIVO RADIOLOGICO : sempre la stessa sorgente, cioè il TUBO a Raggi X  
è relativamente recente (anni '70) grazie alla nascita di Grandi calcolatori a basso costo → ha bisogno di molta elaborazione dell'informazione prima di avere l'immagine.

è in grado di far osservare molti più tessuti rispetto ai dispositivi radiologici planari, perché ha una più alta risoluzione di contrasto (TANTI GRIGI DIFFERENTI)  
si abbrevia con TC o in inglese CT, non più TAC, perché un tempo era obbligatoria assiale (= sull'asse della colonna vertebrale) ora non più!  
è SOLO DIGITALE! non è una TC analogica.  
↳ nativo!

La TC è nata x ovviare ai molti problemi della radiografia tradizionale:

- da informazioni solo di 1 proiezione (si dice infatti radiografia "proiettiva" o "planare"): stampa un oggetto 3D in un piano 2D bidimensionale, dove la direzione dei fotoni è = alla direzione della proiezione.  
✓ mano ✓ ginocchio x torace → sovrapposizione dei tessuti
- la dinamica del segnale di uscita e il contrasto sono limitati: ciò porta a un numero limitato di sfumature/toni di grigio e alla difficoltà di osservare ossa e tessuti molto diversi l'uno. ↓ risoluzione di contrasto. si vedono bene solo osso ed Ossa.
- si ha un effetto schermante dei tessuti densi, che portano a difficoltà nell'uso dei mezzi di contrasto ad esempio, sia i tessuti sotto l'osso, sia le protesi sono schermate da esso e non si vedono.

ma ci sono comunque dei **LIMITI**:

- RISOLUZIONE SPAZIALE minore rispetto alla Radiografia digitale (di solito 10 volte inferiore)  
 mammografo : 20 cl/mm  
 Radiografia digitale : 10 cl/mm  
 TC : **1** cl/mm
- Aumento della dose al paziente per aumento numero di proiezioni acquisite (risoluzione a dose)  
 Max dose = TC Torace / TC addome completo, xie si devono visualizzare tanti tessuti e grandi volumi
- Rumore introdotto da filtri essenziali e approssimati (xie non fisicamente realizzabili) che producono errori.  
 Tutte le immagini TC sono affette da errori da ricostruzione : info planare > info TC

come è fatto un dispositivo commerciale : [sub 6]

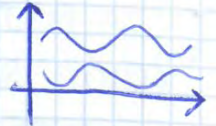
- il supporto paziente è mobile x compiere una traslazione con l'accuratezza del mm anche sostenendo pesi molto differenti (40kg - 180kg...)
- la sorgente è una parte in movimento su un binario circolare chiamato **GANTRY**. il piano del GANTRY è quello rispetto al quale viene acquisita la fetta, e' molto imho il diametro del GANTRY.
- i sensori sono controllati rispetto alla sorgente e si muovono solidari con essa
- Snodo che serve x inclinare leggermente il GANTRY poiché non conviene tenere il piano del GANTRY  $\perp$  al piano della colonna vertebrale (TAC)



→ siccome le TC devono irradiare i tessuti in tutte le direzioni è molto importante il movimento relativo tra paziente e sorgente (che di solito si muove), xie applicazioni cliniche solitamente il paziente non può muoversi, xci si muove la sorgente.

effettuata dalla TC sarà fedele. alcune sono **000**  
 x vedere se i filtri sbagiano e in quale direzione.

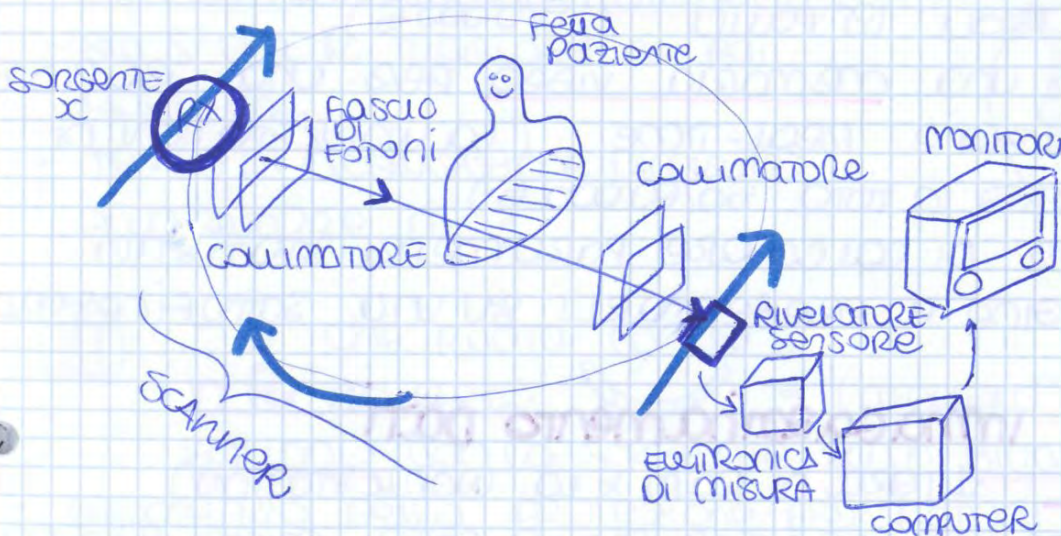
Si ottiene anche il sinogramma, dove si vedono le proiezioni del fantoccio una accanto all'altra. successivamente le proiezioni vengono filtrate e retroproiettate x ricostruire l'immagine.



Il FBP, Filtered Backprojection è l'algoritmo che consente, date le proiezioni, di ricostruire l'immagine 3D. Si dice "filtered" perché l'immagine ricostruita altrimenti sarebbe molto squadrata e grossolana, x cui servono appositi filtri x rendere l'immagine più simile alle strutture reali.

Poi bisogna passare alla fetta successiva...

## BLOCCHI PRINCIPALI della TC



ESEMPIO  
 Da un  
 TOMOGRAFICO  
 della I  
 generazione

I generazione: la sorgente non gira ma fa una traslazione e poi ruota x tornare indietro. La struttura del dispositivo è molto semplice, difficile è l'elaborazione!

### ● Sistema di Scansione (Scanner):

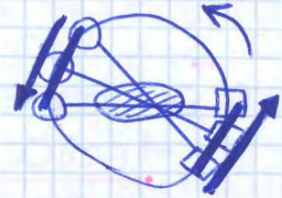
costituito da aperture sorgenti e rivelatori x catturare un numero di proiezioni sufficiente a poter ricostruire, offline, la mappa di distribuzione del coefficiente di attenuazione lineare  $\mu$

⚠ I collimatori sono posti a monte e a valle: questi a monte servono x indirizzare i fotoni →

# GENERAZIONI DI SCANNER

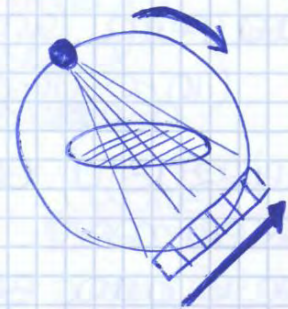
**I** 1 sorgente  $\circ$   
1 rivelatore  $\square$

- Sistema sviluppato da GODFREY e HOUNSFIELD nel 1970
- Sono necessari 2 movimenti:  
S e R traslano e poi ruotano  
x acquisire lo slice
- lungo tempo di acquisizione (110min)
- Utilizzato prevalentemente x imaging cerebrale



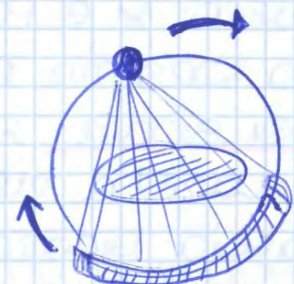
**II** 1 S  $\circ$   
n R anziani  $\square\square\square\square$  = array di rivelatori  
coprono un angolo di  $\theta = 10^\circ$  lineare (10/30)  
grazie ad un fascio collimato

- sempre necessari 2 movimenti,  
sia S che R traslazione e poi  
rotazione
- tempo di acquisizione diminuito  
di un fattore n



**III** 1 S che ruota con R  
n R ad arco  $\smile$  = (misurato)  
solidali con la sorgente su un binario circolare

- Geometria della proiezione dei fotoni a ventaglio  
(fan-beam)  
I fotoni non sono //, ma  
angoli distanti
- Si introduce un fattore correttivo  
che provoca un errore trascurabile  
rispetto a quello dei altri:
- Il ventaglio ha un angolo d'apertura  
che copre tutto il soggetto, non è quindi necessaria la  
traslazione
- Tempo dell'esame di qualche s
- Usato anche x dispositivi industriali, scanner basati,  
panoramica dentale



# CARATTERISTICHE esame TC e HU

Soltanto si acquisiscono 30/40 matrici (slice)

- allineate ⊥ all'asse definito dalla spina dorsale del paziente.

$\mu$  è convertito da  $\text{cm}^{-1}$  a **HU** (UNITÀ HOUNSFIELD)

$$\mu(\text{HU}) = 1000 \frac{\mu - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} = 1000 \frac{\mu - 0,213}{0,213}$$

Si scala  $\mu$  rispetto all' $\mu$  dell' $\text{H}_2\text{O}$  e lo si moltiplica per 1000. La differenza in permittività tra  $\mu$  e il  $\mu$  dell' $\text{H}_2\text{O}$  può quindi essere negativa.

Da definizione:

$$\mu_{\text{H}_2\text{O}} = 0,213 \text{ cm}^{-1}$$

- $\mu_{\text{H}_2\text{O}} = 0 \text{ HU}$

- $\mu_{\text{gas}} = -1000 \text{ HU}$

- $\mu_{\text{ossa}} = 850/2000 \text{ HU}$

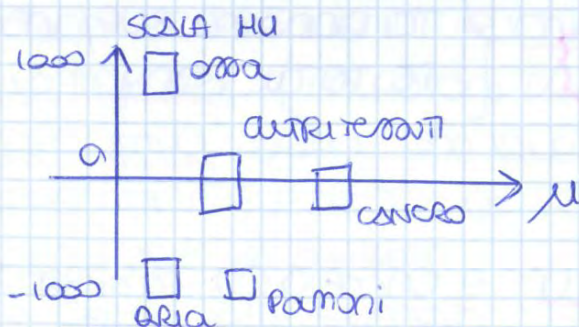
- $\mu_{\text{metalli}} > 2000 \text{ HU}$

( $\mu = 0$  è il limite inferiore della scala)  $\rightarrow$  se  $\mu = 0$   
( $\mu = 2000$  è il limite superiore, circa.)

$$\mu(\text{HU}) > \mu_{\text{H}_2\text{O}} \rightarrow \underline{\mu(\text{HU}) > 0} \quad \text{assorbe di più dell' } \text{H}_2\text{O}$$

$$\mu(\text{HU}) < \mu_{\text{H}_2\text{O}} \rightarrow \underline{\mu(\text{HU}) < 0} \quad \text{assorbe di meno dell' } \text{H}_2\text{O}$$

La TC fa vedere il  $\mu$  in ogni punto (prima nella radiografia proiettiva non si individuava)



$\mu(\text{HU})$  è usato nella TC al posto di  $\mu$

Si perde in risoluzione spaziale, ma si guadagna in risoluzione di contrasto!

[leggo EBT]

COSTITUITI DA CUBETTI DI CRISTALLO SCINTILLATORE che QUANDO SONO COLPITI DAI FOTONI X EMETTONO DEI FOTONI NEL VISIBILE, POI CONVOGATI AD UN FOTOMOLTIPLICATORE (FOTODIODO) che converte i fotoni in cariche elettriche vengono costruiti in modo da avere una superficie tale da "vedere" un angolo di incidenza della radiazione abbastanza ampio.

efficienza non male: 50%



### ● sensori TC a gas

- sono sensori DR a conversione diretta
- costano poco
- sono versatili / modulabili



- vanno bene x la corona di rivelatori della IV generazione

sono formati da un intercapedine / camera di ionizzazione riempita di gas inerte (TIPO GAS nobili come lo xenon) compresso ad alta pressione x avere molte molecole nello stesso volume e quindi x aumentare la probabilità di interazione tra fotoni x e molecole di gas. all'interno ci sono dei setti verticali che delimitano le camere, ogni arco di intercapedine è così un sensore. nel mezzo ogni

camera possiede un elettrodo.

I raggi x arrivano e ionizzano il gas generando cariche elettriche (n. fotoni x n. cariche) poi lette x effetto capacitivo dopo che questi ioni sono stati accelerati da opportuni elettrodi a forma di setto. i compensatori sono posti // ai setti. la particolare geometria fa sì che i setti fungano anche da collimatori, riducendo gli effetti dei fotoni x diffusi e provenienti da altre zone che vengono riassorbiti dai setti.

L'unico problema è una lenta diffusione del gas

che deve quindi essere riassorbito periodicamente insieme alla ritaratura del sensore.

efficienza: 54%



## • CONTRASTO :

↑ RADIO. PLANARE: 5%

TC: 95% = BASTA CHE I 2 TESSUTI ABBIANO COEFFICIENTE DI ATTENUAZIONE  $\mu$  CHE VARIA SOLO DEL 95% PER ESSERE VISTI

• X un esame TC, la qualità dell'immagine (RISOLUZIONE SPAZIALE) DIPENDE DA :

- DIMENSIONI DEI RIVELATORI
- SPAZIATURA DELLE LETTURE
- EFFICIENZA DEL FILTRO DI RICOSTRUZIONE (ALGORITMO)
- AMPIEZZA DEI PIXEL (O DEL Voxel X TC 3D)

ora si usano anche TC con  $n$  anelli/banchi/corone di rivelatori in // (max 128) così a ogni giro si hanno  $2n$  file. La geometria non è più a ventaglio ma a cono  $\rightarrow$  cone beam e l'algoritmo si è evoluto da FELKON (con errori mostruosi x l'acquisizione spirale) a KAZZIEVIC (sesteria).



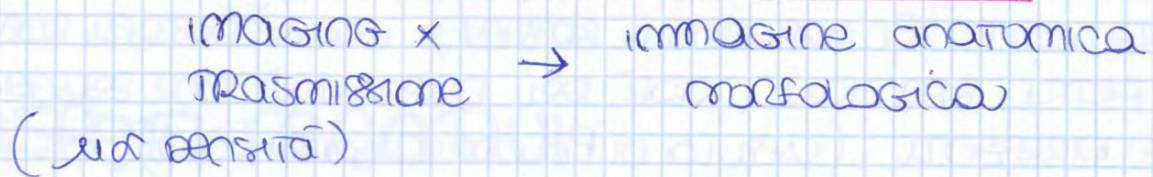
[Logo ricostruzione 3D e colonoscopia digitale]



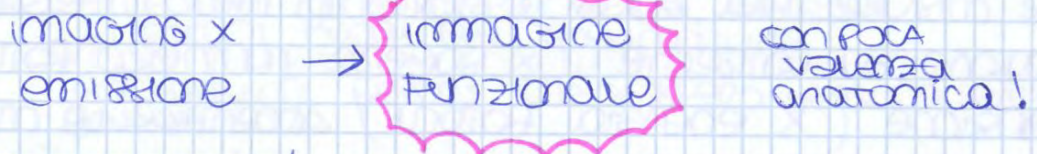
# MEDICINA NUCLEARE

Si usano sempre RADIAZIONI IONIZZANTI, con energia più elevata: **Banda  $\gamma$**

**TOMOGRAFIA**: formazione di un'immagine 3D mediante ricostruzione di una mappa di coefficienti di attenuazione  $\mu$  nello spazio, ottenuta a partire da una SORGENTE DI RADIAZIONE ESTERNA



**medicina nucleare**: SORGENTE DI RADIAZIONE IONIZZANTE INTERNA AL CORPO, distribuita non uniformemente ma in base ad uno specifico processo fisiologico



Sono complementari!

La MN rende radioattivi i pazienti stessi (sia in diagnostica che in terapia)  $\times$  la sorgente di emissione è endogena, non esterna: si assumono nei preparati o si somministrano al paziente  $\times$  iniezione, inalazione, ingestione (non importa il meccanismo di trasporto). I fotoni  $\gamma$  sono presi dall'esterno.

## DIFFERENZE RX-MN

- La sorgente radiogena emette RAGGI  $\gamma$  e non  $\alpha$ : è più facile fare composti che emettono raggi  $\gamma$  senza che siano troppo tossici. In più è sicuro che i raggi  $\gamma$  escono dal corpo umano senza essere TOT. assorbiti ( $\times$  il corpo umano ha un'attenuazione molto bassa) e anche  $\times$  sono molto energetici (imp  $\times$

→ POSSIBILITÀ DI INVESTIGARE SPECIFICHE ZONE DEL CORPO e anche SPECIFICI PROCESSI INTERNI

ex: TIROIDE = non si capisce la sua forma ma si vede se la sostanza è distribuita uniformemente o a chiazze → si evidenziano zone di IPER/IPO FUNZIONALITÀ:  
NODULO BENIGNO non capta ≠ mente  
NODULO maligno CAPTA DI PIÙ = "CALDO"

L'immagine ricavata non è PIÙ MORFOLOGICA, ma FUNZIONALE, LEGATA cioè ALLA FUNZIONE di uno SPECIFICO ORGANO/TESSUTO. IN MN, IN PIÙ, LA PERFETTA RICOSTRUZIONE MORFOLOGICA non è POSSIBILE x il BASSO NM. di FOTONI EMESSI

## ASPETTI NEGATIVI

Comparati con RX

- BASSISSIMA efficienza, Limitata dall'IRRADIAZIONE ISOTOPICA dei RADIONUCLEIDI e dalla presenza del COLLIMATORE, che assorbe molta parte dei fotoni emessi. Sono persi: - i fotoni non in direzione dei sensori - i fotoni fuori dal collimatore

Risultato: pochissimi fotoni che si spera vengano sentiti dal sensore

- Localizzazione della SORGENTE non controllabile: il materiale radioattivo diffonde e in alcuni casi si localizza in organi non voluti (ad esempio le infiammazioni, le artriti si vedono come tumori)
- TOSSICITÀ del materiale radioattivo (mitigata spesso dalla bassa attività del radioisotopo e dalla modesta quantità di nucleidi introdotti)  
il meccanismo di espulsione è sempre renale o ematico (si ha sempre emissione di radiazione dalla vesciva)

→ GROSSO pregio: POSSIBILITÀ DI INVESTIGARE STRUTTURE INTERNE e PROCESSI FISIOLOGICI senza interferire in questi ultimi

(I processi biologici non sanno che sono isotopi SBILANCIATI e li usano come normali)

∃ 3 TIPI DI DECADIMENTO :  $Z = \frac{PA}{NA} = \frac{\text{peso atomico}}{\text{numero atomico}} ; p^+ n^0$

● Decadimento  $\alpha$

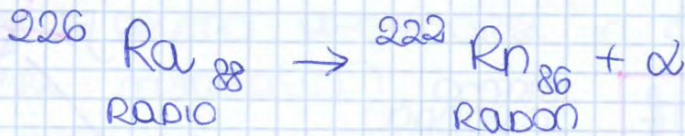
Dall'isotopo sono emesse particelle  $\alpha$  :  
 $2p^+$  protoni +  $2n^0$  neutroni

PA diminuisce di 4

NA diminuisce di 2

Le particelle  $\alpha$  vengono assorbite dalla materia (viene usato in terapia) sic sono particelle poco energetiche, creano una forte ionizzazione locale (non servono x fare imaging)

Riesce a distinguere le cellule metastatiche

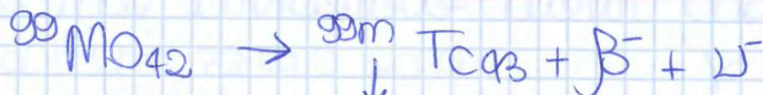


● Decadimento  $\beta^-$  (elettrone)

Dall'isotopo un neutrone  $n$  si trasforma in  $1p^+$ , un  $e^- = \beta^-$  elettrone e un antineutrino  $\bar{\nu}^-$  (carica+, carica negativa, senza carica e massa negativa)

NA aumenta di 1

Le particelle  $\beta^-$  non escono dal corpo sic hanno bassa energia



MOLIBDENO  
 si attiva aumentando la T, lo si mette in camera calda x accelerare il decadimento

MODIFICATO  
 TECNEZIO

Dall'inverso è la reazione di sintesi del  ${}^{99}\text{Tc}$ , un farmaco usato x fare scintigrafia

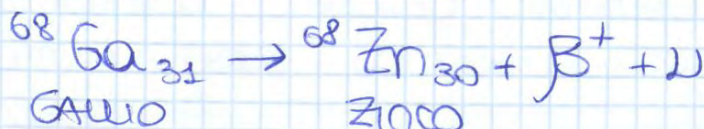
● Decadimento  $\beta^+$  (positrone)

Dall'isotopo  $1p^+$  si trasforma in neutrone +  $1\beta^+$  (massa delle e e carica+) e un neutrino

NA diminuisce di 1.

avviene quando la differenza di energia tra

nuclidi  $e^- > 1022 \text{ keV}$



# RADIOFARMACI

= Sono composti marcati con radioisotopi ottenuti legando molecole radioattive (emissione di fotoni  $\gamma$  o positroni) a molecole biologiche specifiche. Questi radioisotopi conferiscono alle molecole la proprietà di legarsi a specifici organi / tessuti / processi biologici

Le molecole marcate si comportano come le molecole non marcate (non alterano il funzionamento) e devono avere un interesse clinico (serve una localizzazione specifica = devono depositarsi in organi o funzionali, cioè in processi metabolici)

ex: I specifico x la tiroide, (iodio)

A seconda della somministrazione, si differenziano:

- **indicatore** = radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto meccanico, vascolare, respiratorio
- **tracciatore** = radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto di tipo metabolico

Le emissioni utilizzate sono:

- **radiazione  $\gamma$**  (80-500/600 keV) → spect
- **positrone** che si annichila emettendo 2 fotoni  $\gamma$  a 511 keV. → PET

# RIVELATORI

ce ne sono di 3 tipi:

- Rivelatori a **semiconduttore**: (Ge, SiO<sub>2</sub>)  
Simili a quelli della TC, cambiano il valore di resistenza quando esposti a radiazioni ionizzanti.  
non usati x costo, ↑ rumore termico (hanno una deriva termica), scarsa sensibilità.
- Rivelatori a **gas**: come le di ionizzazione come TC, non si usano più.

- e compatibili. in uscita c'è una corrente di cui <sup>energia del fotone arrivata sulla camera moltiplicata</sup> ogni uscita di ogni TF è collegata a una circuiteria
- che tramite l'aritmetica di posizionamento, calcola le coordinate sul piano di ogni fotone ricevuto
  - in uscita si hanno le 4 coordinate  $x^+, x^-, y^+, y^-$
  - tutta la  $y$  camera è racchiusa da uno schermo di Pb,  $x$  non fare uscire niente a retroirradiare altro

La  $y$  camera ha un doppio compito:

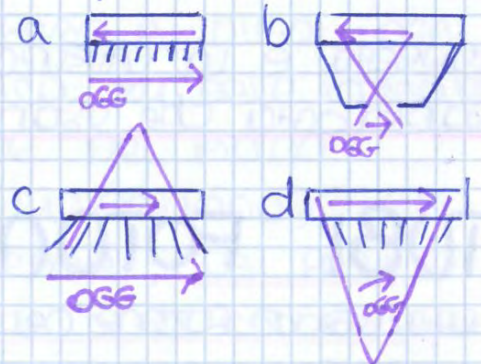
- rilevare il fotone
- sulla base della sua uscita determinare la sua direzione, cioè la sua coordinata sul piano.

## TIPICI DI COLLIMATORI

IL collimatore è obbligatorio.

usano **4** tipi intercambiabili sulla  $y$  camera

- a) } **MULTIFORO**
- b) } **DIVERGENTE**
- c) } **CONVERGENTE**,  $x$  rappresentare oggetti grandi
- d) } **PIN HOLE**,  $x$  rappresentare oggetti piccoli (zoom)

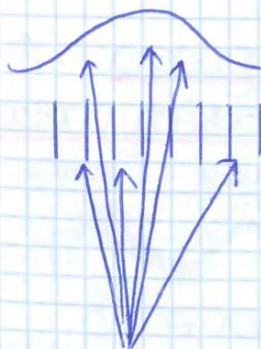


- I setti del collimatore devono essere molto schermati  $x$  assorbire i raggi  $y$  devianti (Pb)

Problema: diminuisce di molto il conteggio fotografico

La risoluzione dipende sia dal collimatore che dalla distanza tra di esso e la sorgente:

- **Sorgente lontana**, dal collimatore



Il punto di impatto dei fotoni è una zona ampia

La risoluzione è peggiore.

# ARITMETICA DI POSIZIONAMENTO

LOGICA MOLTO SEMPLICE

RETE DI RESISTORI X LA CODIFICA DI POSIZIONE DEL TUBO FOTOMOLTIPLICATORE LETTO.

$x^+$  significa resistenza (o capacità) POSITIVA IN DIREZIONE  $x$

$x^-$  " " POSITIVA IN DIREZIONE OPPOSTA A  $x$

$y^+$  " " POSITIVA IN DIREZIONE  $y$

$y^-$  " " POSITIVA IN DIREZIONE OPPOSTA A  $y$

A CAUSA DELLA PERFINA RISOLUZIONE DEL PUNTO DI IMPATTO, X MIGLIORARLA, SI PRENDE OGNI USCITA DEL TFM E VIENE DIVISA IN 4 RAMI DIVERSI NELLE 4 DIREZIONI DEL PIANO  $x^-, x^+, y^-, y^+$ .

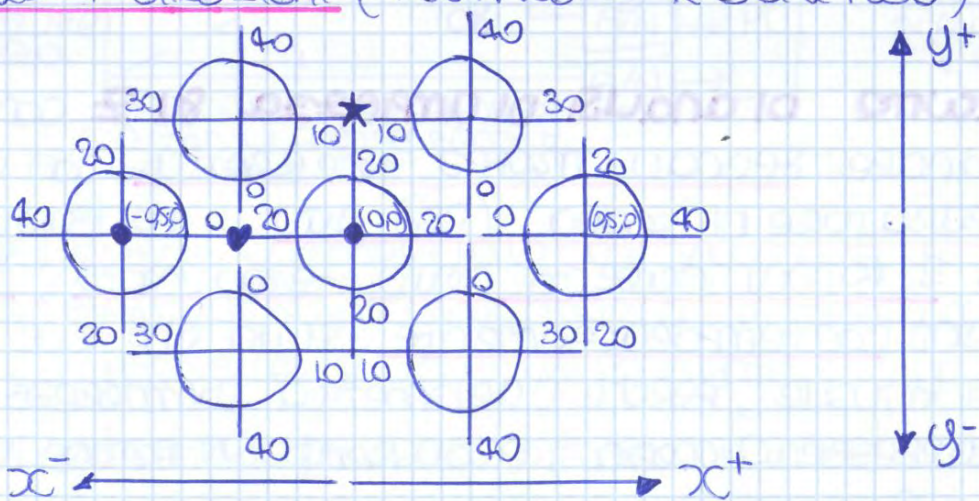
AL CENTRO DEL PIANO HO UN TUBO FM E SI METTONO 4 PESI ONE SUE DIREZIONI (OGNI PESO E UNICO X OGNI TUBO). OGNI TUBO HA LA SUA CODIFICA XIL DEVE INDICARE IL CENTRO DEL TUBO E LA SUA POSIZIONE NEL PIANO.

(SI POSSONO SCEGLIERE I PESI CHE SI VUOLGONO)

SI PARLA POI, CON SOMME E DIFFERENZE, DAI PESI ONE COORDINATE, DEMANZIZZATE X LA SOMMA DEI PESI NELLE 4 DIREZIONI (SEMPRE =  $x$  OGNI TUBO)

GEOMETRIA  
ESAGONALE  
DEI TUBI FM

(SI E IMPRECISI  
DEL PUNTO  
DI IMPATTO)

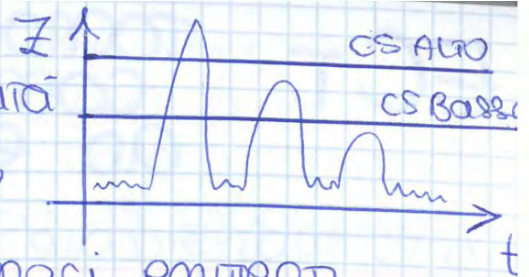


$$x = x^+ - x^-$$

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

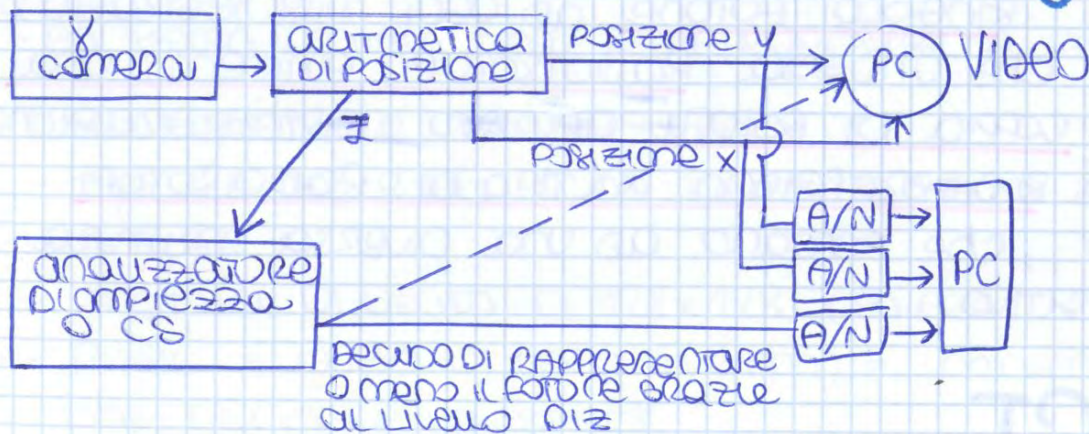
LE COORDINATE  
SONO  
CALCOLE  
COME DIFFERENZA

- DISCRIMINARE TRA FOTONI AD ENERGIA DIFFERENTE, con possibilità di ottenere, da uno stesso esame, 2 immagini distinte (basta somministrare radiofarmaci emittenti ad energie diverse).



Grazie all'immagine scintigrafica di un fantoccio [D.18] si può vedere come i fotoni diffusi x scattering fotonico opacizzano l'immagine, così di solito il circuito di analisi di ampiezza cerca di registrarli, ripristinando la qualità dell'immagine, anche se si riduce sensibilmente il numero dei fotoni. Nella figura "combine B", grazie all'applicazione del filtro, il "velo" sovrapposto all'immagine è molto meno evidente.

## Schema di utilizzo della $\gamma$ camera



SCINTIGRAFIA  
esame di  
MEDICINA  
NUCLEARE con  
somministrazione  
di radiofarmaci  
e  $\gamma$ camera

Nel dispositivo commerciale, la  $\gamma$ camera è in un piccolo Gantry x movimentarla e tenerla quanto più possibile vicino al paziente. [D.20]

con il collimatore Pinhole ottengo un'immagine tonda [D.21]

Dalla scintimammografia con liquido di contrasto quest'ultimo marca e fa vedere i processi tumorali [D.21]  
si fanno anche immagini total body planari [D.22] →

nella tomografia ad emissione di singolo fotone, si utilizzano 10 + Y camera in grado di ruotare attorno al paziente, x avere un campionamento angolare della distribuzione 3D del radiofarmaco

Systema ad una testa rotante:

- è la versione + semplice di dispositivo x SPECT
- consiste in una Y camera in grado di ruotare di 360° attorno al paziente
- vengono acquisite immagini da diverse proiezioni angolari: in TC almeno 180°  
in SPECT solo 180° non darebbero una risoluzione uniforme x il problema del collimatore che deve vedere la sorgente sempre vicina → 360° → binario simtrico
- Le diverse righe rappresentano i profili di radioattività delle sezioni tomografiche → campionamento lineare della distribuzione 3D del radiofarmaco
- Poi stessa matematica di retroproiezione filtrata

Caratteristiche esame SPECT:

- TYP 64 proiezioni con campionamento angolare di 5,6°
- matrici di uscita di 128x128 (Power)
- Pixel = cubo di lato 3,2 mm = minimo elemento che definisce la SPECT
- Collimatori più utilizzati a FORI // : Buon compromesso tra risoluzione spaziale ed efficienza di rivelazione
- Regola pratica: x ottenere con una SPECT la stessa precisione di rappresentazione di un'immagine planare, servono un numero di eventi 5 volte maggiore
- la natura tomografica della SPECT consente di avere una info. degradata dall'effetto delle strutture interposte



X stare sempre vicino al contorno, cioè alla superficie del corpo umano, X mantenere la minima distanza dal paziente.

**ASPECT** = TOMOGRAFO SPECT COSTITUITO DA 1 ANELLO DI RIVELATORI DI NaI(Tl) DI  $d = 31\text{cm}$ , ALTEZZA  $13\text{cm}$  E SPESORE  $8\text{mm}$ , SU CUI RUOTA UN COLLIMATORE. L'efficienza di rivelazione aumenta di 3 volte, ma hanno un ridotto campo di vista ed un costo elevato.

Le modalità di acquisizione sono due:

- **STOP AND SHOOT**: si ferma il rivelatore, si acquisisce, poi si ruota e si riforme - circa 18 X ogni posizione.
- **CONTINUOUS ROTATION METHOD**: la camera ruota ed acquisisce in continuazione. Poi vengono menati i conteggi relativi ad una rotazione angolare di  $3/6^\circ$ . Il tempo di acquisizione diminuisce ma si ha un effetto di mascheramento dovuto ad errori X artefatti da movimento  $\rightarrow$  immagine "averaged".

La SPECT può essere a 1, 2, 3, 4 camere.

2 camere = contrapposte a  $90^\circ$  che girano attorno al paziente

3 camere = spazio molto ridotto solo X testa / cranio

$\rightarrow$  si migliora l'efficienza e la risoluzione spaziale

[Diapo 34] SPECT TOTAL-BODY: si ricostruiscono i vari segmenti con un software apposito

[Diapo 35] DAT SCAN: tipo di esame SPECT X la diagnosi definitiva X il morbo di Parkinson (idiopatico), e una SPECT X i radiofarmaci attivi:  $^{123}\text{I}$ -IOFWPANO. marca il neurotrasmettitore rilasciato nello spazio sinaptico: NO marcatore =

# RADIOISOTOPPI PET

DI SOLITO SI USANO elementi comuni come  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$ ,  $^{68}\text{Ga}$ ,  $^{82}\text{Rb}$

cioè naturalmente presenti nei tessuti, coi primi 3 si riesce a intercettare qualsiasi metabolismo (soprattutto quello aerobico del cervello)

IL TEMPO DI EMIVITA' VA DA 126 min a 109,8 min

→ Bisogna PRODURLI IN LOCO: i primi 4 con un ciclotrone, cioè un acceleratore di particelle

(aumentano i costi x l'alimentazione, l'installazione 2 bunker, PET e produttore di isotopi), gli ultimi 2 sono prodotti con generatori a radiofrequenza x studi su animali o altro.

# RIVELATORI PET

UN BUON RIVELATORE DEVE INTERAGIRE CON I FOTONI.

SALI: NaI, BaF<sub>2</sub>

OSSIDI: BGO, LSO, GSO ceramiche sintetiche con proprietà di scintillazione

PURTROPPO NaI, ad alte energie, perde le sue proprietà (assorbe tutti i 511 keV del fotone  $\gamma$ )

importanti dati sono:

- l'efficienza

- la costante di decadimento del processo di scintillazione (ns)

→ deve essere più spesso  
→ minor risoluzione

non si usa la  $\gamma$  camera, ma Rivelatori ad anello ibridi come per la TC =  $\gamma$  camere scomposte

CRISTALLI SCINTILLATORI → GUIDE D'ONDA → TUBI FOTOMOLTIPLICATORI

↳ tanti sensori base posti in cerchio! CS TFM



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

→ utilizzati nei dispositivi TC-PET

Unendo tutte le linee si trova la sorgente.

Quindi:

- Fotoni incidenti sui cristalli in istanti di tempo separati tra di loro  $\times$  più di una finestra di coincidenza sono scartati
- Le varie linee di coincidenza vengono processate come  $x$  la TC  $\times$  ricostruire la distribuzione delle attività
- Le linee si addensano nella zona della sorgente



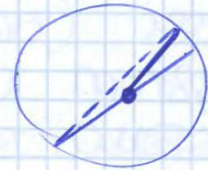
Problemi:

- $\beta^+$  compie un percorso (di circa 1 mm) nella materia prima di annichirsi: si ha così una difficoltà di ricostruzione dell'effettiva distribuzione della sorgente  $\rightarrow$  incertezza di 1 mm della linea degli eventi.

Non si può correggere.

- Le direzioni di volo dei fotoni  $\gamma$  non sono perfettamente // ( $175^\circ - 184^\circ$ ): si ha così una limitata precisione della ricostruzione della traiettoria  $\rightarrow$  la linea dell'evento non è corretta. errore non compensabile.

- False coincidenze: Bisogna capire se i fotoni sono gemelli o no  
3 tipi:



- vera coincidenza: coincidenza rivelata in corrispondenza dei 2 fotoni  $\gamma$  emessi da un singolo evento di decadimento  $\beta^+$
- scatter coincidence: (fotoni deflessi) coincidenza rivelata in corrispondenza dei 2 fotoni  $\gamma$  emessi da un singolo evento di decadimento, ma 1 è stato deflesso,  $\times$  cui è meno energetico.

Problema risolto con il livello Z, e il comparatore di soglia inferiore.

(Circuito di analisi di ampiezza)

è troppo difficile).

Alcuni ricercatori stanno sperimentando scintillatori al fluoruro di bario ( $\text{BaF}_2$ ) che hanno una costante di decadimento  $< \text{ns}$ .  
 Così si può localizzare un'annichilazione a - di 5/10 cm di distanza, viene usato LSO.

## SPECT VS PET

<ul style="list-style-type: none"> <li>↑ Risoluzione spaziale</li> <li>↑ efficienza di rivelazione</li> <li>↑ traccianti biologici</li> <li>↑ qualità globale dell'immagine</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>↑ costo ← ciclotrone bunker</li> <li>radiofarmaci preparati industrialmente</li> <li>struttura fatta come la TC → PET+TC (cambia solo il radiofarmaco)</li> <li>- Risoluzione ← cristallo</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>collimatore y camera</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>simmetria di posizionam.</li> <li>retro proiezione filtrata</li> <li>False coincidenze</li> <li>algoritmi di ricostruzione</li> </ul>

TC-PET < Risoluzione spaziale } Diagnosi facilitata  
 informazione funzionale }  
 ex: macchia tumore → ma su polmone o su costola?  
 con traccianti C  
 ex: metastasi epatiche e renali con traccianti Ca

## Applicazioni cliniche

Grazie ai traccianti che si legano a determinate funzioni

- CARDIOLOGIA: studio patologie coronariche  
 visualizzazione del miocardio ( $\text{O}_2$ )  
 (se funziona dopo infarto)  
 controllo dello stato delle arterie
- NEUROLOGIA: studio epilessia, neoplasie cerebrali,  
 danni derivanti da ictus, Alzheimer,  
 Parkinson, sindrome di Down  
 studio della concentrazione e del rilascio di neurotrasmettitori
- ONCOLOGIA: segnalazione e stadiazione tumorale  
 (evita le biopsie)

# ULTRASUONI = ecografia

importanti perché:

Sono radiazioni non ionizzanti: non è stato mai evidenziato un effetto biologico pericoloso o negativo rilevante, possono essere assorbite ripetutamente

- misure prolungate nel tempo (monitoraggio)
- applicabilità a pazienti a rischio (donne in gravidanza...)

possiedono la più elevata risoluzione temporale: si vedono bene le cose in movimento e si possono seguire fenomeni in rapida evoluzione con qualche  $10^2$  di immagini al secondo.

ex: ecografia = max <sup>medio</sup> x la pompa cardiaca  
250 immagini al secondo x la visione delle 4 camere di 10

sono basate sul principio della riflessione e diffusione (principio fisico diverso) → costi e complementare a RX, TC, RM (funzionano x assorbimento)

## Caratteristiche degli ultrasuoni

suoni oltre la soglia dell'udibile dell'orecchio umano ( $f > 20$  kHz)

20 kHz: banda superiore dell'orecchio umano

8/10 kHz: parlato

I cani lo sentono, come un ronzio, vanno sedati onde meccaniche (elastiche) di

- Compressione (semionda positiva)
  - rarefazione (semionda negativa)
- } moto  
WORM-LIKE

NO ← <sup>ioni</sup> campi elettrici  
campi magnetici

Sono onde elastiche, si propagano se c'è un mezzo (tessuti elastici), non si propagano in tessuti anelastici

- trasferiscono al tessuto a cui vengono applicate solo energia meccanica eccitando le molecole dei

$$Z = \rho v$$

$Z$  = grandezza che caratterizza i tessuti  
 è la misura di quanto il tessuto facilita o meno la propagazione = regola il passaggio degli US dentro ai tessuti = impedenza acustica

$v$  = velocità di propagazione nel mezzo

$\rho$  = densità del mezzo

si osserva come tessuti ed organi anche molto differenti abbiano valori di densità e di impedenza acustica molto simili tra di loro (ex: sangue - tessuto muscolare)

ex: osso e suo trabecolare  $\left\{ \begin{array}{l} \text{stessa densità} \\ \text{diversa disposizione} \\ \text{trabecole} \end{array} \right.$   
 $= \left\{ \begin{array}{l} \neq v, \\ \neq Z \end{array} \right.$

## TESSUTI UMANI

TESSUTI BIOLOGICI si differenziano poco x valore della velocità di propagazione:  $v$  si impone, non si riesce a misurarla, si usa un tessuto molle di riferimento:

$$Z = 1,63, \quad v = 1540 \text{ m/s}$$

valore standard x tutti i dispositivi

si differenziano tanto gas e osso

$$\begin{array}{l} Z = 0,0004 \quad - \quad Z = 7,8 \\ v = 330 \quad \quad - \quad v = 4080 \end{array}$$

mentre i tessuti molli si allomigliano a  $v$  e  $Z$ .

## GENERAZIONE US

in singolo atomo non vincolato, se gli si somministra energia in una certa direzione, la restituisce poi in modo casuale x tutto lo spazio  $\rightarrow$  l'irradiazione di un atomo è isotropica. (GAS)

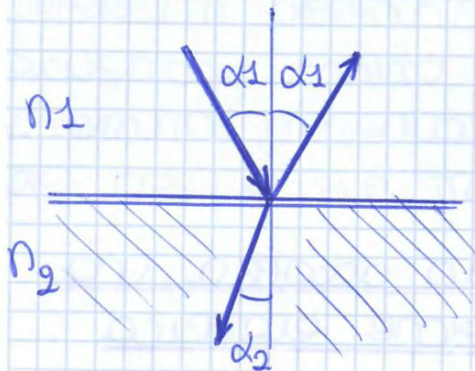
alcuni materiali:

- QUARZO = Ceramico  
Resistenza meccanica buona, che diventa non lineare  
delicato  
suscita molto gli stress meccanici (vib e si rompe)

- PZT = Ceramico - dura di più

↳ velocità di propagazione degli US = 4000 m/s  
lo spessore del cristallo  $x = \lambda/2 = v/2f$

## PROPAGAZIONE di un' ONDA US



onda incidente nel mezzo con indice ottico  $n_1$

si ha un'interfaccia tra 2 mezzi ottici  $n_1 \neq n_2$

L'onda viene in parte RIFLESSA e in parte TRASMESSA!

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

coefficiente di RIFLESSIONE

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

LEGGI dell'OTTICA

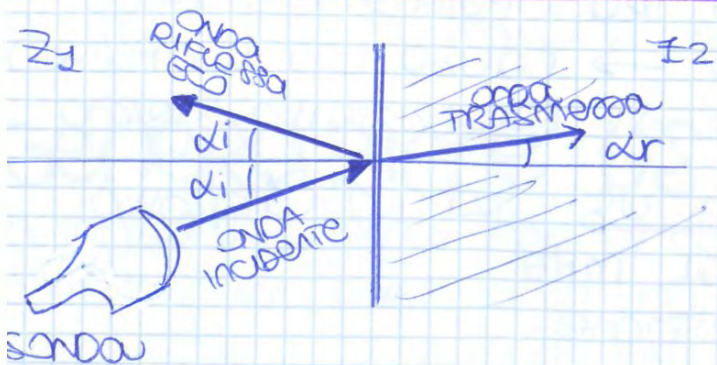
coefficiente di TRASMISSIONE

$$T = 1 - R$$

TUTTO quello che non è RIFLESSO è trasmesso, non si perde energia!

quindi abbiamo 2 mezzi con impedenza acustica diversa:  $Z_1 \neq Z_2$

ipotizziamo un'incidenza  $\perp$ , quindi  $\alpha_i = \alpha_r = 0^\circ$



$$\cos \alpha_i = \cos \alpha_r = 1$$

eco è più meno intenso in base alla differenza di impedenza acustica all'interfaccia!

$\alpha = \%$  Percentuale di energia riflessa.

## ATTENUAZIONE

= perdita di potenza comune a tutti i mezzi

propagandosi in un mezzo l'onda US perde energia subisce un'attenuazione:

$$A(z) = A_0 e^{-\alpha z}$$

$$A(z) = A_{max}$$

$A(z)$  = massima PROFONDITÀ DI SCANSIONE a causa delle attenuazioni nei tessuti

$A_0$  = intensità dell'onda acustica all'uscire dalla testa emittente → che poi diminuirà in modo esponenziale

$\alpha$  = assorbimento [dB/cm]

onda forte → viene attenuata → solo una parte diventa eco → attenuata → letta

L'attenuazione ↑ x onde US a una  $f$  maggiore serve ↑  $f$  a avere ↓  $\lambda$  e una buona risoluzione, ma a ↑  $f$  l'attenuazione è troppo elevata!

L'osso è una barriera attenuante insormontabile x US (vengono mangiati gli altri, mentre tutti vengono riflessi e non si vede più quello che c'è dopo).

attenuazione in dB dell'onda US nel passaggio dal mezzo 1 al mezzo 2

$$\alpha \text{ dB} \Rightarrow \alpha = 20 \log_{10} \frac{A_2}{A_1}$$

$$I = 20 \log_{10} \frac{A_2}{A_1}$$

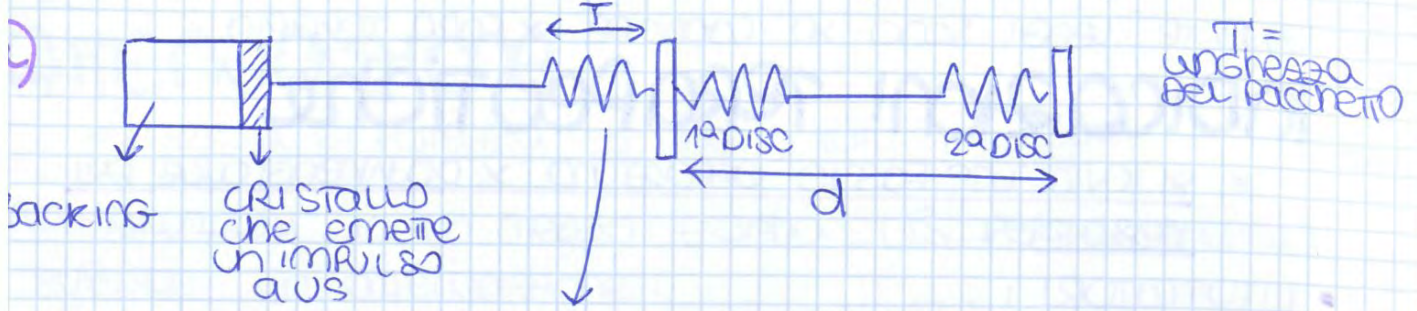
approssimativamente si assume che I aumenti di 1 dB per ogni cm di profondità e x ogni MHz di  $f$  !!

come compromesso di  $f$ , si aumenta la potenza, ma x' far muovere i tessuti (limiti fisici e termative).



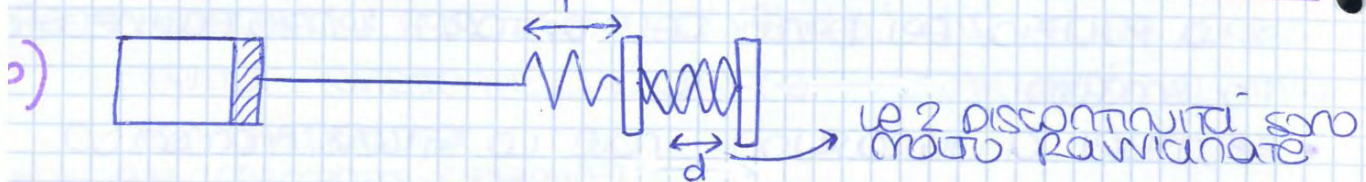
L'eco è più intenso sul pacchetto corto → si cambia l'ampiezza della sinusoide!

onda che incontra 2 discontinuità (2 pareti):



L'eco di ritorno dopo la discontinuità è uguale ma più piccolo.

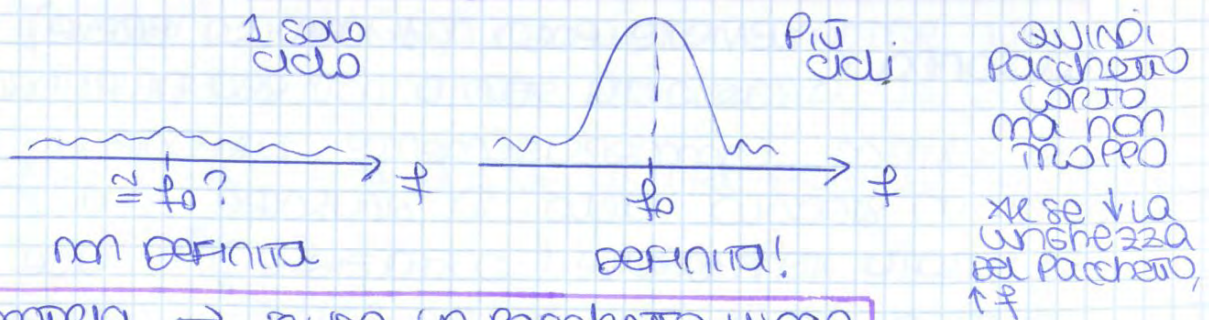
Se  $d > T$ : i 2 impulsi (ECHI) riflessi arrivano in tempi diversi alla sonda → risolve le pareti come distinte.



Se  $d < T$ : i 2 echi di ritorno sono sovrapposti e la sonda in totale sente 1 solo eco → risolve le pareti come uguali!

è il limite inferiore della risoluzione spaziale!

Fondamentale la  $f$  di  $f_0$ , che si misura con la trasformata di Fourier:

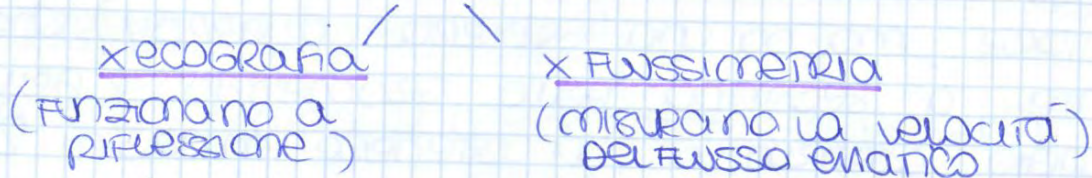


FUSSIMETRIA → si usa un pacchetto lungo  
ECOGRAFIA → si usa un pacchetto corto

la sonda solitamente è:

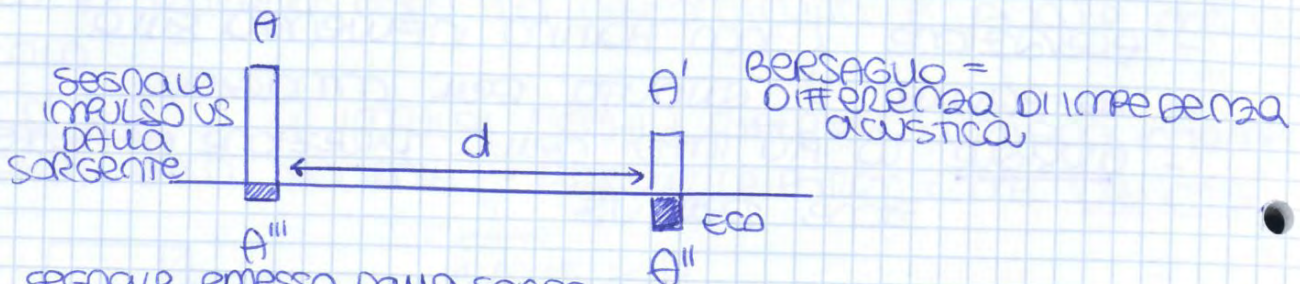
- MULTIFREQUENZA (fa tante  $f$ )
- MULTIBANDA (può fare bande corte o lunghe)

ci sono 2 TIPI di sonde



↓  
 sistemi a eco pulsato (PULSED - ECHO)  
 cioè la sonda non emette di continuo,  
 ma manda brevi impulsi

# IMAGING US



$A =$  segnale emesso dalla sonda  
 $A' = A e^{-\alpha d}$

$A'' = R A' = R A e^{-\alpha d}$

$A''' = A'' e^{-\alpha d}$

$A''' = R A e^{-\alpha 2d}$

ci interessa solo  $R$ , ma ci manca anche  $\alpha$ , media di attenuazione / assorbimento del tessuto

per ogni eco di ritorno si deve dire dove si è generato e quanto era intenso: calcolare e profondità si misura il tempo di volo dell'onda: si ricava dalle formule del moto rettilineo uniforme:

$V = \frac{s}{t}$  spazio / tempo  $\rightarrow C = \frac{2d}{\Delta t}$

$V = \text{LO IMPONGO} = C = 1540 \text{ m/s} = \text{costante}$

calcola il tempo di volo  $\Delta t$ , il tempo dall'emissione al ritorno, cioè al sentire l'eco, mentre lo spazio totale percorso è  $2d$ :

$C = \frac{2d}{\Delta t} \rightarrow d = \frac{1}{2} c \Delta t = \text{profondità}$

(si deve compensare l'attenuazione dovuta alla maggiore o minore profondità)

4) RICEVITORE

x mettere in ascolto gli echi in ritorno

Deve distinguere gli echi dal rumore di fondo

5) TGC = TIME GAIN COMPENSATION

= amplificatore variabile comandato a rampa, amplifica di più gli echi più profondi ( $\infty$ )

Prende tutti gli echi e li moltiplica x la propria (bell'eco) PROFONDITÀ, x tenere solo R

x avere echi dipendenti solo dal coeff R

toglie quindi il fattore / l'effetto della PROFONDITÀ, cioè un'informazione che c'è già in  $\Delta T$  tempo di volo

(è un amplificatore logaritmico) → x compensare l'ingrandimento esponenziale dell'assorbimento

6/7) DEMODULATORE e SCAN CONVERTER

Prendono tutti gli echi alle varie PROFONDITÀ e

Ricreano l'immagine → Distribuzione spaziale delle discontinuità dei tessuti

Riducono la dinamica del segnale utile a circa 35dB e generano i comandi a video frequenza (4-5 MHz)

x Pilotare un monitor TV o un video registratore (comparano e quantizzano)

NOTO:

1. Il cristallo emette impulsi
2. Il trasduttore si pone in ricezione degli echi di ritorno
3. Viene calcolato il tempo di volo, e così la PROFONDITÀ della DISCONTINUITÀ
4. Il segnale ha ampiezza proporzionale, alla differenza di impedenza acustica alla DISCONTINUITÀ ( $Z \rightarrow R$ )

ci sono sonde capaci di distinguere i rumori, x cui sono impo i canali acustici

il dispositivo costa da €5000 a €18000 a €30000

# TECNICHE DI SCANSIONE

BISOGNA GENERARE TANTE LINEE DI SCANSIONE.

La scansione di organi di interesse può essere effettuata mediante singolo trasduttore oppure con un array di trasduttori opportunamente alimentati.

(TRASDUTTORE = CRISTALLO)

## ● Scansione meccanica

ormai vecchia e obsoleta.

Si hanno 3 cristalli piezoelettrici disposti a  $120^\circ$  su una corona che ruota a velocità costante.



c'è un unico elemento attivo, che è di volta in volta rivolto verso la superficie da esplorare. Solo questo emette, ma grazie alla rotazione si ha un'emissione continua.

Il movimento del rotore può essere sia meccanico che manuale.

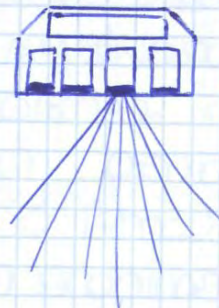
Si ottengono 0,2-0,3 immagini al secondo, x cui ci vogliono  $\mu$  secondi x avere un'immagine, è una metodica molto lenta.

## ● Trasduttore ad array - sonde multicristallo (Da 60-128-192 cristalli max)

Possono essere di 2 tipi: lineari o ad arco



sonde lineari con linee di emissione //



linee di scansione a ventaglio da la sonda e ad arco

opportune architetture elettroniche attivano in sequenza i trasduttori, originando la geometria desiderata del fascio US, che può essere // (sonde lineari triche da sterocina, con 128 elementi in riga) oppure a scansione settoriale (in cardiologia con 128 raggi divergenti)

area il fascio che si vuole.

applicazioni:

- Pediatrica
  - X distretti critici
  - Transstoracica, tra le costole x vedere il  $\heartsuit$
  - Transcranica, in alcune zone del cranio o sono finestre acustiche
    - Foro occipitale da dove escono i nervicrani
    - Zona temporale più sottile
    - Canale sotto mandibolare dove passa l'arteria carotidea interna
- 1/4 non riesce a fare  
1/2 " " negli over 70

### ● Sonda microconvex probe

$f = 4-10 \text{ MHz}$

non deve superare la barriera esterna x si fa l'eco da dentro quindi possono usare alte  $f$ .

sono piccole.

applicazioni:

- endo cavitaria
- transesofagea (70/40 min)
- transvaginale in gravidanza
- transrettale x vedere la prostata

## STRATEGIE DI VISUALIZZAZIONE

DIVERSE "MODALITÀ":

### A-mode (amplitude)

non si usa più negli ecografi clinici

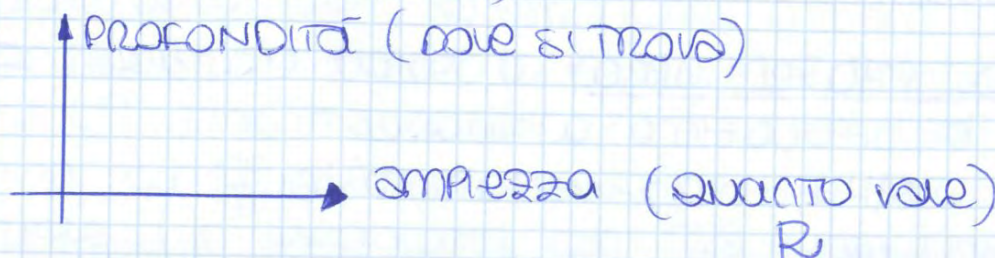
si usa un singolo trasduttore e si invia al display il segnale in funzione del tempo dove:

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

usato x esami grossolani o in

ricerche avanzate in cristallografia

(microfrattura nei pezzi)



# FLUSSIMETRIA DOPPLER

ha un solo compito = misurare la velocità del flusso ematico dall'esterno senza invasività e con molta accuratezza.

contro malattie come arteriosclerosi = formazione di placche nei vasi arteriosi

## PRINCIPI FISICI

### EQUAZIONE DI CONTINUITÀ

3 variabili strettamente collegate

- sezione condotto A
- velocità V
- pressione arteriosa P

o legge di Leonardo x i sistemi di irrigazione

$$A_1 v_1 = k \text{ cost} \quad \times \text{ UN FLUIDO INCOMPRESSIBILE}$$

A = sezione del tubo

V = velocità nella sezione

se un vaso si restringe, il sangue circola più velocemente

### EFFETTO VENTURI

(derivazione dal teorema di Bernoulli)

$$P + \frac{1}{2} \rho v^2 = k \text{ cost}$$

se un vaso si restringe, la velocità del fluido al suo interno aumenta e diminuisce la sua pressione esercitata sulle pareti del vaso

esempi pratica

- tendina d'acqua
- finestrano auto

Δ di pressione da forte a bassa

misurare la P di un singolo vaso senza essere invasivi non è possibile (ci vuole un catetere)

misurare la V con gli US invece è banale, a basso costo, non invasivo e ripetibile.

### EFFETTO DOPPLER

una sorgente emette onde a  $f_0$ :

- se la sorgente è in avvicinamento, si percepisce una  $f +$  elevata di  $f_0$ ,

- se la sorgente è in allontanamento, si percepisce una  $f -$  elevata, ma anzi più bassa di  $f_0$ ,

proporzionale alla velocità del moto della sorgente.

tempo pratico: sirena ambulanza

- Il vaso sanguigno è inteso come un cilindro
- È diviso in 2 parti:
  - una liquida, il plasma, che non ha discontinuità e non interagisce con il fascio, è anecogeno
  - una corpuscolare, formata da corpuscoli con impedenza acustica diversa dal plasma: piastrine ( $10^6$  migliaia), globuli bianchi ( $100^6$  migliaia), globuli rossi (milioni) (cioè al ml si passano circa un fattore 10)
- Praticamente si misura la velocità dei globuli rossi (in generale degli eritrociti) se sono preponderanti
- X la formula si fa l'ipotesi:
  - 1 globulo rosso, con una certa velocità  $v$ , ad esempio in avvicinamento, viene colpito dalla sonda e rimanda una  $f = f_0 + f_D$ , dove  $f_0$  è la frequenza doppler data dalla formula

## OSSERVAZIONI

- ① Gli eritrociti ematici hanno un diametro inferiore alla  $\lambda$  della radiazione US emessa  $\rightarrow$  si comportano come riflettori isotropici
- ② Lo scostamento in  $f$  è proporzionale alla  $f_0$  dell'onda emessa ( $f_D \propto f_0$ )  $\rightarrow$  si utilizzano US ad alta  $f$  x avere una buona risoluzione  
 da  $f_0$  si calcola  $v$ , la velocità di 1 particella  $\rightarrow$  x tante particelle, al posto di una  $v$  misuro un flusso  $\rightarrow$  Flussimetria
- ③ Lo scostamento  $f_D$  è funzione di  $\theta$  (che viene imposta col dispositivo in un modo ragionevole)  
 $\theta = 0^\circ \rightarrow \cos\theta = 1 \rightarrow f_D = 2 \frac{f_0 v}{c}$  il segnale doppler è massimo e ci si toglie dalla dipendenza dell'angolo, solo in rariissimi casi x' ci si riesce a mettere in asse col vaso (aluni intracranici e toracici)

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

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

varia sia l'ampiezza  
della eco

sia la fase

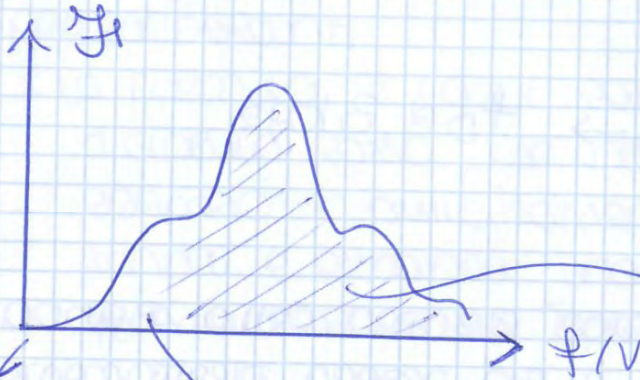
$$S_t(t) S_r(t) = \frac{A_t A_r}{2} [\cos(2\pi f_0 t + \varphi_1) + \cos(2\pi (2f_0 + f_D)t + \varphi_1)]$$

mixaggio

$\approx 1 \text{ kHz}$   
contributo della  
differenza della  $f$   
(eco in bassa  $f$ )

$\approx 2 \text{ MHz} + 1 \text{ kHz}$   
contributo della  
somma delle  $f$   
(alta  $f$ )

## INFO FORNITE DAL SEGNALE DOPPLER



FAI LA TRASFORMATA  
DI FOURIER

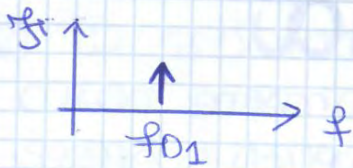
$f_D$  è  $\propto$  al numero di  
particelle con quella  
velocità o frequenza  
(distribuzione della velocità)

Area  $\propto$  al  
numero complessivo  
di particelle =  
Flusso proporzionale  
all'energia totale

Distribuzione  
solo  
per un globo  
si muove a  
quella velocità

Il segno  $\pm$  è  $\propto$   
alla direzione  
della velocità

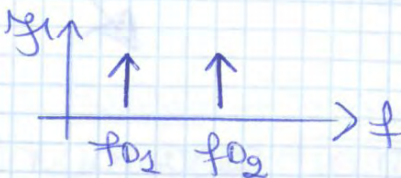
ipotesi:



1 particella

$0 \rightarrow v_1 \rightarrow f_{01}$

TRASFORMATA DI FOURIER DEL SEGNALE



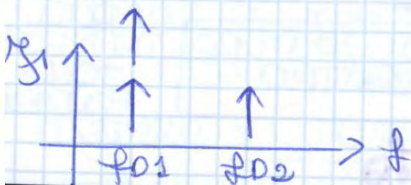
2 particelle

$0 \rightarrow v_1 \rightarrow f_{01}$

$0 \rightarrow v_2 \rightarrow f_{02}$

$f_{02} > f_{01}$

si hanno 2 beta con stessa ampiezza,  
xc generate sempre da 1 eritrocita con  
la sola interferenza acustica



3 particelle

$2 \times 0 \rightarrow v_1$   
 $0 \rightarrow v_2$



equivocabili, si avrebbe uno spettro piatto.

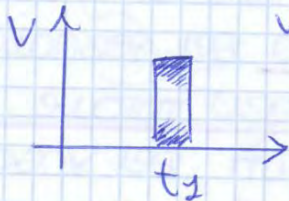
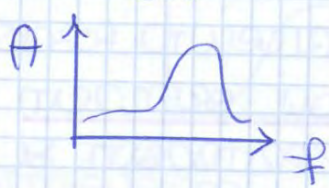
⑤ il segno di  $f$  è proporzionale alla direzione della velocità

## RAPPRESENTARE LA VELOCITÀ SU MONITOR

Si ha il segnale Doppler dopo la demodulazione e se ne prende un po di punti ( $2^n$ , come 64/128/256) e ne si fa la T.D.F. FOURIER  $\mathcal{F}$ .

In particolare si prendono dei punti di pezzi di segnale tra intervalli  $t_1/t_2$  precisi)

Si decodifica la  $\mathcal{F}$  come una forma d'onda che si guarda dall'auto = cioè si vede come è la distribuzione della velocità agli istanti  $t_1, t_2$  tutte affiancate



v: asse delle  $f$  ruotato

la velocità è in mm o cm al secondo

si ottiene il velocitogramma = serie di  $\mathcal{F}$  una dietro l'altra messe in verticale

ogni pixel ha un codice di colore più intenso (più luminoso o bianco)

## TPI DI DISPOSITIVI

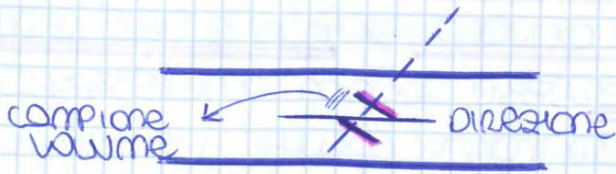
ci sono 2 tipi di dispositivi:

DISPOSITIVI FUSSIMETRICA onda continua (cw)

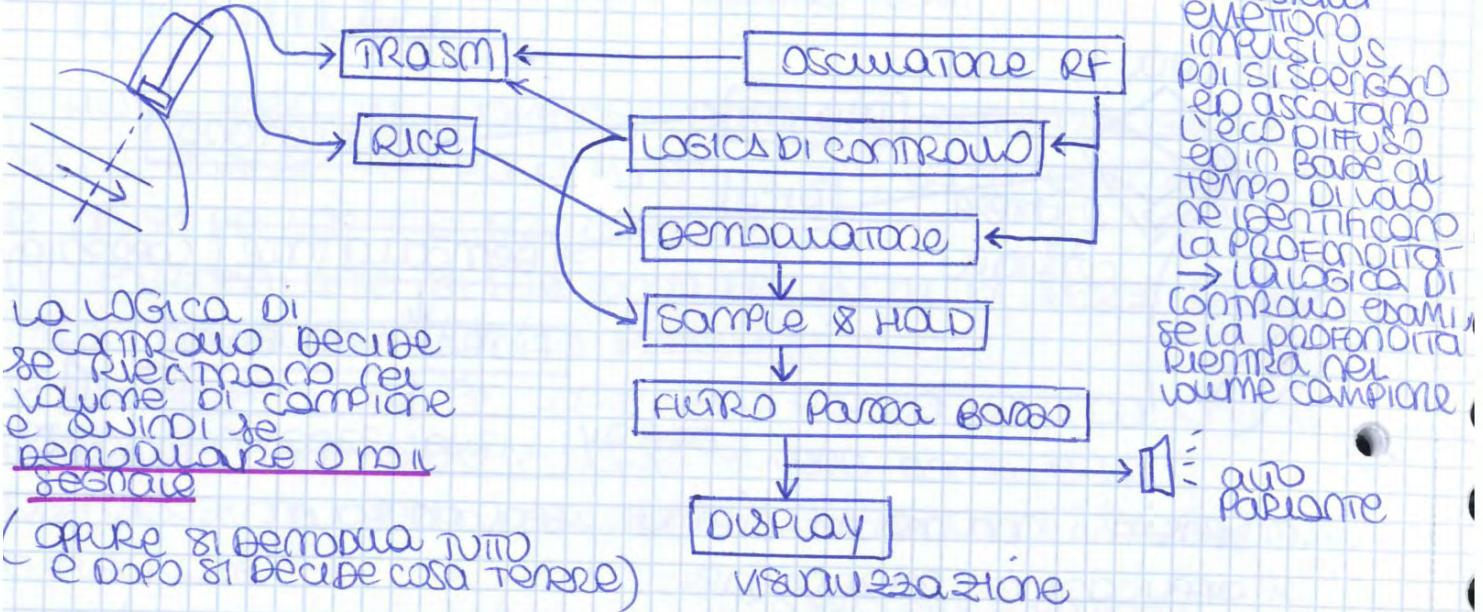
- monitorano di continuo
- Hanno una  $f$  di campionamento (frequenza  $\infty$  di emissione)
- permettono una stima istantanea della velocità del sangue in un vaso
- fatti di 2 schiere di cristalli (una emette e l'altra riceve, in continuazione)
- serve x la rapida variazione / veloce cambiamento della velocità → ha quindi elevata risoluzione temporale

possibilità di monitorare rapidi cambiamenti di velocità

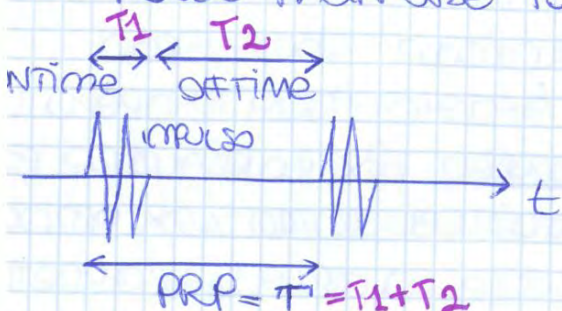
solo gli echi che arrivano da questa zona.



Schema:



- I pacchetti vengono emessi ad una  $f$  ben precisa, cioè PRF Pulse Repetition Frequency ( $\approx 1\text{kHz}$ )
- x ogni pacchetto emesso si ottiene 1 eco → mappatura in profondità del regime di velocità nel vaso
- esistono opportune "maschere" temporali che determinano l'intervallo di tempo valido affinché un eco ritorni, queste maschere determinano il valore massimo di PRF
- spostando le maschere temporali si possono condurre esplorazioni di velocità a differenti profondità → posso mappare tutto il regime di velocità nel vaso



$PRP = \text{on time} + \text{off time} =$   
**PERIODO DI RIPETIZIONE**  
 degli impulsi e finestra temporale entro cui deve tornare l'eco

$PRF = \text{Pulse Repetition Frequency}$

$PRF = \frac{1}{PRP}$  frequenza di campionamento

ci sono 2 codifiche colori:

- **COLOR DOPPLER** = si codifica la DIREZIONE del flusso, non la velocità

- Blu ( $f_0 + f_D$ )

flusso concorre con la direzione di propagazione della radiazione us

- Rosso ( $f_0 - f_D$ )

flusso discorre con la direzione " " "

La luminosità del colore indica il modulo della velocità (colore brillante = velocità elevata)

[intensità colore di velocità] intensità varia al variare di  $\theta$  = la codifica colore è sensibile all'angolo di irradiazione  
 spesso nei moderni dispositivi viene rappresentata anche una serie di spettri del segnale doppler ricevuto.

spesso il canale colore è rumoroso e si vedono puntini colorati dove non ci sarebbe nulla  
 flusso vorticoso = entrambi i colori

- **Power Doppler** = si codifica l'energia totale del segnale doppler (area sotto alla  $f_D$ )

[intensità colore di intensità spettro di potenza in quel preciso punto]

- no velocità o direzione degli eritrociti, ma loro numero

- tecnica meno sensibile al rumore sovrapposto, si basa sul integrale dello spettro

- usato x studiare flussi tenui (arterie cerebrali, circolo del Willis) difficilmente visibili con la tecnica precedente (utile in casi critici)

[intensità colore di area quantita del flusso in quel punto] (tenui)

- in est caso snownone  $\theta$  va bene, se non è codificata la velocità  $\rightarrow$  le immagini sono uguali in snownone ma è inclinata la sonda

- codifica indipendente della velocità e dell'angolo di irradiazione: dipende solo dal numero degli eritrociti

Possibili domande:

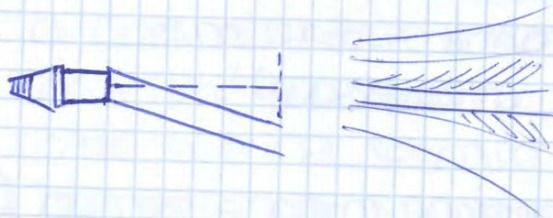
- 1) Disegnare lo schema a blocchi di un demodulatore coerente utilizzato in FWS (Frequenza Doppler).  
Sviluppando i conti; spiegare come sia possibile ricavare l'eco Doppler dal segnale ricevuto, calcolare la  $f$  del segnale Doppler generato da 1 particella in movimento con  $v = 100 \text{ cm/s}$  irradiata a  $f_0 = 10 \text{ MHz}$  sotto un angolo di  $60^\circ$ .
- 2) Disegnare lo schema a blocchi di un FWS (Frequenza Doppler) ad onda pulsata. Definire cosa si intende "filtro di parete" e spiegarne il funzionamento.
- 3) Disegnare come 1). Scrivere le equazioni che consentono di ricavare, noto il segnale trasmesso, l'informazione contenuta nell'eco di ritorno ed elencare le info. di FWS contenute nel segnale demodulato.
- 4) elencare la strumentazione necessaria x misurare la risoluzione in contrasto di un ecografo e descrivere passo passo come si procede.
- 5) Disegnare lo schema a blocchi di un ecografo e spiegare, in particolare, il funzionamento del TGC.
- 6) un ecografo - sonda lineare  $f_0 = 10 \text{ MHz}$  -  $n = 192$   
 - PROFONDITÀ =  $8 \text{ cm}$  - ogni elemento attivato in successione rispetto al precedente  
 - FRAME-RATE max?  $\frac{1}{2}$  al precedente  
 usando la x scansioni Doppler, sterzo  $d_{\text{max}}$ ,  
 $\text{PRF} = 3 \text{ kHz}$ , qual'è la massima velocità misurabile?
- 7) Descrivere in modo sintetico i principi fisici di misura della velocità ematica mediante US. Detagliare le modifiche color e power Doppler e le info da esse riportate.
- 8) Dispositivo ecodoppler sonda lineare  
 $f_0 = 10^7 \text{ Hz}$      $N = 256$      $d_{\text{min}} = 10 \text{ cm} = 0,01 \text{ m}$   
 $\text{PRF max}$ ,  $\text{FR max}$ ?  
 Spiegare sull'incirca di ogni cristallo?

esempi: cisti nel testicolo



3) effetto = lobi laterali

fasci laterali di minore intensità  
 il fascio US non è perfettamente limitato, nelle sue porzioni laterali si hanno delle componenti di minore intensità; mentre la porzione centrale del fascio raggiunge la parte interna della formazione (es. cisti uleivida), i lobi laterali del fascio interagiscono sulle pareti latero-laterali della stessa e ne conseguono la raffigurazione di echi all'interno dell'immagine della formazione stessa




evitare spostare la sonda x far sparire l'errore (macchie chiare)

4) effetto = risoluzione assiale e laterale = distanza tra punti adiacenti  
 la risoluzione è la capacità di distinguere in modo netto i margini di 2 punti adiacenti: può determinare la perdita di dettaglio, cioè 2 strutture adigue possono essere rappresentate come 1 sola.

- la risoluzione assiale è determinata dalla lunghezza del pacchetto / tempo di risoluzione
- la risoluzione laterale è determinata dalla larghezza / diametro del fascio US

$$R_A > R_L$$

esempio: cisti bermoide / fegatopeggiara in distanza (zona distale)  

 ← paziente in posizione elevata

5) effetto = riverberazione = riflessioni multiple  
 artefatto che si verifica in corrispondenza ad una zona larga e molto riflettente: una parte dell'onda US viene riflessa ed inizia ad oscillare tra il trasduttore e la superficie iperreflettente.

↑ Pressione intratoracica  
 vedere la vena → sangue non è in comprimibile

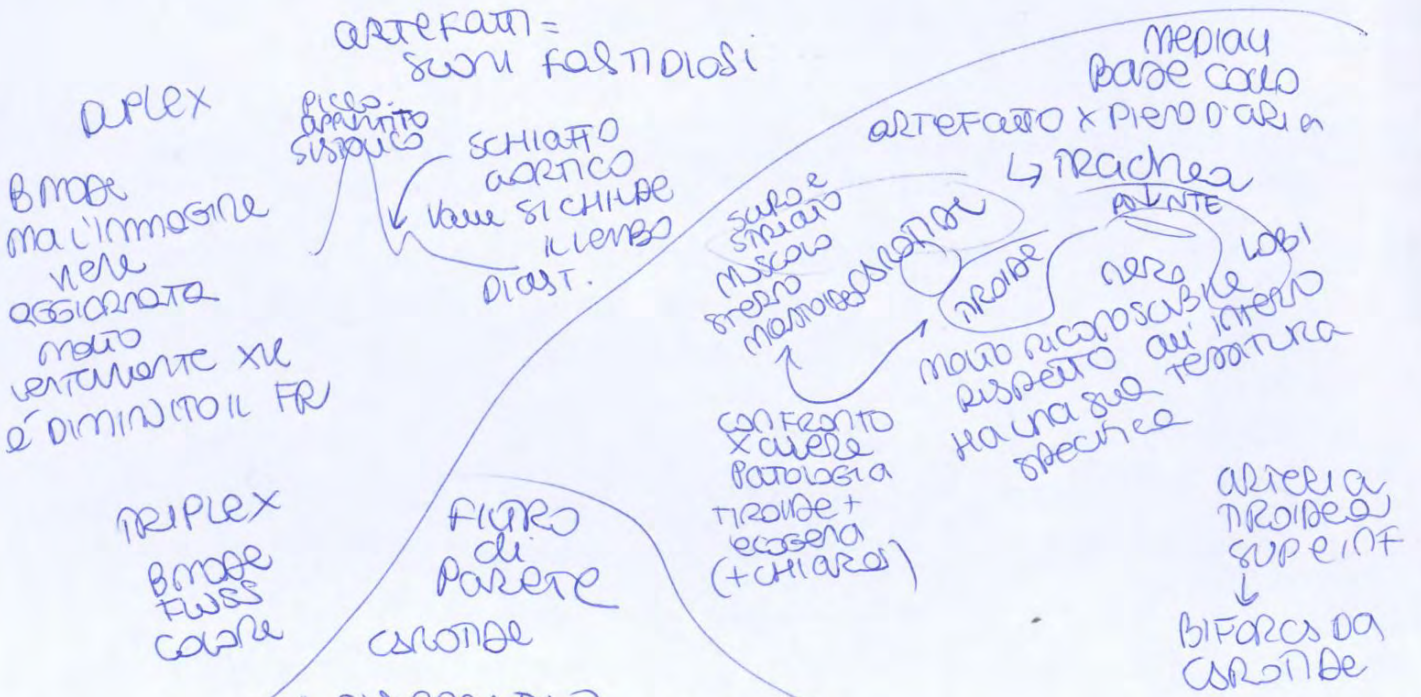
modo colore

inclinare artificialmente la sonda: STRING

uscita acustica

flussimetro onda pulsata  
 da allineare a arte vaso  
 → meno o meno velocità grafica  
 errato

↓ guadagno  
 x non  
 far  
 saturare  
 il  
 segnale



duplex  
 B mode  
 ma l'immagine  
 nelle  
 ossigenata  
 molto  
 lentamente XL  
 e diminuito il FR

triplex  
 B mode  
 Fluss  
 colore

picolo  
 apparito  
 sistole

SCHIATTO AORTICO  
 Vene si chiude il lombo  
 DIST.

subo e  
 strano  
 strano  
 membranoso  
 (TIRAZZO)  
 CONFORTO  
 X cuore  
 Patologia  
 tiroide +  
 eccesa  
 (+ CHIARA)

arteria  
 veina  
 trachea  
 lobli  
 arteria tiroidea superinf  
 biforcazione

IL DISPOSITIVO  
 interpretati come  
 effetto Doppler  
 sotto la sonda e si corre che si muove  
 senza essere punto ematico

ex velocità tempo /  
 parete del vaso  
 $v < v_{sangue}$

si toglie con un filtro  
 prima auto  
 tra i controlli  
 modifica la portata  
 del filtro

↑  $f_T$  = tubo delle velocità

(sempre - velocità grafica)  
 stressa nella compressione  
 prop' alla  $f_T$

$v = 7.5 \text{ m/s}$   
 • sonda in aria : artefatto  
 • sonda su pelo acqua : effetto neve = impronta di H<sub>2</sub>O rilasciata come spugna in moto x effetto di streaming L'US sposta le particelle in su

• 10 cm interfaccia ecogera  
 Profilo della spugna  
 onde molto  
 poi su e su sotto diminuiscono x k u ha  
 assorbiti lei



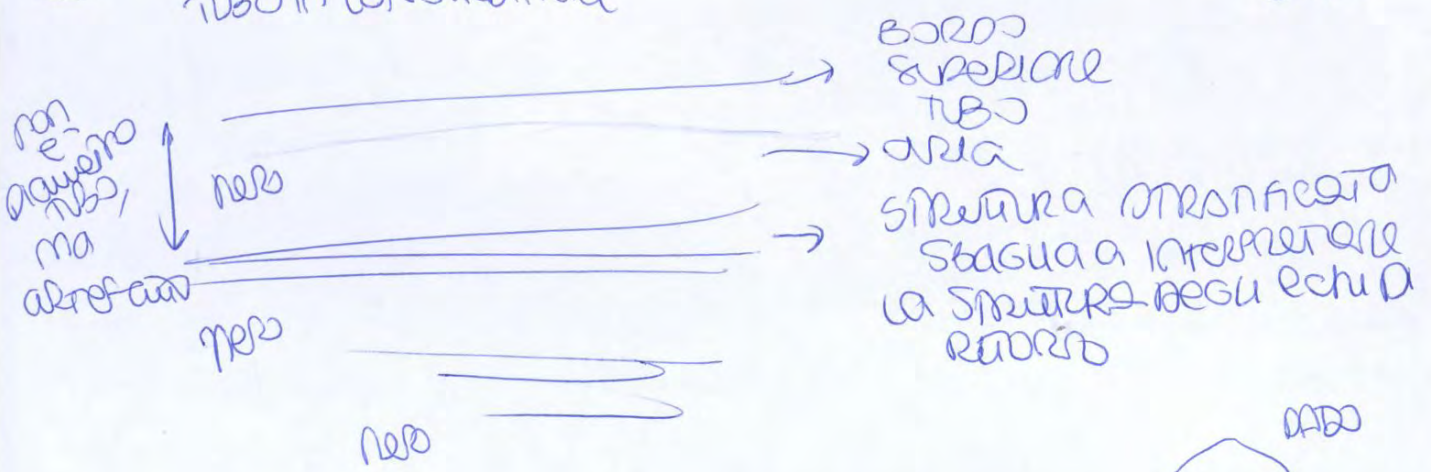
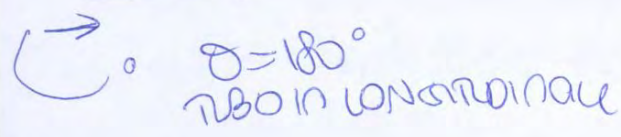
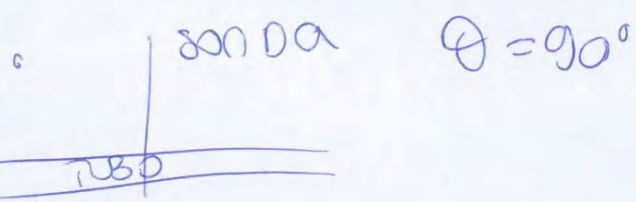
Linea orizzontale (non E)  
 a metà tra pelo H<sub>2</sub>O e discontinuità  
 la sonda si spugna e perlo' sia in  
 interfaccia → artefatto

- Plexiglass puro
- metà spugna / plexi



parete superiore TUBO

STRISCIA  
 NERA  
 X IL TUBO  
 CONTIENE  
 ARIA  
 ↑ R  
 FIN SOTTO  
 SPUGNA  
 SOTTO

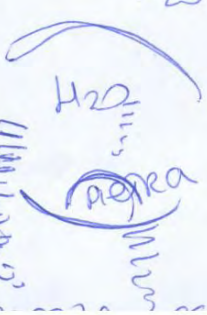


•  $\theta = 90^\circ$  lungo il TUBO → incompil il metallo

artefatto  
 metallo  
 (= ad aux GRIGIO  
 l'aria  
 nero



• Gomma + H<sub>2</sub>O + sonda  
 come  
 l'essere  
 artefatto  
 Ricorda il materiale  
 che genera



superficie  
 piumino

## **Bioimmagini – Lab3**

### *Dimostrazione pratica dell'utilizzo di un ecografo e artefatti in ultrasonografia*

Scopo dell'esercitazione è quello di dimostrare in pratica le tecniche di rappresentazione del segnale ecografico e flussimetrico introdotte a lezione.

Ogni gruppo dovrà produrre una relazione contenente la discussione dei seguenti punti (o quesiti):

1. Cos'è il filtro di parete e come può essere variato dall'utente? Qual è il modo più semplice per valutare l'effetto del filtraggio introdotto da tale filtro?
2. Quali sono gli artefatti visibili con il fantoccio e da cosa sono generati? Per ogni artefatto individuato, descrivere quali materiali lo generano ed in quali condizioni.
3. Cosa rappresenta la sequenza di spettri che lo strumento visualizza in modalità duplex (cioè ecografica + flussimetrica)?
4. Rifacendosi alla formula dell'effetto Doppler, determinare la percentuale di variazione della velocità stimata in una arteria carotide in funzione dell'angolo di insonazione.

La relazione andrà caricata sul portale della didattica entro 2 settimane dallo svolgimento della presente esercitazione.



Doppio effetto = variazione di velocità + rifrazione  
= interruzione di un profilo del tessuto

↓  
laterale della parete di una cisti  
della parete del diaframma

quest'artefatto si verifica se il fascio US  
attraversa in parte un tessuto  
omogeneo (es. fegato) ed in parte un  
tessuto meno omogeneo  
(fegato + rene, fegato + grasso)



### LAB ③

Dimostrazione pratica dell'utilizzo di un ecografo  
e artefatti in ultrasonografia

lab3\_Gruppo7.doc

3) Supponere di avere una sonda ecografica costituita da  $N = 192$  elementi e con  $PRF_1 = 1 \text{ kHz}$ .

Qual è il frame rate (velocità x ottenere immagini, numero di immagini al secondo) del dispositivo a US?

Lo stesso se  $N = N$  e  $PRF_2 = 5 \text{ kHz}$ ?

$$PRP_1 = \frac{1}{PRF_1} = \frac{1}{1000} \text{ s} = 0,001 = 1 \text{ ms} = T$$

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

numero di immagini al secondo  
 frequenza / velocità x ottenere immagini

$$NT = \frac{N}{PRF} \rightarrow FR = \frac{1}{NT} = \frac{PRF}{N}$$

$$FR_1 \approx 5 \text{ Hz} = \frac{PRF_1}{N} = \frac{1000 \text{ Hz}}{192} = 5,20833 \text{ Hz}$$

$$FR_2 \approx 26 \text{ Hz} = \frac{PRF_2}{N} = \frac{5000 \text{ Hz}}{192} = 26,0416 \text{ Hz}$$

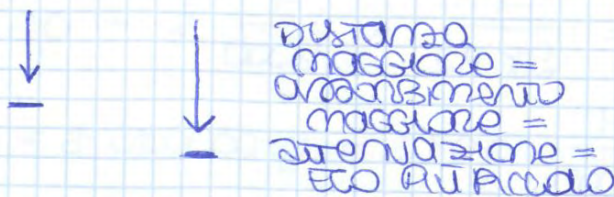
↑ PRF = ↑ FR (Bene!)

B) Demodulazione coerente del segnale TGC

fra gli elementi che costituiscono un sistema ad eco pulsato c'è il demodulatore. come si

calcola: - il tempo di volo (= ritardo corrispondente al punto di massimo di  $R_{xy}(z)$ )  
 - l'ampiezza dell'eco di ritorno

ritardo con cui torna indietro



TGC coerente: Guadagni x compensare l'attenuazione

$$f_0 = 20 \text{ Hz} = \frac{2 f_0}{c} v_{\min} \text{ cos } \theta$$

$v_{\min} \propto f_0 \text{ min udibile}$


$$v_{\min} = \frac{f_0 c \theta}{2 f_0} = \frac{20 \text{ Hz}}{2 \cdot 10^{10} \text{ Hz}} \cdot 1540 \frac{\text{m}}{\text{s}} = 0,0154 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

$$\checkmark v_{\min} = 1,54 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$$

⑤ si consideri un dispositivo a US con FR = 20Hz almeno e dmax profondità di scansione almeno 15 cm. si ha a disposizione una sonda a N=128 elementi con DC = 1%.

Dimensionare il dispositivo, privilegiando il FR.

↓  
PRF

 ai segni

$$PRF = N \cdot FR$$

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

$$DC = \frac{T_1}{T}$$

$$T_1 = DC T$$

$$T_2 = T - T_1$$

$$d = \frac{1}{2} c T_2$$

F  
O  
R  
M  
U  
L  
E

$$\left\{ \begin{array}{l} d = \frac{1}{2} c T_2 > 15 \text{ cm} \\ FR = \frac{PRF}{N} > 20 \text{ Hz} \end{array} \right\} \left\{ \begin{array}{l} T_2 > \frac{2d}{c} \\ PRF > NFR \end{array} \right\} \left\{ \begin{array}{l} T_2 > \frac{2 \cdot 15 \text{ cm}}{154000 \text{ cm/s}} = 0,0001948 \text{ s} \\ PRF > 128 \cdot 20 \text{ Hz} = 2560 \text{ Hz} \end{array} \right.$$

$$\rightarrow \left[ \begin{array}{l} T_2 > 0,1948 \text{ ms} \\ PRF > 2560 \text{ Hz} \end{array} \right.$$

$$T_2 = T - T_1 = T - DC T = T(1 - DC) = \frac{1}{PRF} (1 - DC)$$

$$\frac{1}{PRF} (1 - 0,01) = \frac{1}{PRF} (0,99) > 0,1948 \text{ ms}$$

# RISONANZA MAGNETICA RM

- è la classe di dispositivi più complicata, sotto tutti gli aspetti (→ costo molto alto)

aspetti principali:

- è la più recente, scoperta nel 1946 da Bloch (fisica) e Purcell (dispositivo)
- RM nucleare (nome che non si utilizza più)
- usata in fisica e chimica x studi molecolari e della materia
- solo attorno al 1970 viene applicata come diagnostica clinica in vivo (e' l'anno delle tecniche tomografiche = si ricostruiscono volumi, grazie all'elevata potenza di calcolo)
- fornisce informazioni complementari a quelle fornite dalle tecniche radiografiche tradizionali, xk ha un suo modo unico → utilizza campi magnetici e campi elettromagnetici (onde radio)
- è imbattibile x quanto riguarda i tezzuti molli, ma è inutile sui tessuti duri come le ossa (è l' $H_2O$  che fa la differenza, cioè i tessuti ricchi di  $H_2O$ )
- utilizza radiazioni non ionizzanti (è pericolosa sotto altri aspetti)
- consente di ottenere immagini funzionali con mezzi di contrasto, che però non sono comodi, sono poco biocompatibili (tossici) o, ad esempio, l'emoglobina un mezzo di contrasto endogeno spontaneo
- costruita da complicati dispositivi e basata su complicati principi fisici

- numero di spin = modulo del vettore momento di spin  
 è quantizzato, non vale numeri a caso  
 ma vale delle grandezze specifiche

- Livelli energetici permessi = in base al numero di spin  
 sono  $2I+1$  (da  $-I, \dots, +I$ )

\* Tutti gli isotopi con numero di protoni e di neutroni  
 pari hanno  $I=0$  (tipo  $^{16}O$ )

\* Tutti gli isotopi con 2 soli livelli energetici hanno  $I=1/2$

esempi:

idrogeno	( $^1H = 1p^+ + 0n^0$ )	ha	$I = 1/2$	} isotopi dell' idrogeno
deuterio	( $^2H = 1p^+ + 1n^0$ )	ha	$I = 1$	
trizio	( $^3H = 1p^+ + 2n^0$ )	ha	$I = 1/2$	

$I$  è una proprietà chimico-fisica dell'atomo  
 e varia con essa.

L'idrogeno è il nuclide normalmente utilizzato in MR  
 x la sua abbondanza nel tessuto biologico → scelta  
 tecnologica = componente più abbondante nel corpo  
 umano ( $H_2O = 70\%$  del c.u.) ed ha  $\uparrow \gamma$ .

Si può usare qualunque altro atomo x funziona  
 la RM comunque (ad esempio la spettroscopia si fa  
 con tutti i tipi di atomi).

x la RM serve  $I \neq 0$  assolutamente perché una sfera  
 carica in rotazione produce un momento magnetico  
 proporzionale al momento di spin.

**momento magnetico**

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

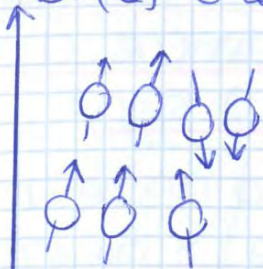
$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I}$$

$\gamma = \frac{\text{Rapporto giromagnetico}}{\text{Caratteristico di ogni materia}}$

$$\gamma = \frac{e}{2m} \quad \text{x un protone}$$

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

modulo del vettore momento  
 magnetico può assumere  
 solo valori discreti

$B_0(z)$  è la forma di energia principale nella RM  
Bisogna magnetizzare il tessuto  
 → alcuni vanno in direzione opposta  
 x convenzione  $B_0$  segue sempre l'asse z  
 (cioè la direzione cranio-caudale della spina dorsale)



tecnologia del super conduttore:

$B_0$  deve essere ad alta intensità (la più alta possibile)  $\approx$  Tesla o più, cioè milioni di volte più terrestre in superficie ( $T = 10^6 / 10^8$  Gauss)

- attenzione a:
- effetto proiettile
  - materiali ferromagnetici
  - il magnete è sempre in funzione e la sala viene messo sotto chiave, chiuso da una porta stagna
  - tutto nella sala è certificato

la direzione del vettore  $\vec{\mu}$  nel piano (x,y) rimane casuale. Tuttavia, il campo magnetico statico (CMS) esterno introduce delle direzioni preferenziali rispetto ad altre (senza campo magnetico esterno tutte le direzioni sono equiprobabili), x cui globalmente nasce un vettore magnetizzazione, in direzione del campo esterno:

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

è proprio la misura del vettore magnetizzazione  $\vec{M}$  a rendere possibile l'imaging RM, infatti  $\vec{M}$ :

- è funzione del campo esterno  $B_0$   
 ( $\uparrow B_0 = \uparrow$  numero di  $p^+$  orientati)
- è funzione delle proprietà della materia
- è funzione della densità protonica del tessuto analizzato (se molta  $H_2O = \uparrow M$ )

### ● MOTO DI PRECESSIONE DI LARMOR

Dalla fisica si sa che una trottole in rotazione attorno al proprio asse, sotto l'azione della forza di gravità, compie un moto di precessione attorno alla verticale locale.

$$\vec{B}_0 = B_0 \vec{z} \quad \left\{ \begin{array}{l} \text{Ha solo la componente longitudinale, non} \\ \text{trasversale} \end{array} \right.$$

$$\vec{M} = M \vec{z} \quad \left\{ \begin{array}{l} \text{si ottiene come somma di tutti i singoli vettori} \\ \text{che sono inclinati x la precessione. c'è anche la} \\ \text{somma vettoriale di tutte le compo trasversali} \\ \text{(che si annullano a vicenda x cui è zero)} \end{array} \right.$$

### ● ORIENTAZIONI SPIN-UP & SPIN-DOWN

x un protone,  $I = 1/2 \rightarrow$  sono possibili 2 orientazioni x il vettore  $\vec{\mu}$ :

- orientazione // a  $B_0$  (direzione concorde)  
 $\rightarrow$  SPIN-UP  $\rightarrow$  energia minore ed equilibrio stabile

- orientazione anti// a  $B_0$  (direzione discorde)  
 $\rightarrow$  SPIN-DOWN  $\rightarrow$  energia maggiore, x ha la forza di opporsi al campo magnetico  $B_0$ , x cui l'equilibrio è instabile

Questi 2 livelli energetici hanno energia  $\neq$ !

IL numero di nuclei nei 2 stati non è identico, ma dipende dalla statistica di Boltzmann:

$$\frac{n_{\uparrow}}{n_{\downarrow}} = e^{\frac{\Delta E}{kT}} \approx 1 + \frac{\Delta E}{kT}$$

$\nearrow$  differenza/gap di energia tra i 2 spin  
 $\searrow$  T assoluta (K)  
 $\downarrow$  costante di Boltzmann

siccome  $\vec{M}$  deve essere costante durante tutto l'esame  $\vec{\mu}$  non deve assolutamente variare.

### ● EFFETTO ZEEMAN

STATO S-U:  $E_{\uparrow} = -\frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 = \hbar \omega \frac{1}{2} (-1)$

STATO S-D:  $E_{\downarrow} = \frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 = \hbar \omega \frac{1}{2}$

$$\Delta E = E_{\downarrow} - E_{\uparrow} \approx 10^{-7} \text{ keV}$$

massimo valore di energia. cioè, in condizioni di risonanza, il sistema ha una risposta all'eccitazione che è massimamente amplificata.

con  $B_0 \cong 1/1,6 \text{ T}$  e  $\gamma/2\pi = 42,57 \frac{\text{MHz}}{\text{T}}$

Bisogna cedere energia al sistema (con una antenna) ad una data  $f$ , la frequenza di risonanza o  $f$  propria o modo proprio (dalla velocità angolare  $\omega_0$ ), così in queste condizioni lo scambio di energia è agevolato e il sistema immagazzina energia x risonanza.  
per poi rilasciarla

### ● eccitazione a RF

fornendo energia dall'esterno con un'antenna il sistema aumenta l'energia e ogni protone da spin-up passa a spin-down x ogni quanto di energia che colma il gap tra le 2 orientazioni

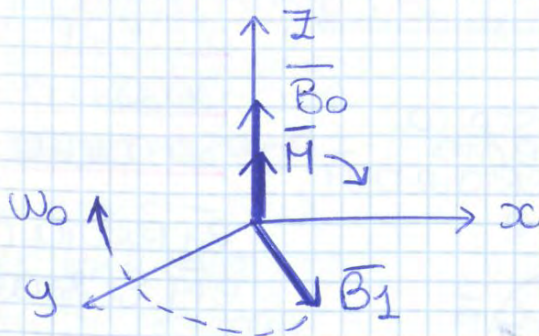
quindi, x porre il sistema in condizioni di risonanza, lo si carica fornendo un ulteriore campo esterno a  $f$  opportuna.

questo campo è  $\vec{B}_1$  ed ha esattamente la  $f$  di Larmor:

$$\Delta E = h\omega = h \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

$$\omega = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

- $\vec{B}_1$ :
- ruota in un piano ortogonale a  $B_0$  (cioè nel piano trasversale)
  - non è un campo statico (si muove)
  - viene detto eccitazione a radiofrequenza



- si muove di moto circolare uniforme a velocità  $\omega_0 = \gamma B_0$
- $\vec{B}_0 = -\gamma \vec{B}_0$



con la composizione del moto si ha che  $\vec{M}$  disegna una spirale sulla superficie della sfera, finché arriva a  $-z$  e si ferma.

→  $R_m$  va dire magnetizzare e deflettere il sistema fino ad avere 2 condizioni che ci interessano:

- sul piano trasversale ( $\alpha = 90^\circ$ )
- anti// a  $z$  ( $\alpha = 180^\circ$ )

il campo totale a cui i nuclei sono sottoposti vale

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

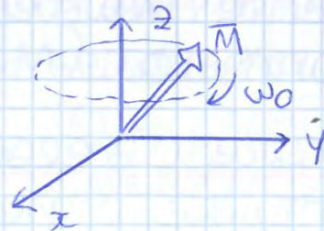
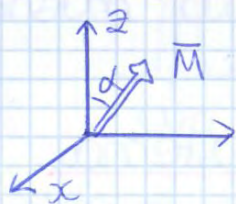
in coordinate polari

in particolare sotto l'effetto di  $B_1$  il vettore  $\vec{M}$  ruota attorno all'asse  $z$  dell'angolo  $\alpha$ ,

$$\text{FLIP-ANGLE} = \alpha = \Omega t_w = \gamma B_1 t_w$$

- $t_w$  = tempo di applicazione del campo rotante  
= cioè quanto tempo bisogna tenere accesa l'alimentazione  $\times B_1$  (si può calcolare)

a questo punto  $\vec{M}$  inizia il moto di precessione attorno a  $B_0$  con  $f = \omega_0$ .



ci interessano solo le 2 condizioni estreme:

- solo componente trasversale

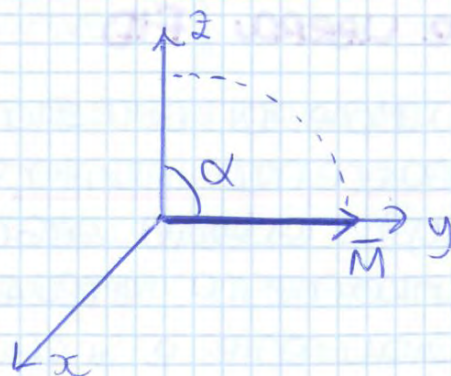
**impulso a  $90^\circ$**

$$\alpha = 90^\circ$$

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

$$t_w = 400ms$$

annullata la componente lungo  $z$



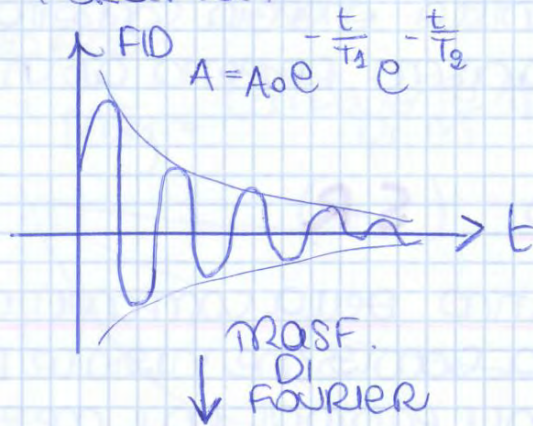
- FID:**
- Free Induction Decay
  - segnale di induzione libera
  - segnale di rilassamento

MISURATO coi PRIMI Rilassometri ← antenne  
Bobine  
coil

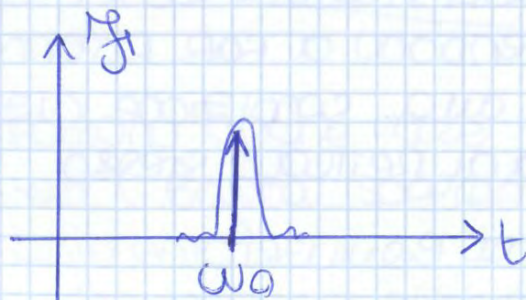
CARATTERISTICHE DEL SEGNALE:

- La massima ampiezza del FID dipende dal valore iniziale della magnetizzazione  $M_0$ , quindi dalla densità protonica del tessuto
- La massima ampiezza del FID dipende quindi dai valori fissati di  $B_0$  e  $\alpha$

I GRAFICI:



è una sinusoida smorzata esponenzialmente  
La  $f$  è fissa, un protone emette sempre un FID a  $\omega$ .  
Questi segnali si differenziano solo x l'esponenziale x lo smorzamento



In  $M_f$  ho un unico contributo a  $\omega_0$ ! non ci sono problemi di rapporto S/R (S/N), x serve solo  $\omega_0$  e si sa qual è il valore, così le altre  $f$  si tagliano.

gli esponenziali sono diversi x esistono 2 meccanismi di rilassamento.

- L'andamento temporale dipende da 2 esponenziali con 2 costanti di tempo diverse,  $T_1$  e  $T_2$ , caratteristiche dei tessuti che sono responsabili di 2 meccanismi di riequilibrio differenti.

GRASSO:  $T_2$  è corta, c'è un rilassamento RAPIDO  
 L.C.:  $T_2$  è lunga, " " " LENTO  
 (LIQUIDO CEREBROSPINALE)

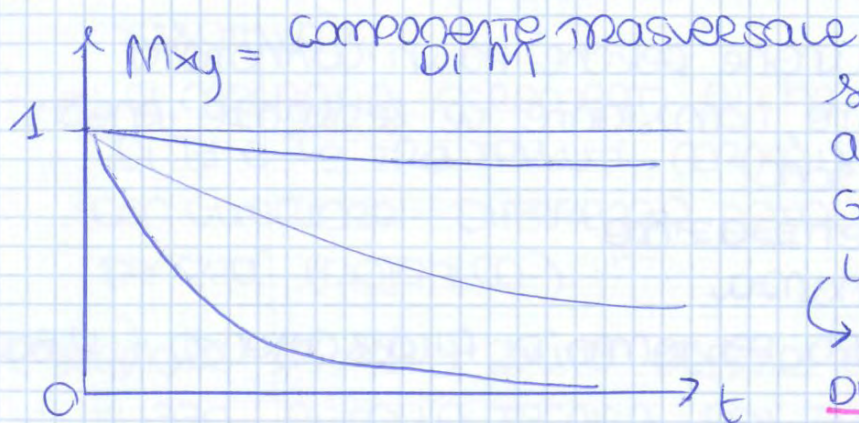
esempio dell'ombrellone che si chiude.

## $T_2$ tempo di rilassamento (S-S)

viene enfaticizzato l'annuamento della compo. trasversale di  $\bar{M}$ .

→ (le interazioni tra) i protoni interagiscono tra di loro scambiandosi energia e determinando l'annuamento progressivo della compo. trasv.

GRAFICO:



sempre dopo un impulso a 90°

GRASSO:  $T_2$  corta

L.C.:  $T_2$  lunga

→ le  $T_2$  sono molto diverse tra i vari tessuti

si possono anche fare RM dove si tolgono dei tessuti (basta sopprimere la loro costante di decadimento)

ex: sequenze di soppressione del GRASSO, imo x il cervello dove 75% - 80% è colesterolo (o anche x la mammella)

esempio: ventaglio che si apre.

da tutti gli  $\bar{M}$  orientati verso  $B_1$ , una volta fatto  $B_1$  si orientano tutti casualmente così si annulla la compo. trasv.

Infatti se si alternano opportunamente questi 2 impulsi, si riesce ad enfaticizzare uno dei 2 meccanismi di rilassamento, cioè si fa predominare uno dei 2 esponenziali.

Si fanno tante sequenze di rilassamento e di risonanza, si avere una stima da cui togliere errori per perfezionarla.

L'andamento del segnale FID nel dominio del tempo segue l'espressione approssimata:

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

Quindi la misura dei tempi di rilassamento è fondamentale in quanto:

- è caratteristica del materiale (discriminazione tissutale);
- si misurano incrementi anche del 10% del valore di  $T_1$  e  $T_2$  tra tessuti normali e patologici (con ulteriore differenza data dalla diversa densità protonica)

Il segnale MR è di solito debole ed a SNR non elevato, si utilizza quindi la tecnica dell'averaging, somministrando più eccitazioni RF e raccogliendo più risposte per poi mediare. Viene introdotto un tempo di ripetizione dell'impulso ( $T_R$ ):

- intervalli troppo brevi = parte dei nuclei non ancora rilassati = segnale debole
- intervalli troppo lunghi = lungo tempo d'esame con grossi problemi pratici

## LEGGI DI BLOCH

Descrive l'andamento temporale della magnetizzazione, cioè come varia il vettore magnetizzazione nel tempo, con le forze che lo fanno variare.

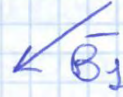
Riassumendo:

① si applica  $\vec{B}_0$   
 statico, uniforme nello spazio e nel tempo, da non alterare mai



si orientano e grazie all'effetto Zeeman  $\hbar \gamma \hbar$  si crea  $\vec{M}$

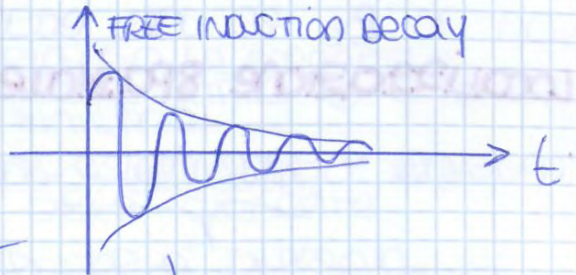
② si applica  $\vec{B}_1$



x riflettere  $\vec{M}$  in una sequenza di impulsi a  $90^\circ$  e  $180^\circ$  e far immagazzinare energia al sistema

③ si interrompe  $\vec{B}_1$  e si lascia l'energia rilasciata dal sistema

④ il sistema restituisce il segnale FID sinusoidale smorzata  
 $\omega_0 = \gamma B_0$   $f = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$   
 composto da 2 parti



parte esponenziale  
 $A = A_0 e^{-\left(\frac{t}{T_2}\right)} e^{-\left(\frac{t}{T_2}\right)}$

parte modulante  
  
 $\omega_0$   
 caratteristica del protone

caratteristica del tessuto  
 da cui si calcola

si agisce su  $\omega_0$  x capire lo spazio e discriminarlo

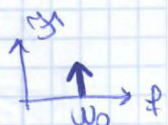
$T_1$  o  $T_2$   
 (misura del tempo di rilassamento)

si toglie un pezzo di  $B_0$

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

x differenziare i protoni a seconda della frequenza  $\omega_0, \omega_0', \dots$

⑤ serve quindi una carica!



Riassumendo:

① si applica  $\vec{B}_0$   
 statico, uniforme nello spazio e nel tempo, da non alterare mai

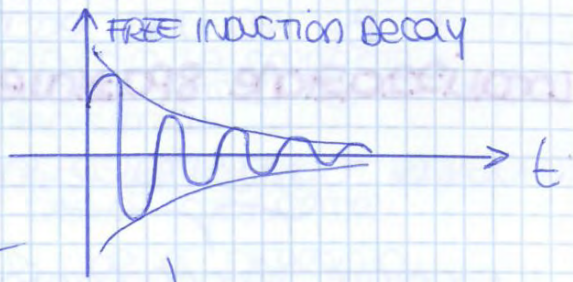
$\vec{B}_0$  ↑  
 si orientano e grazie all'effetto Zeeman  $n \uparrow$   $n \downarrow$  si crea  $\vec{M}$

② si applica  $\vec{B}_1$

$\vec{B}_1$  ↙  
 x riflettere  $\vec{M}$  in una sequenza di impulsi a  $90^\circ$  e  $180^\circ$  e far immagazzinare energia al sistema

③ si interrompe  $\vec{B}_1$  e si lascia l'energia rilasciata dal sistema

④ il sistema restituisce il segnale FID sinusoidale smorzata  
 $\omega_0 = \gamma B_0$   $f = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$   
 composto da 2 parti



parte esponenziale  
 $A = A_0 e^{-\left(\frac{t}{T_2}\right)} e^{-\left(\frac{t}{T_2}\right)}$

parte modulante  
 $\omega_0$   
 caratteristica del protone

caratteristica del tessuto  
 da cui si calcola

si agisce su  $\omega_0$  x aprire lo spazio e descriminarlo

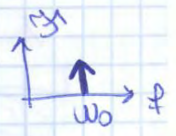
$T_1$  o  $T_2$   
 (misura del tempo di rilassamento)

si toglie un pezzo di  $B_0$

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

x differenziare i protoni a seconda della frequenza  $\omega_0, \omega_0', \dots$

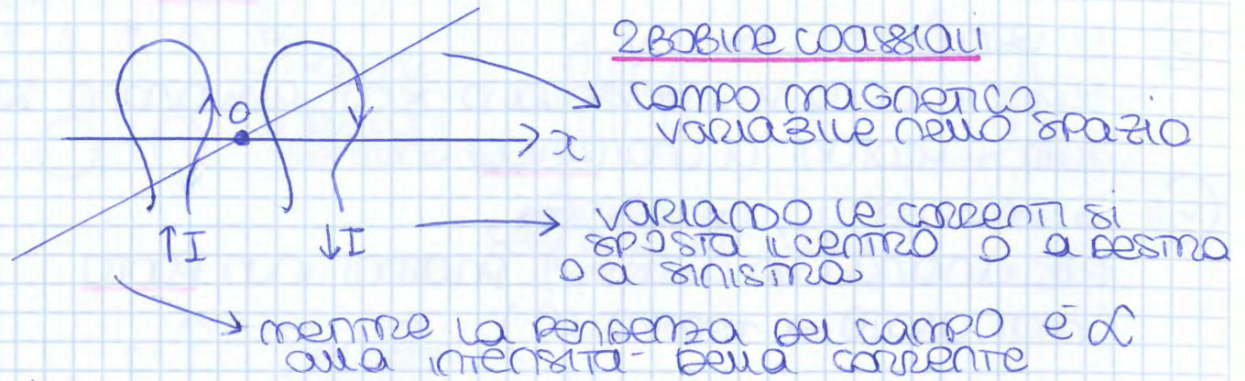
⑤ serie quindi una codifica!



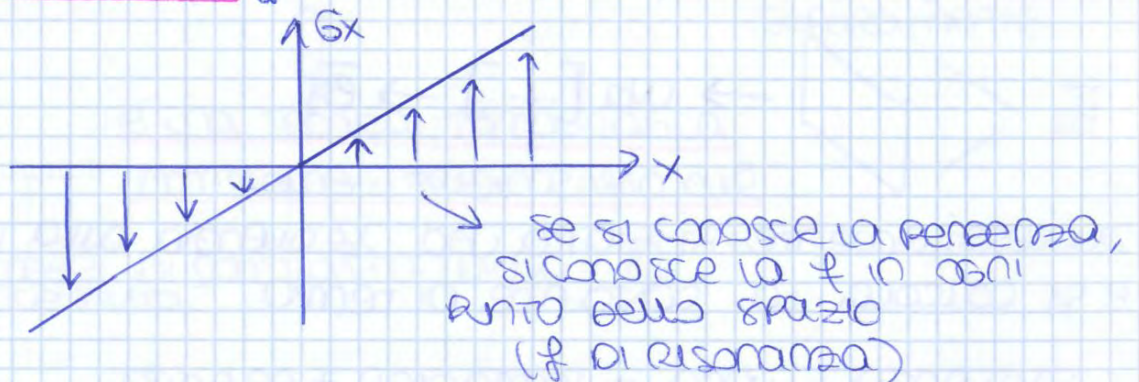
# CODIFICA di frequenza

si somma al campo magnetico statico  $\vec{B}_0$ , un **campo gradiente**, che varia linearmente in funzione dello spazio

è facile da generare con le bobine di Helmholtz



i nuclei sono sottoposti ad un CMS che è diverso a seconda del punto dell'asse  $x$  in cui si trovano e presentano una  $f$  di precessione che è funzione della coordinata lineare!!

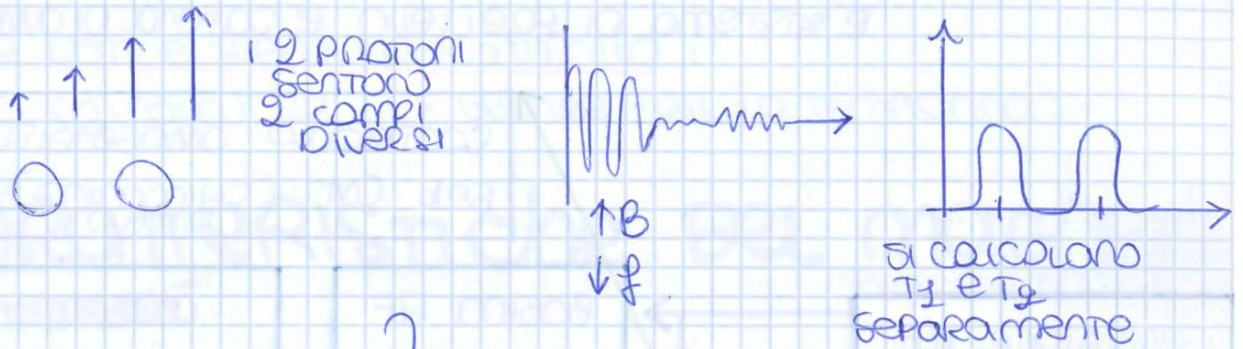
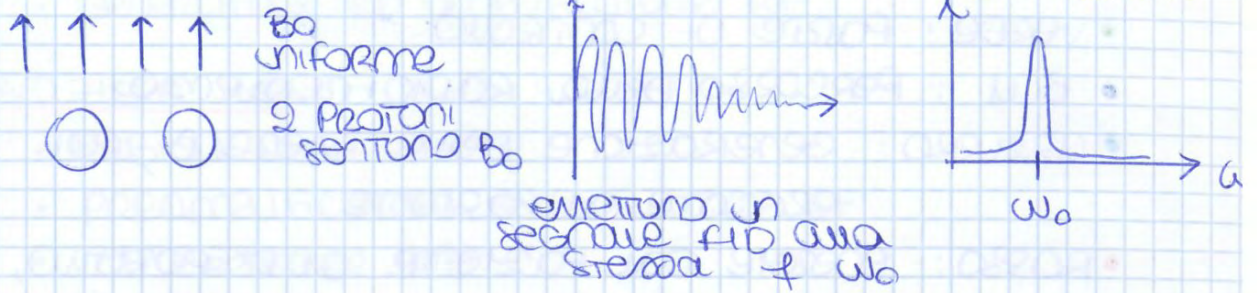


un gradiente più ripido: (Ha vantaggi e svantaggi)

- ⊕ protoni più vicini risuonano a  $f$  più diverse, sono più distinguibili  
maggior risoluzione e minore incertezza al mm
- ⊖ vuol dire che è più forte e interagisce di più con gli altri campi magnetici, c'è un'eccessiva interazione con  $\vec{B}_0$
- ⊖ questi campi si applicano solo x la lettura del segnale fid, e quindi la corrente nelle bobine non è continua, ma solo a impulsi  $\rightarrow$  crea disturbi nel paziente, nel suo sistema circolatorio, nausea

Ogni punto dello spazio è ora sottoposto ad un CMS  
DIFFERENTE → risonanza con  $f$  DIFFERENTE → dalla  
 $f$  della risonanza (FID) si può localizzare il  
CONTRIBUTO

esempio :



è una tecnica tomografica  
immagini tridimensionale

leggi magici di contrasto [diap. 7-8]  
e suscettività



# UNITÀ PRINCIPALI

## Produzione dei campi magnetici ed eccitazione a RF:

- magneti e relativi dispositivi di alimentazione
- Dispositivi di SHIMMING del magnete
- Bobine gradiente
- Bobina RF
- Generatore ed amplificatore RF

## Rilevazione FID:

- Bobina di ricezione
- Preamplificatore e ricevitore RF
- Convertitore A/D

## flussi dati e segnali di controllo:

- calcolatore (x gestire tutta la tematica)

# CARATTERISTICHE DEL MAGNETE

Blocko fondamentale

## ● Intensità:

- densità elevata
- misurata in Tesla (T)
- RANGE UNICO TIPO: **0,2T - 2/3T**
  - minimo alcuni di Tesla, massimo poche unità di Tesla
  - STANDARD TAGLIO COMUNE: 1,5T
  - magneti x applicazioni particolari: 3T, con precise autorizzazioni ministeriali
  - RM articolare: 0,4T (spalla, caviglia, polso..)
  - altre materie: 14T (no imaging umano)
- campi elevati =  $\uparrow$  SNR =  $\downarrow$  penetrazione dell'eccitazione RF = serve una radiazione più intensa, ma si va incontro a possibili problemi di sicurezza  
campi più intensi aiutano meglio i protoni, aiutano nel rilassamento, portano a un'immagine migliore, ma  $\uparrow \omega_0 = \downarrow$  penetrazione =  $\uparrow B_1$  ma a sono nei limiti di legge, soprattutto x la RM cranio

# UNITÀ PRINCIPALI

## PRODUZIONE DEI CAMPI MAGNETICI ED ECCITAZIONE A RF:

- MAGNETE E RELATIVI DISPOSITIVI DI AUMENTAZIONE
- DISPOSITIVI DI SHIMMING DEL MAGNETE
- BOBINE GRADIENTE
- BOBINA RF
- GENERATORE ED AMPLIFICATORE RF

## RILEVAZIONE FID:

- BOBINA DI RICEZIONE
- PREAMPLIFICATORE E RICEVITORE RF
- CONVERTITORE A/D

## FUSSE DATI E SEGNALI DI CONTROLLO:

- CALCOLATORE (x GESTIRE TUTTA LA TEMASTICA)

# CARATTERISTICHE DEL MAGNETE

BLUCCO FONDAMENTALE

## ● INTENSITÀ:

- ABBASTANZA ELEVATA
- MISURATA IN TESLA (T)
- RANGE CLINICO TIPO: **0,2T - 2,3T**
  - MINIMO DECIMI DI TESLA, MASSIMO POCHESIME UNITÀ DI TESLA
  - STANDARD TAGLIO COMUNE: 1,5T
  - MAGNETE X APPLICAZIONI PARTICOLARI: 3T, CON PRECISE AUTORIZZAZIONI MINISTERIALI
  - RM ARTICOLARE: 0,4T (SPALLA, COLGUA, POLSO...)
  - ALTRE MATERIE: 1,4T (NO IMAGING UMANO)
- CAMPI ELEVATI =  $\uparrow$  SNR =  $\downarrow$  PENETRAZIONE DELL'ECCITAZIONE RF = SERVE UNA RADIAZIONE PIÙ INTENSA, MA SI HA INCONTRO A POSSIBILI PROBLEMI DI SICUREZZA. CAMPI PIÙ INTENSI AIUTANO MEGLIO I PROTONI, AIUTANO NEL RILASSAMENTO, PORTANO A UN'IMMAGINE MIGLIORE, MA  $\uparrow \omega_0 = \downarrow$  PENETRAZIONE =  $\uparrow B_1$  MA CI SONO DEI LIMITI DI LEGGE, SOPRATTUTTO X LA RM CRANIO

- è il volume d' imaging, utile x fare la scansione
- $\downarrow$  volume =  $\uparrow$  stabilità =  $\uparrow$  intensità

⇒ quando sono definite le proprietà di intensità, omogeneità e stabilità temporale del Bo, ci si riferisce sempre al volume utile

il dispositivo è simile alla TC, c'è un gantry dove il paziente è infilato, anche se  $d = 60/70$  cm !!

→ criterio di esclusione — claustrofobia, x è un tubo stretto e largo  
 si può somministrare volume, ma non nei protocolli dove si deve interagire e comunicare con il paziente e a volte coordinamento

obesità

PAZIENTI CON DISPOSITIVI IMPIANTABILI, PROTESI, TUTTO ciò che interagisce con il magnete

## Geometrie ideali

x creare bene

il campo magnetico

per ottenere campi con ottime caratteristiche di omogeneità e stabilità (cioè massimamente omogeneo sul volume di preleva) sono state individuate geometrie ideali:

- corrente elettrica distribuita uniformemente sulla sfera
- ↓
- campo dentro la **sfera** omogeneo (no campo)

- corrente elettrica costante su un **solenoid** di lunghezza  $\infty$  (no fisica = mente realizzabile)

- **espansioni polari //**

Parallele



(pesanti, grandi, costosi, fuori)

sono possibili solo due approssimazioni delle geometrie ideali

**magnete resistivo**

**magnete a superconduttore**

x non si usa più  
 magnete ibrido

# MAGNETE RESISTIVO AIR-CORE

- modello della corrente su sfera

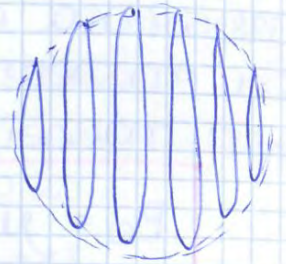
- COSTRUITO IN 2 MODI:

- sfera con 2 metà leggermente separate

- sfera senza torsolo centrale

- COSTRUITI DA UNA SERIE DI 4-6 BOBINE SEPARATE (SPUT COILS) A FORMA DI CIAMBELLA DISPOSTE A FORMARE UNA SFERA (APPROSSIMAZIONE DI GEOMETRIA IDEALE SFERICA) OVERO DA PIASTRE METALLICHE CONCENTRICHE (CORONA)

- LE CIAMBELLE SONO STRISCE DI ALLUMINIO ANODIZZATO (LEGGERO ED AD ALTA CONDUCEVILTÀ TERMICA) RACCHIUSE DA PIASTRE A CORONA IN CUI FLUISCE L' $H_2O$  DI RAFFREDDAMENTO, X TOGLIE IL CALORE IN ECCESSO (OPPURE BAGNO D'ACQUA)



- PROBLEMI:

- tantaumentazione =  $\uparrow$  costo

- la corrente in un conduttore metallico produce un campo magnetico  $\propto$  all'intensità della corrente e  $\propto$  a  $N$ , il numero di avvolgimenti, che è limitato

- l'effetto joule, x cui la resistenza del conduttore produce calore che deve essere dissipato

$$Q \propto R^2 I$$

$R$  è  $\propto$  alla lunghezza del filamento, x cui  $\uparrow N$ , le spire,  $\uparrow$  il  $B_0$  prodotto, ma anche  $\uparrow Q$  il calore prodotto che deve essere dissipato (con andamento quadratico).

max 0,15T

● **Limitazioni:**

-  $\uparrow B_0 = \uparrow Q$  calore prodotto = limitazione intrinseca del  $B_0$  raggiungibile

$B_{0 \text{ max}} = 0,2 - 0,3T$   $\Rightarrow$  200 kW di potenza termica da dissipare (valore elevato sia da dissipare, sia perché la  $T$  influenza la  $f$ )

$\rightarrow$  **PROBLEMA DELLA DISSIPAZIONE TERMICA**

si controllano temperatura, umidità e  $O_2$

↓ x magnete  
superconduttore

## VANTAGGI & SVANTAGGI (air-core)

può essere di 2 tipi:

- a geometria assiale (asse z orizzontale)
  - Bobine disposte lungo una sfera ideale
  - le  $\Delta T$  abbassano l'omogeneità e la stabilità del CMS, variando dimensioni e posizione relative delle bobine
- a geometria trasversale (asse z verticale)
  - Bobine di tipo solenoideale
  - consentono un SNR maggiore di un fattore 2

### • VANTAGGI

- attivazione / disattivazione istantanea, una volta iniziato / finito l'esame meglio x i problemi di contorno nella stanza magnete (no x i superconduttori)
- possibilità di schermatura metallica
- geometria aperta (diametro del gantry abbastanza grande)

### • SVANTAGGI

- bobine a scarso rendimento
- bobine gradienti non molto efficienti
- installazione critica x le caratteristiche del  $B_0$  (shimming)
- $B_0$  limitato

## MAGNETE RESISTIVO IRON-CORE

Bobine disposte attorno a una cornice rettangolare  $\square$  di ferro, il Fe fa da conduttore x le linee di campo magnetico.

La cornice è interrotta in corrispondenza dei poli x l'inserimento paziente → CMS trasversale

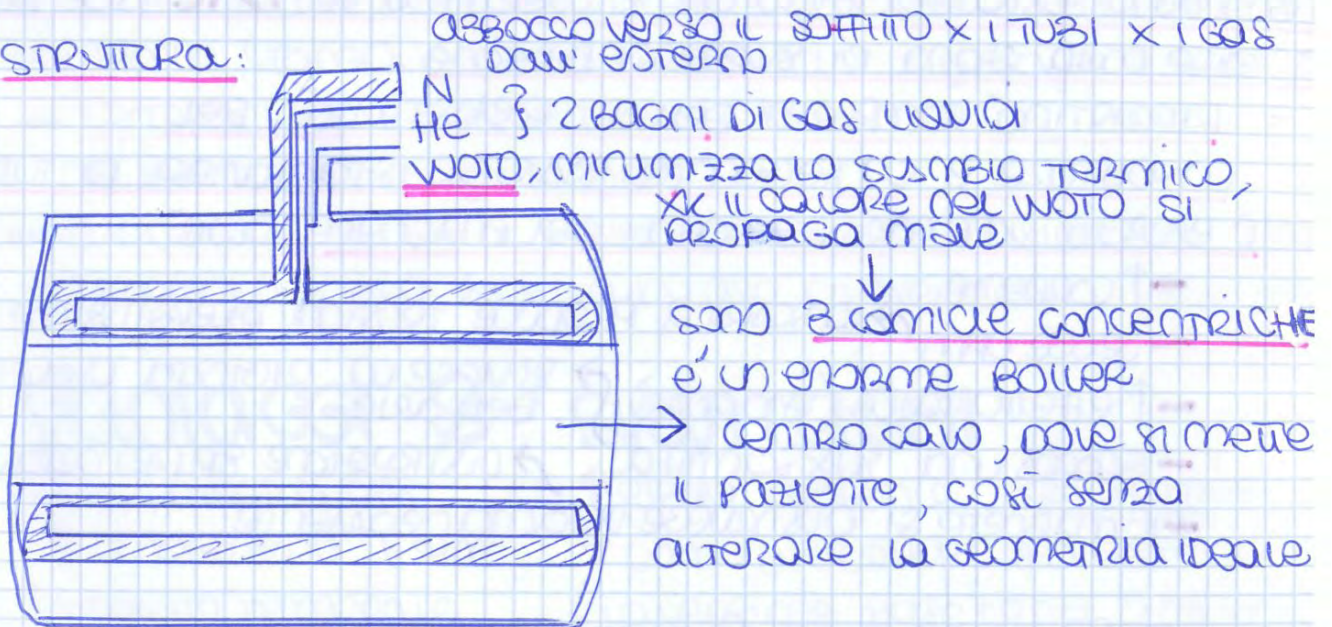
Tutto deve essere quindi perfettamente stabile e non subire assolutamente grandi variazioni.

Caratteristiche:

Nb = Niobio

- la geometria ideale approssimata è quasi solenoideale (SPUR-COILS) con avvolgimenti anche  $> 20\text{km}$
- 3 filamenti di Ni-Ti o Niobio-Ti intrecciati a formare 1 meccia; 3 meccie = 1 corda; 3 corde = 1 cordone...
- Involucro di Cu tenuto a  $T \approx 4,2\text{K}$  x  $T_c \approx 5/6\text{K}$
- Bagno di He, N<sub>2</sub> o entrambi → involucro a base di N refrigerato a sua volta da He

STRUTTURA:



aspetti negativi → LUCO + Rumore

CRIOSTATO

= serve a mantenere la  $T < T_c$  x avere la superconduttività negli avvolgimenti

di x se è un scambiatore di calore: prende il calore dall'interno e lo diffonde all'esterno e' costituito da una serie di schermi radianti concentrici alla camera magnetica e raffreddati a N<sub>2</sub> ( $T_{c2} < T_{c1}$ ) più camere a WOTO

## Sistemi di sicurezza:

- Banchi di resistenze in // agli avvolgimenti / percorsi a bassa impedenza, in modo da creare un percorso preferenziale verso terra della corrente di scarica, prima della distruzione del magnete
- Gabbia in Cu che circonda il magnete x schermarlo
- Pulsante quench premuto in caso di emergenza x problemi al dispositivo o x situazioni varie (oggetti metallici) che spegne lentamente il magnete attraverso un circuito, abbassando  $B_0$
- Tubo di quench con una valvola calcolata che varia con la pressione, rilascia così il gas all'esterno e non dentro la stanza in caso di pericolo x evitare il quench
- centralina x misurare il livello di  $O_2$  perché nel quenching l' $O_2$  scende
- erogatore di  $O_2$  x portare il livello di ossigeno al 18% iniettandolo nella stanza in caso di quenching

## VANTAGGI &

- ↑  $B_0$ , intensità CMS
- ↑ omogeneità (-shim)
- ↑ stabilità temporale
- ↑ esteso volume di imaging
- CMS sempre attivo e orizzontale
- peso ed ingombro contenuti

## SVANTAGGI

- ↑ effetto proiezione problemi di contenimento della stanza
- ↑ costi d'acquisto e di gestione (la versione base costa 2 milioni)
- gantry a tunnel claustrofobico
- Rumore

## Sistema dei gradienti di campo

= insieme di 3 bobine deputate a produrre un gradiente variabile nel tempo e nello spazio

- il campo prodotto da quest bobine è di circa 2/3 ordini di grandezza meno intenso di  $B_0$  e viene prodotta da bobine coaxiali al magnete principale

## ● RMf (RM funzionale)

x cercare di capire dall'esterno la zona del cervello che risponde ad uno stimolo, in modo non invasivo, si usa l'emoglobina come mezzo di contrasto naturale: ha un comportamento magnetico x contiene Fe ossidato o ridotto, che fa variare il campo magnetico

L'area cerebrale che risponde, consuma più  $O_2$  mentre il tessuto disfunzionale non fa nulla.

utile x il protocollo di riabilitazione x gli ictus.



# SEQUENZE di eccitazione

FID = segnale di induzione uscente

sensibile alla  $\phi$  di Larmor

ampiezza  $\propto$  a  $\rho$  e  $\sin(\alpha)$

modulazione d'ampiezza esponenziale di costante di tempo  $T_2^*$

$T_2^*$  costante che tiene conto dei diversi meccanismi di interazione SPIN-SPIN, che sono:

- interazioni molecolari  $\rightarrow T_2$  puro
- microvariazioni di B  $\rightarrow T_2$  disomogeneo

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

3 frequenze di eccitazione:  $\times$  enfatizzare  $T_1$  o  $T_2$

① • **Saturation Recovery**: enfatizza  $T_1$

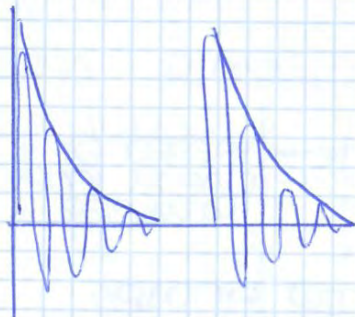
Deflessione del vettore magnetizz di  $90^\circ$  poi ripulitura della componente longitudinale di M

sequenza: impulso a  $90^\circ$  -  $T'$

$T'$  = tempo durante il quale si aspetta il riassorbimento del sistema

se faccio seguire un secondo impulso

$T_1$  = tempo di riassorbimento  
 $TR$  = tempo di ripetizione



$$S = \rho \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right)$$

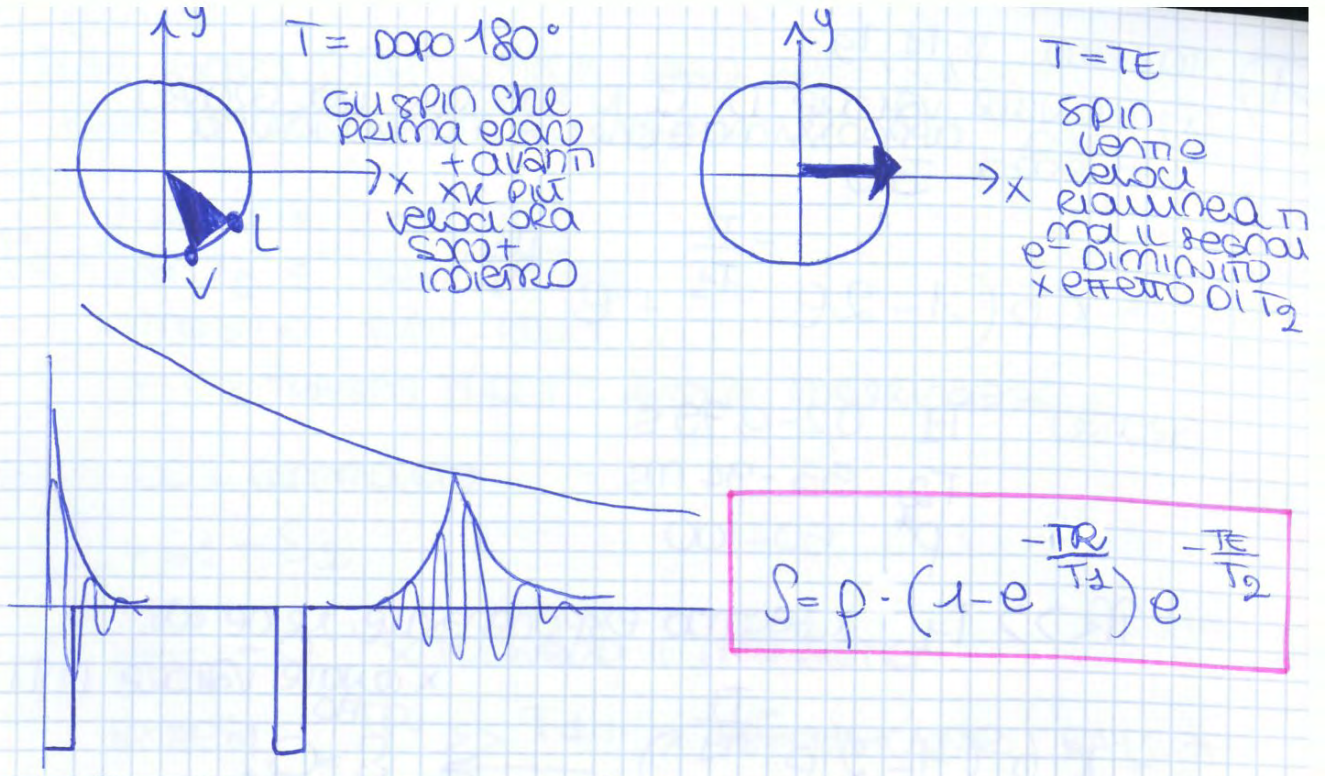
ampiezza del segnale di FID  
dalla equazione di Bloch

rimane  $\rho$   $\leftarrow$

$TR \gg T_1 \rightarrow$  informazione  $\times$  sensibilità protonica

rimane  $\rho \left(1 - \frac{1}{e}\right)$   $\leftarrow$

$TR \cong T_1$  se il secondo impulso è a 63%



$TR \gg T_1 + TE \ll T_2 \rightarrow \rho$   
 $TR \approx T_1 + TE \ll T_2 \rightarrow T_1$   
 $TR \gg T_1 + TE \gg T_2 \rightarrow T_2$

Valori e ordini di grandezza

**TR**  $\frac{1}{4}$  s a 2 s (decimi e unità di s)

**TE** 0,25 a 0,8 s (decimi di s)

secondi  
decine di  
millisecondi

a seconda di  $TE/TR$  ho immagini diverse

Schema riassuntivo

	pesatura	TR	TE
a	$T_1$	$\ll T_1$	$\ll T_2$
b	$T_2$	$\gg T_1$	$\gg T_2$
c	$\rho$	$\gg T_1$	$\ll T_2$

- a) Bianco = materia bianca  
grigio = materia grigia  
nero = fluido cerebro spinale CSF

b) materia bianca e grigia poco distinguibili

c) contrasto minore

Devo garantire il 98%, se va bene x il + grande, va bene anche x tutti gli altri.

(9)  $\rho$  simile x 2 tessuti  
ma  $T_2$  è 30 / 50 ms  
Immagine spin-echo

con CONTRASTO TRA I 2 tessuti massimizzato, TE?

DEFINISCO IL CONTRASTO

$$C = S_1 - S_2$$

$$\frac{dC}{dTE} = 0 \quad \times \text{TROVARE IL MASSIMO}$$

(IPOTESI  $TR \gg T_1$   $\times$  SEMPLIFICARE I CALCOLI)

$$S_1 = k\rho e^{-\frac{TE}{T_2(1)}} \quad S_2 = k\rho e^{-\frac{TE}{T_2(2)}}$$

$$C = k\rho \left( e^{-\frac{TE}{T_2(1)}} - e^{-\frac{TE}{T_2(2)}} \right)$$

$$\frac{dC}{dTE} = k\rho \left[ -\frac{1}{T_2(1)} e^{-\frac{TE}{T_2(1)}} + \frac{1}{T_2(2)} e^{-\frac{TE}{T_2(2)}} \right]$$

$$\frac{dC}{dTE} = 0 \rightarrow \frac{1}{T_2(1)} e^{-\frac{TE}{T_2(1)}} = \frac{1}{T_2(2)} e^{-\frac{TE}{T_2(2)}}$$

$$\ln\left(\frac{1}{T_2(1)}\right) + \left(-\frac{TE}{T_2(1)}\right) = \ln\left(\frac{1}{T_2(2)}\right) - \frac{TE}{T_2(2)}$$

$$-\ln(T_2(1)) + \ln(T_2(2)) = TE \left( \frac{1}{T_2(1)} - \frac{1}{T_2(2)} \right)$$

$$TE = \left( \frac{T_2(1)T_2(2)}{-T_2(1) + T_2(2)} \right) \left( -\ln(T_2(1)) + \ln(T_2(2)) \right)$$

$$TE = \frac{30 \cdot 50}{20} - (-\ln(30)) + \ln(50) = 38,3 \text{ ms}$$

$$TE = \frac{T_2(1)T_2(2)}{T_2(2) - T_2(1)} \ln\left(\frac{T_2(2)}{T_2(1)}\right) = \frac{1500}{20} \ln\left(\frac{50}{30}\right)$$

# FORMULE BIOMMAGINI

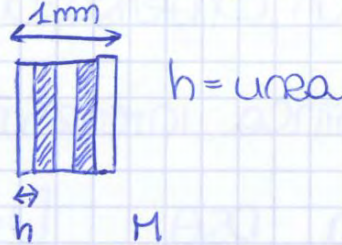
## • CONTRASTO

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

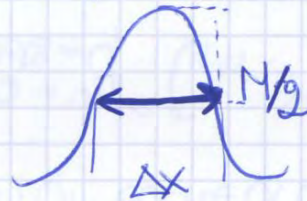
$i_a$  = valore medio dell'immagine valutato sull'area  
 $i_s$  = valore medio dell'immagine valutato sullo sfondo

## • Risoluzione spaziale

x Rx:  $f = \frac{1}{2} h$  [cl/mm]



non Rx:  $\Delta x = FWHM$



## • Radiazioni e onde

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

$f$  = frequenza onda

$$c = \lambda f$$

$\lambda$  = lunghezza d'onda

$$v = c = \lambda f$$

$c$  = velocità propagazione onda nel mezzo

300.000 km/s x la luce nel vuoto

$v$  = velocità suono = 1540 m/s

$E$  = energia dell'onda

$$E = hf$$

$h$  = costante Planck =  $6,625 \cdot 10^{-34}$  Js

$E = mc^2 = 1022$  KeV energia 2 fotoni decadimento  $\beta^+$

## • Efficienza tubo raggi x

$$\eta = ZV m_0$$

$V$  = tensione di alimentazione

$Z$  = numero atomico del materiale anodico

$m_0 = 10^{-9}$

## • Legge Lambert-Beer

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

$N$  = n. fotoni emergenti

$N_0$  = " incidenti

$\mu$  = coeff. di attenuazione lineare [1/cm]

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

$N$  = n. atomi residuati dopo  $t$

$N_0$  = " " " " iniettati

$\lambda$  = costante di decadimento [1/s]

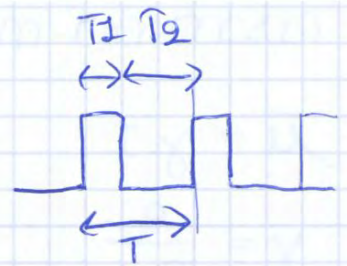
$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0,693}{\lambda}$$

tempo di dimezzamento/emivita

• ESERCIZI US  $c = 10^8 \text{ m/s}$

$$d = \frac{1}{2} c \Delta t = \frac{1}{2} c T_2$$

$$T = T_1 + T_2$$



$$T_2 \cong T \text{ se } \frac{T_1}{T} \ll 0,01 \quad DC = \frac{T_1}{T}$$

$T = \text{PRP}$  PULSE REPETITION PERIOD

$$\text{PRF} = \frac{1}{\text{PRP}} \text{ PULSE REPETITION FREQUENCY} \begin{matrix} \nearrow d_{\text{max}} \\ \searrow v_{\text{max}} \end{matrix}$$

• FREQUENZA DOPPLER

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

$f_0 = f$  DEL FASCIO GENERATO  
 $v = \text{VELOCITÀ ELETTRONICA (x)}$

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

$$c = 1840 \text{ m/s}$$

$\theta = \text{ANGOLO DI INCIDENZA}$

$$d_{\text{max}} = \frac{c}{2 \text{PRF}} = \frac{c \text{PRP}}{2} = c T / 2$$

MAXIMA PROFONDITÀ DI SCANSIONE

$$v_{\text{max}} = \frac{\text{PRF} c}{4 f_0 \cos \theta} = \frac{c}{4 f_0 T \cos \theta}$$

VALORE MASSIMO DELLA VELOCITÀ DEL VASO SE  $f_0 = f_{\text{max}}$

$$\text{se } \text{PRF} \gg 2 f_{0 \text{max}}$$

$$f_{0 \text{max}} = \frac{\text{PRF}}{2}$$

• FLUSSIMETRIA

EQ. CONTINUITÀ  $A_i v_i = K$

EFFETTO VENTURI  
 BERNOULLI  $p + \frac{1}{2} \rho v^2 = K$

• FRAME RATE

$$\text{FR} = \frac{\text{PRF}}{N} \quad \text{NUMERO DI IMMAGINI AL SECONDO}$$

$N = \text{ELEMENTI CHE COSTITUISCONO LA SERIA}$

• SATURATION RECOVERY

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

$$TR \gg T_1$$

$$90^\circ - T_1$$

$T_1$  = TEMPO DI RILASSAMENTO

$TR$  = TEMPO DI RIPETIZIONE

$T_1$  = TEMPO DI INVERSIONE

$TE$  = TEMPO DI ECHO

$T_2$  = TEMPO DI RILASSAMENTO

• INVERSION RECOVERY

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

$$TR \gg T_1$$

$$180^\circ - T_1 - 90^\circ - T_1$$

• SPIN-ECHO

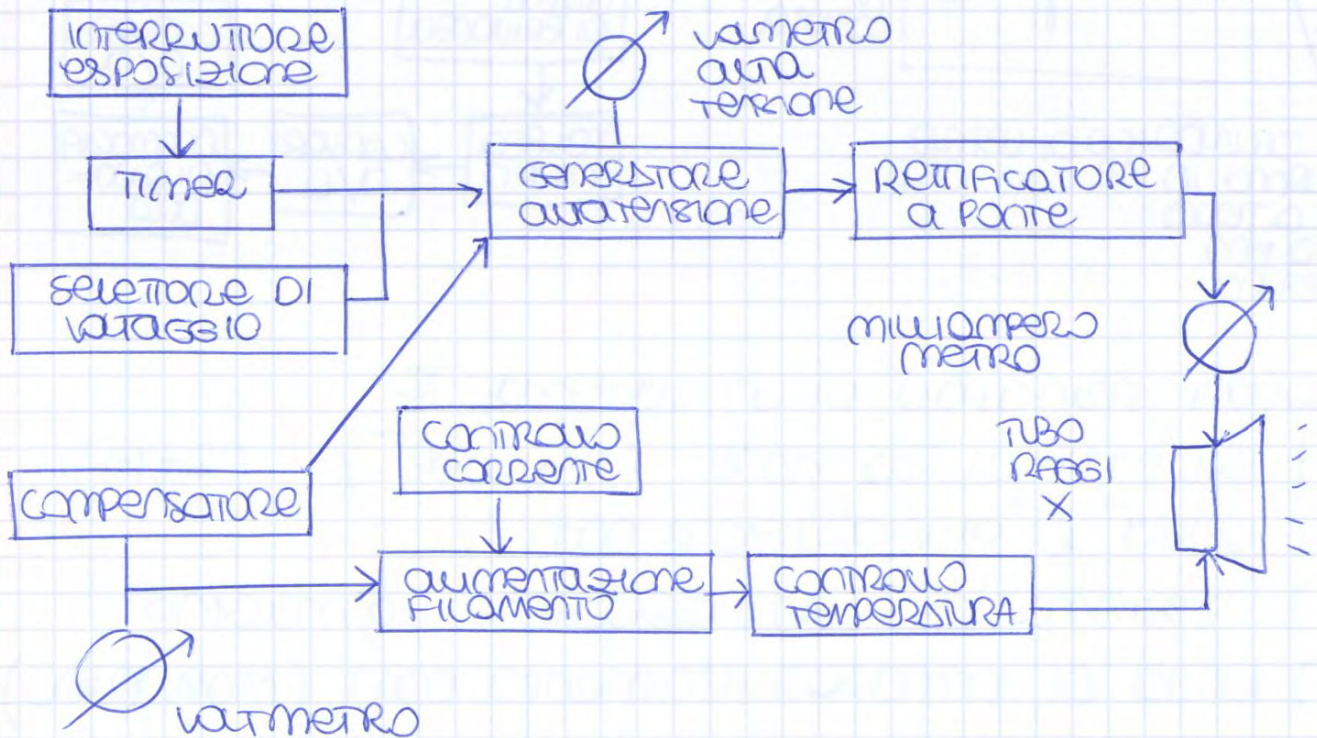
$$S = \rho(1 - e^{-TR/T_1})e^{-TE/T_2}$$

$$TR \gg T_1$$

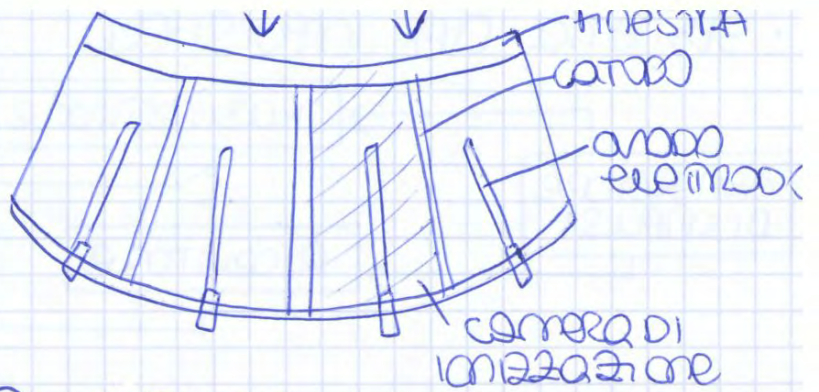
$$90^\circ - TE/2 - 180^\circ - T_1$$

## BLOCCHI

• PILOTAGGIO DI UN TUBO A RAGGI X



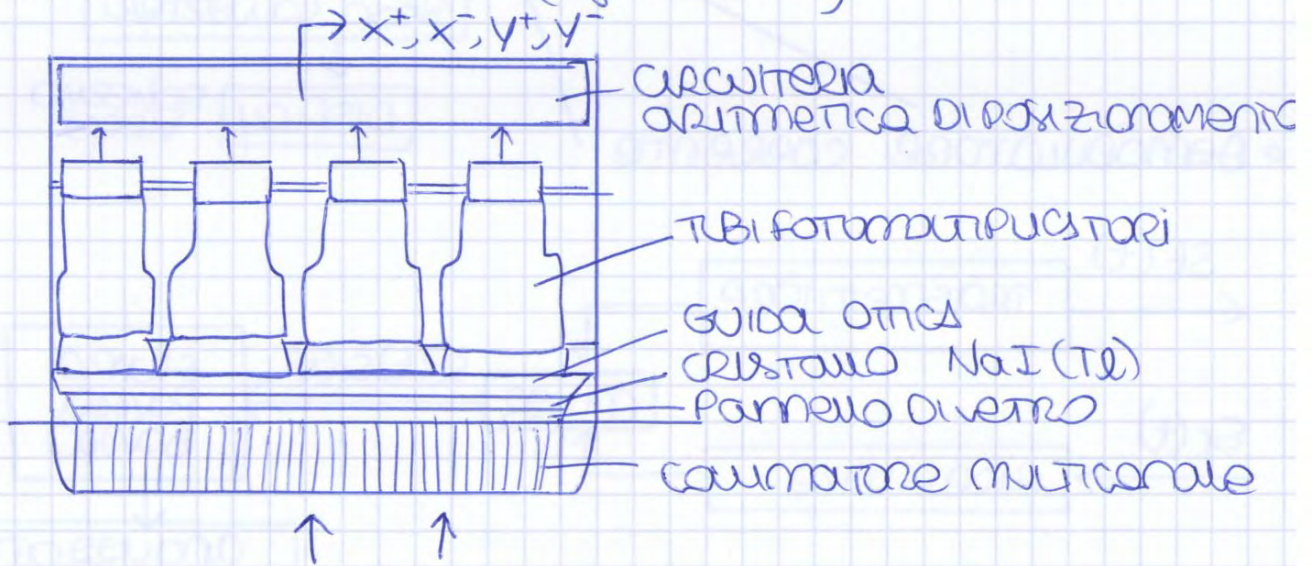
• Sensori TC a GAS



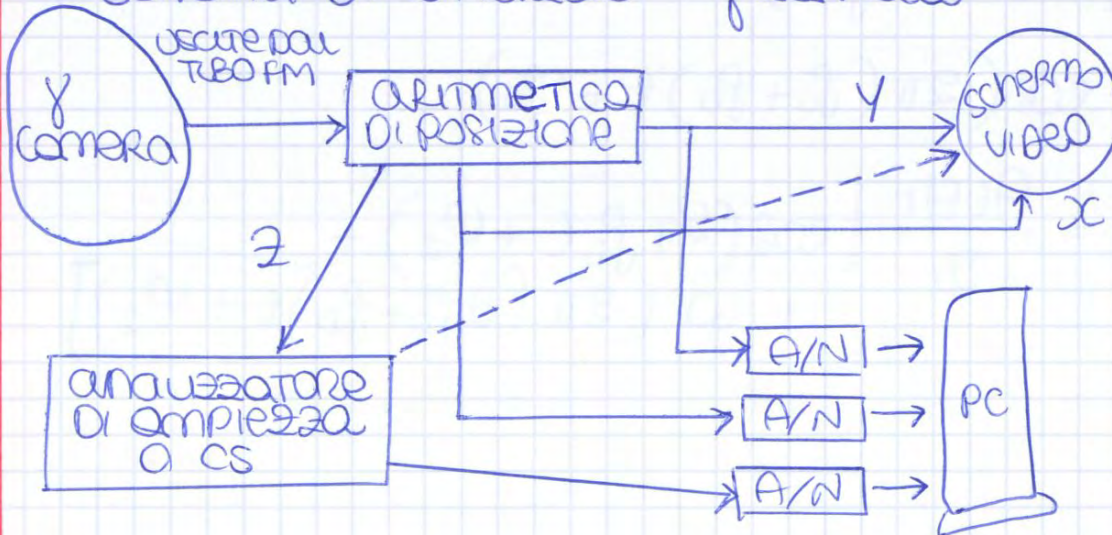
• Sensori TC semiconduttori



• Camera di anger (gamma camera)

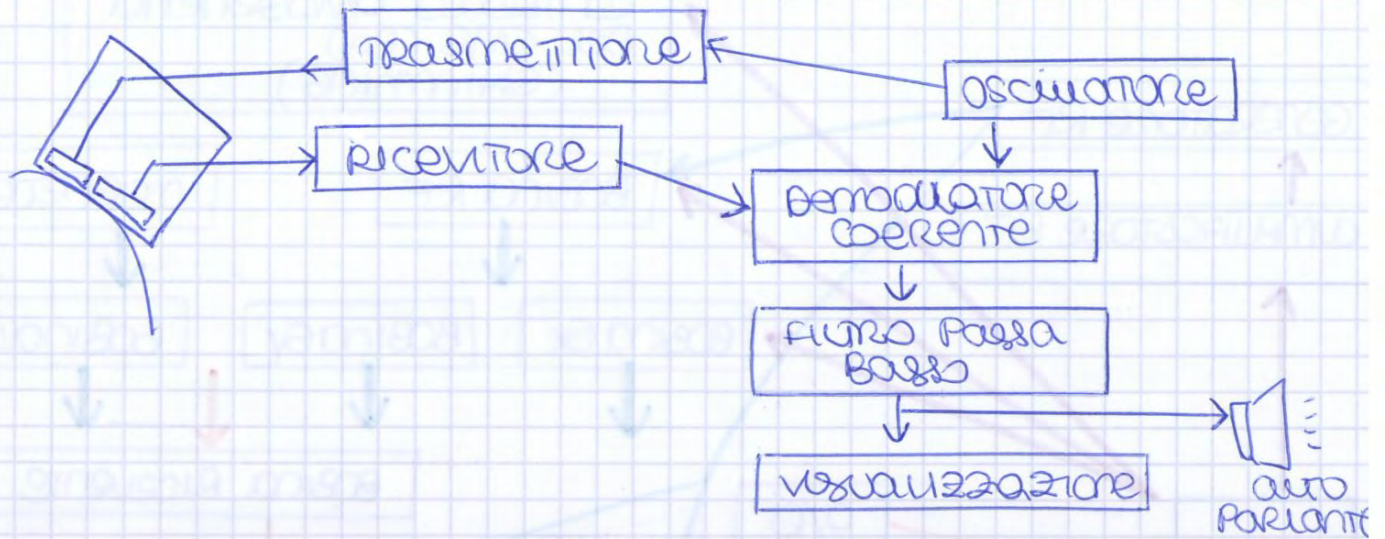


• schema di utilizzo gamma camera

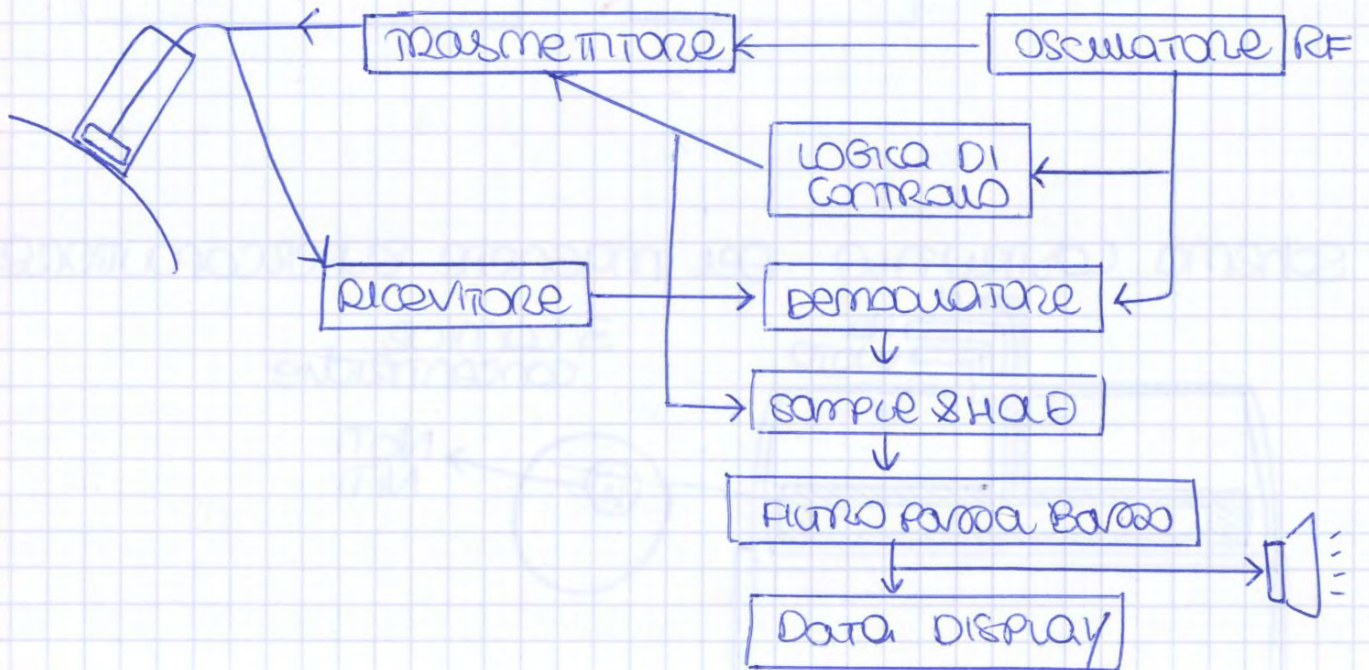


# Flussimetria

Continuous wave



Pulsed echo





RISOLUZIONI

MAGNETOENCEFALOGRAFIA

TUBO A RAGGI X AD ANODO ROTANTE (SORGENTE)

EMMISSIONE RAGGI X < PER FREQUENZA CARATTERISTICA

PILOTAGGIO TUBO A RAGGI X

- Rilevatori:
  - fessiole
  - CR (CR) STATO SOLIDO
  - AMPLIFICAZIONE DI EFFICACIA

- LEGGE DI LAMBERT-BEER
- DEFINIZIONI COME NORMA X
- $N = N_0 e^{-\mu x}$   $\mu = \text{COEFF}$
- $N = N_0 e^{-\lambda t}$   $\lambda = \text{costante DEC}$
- $A = A_0 e^{-\alpha z}$   $\alpha = \text{ASSORB.}$
- ECO DI RITORNO  $A = A_0 e^{-2\alpha d_{max}}$

DSA

Mammografia < DIFFERENZE CU RADIOLOGIA TRADIZIONALE  
PROVE DI COSTANZA

TC: LIMITI RADIOGRAFIA PLANARE  
VANTAGGI E SVANTAGGI TC

Plani della retroproiezione e FBP

Filtered Back Projection

Blocchi principali della TC

- generazioni di scanner

Sensori TC < Solido  
a Gas  
a semiconduttore

• Riscaldamento  $\alpha, \beta^-$   
 $\beta^+$  CAPTURE DI UN'E  
ORBITONE  
PET SPECT

Differenze RX-MN

Rivelatori - scintillatori inorganici (CR) NaI(Tl)

Camera di Anger < CAMERATORE  
FMT

schema utilizzo camera

algoritmi di posizionamento e filtro

ECT = Differenze PET/SPECT

- Risoluzione come SPECT
- Rivelatore di coincidenze PET
- Vere/false coincidenze PET  $\mu$

- effetto piezoelettrico + backing
- attenuazione & propagazione & risoluzione  
( $T=3\lambda = \text{limite inferiore}$ )

FORMULE  
ENERGIE  
US E RM

Schema sistema ad impulsi ECO (PULSED ECHO)

- Tecniche di scansione (3)
- Strategie di visualizzazione (3)

Principi fisica X la FUSSIMETRIA

Codifiche Doppler

$f_D = \frac{2f_0 v \cos\theta}{c}$  → OSSERVAZIONI  
SUA FORMULA

Schema generatore coerente = tecnica ricavare  $f_0$  dal segnale

INFO FORNITE DAL SEGNALE  $f_0$

Schema FUSSIMETRIA < onda continua  
onda pulsata

Principi fisica RILASCIATO

- modo progressione di LARMON
- orientazioni ed effetto ZEEMAN
- eccitazione RF, IMPULSI, RISONANZA
- caratteristiche del segnale FID

Rilasciamento  
Legge Bloch

Schema a blocchi RM

Codifica e bobine  
Gradiente

Magn Resistivo (limite presi)

SHIMMING

QUENCHING  
sicurezza

CRATT. MAGNE  
geometrie reali

Magn superconduttore " , schema struttura

PRINCIPALI ARGOMENTI

$T_1 = 6,25 \cdot 10^{-3} \text{ s}$

X Descrivere in modo sintetico i principi fisici di misura della velocità ematica mediante US. Successivamente, dettagliare le codifiche Color Doppler e Power Doppler e le informazioni da essere riportate.

X Schema a blocchi di un demodulatore coerente usato in flussimetria Doppler. Sviluppando i conti, spiegare come sia possibile ricavare l'eco Doppler del segnale ricevuto.

→ Quali sono le informazioni ricavabili dal segnale Doppler?

X Dispositivo Doppler ad onda continua: funzionamento e schema a blocchi.

X Dispositivo Doppler ad onda pulsata: funzionamento e schema a blocchi. Definire poi cosa si intende per filtro di parete e spiegare il funzionamento.

NO Mezzi di contrasto in US.

[NO] Si supponga di voler misurare la risoluzione in contrasto di un ecografo. Elencare la strumentazione necessaria e descrivere come si procede.

NO L'endoscopia virtuale.

NO Motivi di successo che ha avuto la RM.

→ Principi fisici su cui si base la generazione del segnale MR. *Resumo*

→ Cosa si intende per eccitazione a radiofrequenza e cosa è il segnale FID?

→ Legge di Bloch.

→ Sequenze di eccitazione in MR. *SATURATION RECOVERY 90°-T'*

→ Spiegare come avviene la ricostruzione dell'immagine in RM. *BOBINE GRADIENTE*

→ Mezzi di contrasto in RM.

NO Spiegare cosa si intende per RM funzionale.

X Disegnare e commentare lo schema a blocchi di un dispositivo MR.

→ Quali sono le caratteristiche di un magnete di un dispositivo MR?

→ Cosa si intende per geometrie ideali in RM? *SFERA - solenoidi - espansioni //*

X Disegnare lo schema di un magnete resistivo. Descrivere il funzionamento, i limiti e i pregi.

X Disegnare lo schema costruttivo di massa di un magnete a superconduttore e descrivere il funzionamento, evidenziando vantaggi e svantaggi rispetto alle altre tipologie di magnete.

X Spiegare cosa si intende per shimming di campo magnetico, come si effettua e quando. Quali sono le differenze tra lo shimming per un magnete resistivo ed uno a superconduttore?

→ Quali sono i parametri fisici descrittivi di un'immagine?

[ ] In cosa consiste la termografia? *IMAGING x emissione spontanea del corpo umano*

○ In cosa consiste la magneto-encefalografia?

○ Cosa si intende per dose? Quale è la differenza tra un dispositivo APR e uno AET?

○ Quali sono i tipi di prove che si effettuano su un dispositivo medico?

X Discutere le false coincidenze PET.

NO Spiegare come vengono generati gli US. *EFFETTO ACOUSTICO*

NO Propagazione degli US.

X Attenuazione degli US. *esercizio  $A = A_0 e^{-\alpha x} \rightarrow A = R A_0 e^{-2\alpha d}$*

[ ] Elencare 3 prove di costanza per ecografo: strumenti, modalità e condizioni di superamento.

[ ] Artefatti in RM.

*Peniciale: foglio di poliestere + AgBr  
 CR: pannelli fosfori FOTOSTIMOLABILI  
 DR: silicio amorfo al CSI  
 GAS: GAS IONICITÀ  
 semiconduttori: Si drogato ≠ (funzione)  
 camera Anger: cristallo scintillazione  
 inorganico NaI(Tl)  
 320di: CR-GO-TFM*

⑤ 2 Rivelatori allo stato solido (sinteticamente)

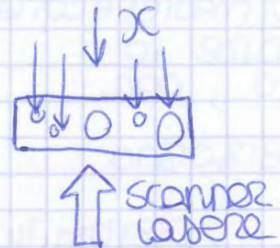
2x Digitale ✓ 1digitale + ampl. Brillouma? x

Il rivelatori Digitali sono di 2 tipi, a seconda del tipo di conversione effettuata x pannello. Dai fotoni x qu'immagine ~~o immagine latente~~: quelli diretti e quelli a conversione indiretta CR, che presentano due o più passaggi di conversione.

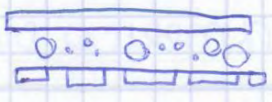
Un tipo di rivelatori CR <sup>x un dispositivo radiologico digitale</sup> sono costituiti da un pannello di fosfori fotostimolabili, che quando vengono colpiti dalla radiazione x creano fluorescenza, cioè qualcosa di visibile un'immagine latente che decade nel tempo se il sensore non è preso chiuso in un telaio (x non essere esposto alla luce) e disposto in uno scanner laser che memorizza l'informazione. <sup>lo scanner crea un'immagine digitale a partire da quella del fluoros latente</sup> Il pannello può essere successivamente riutilizzato appena seppare l'immagine latente, che si può anche annullare con una corrente.

I sensori DR sono pannelli <sup>in silicio amorfo</sup> scintillatori che possiedono delle impurità di CSI (ossido di cesio) (che gli conferisce appunto la proprietà di scintillazione). Sia sopra che sotto il pannello è leggermente metallizzato per formare un'armatura. <sup>senza dispositivo analogico + nuovo scanner</sup> Questa sottostante è scomposta in piccoli elettrodi che leggono la carica nel volume sottostante (x effetto capacitivo) così, una si forma quando arrivano i fotoni x che ionizzano il pannello di silicio producendo appunto delle cariche locali. In particolare, carica zero è Black, tanta carica è Bianco

L'amplificatori di Brillouma è stato il primo sensore per la radiologia in tempo reale e costituito come un tubo catodico al contrario: si ha un tubo di vetro di sezione circolare con uno schermo frontale di ingresso di alluminio e ricoperto di uno strato di ossido di cesio CSI; questa superficie riceve i fotoni x e genera fotoni nel visibile che colpiscono un fotocatodo che li converte in cariche elettriche (e-) successivamente accelerate e deflesse. La lastra viene sostituita da un tubo fotomoltiplicatore che consente di osservare l'immagine radiografica in tempo reale su uno schermo



metto le d



semiconduttore

## 17) Differenze mammografo-radiologico tradizionale

- SCOPO: MAM X SCREENING / prevenzione
- SORGENTE: MAM TUBO a RASSI JC con anodo  
Direz. del fascio IN MOVIMENTO  
ENERGIE + BARBE: 50 KeV x  
DIFFERENZIARE i BEN TERATI neoplastico/  
fibroso
- ESAME: PIÙ PROIEZIONI CC/ML
- DISPOSITIVO: COMPRESSORE → RIDURRE LO SPESORE  
DEL SENO x FARE DI UN OGGETTO TRIDIM.  
MOVIMENTI una RADIOGRAFIA PLANARE → supporto  
Paziente SPECIFICO
- RIVELATORE: MAM PELLICOLA
- ACCERBARI: ASSIEMBLI STEREOTASSICI
- IMMAGINE: ↑ RISOLUZIONE SPAZIALE: 20 VS 10 c/mm