



**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

**NUMERO: 2109A-**

**ANNO: 2017**

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

**STUDENTE: Rossi Fabio**

**MATERIA: Bioimmagini - Prof. Molinari**

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

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

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

03/03/14

Importanza bioimmagini nella diagnostica clinica. → ESAMI DI DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

• Evoluzione tecnologica dispositivi per immagini → sia per la forma sia per la qualità delle immagini.  
 Il primo risveglio al 1895.

Famiglia di disp. principali → Radiologia → disp a raggi X.  
 Disp a ultrasuoni (ecografia)  
 " di medicina nucleare → Raggi γ  
 Risonanza magnetica  
 Imaging ottico → Imaging invasiva → Immagini endoscopiche  
 " a fluorescenza.

DISPOSITIVI PIÙ PER LA DIAGNOSTICA ORIANA.

1895 - 1940 → Raggi X, Risoluzione spaziale

1945 - 1970 → Ultrasuoni, Gamma camera (Telecamera in grado di catturare fotoni gamma).

Sviluppo durante la 2° guerra mondiale

1970 e intorno → TC (Tomografia computerizzata), SPECT (Tomografia computerizzata ad emissione di singolo fotone), PET (Tomografia ad emissione di positroni)

Queste tecniche creano IMMAGINI VOLUMETRICHE → TOMOGRAFIA (Tomo = volume)

Nata anche allo sviluppo di microprocessori.

'70 → Risoluzione in ampiezza: cioè immagine digitale anziché analogica.

'80 → Risonanza magnetica, DSA (Angiografia digitale a sottrazione), Spiral CT, RM

↳ Risoluzione temporale: n° di immagini che le disp produce al secondo. (FRAMES RATE)

2000 → Radiografia digitale, MEG (Magnetoencefalografia),

**BIOIMMAGINE**: Qualunque forma di rappresentazione anatomica o fisiologica di una parte interna del corpo umano. La tecnica con cui viene creata la bioimmagine è irrilevante (disegno, radiografica, ecc...).

**CONVENZIONE RADIOLOGICA**: La destra anatomica è riportata alle sinistre dell'immagine e viceversa.

Radiografia: si guarda l'immagine come se fosse scattata da sotto (piedi → testa).

IMMAGINI PER:

- Capire la funzione (BIOMETRIA)
- Macro o microscopica
- Tecnica usata
- Morfologia o funzione (anche via di mezzo)
- Grado di invasività

I disp usati per bioimmagini non sono invasivi, ma lo è l'energia utilizzata

### RISOLUZIONE SPAZIALE.

È la capacità di un'immagine di far vedere due oggetti come distinti. Oppure la capacità di far vedere la dimensione dell'oggetto più piccolo.

Ha la dimensione di una lunghezza  $\rightarrow$  mm.

Eccezione Radiologia  $\rightarrow$  Viene usata  $(\text{ce}/\text{mm})$ : COPPIA DI LINEE AL MILLIMETRO

### RISOLUZIONE TEMPORALE:

$\rightarrow$  Numero di immagini acquisibili nell'unità di tempo.

### RISOLUZIONE IN AMPIEZZA:

$\rightarrow$  Minimo valore

LEGGE DI WEBER per il sistema visivo umano  $\rightarrow C = \frac{\Delta I}{I} = 0,02$  (2%)

Per poter essere visto un oggetto si deve distinguere dallo sfondo almeno con un contrasto del 2%.

$\rightarrow$  Massimo colori visibili: 50 (inverso del contrasto)

Se l'immagine è in movimento l'occhio può percepirla anche con  $C < 2\%$ . Se però di più l'immagine è coerente e non monocromatica, aumentano le prestazioni dell'occhio umano.

$\rightarrow$  SITUAZIONE MIGLIORE: Immagine coerente in movimento

Bioimmagini: possono essere ricavate in vivo oppure in vitro

$\rightarrow$  (Sano una visione parziale della realtà)

Lo studio in vivo delle strutture del corpo umano può avvenire con modalità:

- EMISSIONE SPONTANEA (MEC)
- INTERAZIONE CON ENERGIA INVIATA (la più utilizzata).
- INTERAZIONE NATA (Immagi nucleari)

• TERMOGRAFIA: cattura il calore emesso dal corpo umano  $\rightarrow$  Infrarossi

## FONDAMENTI DI RADIOLOGIA

Raggi X  $\rightarrow$  1° forma di energia utilizzata per produrre bioimmagini.

RADIAZIONE IONIZZANTE: non in grado di rompere i legami chimici della materia e di formare composti ionici.

Problema: questi composti ionici sono tossici  $\rightarrow$  Degradazione tessuti precoce

Effetti: cute con formazione di CHELOIDI nel sottocute.

(alta esposizione)  
Deformazione genetica visibile dopo anni.

I RAGGI X SONO RADIAZIONI IONIZZANTI  $\rightarrow$  Utilizzo "sicuro": minimizzazione gli effetti biologici negativi.

RAGGI X  $\rightarrow$  Sono una RADIAZIONE ELETTROMAGNETICA ad alta FREQUENZA  
( $3 \cdot 10^{16} \text{ Hz} \leq f \leq 3 \cdot 10^{19}$ )  
Usa di SCHERMI DI PROTEZIONE

(Radiazioni UV  $\rightarrow$  Non tollerate dal corpo umano  $\rightarrow$  produzione melanina  $\rightarrow$  abbronzatura  $\rightarrow$  sistema di difesa).

RAGGI X MOLLI  $\rightarrow$  Vengono totalmente assorbiti dai tessuti  $\rightarrow$  INUTILI PER BIOIMMAGINI

$\rightarrow$  Non si vede l'intenzione.

In questo modo si ha suff. e per la creazione di raggi X.

(il modo può essere fisso, ma per disp. med. è rotante.)

Materiale per ANODO: Tungsteno o Molibdeno (99.9%)

ddp a capo del tubo:  $AV = 15 - 150 \text{ KV}$  TENSIONE CONTINUA (ALTA)

I tanti elettroni ad alta energia colpiscono l'anodo metallico in un singolo punto, riscaldandolo. Il fatto che sia rotante serve per permettere al punto di impatto di raffreddarsi.

Come viene generato il fotone X?

La zona colpita è detta MACCHIA FOCALÉ

Se riceviamo i fotoni in uscita del tubo si ottiene una CAMPANA con altri picchi in punti precisi (posizione  $\neq$  a seconda del materiale).

grafico in fz dell'energia (KeV) e del n° di fotoni.



## 2 MECCANISMI DI EMISSIONE

- EMISSIONE CARATTERISTICA: sono i fotoni che vengono emessi nei picchi  
 → Molti fotoni ma ad energia limitata

- EMISSIONE PER FREINAMENTO: fotoni emessi nella parte dolce della curva.

[n° di fotoni per frenamento > n° di fotoni per em. caract.]

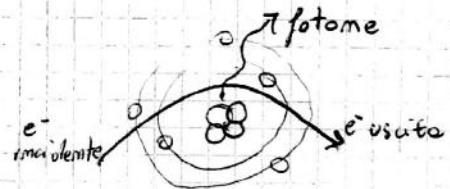
l'e lanciato verso l'anodo prima di impattare, viene in parte frenato dagli e dagli atomi dell'anodo e in parte la sua traiettoria è deviata dalla presenza di protoni. Rallentando gli e perdono energia e questa è convertita in fotoni X.

Quindi gli e sono prima acc. e poi frenati:  $\Delta E = E_i - E_f = hf$

Per fare in modo di perdere la maggiore parte di energia nell'impatto con l'anodo, questo deve avere alta densità elettronica e quindi alto n° atomico → si frena maggiormente e' e'.

Attenzione al materiale per l'anodo.

La maggior parte di fotoni X è creata in questo modo.

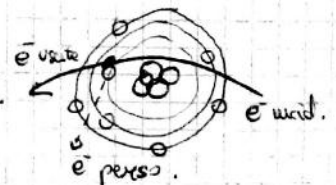


## ② EMISSIONE CARATTERISTICA:

l'e incidente colpisce un e' di un atomo dell'anodo e lo porta via con se. Questo processo destabilizza l'atomo dell'anodo e per cercare di ristabilizzarsi dall'e' perso (prende) cattura un e' del vac. e libera che si trovava nel livello interno.

Questo cambiamento implica un cambio di E tra i vari orbitali che si traduce nell'emissione di fotoni X.

W e Moeb. permettono la creazione di fotoni in bande X.



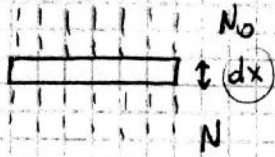
## DISCORSO SULL' ORBITALE + INTERNO! (Rivedere bene)

Poiché la probabilità di colpire con e' è lanciato un e' dall'atomo dell'anodo è bassa, il fotone generato sarà ad alta energia ma si avrà solo in casi specifici (picchi).

I fotoni emessi vengono lanciati in direzione casuale. → PROBLEMA PER LA SALUTE  
 Quindi si stabilisce una direzione schematizzando le direzioni non necessarie.

l'anodo ha alti obliqui in modo da orientare i fotoni in uscita verso la direzione privilegiata. Sul vetro, in presenza di questa direzione CARRETTA, il vetro è molto sottile → FINESTRA PER IL PASSAGGIO DI FOTONI.

(1) legge di Lambert - Beer :  $N = N_0 e^{-\mu x}$  → Descrive l'assorbimento



strato di materiale di spessore  $dx$   
 $\frac{dN}{N} = -\mu dx$  indica una diminuzione di raggi X ( $N_0 > N$ )

$N_0 = n^{\circ}$  fotoni incidenti  
 $N = n^{\circ}$  " all'uscita

$L \int \frac{dN}{N} = -\int \mu dx \rightarrow N = N_0 e^{-\mu x}$   
 spessore finito

$\mu =$  COEFF. DI ATTENUAZIONE LINEARE (tipico del materiale)

La (1) regola anche tutti i sistemi di protezione da raggi X → Le norme di protezione  
 Ad esempio, se ci si vuole proteggere dai r. X essendo sottoposto ad un fascio, come si può fare?

La situazione ideale sarebbe usare schermi con  $\mu = \infty$  che portano  $N = 0$ , ma realmente ciò non è possibile.

non si può AZZERARE LA RAZIONE HA LA si può PORTARE A LIVELLI SICURI

↳ ciò tramite schermi molto assorbenti ( $\mu$  elevato)

NO ATTENUAZIONE INFINITA

(esempio: schermi protezione cabina montaggio aerei)

Poiché  $N$  dipende dall'esponente  $\mu x$  si possono fare 2 cose:

- schermo molto assorbente ( $\mu$  elevato)
- materiale usato spesso ( $x$  elevato)

Se, esempio,  $\mu x = 0,2 \rightarrow e^{-\mu x} = 1/2 \rightarrow$  lo schermo dimezza i fotoni incidenti  
 SCHERMO DIMIZZANTE

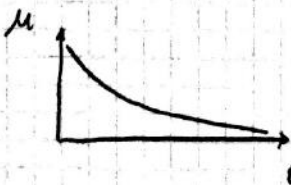
$\mu x = 0,23 \rightarrow e^{-\mu x} = 1/10 \rightarrow$  SCHERMO DECIMANTE

Non è necessaria la conoscenza di  $N_0$ .

•  $\mu \neq$  densità

densità → caratteristica fisica della materia

$\mu \rightarrow$  dipende dall'E dei fotoni che attraversano la materia.



All'aumentare dell'energia dei fotoni che attraversano il materiale, il materiale stesso è sempre meno assorbente e quindi schermante.

[OGNI MATERIALE HA COMunque UN SUO  $\mu$ ]

se  $E \uparrow$  il materiale assorbe meno.

$\mu$  elevato per materiali che hanno  $Z$  elevato.  $n^{\circ}$  atomico

(Esempio radioprotezione: i muri degli ospedali devono essere schermati)

→ le calcestruzzo dei muri svolge questa f. poiché contiene ferro

Es: disp. radiopro. INDOSSABILI → durante intervento chirurgico  
 OBBLIGATORIE ↳ Greenrivioli di Piombo

1° elem: GENERATORE ALTA TENSIONE

Converte la tensione di rete nella tensione utile (cunque alterata).  
E' presente un voltmetro con indicazione della tensione usibile per l'operatore.

2° elem: RETIFICATORE A FONTE

Raddoppia la tensione alterata in continua. E' presente un milliamperometro tra anodo e catodo per vedere la corrente  $I_a$ .

② ALIMENTAZIONE DEL FILAMENTO

1° elem: CONTROLLO CORRENTE

Controlla la corrente passante nel filamento e quindi il fascio di  $e^-$  e anche quello dei fotoni X.

2° elem: ALIMENTAZIONE FILAMENTO

Trova il parametro inserito negli opportuni parametri caratteristici (tensione da applicare per avere una certa corrente).

3° elem: CONTROLLO TEMPERATURA

Controlla se la T del filamento sia ideale. Se T e' troppo bassa, il filamento non emette abbastanza  $e^-$ . Se T e' troppo alta c'è il rischio di raggiungere  $T_{fus}$ .

③ COMPENSATORE

Assicura che durante  $R$  e  $I_a$  del tubo il valore della tensione o della corrente non cambino mai.  
Se si fanno cambiamenti il compensatore deve ristabilire i valori corretti.

Se non si vuole che il tubo emetta, si stacca la corrente in modo che il filamento non emetta  $e^-$ .

• DISPOSITIVO AET (Automatic Exposure Termination)

Terminatore Automatico dell'esposizione

Il tempo nel quale il soggetto e' sottoposto ad esposizione determina la qualità dell'immagine ottenuta. → più o meno assai.

AET e' un disp che automaticamente termina l'esposizione al raggiungimento dell'esposizione che si e' preimpostato.

funzionamento tramite timer.

In presenza di un AET non e' necessario un controllo diretto dell'operatore sull'interruttore di esposizione. (solo avvio)

• DISPOSITIVO APR (Automatically Programmed Radiography)

Gradi di automazione più elevati dell'AET

Oltre a regolare il tempo di esp, regola anche la dose → quantità di  $E$  ceduta.

↳ Anche la dose regola (influisce) sulla qualità dell'immagine

In presenza di APR non e' necessario il controllo sull' mt di esp. (basta settare bene l'APR)

APR → Contatore di dose → più costoso di un AET.

→ GUARDARE CONTRO LUCE

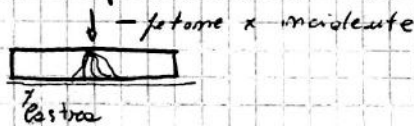
Lastre pesanti → dovuta alla presenza dell'Argento.

- Problema: le bromuri d'Argento si attiva anche con le onde visibili  
→ serve un'apposito conservatore. → Isolamento totale luce esterna
  - Profilo asca sopra lastre?  
d'orso non permette il passaggio di fotoni x e non si sovrappone la pellicola.
  - Smaltimento lastre: AgBr tossico → da smaltire / si ricicla l'argento.
  - Curve sensitometriche: al variare del tempo di esp. varia le curve.
- ↳ PELLICOLE SOTTO-ESPOSTE O SOVRA-ESPOSTE (da slides)  
ma linearità  
Pellicole ≠ hanno curve sensitometriche ≠.  
↳ Non si ha un unico punto → sequenza di punti → Abbassa il contrasto.

• efficienza pellicole:  $\eta = 5\%$   
Solo il 5% dei fotoni intercettati dalla pellicola sono utili per attivare i granuli di AgCl.

Unguento usati i PANNELLI INTENSIFICATORI: posizionati sopra e sotto la pellicola. Quando sono colpiti da fotoni in banda x emettono una radiazione nel visibile che trasmessa alla pellicola attiva i granuli di AgCl (granuli attivati da radiazione visibile).  
Sono composti da materiali delle terre rare → alta densità → alta cattura dei fotoni.

Problema: perdita di risoluzione spaziale → È dovuta al fatto che i fotoni del visibile creati dai pannelli intensificatori si muovono in modo caotico prima di impressionare la lastre → Caduta di risoluzione spaziale.



- Costo pellicola: ~ 10 € (formato 15 x 24)
- NORMATIVA PROTEZIONE APPARECCHI RADIOLOGICI PER DIAGNOSTICA USO MEDICO  
Norma CEI 62-2 (slides)



RADIOGRAFIA DIGITALE

2 tipi di sensori: 1) SENSORI CR e 2) SENSORI DR (convertitori di energia)  
→ differenziamo per il tipo di conversione dai fotoni x all'immagine  
Sensori:

• CONVERSIONE DIRETTA: si passa subito dall'energia originale (banda x) alla forma visibile → 1 sola conversione.

• CONVERSIONE INDIRETTA: 2 o più passaggi di conversione

② SENSORI CR → CONVERSIONE INDIRETTA (presentati nel 1984)

Si ha un pannello spesso di FOSFORI FOTOLUMINESCENTI → fosfori che colpiti da energia emettono fosforescenza.  
Sul pannello, quando viene colpito dai x, si crea un'IMMAGINE RESIDUA → urge fosforescenza.



LeHim Radiologia → Materiale apparato da causare sia proprietà meccaniche adeguate (peso paziente) sia proprietà radiologiche (non assorbimento fotoni)

↳ Ad esempio CARBORIO

La caffettiera del Masochista

## AMPLIFICATORE DI BRILLANZA (SENSORE)

È un tubo catodico al contrario: è una superficie che riceve fotoni e poi emette cariche elettriche.

È un tubo di vetro circolare (diametro: 10-30 cm) sulla cui superficie interna sono sostanze fluorescenti. Quando queste sostanze sono colpite da fotoni X vengono liberati fotoni nel visibile, venendo su foto catodo e convertiti in corrente elettrica, detta poi a sua volta per eff. capacitivo → si genera l'immagine.

REAL TIME → 25 immagini / s (1° SENSORE DI RADIOLOGIA IN TEMPO REALE)

DISPOSITIVO DI VIDEORADIOGRAFIA → Dispositivo radiologico che permette di avere in tempo reale il risultato di un esame radiologico.

↳ importante in chirurgia e pronto soccorso.

Tubo X → Bersaglio → Amplificatore  
brillanza → Telecamera → Convertitore  
A/D

Contatori per tempo di esposizione e dose.

## MAMMOGRAFIA

Dispositivo: MAMMOGRAFO → Radiografia della mammella

↳ Uso per esame preventivo → particolare: uso di un'energia pericolosa per un esame preventivo

Rischio? Molto inferiore rispetto ai benefici.

Grande energia -  $\mu$  con tessuti della mammella (tessuto fibroso e adiposo)

↳  $\mu$  diminuisce all'aumentare della E

↳ Il profilo del carcinoma mammario è molto simile a quello del tessuto fibroso → si deve lavorare con basse energie per avere  $\mu$  il più possibile separati.

MAMMOGRAFIA: bassa energia → < 50 KeV

Per generare fotoni a così bassa energia si usano anodi in MOLIBDENO (impossibile usando Fe e W)

Esame preventivo → Garantire sopravvivenza

↳ Classificazione: L T M

L $\phi$  → Dopo aver asportato il carcinoma, nessun linfonodo è stato contaminato (prognosi favorevole)

M → Metastasi M $\phi$  → Non c'è metastasi

T $\phi$  → nessun altro tessuto tumorale

L $\phi$  H $\phi$  T $\phi$  → OK

Se l'esame è L $\phi$ T $\phi$ M $\phi$  e probabilmente di sopravvivenza colono molto.

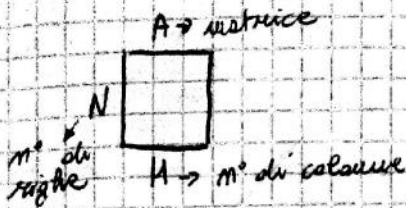
prognosi favorevole: sopravvivenza di 95% a 5 anni (% all'anno)

Altri disp. di imaging per questo esame? Non hanno prestazioni sufficienti (rischio di falsi positivi/negativi).

PARAMETRI PER PROVE

18/03/14

DENSITA' DELL'IMMAGINE



Densità ottica integrata (= dens. tot. dell'immagine)

$$IOD = \sum_i \sum_f A(i, f)$$

\*  $\uparrow$   $\downarrow$   
righe colonne

FRA

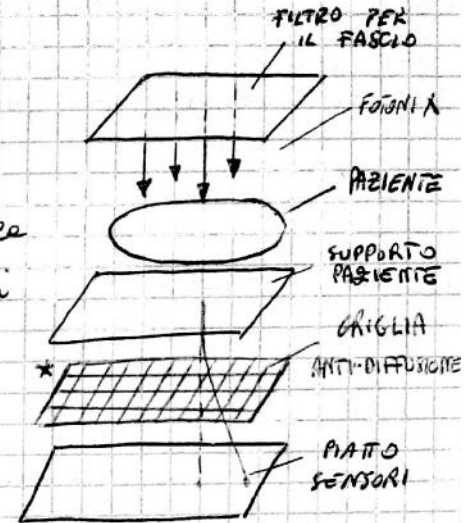
Stampa slide

Si è supposto di avere una matrice A con N righe e M colonne e in ogni casella ci sono numeri che rappresentano la scala di grigio.  
 \* Per densità si intende il PESO DELL'IMMAGINE, cioè la somma di tutti i m° contenuti in quelle celle ed è data dalla somma delle righe e dalla somma delle colonne  
 → FANTOCCI: oggetti che simulano le tessuti umani per caratteristiche, dimensioni, e densità approssimativa di un particolare distretto corporeo

PRESENZA DI ARTEFATTI

1) GRIGLIA ANTIDIFFUSIONE

Non è essenziale, serve per evitare lo SCATTERING: serve per evitare che un fotone scambi energia con il materiale immediato e poi renda per una direzione non ortogonale e arrivi sul sensore in una posizione errata.  
 La griglia lascia passare solo i fotoni  $\perp$  ai sensori, gli altri fotoni vengono assorbiti dalla griglia che è in metallo.  
 La griglia è sottile ma molto fitta in modo da essere cieca di sotto per potere resistere all'immagine.  
 E' posizionata poco sopra il sensore. \*



2) ATTENUAZIONE NON CORRETTA DEL FASCIO IN USCITA

A volte, sul percorso tra testa rivelante e paziente, conviene posizionare dei filtri che sono delle lamine di metallo.  
 Questi filtri assorbono i raggi X MOLTI che dopo essere entrati non uscirebbero più dal corpo del paziente. → Quindi con i filtri il paziente e' soggetto ad una dose minore.

3) SUPPORTO PAZIENTE

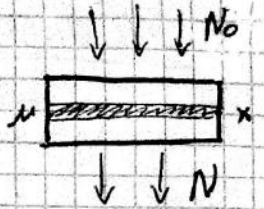
E' costituito da materiale con resistenza meccanica ma non deve interagire con i fotoni X. Con il passare del tempo si ha variazione di questa proprietà.

⇒ Se uno di questi 3 dispositivi presenta alterazioni in un punto si riscambia o si sostituisce l'artefatto corrispondente.  
 Per vedere l'artefatto viene usato un NEGATIVOSCOPIO: serve per guardare immagini scure che hanno bisogno di retroilluminazione.  
 → Non deve essere visuale la griglia.

• RISOLUZIONE: il valore standard della risoluzione spaziale di un mammografo è almeno di 20 lp/mm.  
 Per buona risoluzione spaziale non deve diminuire più del 10% del valore iniziale.

ASPETTI MATEMATICI:

Si ha uno strato di tessuto spesso  $x$  e un coeff. di attenuazione lineare pari a  $\mu$ .



Prima dell'immersione del mezzo di contrasto si ha:  $N = N_0 e^{-\mu x}$

Quando si mette viene immerso in un vaso con spessore  $h$  e coeff.  $\mu_c$  (e liquido).

Si hanno 2 termini di attenuazione:  $\mu(x-h)$  e  $\mu_c h$



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

Si pone la differenza tra  $N$  e  $N_c$ : in logaritmo

$$D = N - N_c = N_0 e^{-\mu x} [1 - e^{-h(\mu_c - \mu)}] \xrightarrow{\text{in logaritmo}} D = \ln N - \ln N_c = h(\mu_c - \mu)$$

Vari grandi assorbono meno di vasi più piccoli  $\rightarrow$  Discorso spessore.

$D$  è una quantità sempre positiva.

VANTAGGI / SVANTAGGI DSA:

- Vantaggi  $\rightarrow$  Meno dose al paziente
  - $\rightarrow$  Imiezione senza immersione di catetere (resistiva minore)
  - $\rightarrow$  Buona qualità immagine (HD)
  - $\rightarrow$  Riduzione costo esame

- Svantaggi:
  - $\rightarrow$  Risoluzione non elevatissima (2 cl/mm)
  - $\rightarrow$  Scarso campo utile di ripresa
  - $\rightarrow$  Tempo di elaborazione offline
  - $\rightarrow$  Necessità di software apposito (costoso)

Problema: ARTIFATTO DA MOVIMENTO  $\rightarrow$  se le 2 immagini sono  $\neq$  il risultato non è accettabile  $\rightarrow$  ciò avviene se il paziente tra le 2 immagini si è mosso!

$\hookrightarrow$  LE 2 IMMAGINI DEVONO ESSERE IDENTICHE A MENO DEL MEZZO DI CONTRASTO

Esistono tecniche automatiche che rilevano cambiamenti nella posizione dell'immagine e tentano un ricalibramento (software).

→ Tutte le immagini TC sono soggette ad ARTEFATTO DA RICOSTRUZIONE\*

### • Funzionamento (slide)

Paziente immotile con parte radiologica in movimento. Ogni disp TC preleva una "fetta" alla volta. Dopo avere acquisito tutte le fette si impilano una sopra l'altra e si ottiene il volume.

Parte più complicata: Ricostruzione di una singola fetta.

→ Per ogni direzione di irradiazione si ottiene una proiezione dei fotoni di uscita tramite i sensori.

↳ angolo di inclinazione rispetto asse verticale o orizzontale.

↳ Con la rotazione del disp si ottengono diverse proiezioni della stessa fetta di paziente con angoli diversi.

↳ Gli angoli di irradiazione sono  $180^\circ \rightarrow$  ARCO DI  $180^\circ$

Perché? Una proiezione con angolo  $\theta$  è uguale ad una proiezione con angolo  $\theta + \pi$ .

Numero proiezioni? Tecnicamente si dovrebbe procedere per passi infinitesimi ma così si avrebbe dose eccessiva.

SU  $180^\circ$  SI POSSONO ACQUISIRE AL MASSIMO 180 PROIEZIONI  $\rightarrow$  ROTAZIONE DEL DISPOSITIVO DI  $1^\circ$  ALLA VOLTA

Se ne possono acquisire anche di meno. CIO' PER UNA SINGOLA FETTA

La ricostruzione di tutte le angolazioni avviene come somma: ogni singolo punto è la somma di quel punto da ogni angolazione.

↳ RETROPROIEZIONE

l' algoritmo completo prevede anche una filtrazione delle proiezioni, che però introduce un errore. \*

↳ ALGORITMO COMPLETO: RETROPROIEZIONE FILTRATA.

Senza filtraggio l'immagine ottenuta non è utile per campo diagnostico  $\rightarrow$  sfocata e poco contrasto.

Per ricavare TC di serie fette deve essere spostato l'oggetto  $\rightarrow$  quindi serve che il tavolo paziente sia mobile con traslazione, quindi meccanica

ATTENTA CALIBRAZIONE TRA MOVIMENTO DI ROTAZIONE TESTA RADIANTE E TRASLAZIONE TAVOLO PAZIENTE  $\rightarrow$  MECCANICA DI PRECISIONE

La carezza in cui è inserito il tubo radiogeno è chiamata GANTRY. Il piano del GANTRY non è mantenuto  $\perp$  al piano delle colonne vertebrale poiché la densità delle ossa è problematica per alcune immagini  $\rightarrow$  quindi può essere inclinato avanti e indietro.

Se il piano GANTRY fosse fisso  $\rightarrow$  TAC (vecchia).

### • EVOLUZIONE TOMOGRAFO:

1° TOMOGRAFO  $\rightarrow$  1 solo sensore digitale.

Emissione di un solo raggio di fotoni che dopo avere attraversato il soggetto incide sul sensore, che misura i fotoni in uscita. Per la seconda misurazione si sposta di una quantità  $x$  sia tubo  $x$  che sensore e si ripete la misura. E così via... Dopo un giro completo si ha una fetta e ulteriori giri portano all'acquisizione di nuove fette.

↳ SCANNER DI 1° GENERAZIONE

Unità Hounsfield  $\rightarrow$  Conversione di  $\mu$  (HU)

$$\mu(HU) = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \quad (\text{adimensionale})$$

Permette la ricostruzione del valore di  $\mu$  in un qualsiasi punto di una fetta ottenuta tramite TC. Come?  $\mu$  viene riscaldato tramite il  $\mu_{H_2O}$  e moltiplicato per 1000 ("stiratezza";  $\mu_{H_2O} \rightarrow$  riferimento).

$\mu(HU)$  può essere  $< 0$  se  $\mu < \mu_{H_2O}$ ;  $\mu_{H_2O} = 0,213 \text{ cm}^{-1}$

$$\mu_{\text{AER}}(HU) = -1000$$

$$\mu_{H_2O}(HU) = 0$$

Osso (HU) può arrivare fino a 2000 (osso molto denso)

Scala Hounsfield per diagnostica:  $-1000 \rightarrow +1000$

31/03/14

## TC SPIRALE

Tubo alimentato a SLIP RING  $\rightarrow$  Tubo sempre in movimento a  $\omega = \text{cost.}$  (no cavi) (si devono vincere le forze di attrito)

Il paziente è movimentato da continuo sotto il tubo tramite il supporto paziente.

Spirale  $\rightarrow$  Movimento relativo tra paziente e tubo. ↑ ALTA VELOCITÀ

Questa modalità di acquisizione permette la scansione di volumi molto ampi  $\rightarrow$  torace, addome ... oppure total body (alte radiazioni)

Ogni giro del tubo  $\rightarrow$  2 fette tomografiche.

Accuratezza spessore fette:  $< 1 \text{ mm}$

$\hookrightarrow$  dipende dalla velocità di movimentazione del letto

$\hookrightarrow$  veloce (fette spesse) / lento (fette piccole)

Limite: Non si fanno fette distinte  $\rightarrow$  si introduce un altro errore di ricostruzione che si aggiunge a quello prodotto dai pixel (come per il 2° e maggiore del 1°).

$\hookrightarrow$  Ricostruzione volume affetta da errori

Dispositivi in commercio: 3° o 4° generazione.

## SENSORI TC

Non esistono TC analogiche  $\rightarrow$  solo digitali

Un solo tipo di sensori  $\rightarrow$  sensori a semiconduttore

Una volta erano usati i sensori allo stato solido o ibridi



## COLONSCOPIA VIRTUALE (TC)

Anatomia (slide)

Notazione ascendente - discendente colon → secondo direzione di inserimento tubo (ma anatomica)

Problema: CARCINOMA COLON RETTO → silente → No sintomi finché non è sviluppato (cioè da 10 ai 15 anni)

Obiettivo importante la prevenzione tramite screening.

Esame di tipo invasivo (anche preparazione) quello CLASSICO.

→ 3-4 litri di soluzione isotonica salata per purificazione.

Per evitare i vari problemi è nata la COLONSCOPIA VIRTUALE → Acquisizione tramite TC spirale perché l'esame deve essere veloce così che non ci siano mutazioni morfologiche del colon durante l'esame.

TC: 30-40 cm lungo la colonna (asse z)

↓  
Gap fette: 0,6 - 1,2 cm

Si hanno 2 proiezioni → una prima e una seconda: in questo modo i residui fecali che si accumulano non compromettono l'esame.

↓ FINE ESAME: Ricostruzione del colon in 3D navigabile virtualmente

Preparazione: gas per distensione colon e soluzione per marcatura feci.

Limite: tramite TC non si può fare biopsia sul momento, e differenza della colonoscopia tradizionale.

(Non esiste la GASTROSCOPIA VIRTUALE → problemi dovuti ai movimenti degli organi e all'ossatura della gabbia toracica.)

---

FINE DISPOSITIVI RADIOLOGICI

↳ I fotoni devono poi anche interagire efficacemente con il sensore

→ LOCALIZZAZIONE NON CONTROLLABILE → Il materiale radioattivo di esame e in alcuni casi si localizza in organi non voluti.

→ TASSIATA DEL MATERIALE RADIOATTIVO → Meccanismo di esplosione esplosivo o termale.

- **Problema HN:** possibilità di investigare strutture interne senza interferenze con i processi biologici (i materiali usati non vengono riconosciuti come estranei dall'organo)

**NOBENCLATURA:**

**Radioattività:** emissione di radiazioni da parte di un atomo, dovuta allo sbrancamento neutroni / protoni nel nucleo.

↳ **Stato energetico** → l'energia è emessa per cercare una stabilizzazione del nucleo.

**Attività:** capacità di produrre radiazioni mediante un certo n° di disintegrazioni nucleari spontanee nell'unità di tempo

↳ Il nucleo emette fino a quando non si stabilizza (STATISTICA DI EMISSIONE)

Unità di misura:

Becquerel 1 Bq = 1 disintegrazione nucleare al secondo

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

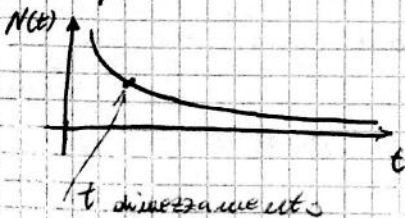
- Emettendo radiazioni gli atomi si stabilizzano, ma non tutti insieme

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

$N_0$  = n° iniziale di atomi radioattivi

costante di decadimento nucleare

**Tempo di dimezzamento (emivita):**  $T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0,693}{\lambda}$



$N(t)$  pari a 0 si fa solo per  $t \rightarrow \infty$

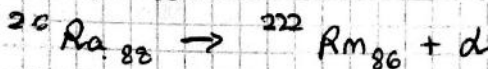
Quindi si resta sempre radioattivi dopo un esame HN?

IL FARMACO È CONSIDERATO INTRODO DOPO UN TEMPO PARI AL DOPIO DEL TEMPO DI DIMEZZAMENTO.

**PRINCIPALI MECCANISMI DI DECADIMENTO NUCLEARE (interesse applicazioni)**

**DECADIMENTO  $\alpha$**  particella  $\alpha$

Il nucleo radioattivo emette particelle  $\alpha$  ( $2p + 2n$ ). Quasi si emette (d) il peso atomico diminuisce di 4 e il numero atomico di 2.



Sono particelle pesanti → Non riescono ad uscire dai tessuti, vengono ammassate e ionizzano molto la materia.

↳ **UTILI PER DIAGNOSI MA UTILI PER TERAPIA** (es tumore prostata) distribuzione cellulare in modo localizzato

Particelle poco energetiche → facili da schermare (Pb)

(in un'esplosione nucleare il 50% della radiazione è emessa da particelle  $\alpha$ )

es: fagioli di prostate metastasi → Pb.

Come si rivelano i fotoni  $\gamma$ ?

Questi fotoni  $\gamma$  hanno energia elevata, quindi sicuramente escano dal corpo (i tessuti assorbono ben poco)

→ il problema è capire la direzione di uscita dei fotoni

DIREZIONE CASUALE → OGNI DIREZIONE È EQUIPROBABILE (per tutti i fotoni)

### RIVELATORI

- RIVELATORI A SEMICONDUCTORE (Si, Ge) → Stesso  $\mu$  TC

Funzionano cambiando la loro resistenza quando sono colpiti da radiazioni ionizzanti.

Problemi: tecnico (cambia valore di R), costosi, molto rumorosi.

- RIVELATORI A GAS → Uguali a TC → Non usati per gli stessi problemi del gas.

Questi e rivelatori, inoltre, fa bastante conte integrate, mentre in KEN deve essere usata la conte fotografica.

- SCINTILLATORI INORGANICI (CONVERSIONE INDIRECTA)

Quando sono colpiti da fotoni  $\gamma$ , generano fotoni nel visibile.

Hanno elevato n° atomico per avere  $\mu$  alta e alta probabilità di interagire con i fotoni  $\gamma$ .

Hanno DISCRETA LINEARITÀ → emissione fotoni nel visibile proporzionale all'energia dei fotoni incidenti.

Il cristallo più usato è lo IODOURO DI SODIO CON IMPURITÀ DI TALIO → Aumenta  $\mu$

Buona efficienza di rivelazione: 13%.

↳ NaI(Tl)

Questo cristallo genera 20-30 fotoni luminosi (visibile) ogni KeV di energia  $\gamma$ .

Basso costo e buona risoluzione energetica → 10-15% discriminano fotoni diretti da diffusi

↳ I fotoni che arrivano "diretti" hanno più energia di quelli con direzione diverse (non stamblare) poiché in questi ultimi le direzioni di propagazione hanno fatto sì che venisse assorbita più energia dei tessuti.

I fotoni "spregiati" vengono eliminati offline.

↳ Errori nella ricostruzione della provenienza dei fotoni  $\gamma$ .

Come si usano?

### GAMMACAMERA o CAMERA DI ANGER (analogica o digitale)

GC non mette messa → N° sorgente.

↳ Solo ascolta dei fotoni

È costituita da un involucro con all'interno il cristallo che una volta colpito genera fotoni nel visibile. Sopra il cristallo c'è una parete ottica che converte i fotoni del visibile in carica elettrica. → Uscita di corrente.

(Di camere di Anger se ne possono usare più di 1)

GC ha una dimensione abbastanza grande (piatta quadrata di 40 x 40 cm o 50 x 50 cm) ed è abbastanza pesante.

Compito rivelatore: conte fotografica e da dove arriva il fotone.

RILEVAZIONE FOTONE

↳ Collettore più usato è a fori paralleli.

Insieme alla GC si ha una BRIGLIA COLLIMATRICE per scegliere la direzione corretta del fotone  $\gamma$  incidente.

↳ CONTROLLO DELLA DIREZIONE

OBBLIGATORIO



in corrente.

Alto costo energetico di alimentazione (somme di tutti i potenziali necessari in alcuni per attivare, eccitare e moltiplicare gli e<sup>-</sup>).  
 Le tensioni dell'ordine del kV.

• FUNZIONALITÀ ARITMETICA DI POSIZIONAMENTO GAMMACAMERA (per GC analogica)

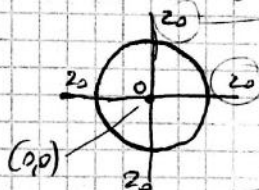
Ogni fotomoltiplicatore ha 4 uscite in corrente. Ogni uscita viene divisa in 4 parti diversi: ogni tubo va nelle 4 direzioni dello spazio tridimensionale (X<sup>+</sup>, X<sup>-</sup>, Y<sup>+</sup>, Y<sup>-</sup>). → 2 orizzontali e 2 verticali.

Pos. si identifica il fotom. che sta al centro del piano. Le 4 uscite sono collegate tramite resistori al tubo centrale i cui valori sono dati in base alla posizione (orbita). Ogni tubo fotom. ha valori delle resistenze che costituiscono coordinate arbitrarie proprie.  
 Unico vincolo: la somma dei valori dei 4 tubi deve essere quella per tutti i tubi.

Quindi questa è una RETE DI RESISTENZE.

Il centro del tubo centrale è l'origine del primo sistema di riferimento → coordinate (0,0)

Tubo centrale:



sono chiamati TESI

$$X = \frac{X^+ - X^-}{2} \quad (= 0 \text{ in caso di tubo centrale})$$

$$Y = \frac{Y^+ - Y^-}{2} \quad (= 0 \text{ in caso di tubo centrale})$$

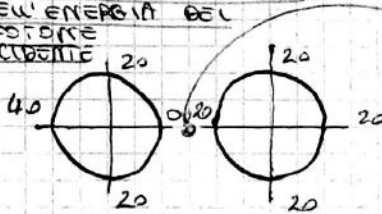
⇒ ciò porta al calcolo delle coordinate del punto d'impatto del fotone

1. calcola una grandezza:

$$Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$$

RAPPRESENTA UNA STIMA DELL'ENERGIA DEL FOTONE INCIDENTE

2. ora, supposta la situazione:



PUNTO DI IMPATTO FOTONE

3. riesce a calcolargli il punto di impatto?

4. trova che Z = 80 → si è posto che

esattamente al centro tra i 2 tubi

l'energia del fotone γ incidente sia suddivisa al 50% per ogni tubo. Da ciò:

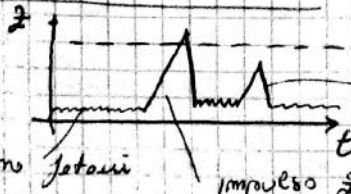
$$X = \frac{40 - 20}{80} = -0,25 \quad Y = 0$$

RIVEDERE BENE SLIDE + LIBRO

$$X = \frac{\left(\frac{20}{2} - \frac{0}{2}\right) - \left(\frac{40}{2} + \frac{20}{2}\right)}{80}$$

• Come usare 4 assi di riferimento? Perché non esistono resistenze negative.

• Z è detta IMPULSO Z → da una stima del valore energetico del fotone



COMPARATORE DI SOGLIA → Elimina fotoni energeticamente troppo bassi  
 impulso Z sottoenergetico

• L'analisi dell'ampiezza Z consente di:

- a) eliminare segnali troppo energetici (2 fotoni γ incidenti nello stesso punto).
- b) eliminare segnali troppo deboli (fotoni diflessi per effetto Compton)
- c) Discriminare tra fotoni ad energie differenti → possibilità di ottenere più immagini, ognuna per un determinato valore di energia.

(Parkinson → Dat Scan:  $^{123}\text{I}$  marca le neurotrasmissione simpatico  
 → se si ha poco neurotrasmissione i marcatori sono molti o non svolgono la loro funzione correttamente.)  
 Tecnica per determinare se è presente la malattia neurodegenerativa

**PET**

Utilizzati radioisotopi emittenti positivi  
 Viene eliminato il collimatore (unico esame in MN → PET)  
 Svantaggio: i radioisotopi hanno tempo di emivita basso: ~ 15 minuti.  
 Devono essere prodotti "in loco" → tramite ciclotrone (acceleratore lineare)  
 → (costo: 2'000'000 €)

fare vantaggio per il paziente rispetto alle altre che è normale.

Altri modi di produzione e' tramite GENERATORE AD ALTA FREQUENZA  
 Elementi utilizzati:  $^{12}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$  → elementi base chimica organica  
 → ogni processo metabolico è influenzato da questi radioisotopi  
 es.: PET studio del metabolismo a livello del cervello.

- la bassa emivita dei radiofarmaci porta però anche un vantaggio: basse dose per il paziente.

PET → esame "non invasivo"

↳ Porta info su un processo interno → localizzazione e quantificazione processo

Altri vantaggi:

RIVELATORI → GC usa ioduro di sodio ( $\text{NaI}$ )

↳ Altri sono: fluoruro di bario (scintillazione) →  $\text{BaF}_2$  / vari ossidi ceramici

Problema  $\text{NaI}$ : qui i fotoni  $\gamma$  hanno più energia

→ il coeff.  $\mu$  si abbassa ed è possibile che il  $\gamma$  non produca scintillazione.

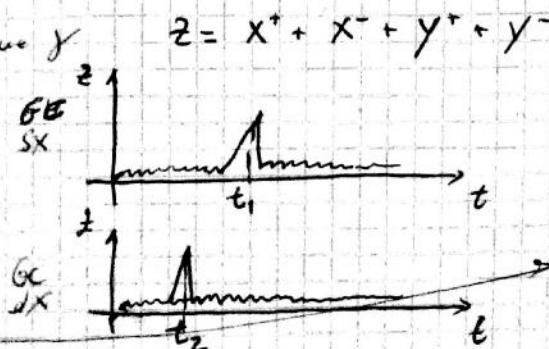
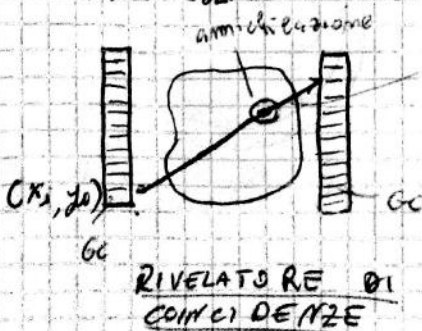
$\text{BaF}_2$ : poco efficiente se non modificato con  $\text{NaI}$

PET → NON SI UTILIZZA GANNACAMERA

↳ UTILIZZA STRUTTURA AD ANELLO (tipo TC) DI SCINTILLATORI, GUIDA D'ONDA E FOTOMULTIPLICATORI

Perché l'annichilazione dei positroni emette fotoni  $\gamma$  in direzioni opposte una con  $\gamma$  stessa direzione, quando le' annichilazione intercede, e fotone la posizione sorgente" di questo è subito nota.

↳ NON SERVE IL COLLIMATORE



$t_2 < t_1$  (più vicino)  
 Si costruisce la LINEA DELL'EVENTO

# DISPOSITIVI AD ULTRASUONI

- 1) Modalità diagnostica clinica: forma di radiazione sicura → non ionizzanti → no pericolosità per il corpo umano (importante: non è pericoloso per il feto in gravidanza → ecografia).  
↳ Ci sono anche adatte a misure prolungate nel tempo.
- 2) Elevata sensibilità temporale → possibilità di seguire fenomeni in rapida evoluzione (es ecocardiografia)
- 3) Sono basate sulla RIFLESSIONE E DIFFUSIONE → forniscono informazioni complementari a RX, MN, TC, RM.

**ULTRASUONI** → Hanno una frequenza non percepibile dall'udito → bande iperurine ( $> 20 \text{ kHz}$ ) → **BANDA UDIBILE:  $20 \text{ Hz} \leq f \leq 20 \text{ kHz}$**

Sono ONDE MECCANICHE (no ioni, no campi elettrici o magnetici)

↳ Condizione di propagazione → ci deve essere un mezzo che la veicola

Le ON sono schematizzate come sinusoidi → ci sono onde positive e negative → le onde positive comprimono il tessuto, mentre quelle negative lo rilasciano

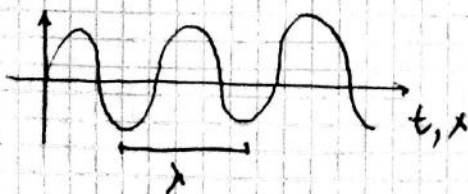
Un tessuto di questo tipo è detto **ELASTICO**: più un tessuto è elastico, più l'onda si propaga facilmente.

- Terapia tramite ultrasuoni.
- Velocità di propagazione → Dipende dall'elasticità del mezzo in cui si propagano le onde  
 $v$  per ogni materiale  
 → Nel vuoto la velocità di prop. è 0  
 $v \sim 300 \text{ m/s}$  aria  
 $v \sim 1500 \text{ m/s}$  tessuti  
 $v \sim 4000 \text{ m/s}$  osso
- Legame velocità - frequenza =  $v = \lambda f$

**$\lambda$  IMPORTANTE** →  $\lambda$  deve essere prop. all'oggetto "da colpire", se no non interagisce con questo.

Modellizzando  $f$  si controllano le varie  $\lambda$ . ⇒  $f = 1 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 1,5 \text{ mm}$   
 $f = 20 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 0,075 \text{ mm}$

## DUALISMO SPAZIO-TEMPO



$$v = \lambda f$$

La propagazione dell'onda ultrasonica si comporta allo stesso modo sia rispetto al tempo che rispetto allo spazio

↓  
OSCILLAZIONE SPAZIALE / TEMPORALE

## IMPEDENZA ACOUSTICA DI UN TESSUTO

Misura di quanto un tessuto facilita o meno il passaggio di ultrasuoni

$$Z = \rho v$$

$\rho$  = densità mezzo  $v$  = velocità propagazione nel mezzo.

Materiali con stessa  $f$  possono avere  $Z$  diverse.

↳ esempio osso → Come sono disposte le trabecole?

Esempi: Aria →  $\rho = 1,2 \text{ kg/m}^3$ ,  $v = 330 \text{ m/s}$ ,  $Z = 0,0004$

Ossso →  $\rho = 1912 \text{ kg/m}^3$ ,  $v = 4080 \text{ m/s}$ ,  $Z = 7,80$

di componenti molto simili

↳ **Tessuti**

↳ Normalizzazione

$$v = 1540 \text{ m/s}$$

Valore standard

Tutte le volte che si incontra un'impedenza acustica si ha un'eco di ritorno → più o meno intenso.

15/04/14

$f$  determina  $\lambda \rightarrow \lambda$  un'idea di possibilità di vedere i tessuti  $\rightarrow f$  è più grande possibile o è inferiore.

mezzo elastico  $\rightarrow$  causa una perdita di energia dell'onda sonora.

• L'intensità di un'onda sonora diminuisce come un esponenziale decrescente quando attraversa i tessuti.  $A(x) = A_0 e^{-\alpha x}$

Si ha una limitazione dovuta alla MASSIMA PROFONDITÀ DI SCANSIONE (4-10 dB)

Ad esempio, l'osso pone un'importantissima attenuazione  $\rightarrow$  Non si può fare imaging tramite ultrasuoni per elementi scheletrici da esso. (tranne alcune eccezioni  $\rightarrow$  ecografia transcranica neonata (osso scatola cranica non del tutto calcificato)).

Problema: i tessuti attenuano di più man mano che la frequenza aumenta. L'ultrasonografia è una questione di compromesso  $\rightarrow$  Qual'è la massima utilizzabile?

Limiti fisici e matematici: MASSIMA PROFONDITÀ SCANSIONABILE: 10-15 cm

$\rightarrow$  Va abbastanza bene poiché si vedono quasi tutti gli organi di interesse (problemi dovuti a pazienti obesi)

• Calcoli renali  $\rightarrow$  formati in prevalenza da Ca (come l'osso)  $\rightarrow$  ultrasuoni possono essere usati come terapia  $\rightarrow$  un fascio abbastanza forte danneggia i calcoli, li rompe e questi possono essere espulsi.

Dentista  $\rightarrow$  pulizia dei denti tramite ultrasuoni / Ultrasuoni per pulizia di accumuli di dente.

POSSIBILE ULTRASUONI PER TERAPIA  $\rightarrow$  il fascio sonoro deve essere più intenso

Distruzione adipociti  $\rightarrow$  eliminare le cellule (US per uso estetico)

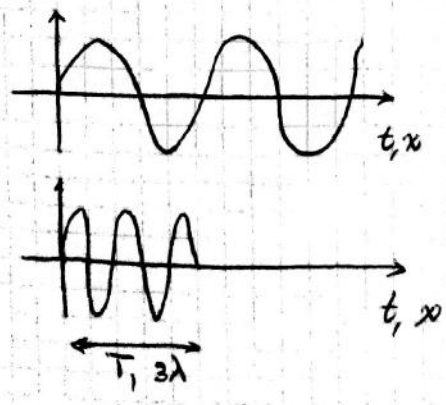
(Differenza tra uso estetico [campo di azione espanso] e terapeutico [campo di azione mirato]).

• GLI ULTRASUONI SONO ADATTI PER FARE TERAPIA, MA SONO POCO EFFICIENTI PER IMAGINE.

• RISOLUZIONE US:

La sonda emette un impulso per breve tempo, aspetta la propagazione e ascolta i numerosi echi per lungo tempo. ("la sonda parla poco e ascolta tanto")

Questo impulso è un PACCHETTO DI ULTRASUONI che contiene 3,5 cicli di sinusoidale.



Dualismo spazio-tempo



l'impulso può essere definito con una durata temporale oppure spaziale:

$T_1, 3\lambda$

La durata incide sulla risoluzione

**DISPOSITIVI E SONDE US**

2 classi di dispositivi

1) - **ECOGRAFI** → funzionano sul principio della riflessione (eco)

2) - **DISP. PLASMETRICA** → calcolo di velocità.

**1) SISTEMI AD ULTRASUONI CON ECO PULSANTE**

→ **RIFLESSIONE ULTRASUONO**

d'immagine ecografica è creata da echi molto intensi o meno intensi.

↳ d'eco si genera in presenza di un'interfaccia. la distanza tra essa e l'interfaccia è  $d$ .  
Come si calcola  $d$ ?

Si imposta una velocità di propagazione (1540 m/s nei tessuti molli) e si deve conoscere il tempo di andata e poi ritorno con l'eco  $\Delta t$ .

→  $velocità = \frac{spazio}{tempo}$  →  $spazio = velocità \cdot tempo$

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

andata e ritorno      velocità propagazione

CALCOLO DELLA PROFONDITÀ A CUI È AVVENUTA LA RIFLESSIONE DELL'ONDA È LA GENERAZIONE DELL'ECO DI RITORNO.

Si fa sempre un errore, dovuto all'impostazione della velocità di propagazione che è imposta fissa ma realmente non è uguale in tutti i tessuti → **ERRORE** comunque **ACCETTABILE**.

● **Perdita intensità**: si genera un'eco che prima che arrivi sul bersaglio ha perso intensità (in modo espon. decres.); dal bersaglio si genera l'eco di ritorno, che però non ha tutta l'intensità dell'onda incidente ed inoltre nel viaggio di ritorno viene ulteriormente perduto.



$A'' =$  intensità onda  
 $A' = A \cdot e^{-2dd}$   
 $A'' = A' \cdot R$   
 $A'' = A \cdot e^{-2dd} = A \cdot R \cdot e^{-2dd}$

R? **coeff. di riflessione**

Si può conoscere? Si risalendo da  $A''$  e conoscendo  $A$  e  $d$  (coeff. dei tessuti molli),  $d$  (calcolato dalla strumentazione) e  $A''$  (calcolato al ritorno dalla strumentazione).  
 Calcolato  $R$  si ha quello che serve per la ricostruzione dell'immagine

**TGC → TIME GAIN COMPENSATION**

è un amplificatore che amplifica gli echi proporzionalmente alla distanza alla quale sono stati generati (si tratta dell'effetto della profondità e quindi del tempo di volo) → così si sopp. l'effetto di  $R$ .

È logaritmico per compensare l'espansione →  $G(\Delta t)$

Si sono dei controlli che possiamo modificare il guadagno a certi  $\Delta t$ .

**SISTEMA A BLOCCHI ECO**

Trasduttore → dove si fanno i cristalli pz (effetto diretto o inverso) → collegati a seconda della  $f_0$  ad un **TRASMETTITORE** o ad un **RICEVITORE** (slide)

Costo disp. ecografico:

- disp. con risoluzione non ottima: < 10.000 €
- disp. "migliori": 180.000 - 200.000 €
- studi cardiologica con voci colorate: 300.000 €

Variazioni prezzo dipende dai piezoelettrici, dal generatore di impulsi (che diminuzione si ha?)

MODALITA' M (TIME MOTION) → Cardiolologia

- ↳ Permette la visione di particelle in movimento.
- ↳ Emette un'unica linea di scansione che osserva le varie interfacce. Ad intervalli temporali regolari si emettono altre onde. Dal confronto tra tutte le immagini ottenute si osserva il movimento delle interfacce.

ECOGRAFIA TRIDIMENSIONALE → Scansione volumetrica con ricostruzione algebrica.

↳ Ad esempio per il feto → esame non di routine clinica. (costo: 100 €)

**2** FLUSSIMETRIA DOPPLER (VELOCIMETRIA DOPPLER)

Questi disp. hanno il compito di misurare la VELOCITA' DEL FLUSSO EMATICO in modo non invasivo. → Analisi del flusso, corretto o no?

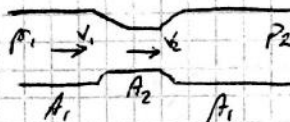
Importante per e' aterosclerosi (formazione di placche all'interno di arterie)

Si misura la velocità con sicurezza:

EQUAZIONE DI CONTINUITA':  $A \cdot V = \text{cost}$  velocità (legge di Bernoulli)

ovvero sezione

EFFETTO VENTURI



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

- La sezione del vaso è misurata tramite radiografia a contrasto
- La pressione si misura solo in metodo invasivo → catetere

- Per la velocità si usa l'**EFFETTO DOPPLER** → moto è RELATIVO TRA SORGENTE E RILEVATORE → se la sorgente si avvicina, sembra che f sia maggiore e viceversa. → ALTERAZIONE PERCEZIONE FREQUENZA → sono ferri.

- Proporzionalità tra velocità e  $f_d$ : sorgente e rilevatore sono la stessa cosa → quella che si muove è il sangue → la sorgente emette  $f_0$  e riceve  $f$  in base al movimento del sangue.

Operazione difficile → si può arrivare ad un errore del 20%.

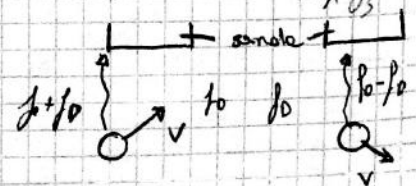
Quando il flusso ematico si avvicina alla sonda apparentemente  $2\theta/04/14$  anche  $f$  maggiore rispetto a quando si allontana.

Si fa un vaso che viene sondato tramite sonda con un fascio di us con frequenza  $f_0$  (2 MHz <  $f_0$  < 15-20 MHz, importata). La direzione di incidenza, e l'asse del vaso formano un angolo  $\theta$  → l'effetto doppler dipende da  $\theta$ . Il sangue circolante nel vaso è composto da parte liquida e solida: il plasma non genera eco (è ANECOGENTO), mentre i corpuscoli possono generare eco avendo un'impedenza acustica "valida". Questi corpuscoli sono particelle, globuli bianchi e rossi, ma poiché le mo di globuli rossi è molto elevata rispetto alle altre 2 categorie gli us interagiscono principalmente con quest.

- Supposto:  $f$  globulo rosso con velocità  $v$ . il globulo passa sotto la sonda e interagisce con gli us: colpito dagli us rimanda verso la sonda un'eco con frequenza  $f_0 + \text{SCARTO DOPPLER } f_D$  se globulo e sonda sono in avvicinamento.

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

$c$  = velocità propagazione us (supposta) → 1540 m/s



Se globulo e sonda sono in allontanamento l'eco di risposta avrà frequenza  $(f_0 - f_0)$

Come si muova cosa? Problematico

in caso  $\theta = 90^\circ \rightarrow \cos \theta = 0, f_D = 0 \rightarrow$  non si ha EFFETTO DOPPLER ( $f_0$  in uscita e  $f_0$  in entrata)

→ **MAI FARE FLUSSIMETRIA ORTOGONALMENTE**

**MIXER** → fa il prodotto dei 2 segnali → si trasformano in somma → costruita cos che ha  $f$  pari alla  $f_0$  (differenza) e un'altra costruita  $f$  pari alla somma.

Questi 2 componenti sono separati in frequenza → uso un PASSA BASSO e rimane solo il coseno di  $f_0$  → Per calcolare  $f_0$  uso di  $f_0$  e ANALIZZATORE DI SPETTRO → Funziona con algoritmo veloce e c.

$$s_1(t) = A_1 \cos(2\pi f_0 t)$$

$$s_1(t)s_2(t) = \frac{A_1 A_2}{2} [\cos(2\pi f_0 t + \phi_1) + \cos(2\pi(f_0 + f_0)t + \phi_1)]$$

TRANSMETTITORE

$$s_2(t) = A_2 \cos(2\pi(f_0 + f_0)t + \phi_1)$$

RICEVITORE

MIXER

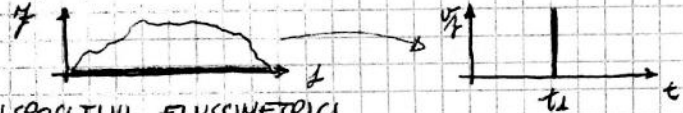
FILTRO PASSA BASSO

ANALIZZATORE DI SPETTRO

toglie il termine con  $f_0 + f_0$  poiché  $f_0 + f_0 > f_0$

esame costoso e poco invasivo, nato a Toronto come  $\gamma$  (medico + mg)  
**PROBLEMA**: Forse in modo che l'informazione ottenuta tramite esame non sia solo forma di  $f$  e quindi capita nel percorso sanitario → le disparenze  $f$  e convertito in un VELOCITOGRAFIA (variazione di  $v$  nel tempo).

Segnale dopo il filtro passa-basso → si prendono un tot di punti (64-256) e si fa la transf. di Fourier. L'asse delle  $f$  viene messo in verticale e seguito come velocità (segnale visto dall'alto). In orizzontale si ha il tempo relativo al momento in cui viene preso il segnale  
 es.: sintonia → velocità e  $f$  maggiori



COLORE + INTENSITÀ → più globuli rossi a quota determinata velocità.

slides patologiche

DISPOSITIVI FLUSSIMETRICI

- DISP. FLUSSIMETRICI AD ONDA CONTINUA (1) → Monitora di continuo
- " " " PULSATA (2) → manda l'impulso e aspetta gli echi di ritorno prima di mandare un altro impulso

La velocità ha un andamento sinusoidale all'onda cardiaca. Se la velocità è elevata (2) non riesce a stare dietro a cambiamenti ripetitivi → problema di campionamento. Qualora in genere si emette di continuo: 1 → si parla di "campionamento infinito". Se però (2) emette sempre chi è che riceve gli echi? In questo tipo di sono ci sono 2 schiere di cristalli → 1 emette e 1 riceve.

Con (1) la profondità di scansione può essere determinata come per gli ecografi, mentre con (2) non si riesce → (1) perché l'informazione della profondità di scansione (POTENZIALE RISOLUZIONE SPAZIALE) per alcuni distretti corporei non è rilevante, ma ci sono regioni in cui arterie / vene diverse scorrono vicine e il segnale risultante è sovrapposto → PROBLEMA.

1 FLUSSIMETRI CLINICI non sono usati ad onda continua (solo su richiesta)

(2) → Emette un impulso e dall'eco di ritorno si calcola sia PROFONDITÀ che VELOCITÀ. Però si ha un limite sul CAMPIONAMENTO poiché gli impulsi vengono emessi ogni DT.

• IMPOSIZIONE DI UN  $\theta$  CORRETTO AL DISPOSITIVO

Il disp. proietta un'immagine di riferimento 2D dove viene rappresentata la direzione di insorgenza e una linea orizzontale che l'operatore deve allineare all'asse del vaso per stabilire un  $\theta$  corretto. Il flussimetro calcola  $f$  e se questo va bene ok, se no si riposiziona la sonda. Sulle imm. di ref. sono anche presenti 2 linee // (rosse) che definiscono le VOLUME CAMPIONE → il disp. riceve solo gli echi in questa zona. → Solo questi vengono memorati e demodulati.  
 Come fa il disp. a capire quali sono gli echi accettabili? In base al tempo di volo degli echi di ritorno. Le linee che definiscono questo volume sono gestite dall'operatore.

(controllo) oppure scoppiate (pressione del liquido = US).

Per evitare questo problema, fanno una MEMBRANA FOSFORICA per avere stabilità meccanica.

SF<sub>6</sub> → esafloreo di zolfo → N° EFFETTI COLLATERALI ("alto pesante")

Spessore microbolle: 1-6 μm → vengono iniettate nelle vene → creiamo nella microvascolatura pressioni elevate, capillari di 8-9 μm

Vita microbolle: 10-15 minuti a pressione normale.

Possibile applicazione: anziché gas, chemioterapici → somata sopra le tumori che fa scoppiare le bolle.

Preparazione in momento → solido + liquido → formazione bolle con diametro calibrato

LEADER PRODUZIONE MEZZI DI CONTRASTO → BRACCO (ITA)

ESERCIZI SUI PRINCIPI FISICI DEGLI ULTRASUONI

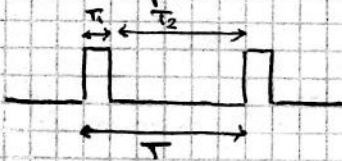
29/04/14

1) Una sonda ecografica emette un impulso ultrasonoro e lo riceve dopo circa 150 μs. A che profondità è stato riflesso l'impulso.

$$2d = c \cdot \Delta t \quad c = 1540 \text{ m/s} \quad \Delta t = 150 \mu\text{s} = 150 \cdot 10^{-6} \text{ s}$$

$$d = \frac{1}{2} \cdot 1540 \cdot 150 \cdot 10^{-6} = 0,115 \text{ m} = 11,5 \text{ cm}$$

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



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

T<sub>1</sub> = tempo di emissione

T<sub>2</sub> = tempo di volo fino alla parete

$$PRF = \frac{1}{T} \cdot \frac{1}{d_{max}} \rightarrow d_{max} = \frac{c}{2} \cdot \frac{1}{PRF} \quad \rightarrow T = 0,5 \text{ ms}$$

$$PRF = \frac{1}{T} \rightarrow T = \frac{1}{PRF} \quad ; \quad PRF_1 = \frac{1}{T_1} \rightarrow T_1 = \frac{1}{PRF_1}$$

$$DC = \frac{T_1}{T} = \frac{1/PRF_1}{1/PRF} = \frac{PRF}{PRF_1} \rightarrow PRF_1 = \frac{PRF}{DC} = 2 \cdot 10^5 = 200 \text{ KHz}$$

$$T_1 = \frac{1}{PRF_1} = 0,5 \cdot 10^{-5} = 5 \mu\text{s}$$

$$T = T_1 + T_2 \rightarrow T_2 = T - T_1 = 500 \cdot 10^{-6} - 5 \cdot 10^{-6} = 495 \mu\text{s}$$

$$PRF_2 = \frac{1}{T_2} \rightarrow d_{max} = \frac{c}{2} \cdot T_2 = \frac{1450}{2} \cdot 495 \cdot 10^{-6} = 361 \text{ cm}$$



# FONDAMENTI DI RISONANZA MAGNETICA (RM)

Non ci sono radiazioni ionizzanti → si usano campi magnetici o elettromagnetici.  
 → Sono comunque radiazioni pericolose.

Termine nucleare: specifiche transizioni di nuclei

Nasce nel 1946, scoperta da Bloch e Purcell.

La RM fornisce dati molto utili rispetto ai tessuti molli, mentre risulta inutile per i tessuti duri → d'acqua gioca un ruolo fondamentale.

Nuovi di contrasto → tossici, non biocompatibili

↳ endogeno (già presente nel corpo umano): EMOGLOBINA.

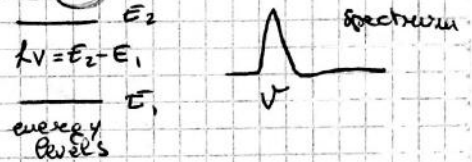
## PRINCIPI FISICI

Relazione energia - frequenza:  $\Delta E = h \nu$  LEGGE DI PLANCK

Si libera energia quando gli e<sup>-</sup> di un nucleo compiono salti orbitari → spostamento e tra diversi livelli di energia → SCAMBIO ENERGETICO

Si libera un QUANTO DI ENERGIA dovuto ad un SALTO QUANTICO → Ogni salto avviene ad una determinata frequenza  $\nu$

(SPECTROSCOPIA → da i componenti di quei materiali) ↳ tramite salti energetici



Base per anti-doping sportivo.

## NUCLEI ELEMENTO:

E' fatto da protoni e neutroni.

Sfera che ha una sua massa e un momento di spin, cioè ruota su se stessa (momento angolare)

$Z = n^{\circ}$  atomico,  $A = n^{\circ}$  di massa,  $\vec{I} =$  momento di spin.

Alcuni atomi hanno  $\vec{I} = 0$ , non vuol dire che sia neutro ma che magari hanno un po' di una parte e un po' dell'altra.

$|\vec{I}| =$  numero di spin → e' quantizzato

[Tutti: per isotopi con n<sup>o</sup> di protoni e neutroni pari hanno  $I = 0$   
 Tutti: per isotopi con soli 2 livelli energetici hanno  $I = 1/2$

① RM classica considera solo gli atomi di H → ione idrogeno  $H^+$  (nucleo: 1 solo protone).

Come mai H? Elemento molto presente nel corpo umano → Gli ioni idrogeno ci sono nell' $H_2O$  →  $H_2O$  nel corpo 70%.

Il  $H^+$  ha n<sup>o</sup> di spin  $I = 1/2$ .

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

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I} \rightarrow \text{Rapporto giro magnetico}$$

l'idrogeno ha  $\gamma/\hbar$  elevato:  $42,57 \text{ (MHz/T)}$

In RM non si usa e' 0 poiché il suo  $I = 0$ . → INSENSIBILE AL CAMPO MAGNETICO

② Come si interagisce con i protoni di un tessuto?   
 nucleare

Condizione di riposo → il tessuto non e' magnetizzato → Ogni  $\vec{I}$  e' orientato casualmente nello spazio. → MATERIA NEUTRA   
 CMS

Se però si applica un campo magnetico esterno STATICO ( $B_0$ ) → interatta

• SPIN-DOWN → orientazione discorde a  $B_0$  (↓) → ENERGIA MAGGIORE  
 Spin-down ha più energia rispetto a spin-up poiché spin-up si può  
 avere che sia quasi uno stato di equilibrio stabile (rispetto a  
 spin-down).  
 ↳ PUNTO DI EQUILIBRIO INSTABILE

$$E_{\downarrow} = \frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 \quad E_{\uparrow} = -\frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0$$

Quanti protoni sono in spin-up e quanti in spin-down? → STATISTICA DI BOLTZMANN

$$\frac{m_{\uparrow}}{m_{\downarrow}} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} \approx 1 + \frac{\Delta E}{kT} \quad \Delta E = E_{\downarrow} - E_{\uparrow} \approx 10 \text{ keV}$$

$K = \text{cost Boltzmann}$   
 $T = \text{temperatura (K)}$   
 $\Delta E = \text{energia}$

$\Delta E$  e  $K$  non possiamo toccare, però è rapporto  $m_{\uparrow}/m_{\downarrow}$  può essere controllato tramite  $T$ .

Ma un esame di RM non deve avere variazioni di  $M$  e quindi non deve variazioni il rapporto  $m_{\uparrow}/m_{\downarrow}$

↳ I locali di RM sono TERMOSTATATI ( $T \sim 22-24^\circ \text{C}$ )

temperatura corporea

• PREVALENZA O ECCESSO:  $\frac{m_{\uparrow} - m_{\downarrow}}{m_{\uparrow} + m_{\downarrow}} = 3,3 \cdot 10^{-6} \rightarrow$  posto  $B = 1 \text{ T}$  e  $T = 310 \text{ K}$

Ogni  $10^4$  protoni ce ne sono 3 in più con orientazione spin-up

↳ EFFETTO ZEEMAN

L'INFO NECESSARIA PER RM È CONTENUTA NEL VETTORE  $K$

• In teoria  $\bar{M}$  è sufficiente per avere delle caratteristiche suea materia

Però la intensità è molto bassa perché la prevalenza è bassa → inefficace e ambiguità è molto rilevanzoso → NON SI RIESCE A MISURARE → SNR BASSO

Il unico modo è cambiare le proprietà di  $M$  → farlo variare, mandare il sistema in RISONANZA → SCAMBIO ENERGETICO A UNA FREQUENZA PRECISA.

LA RISONANZA È QUELLA PARTICOLARE CONDIZIONE DI UN SISTEMA PER CUI ESSO IMMAGAZIONA E RESTITUISCE IL MAX VALORE DI ENERGIA. IN CONDIZIONI DI RISONANZA IL SISTEMA HA UNA RISPOSTA ALL'ECCITAZIONE CHE È MASSIMAMENTE AMPLIFICATA

8/05/14

Si sfrutta le proprietà di  $M$  (date dal tessuto) → Alterare il sistema

→ si sfrutta il campo magnetico per creare  $\bar{M}$ , poi però deve perturbare il sistema e farlo andare in RISONANZA → fornendo energia

RISONANZA: condizione energetica → Ad una determinata frequenza il sistema è più favorevole allo scambio energetico con l'ambiente.

• Condizione di risonanza: due ent' fornisco energia al sistema in modo che questo si alteri, alterando o  $M$  o le sue proprietà.

Ciò lo si può fare ad una det. frequenza → FREQUENZA DI RISONANZA

→ è la velocità  $\omega_0$  con cui si muovono i protoni (precessione protoni intorno a  $B_0$ ) → ( $\omega_0$  e  $f$  differiscono solo per  $2\pi$ )  
 ↳ FREQUENZA DI LARMOR

$f$  in decine di MHz

Come si usa? Fornite un'ANTENNA che irradi il tessuto con un freq  $\omega_0$ .

Quando si fornisce energia al sistema, la sua energia aumenta → succede che protoni di energia spin-up passino in posizione spin-down.

OGNI VOLTA CHE IRRADIA CON L'ANTENNA UN TESSUTO FORNENDO A QUESTO UN QUANTO DI ENERGIA, 1 p<sup>+</sup> PASSA DA SPIN-UP A SPIN-DOWN → il quanto di energia è fornito alla protone in posizione spin-up

- ↳ ECCITAZIONE A RADIOFREQUENZA ( $\vec{B}_1$ )
- $\vec{B}_1$  giace sul piano  $xy$  rispetto a  $\vec{B}_0$  che è sull'asse  $z$
  - $\vec{B}_1$  non è statico
  - $\vec{B}_1$  ruota con  $\omega_0$  nel piano  $xy$ .

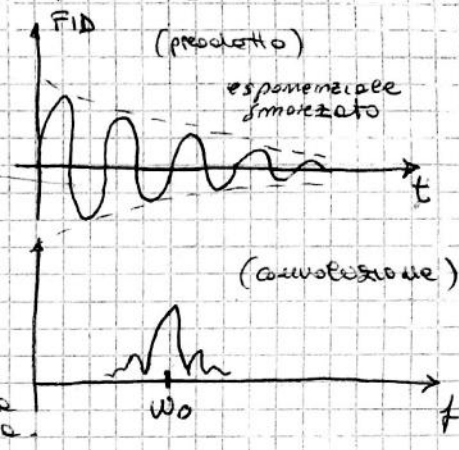
Dopo che  $n$  è perturbato il sistema ad  $\alpha = 90^\circ$  o  $\alpha = 180^\circ$  si spegne  $B_1$ ,  
 $\Rightarrow$  IL SISTEMA RITORNA AL LIVELLO ENERGETICO DI PARTENZA: il sistema spento  
 $B_1$  si trova in una condizione di equilibrio non favorevole e si riporta nello  
 stato di partenza più colossale  $\rightarrow H \parallel B_0$  (no comp. trasversali.)

IL SISTEMA RESTITUISCE L'ENERGIA CHE PRIMA GLI È STATA DONATA SOTTO FORMA DI  
 RADIAZIONE ELETTROMAGNETICA AD ELETTROFREQUENZA.  $\rightarrow$  CAMPO ELETTROMAGNETICO INDOTTO SU  
 UNA BOBINA POSTA NEL PIANO XY.

Si vuole catturare questa energia; come? Nuovamente con un'ANTENNA.  
 FREE INDUCTION DECAY (FID)  
 IL SEGNALE CHE VIENE LIBERATO È DETTO SEGNALE DI INDUZIONE LIBERA oppure  
 SEGNALE DI RILASSAMENTO (dovuto al fatto che il sistema si "rilassa").

IL DISPOSITIVO PER LA MISURA DEL SEGNALE È CHIAMATO (RILASSOMETRO) (ANTENNA)  
 $\hookrightarrow$  Si ascolta il segnale non istantaneo che il sistema si rilassa, quando  
 è tornato allo stato di equilibrio iniziale non emette più energia.

IL SEGNALE PERCEPITO (FID) VIENE PORTATO IN  
 TRASFORMAZIONE DI FOURIER.  
 $H_a f = \omega_0$  d'ampiezza del segnale  $F_{11}$   
 dipendente da  $H_0, B_0$  e  $\alpha$ .



sinusoidale ad  $\omega_0$  smorzata  $\Rightarrow$  ANDAMENTO TEMPORALE  
 CHE TRENDE A 0 QUASI EXP.  $\frac{1}{T_2}$

Segnale centrato su  $\omega_0$ , che coincide,  
 e quindi lo posso filtrare per  
 togliere la "frequenza di rumore".

Tutti i tessuti hanno  $\omega_0$ . Quello che caratterizza  
 il tessuto è l'esponenziale, cioè come si rilassa.

Esistono 2 modi che il sistema ha per rilassarsi: questi 2 modi  
 danno entrambi origine a due segnali esponenziali smorzati, ma  
 con costanti di tempo diverse:  $T_1$  e  $T_2$  ( $T_1$  e  $T_2$ )  $\rightarrow$  DIVERSO COMPORTAMENTO  
 DESCRIVONO L'ANDAMENTO NA STESSO RISULTATO.  
 TEMPORALE DEL SEGNALE FID  $H_{112}$

$T_1 \rightarrow$  RILASSAMENTO SPIN-RETICOLA  
 IL PROTONE CEDE ENERGIA A TUTTO CIÒ CHE NON È PROTONE (reticolo) fino  
 a che questo non lo ricomincia  $\rightarrow$  SCAMBI ENERGETICI TRA I PROTONI E  
 I RETICOLI

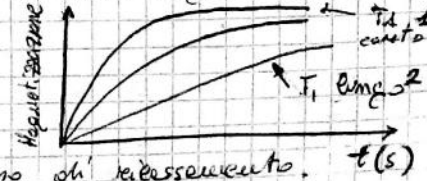
$T_2 \rightarrow$  RILASSAMENTO SPIN-SPIN  
 IL PROTONE CEDE ENERGIA AD UN ALTRO PROTONE E COSÌ VIA, "pateggiando"  
 l'energia poco alla volta viene rimessa

A SECONDA DEL TESSUTO, UN MECCANISMO È ENFATIZZATO RISpetto ALL'ALTRO  
 $\hookrightarrow$  Questo viene controllato tramite l'angolo  $\alpha$ .  $\Rightarrow$  CONTROLLANDO  $\alpha$   
 SI DECIDE QUALE SEQUENZA  
 DI ECITAZIONE USARE  
 PER ENFATIZZARE  
 $T_1$  O  $T_2$ .

$T_1 \rightarrow$  viene enfatizzato il ripristino delle componenti longitudinali  
 all'inizio  $M = \vec{I} \cdot N_0$   
 IL RILASSAMENTO DURE UN TEMPO  $T_1$



GRAFICO  $\Rightarrow t=0$  spegne  $B_1$  dopo avere impartito un impulso ad  $\alpha = 90^\circ$   $\rightarrow$  Dopo  
 lentamente la componente longitudinale torna ad essere uguale ad  $M_0$   
 (decaduta esponenziale)



$T_1$  breve  $\rightarrow$  Tessuto grasso (ci mette poco tempo)  
 $T_2$  lungo  $\rightarrow$  Liquido cerebrospinale

Quello che serve per creare un'immagine è il tempo di rilassamento.  $t(s)$

↓  
 Nel tempo è funzione della forza magnetica  
 matrice che lo fa muovere, meno un  
 termine che porta il tessuto a rilassarsi.  
 Infatti il vettore  $\vec{M}$  si muove nel piano e i protomi  
 si orientano  $\vec{M} \parallel \vec{B}_0 = 0$  poiché  $\vec{M} \parallel \vec{B}_0$ , inoltre  $\rho - \rho_0 = 0$   
 poiché  $\vec{M} = \vec{M}_0 \rightarrow dM/dt = 0 \rightarrow$  NO VARIABILE

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

Contiene le costanti di tempo:  $T_2$  sul piano  $\leftarrow$   
 trasversale  $xy$  e  $T_1$  lungo l'asse  $z$ .

MATRICE DI RIASSAMENTO

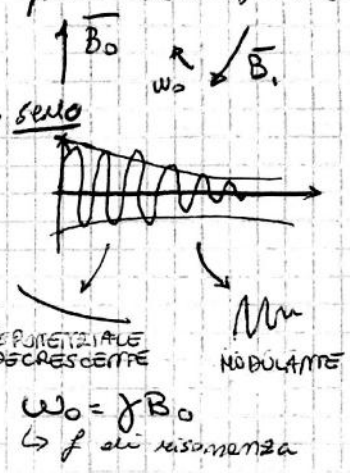
(Immagini  $T_1 \rightarrow$  liquido chiaro rispetto al tessuto;  $T_2 \rightarrow$  liquido scuro risp. tessuto)

• Come si costruiscono le immagini? Come si impone una selezione  
 su uno spazio corporeo?  $\rightarrow$  Eccitare solo alcuni protoni.

↓  
 si deve sapere la risposta dei protoni allo spazio. È molto complicato  
 perché le onde elettromagnetiche si muovono ad una velocità  $v$  quella  
 della luce.  
 Questo legame non lo si può trovare durante la ricezione del segnale  
 poiché i protoni emettono energia in qualsiasi direzione e si perde  
 la selettività.

Come si misura la costante di tempo relativa ad un singolo punto dello spazio?

Si applica  $B_0$  (diretto lungo  $z$ ), poi si applica  
 $B_1$  e dopo un certo tot di tempo lo si interrompe.  
 Viene percepito il segnale FID portante la cost  
 di tempo  $T_1$  e  $T_2$ .  
 Questo segnale è composto dalla PORTANTE A RADIOF.  $\omega_0$   
 e dalla MODULANTE, che vengono separati e distinti.



da modulante è funzione del tessuto, l'esp dei  
 protoni.  
 Per capire dove stanno i protoni si deve  
 agire su  $\omega_0$  (la loro frequenza di risonanza)  
 e per fare  $\omega_0$  si deve togliere/approssimare  
 un po' di  $B_0$ .

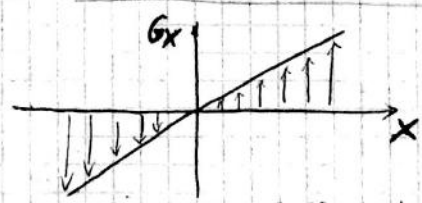
$$\omega_0 = \gamma (B_0 \pm \Delta B_0)$$

Non si tocca perché è statico

Im questo modo si induce risonanza (con  $\omega_0$ ) solo a protoni in  
 una determinata posizione; agli altri si sovrappone un campo magnetico  
 con frequenza diversa e non entrano in risonanza (sebbene eccitati).

Questo processo lo si può fare con CAMPI MAGNETICI AGGIUNTIVI GRADIENTI NELLO SPAZIO  $\Rightarrow$  CAMPI GRADIENTI.

Conoscendo la pendenza del  
 gradiente ( $T/m$ ) sappiamo  
 la frequenza che hanno i  
 protoni nello spazio

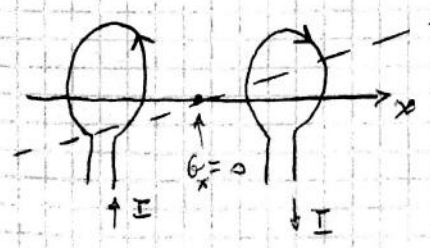


↓  
 Sono variabile  
 LINEARMENTE  
 nello spazio

Poiché si ha linearità spazio-frequenza si risolve facilmente da  $f$  a posizione  
 e viceversa. IL CAMPO GRADIENTE VARIA LINEARMENTE IN FUNZIONE DELLO SPAZIO

Quindi solo i protoni che si trovano in  $x=0$  sono in risonanza

Questi campi sono molto semplici da creare  $\rightarrow$  tramite ROBINE DI HELMHOLTZ



$\leftarrow$  aumento di  $G_x$   
 basso costo  
 Se una delle 2 correnti viene e centro  
 del gradiente ( $B=0$ ) si sposta.

Controllo omogeneità del campo Magnetico Statico → Il magnete per quanto costruito bene, può creare un campo variabile → perciò serve questo blocco che migliora le caratteristiche del campo.

Questo schema è comune a tutti i dispositivi.

CARATTERISTICHE

MAGNETE

Vincoli su  $B_0$  → se perde le sue caratteristiche perde validità l'esame.

- Intensità elevata :  $|0,2 - 0,3 - 0,4 T \leq B_0 \leq 1 - 2 T|$

↳ di solito  $B_0 \approx 1,5 T$  (va bene per ogni esame)

Esistono magneti più forti da 3T, però servono apposite apparecchiature per il suo utilizzo. → serve una disposizione del Ministero.

Campi da 0,3-0,4-0,5T sono usati su dispositivi particolari oppure per regioni corporee più piccole e meno critiche (esempio articolazioni)

Variazioni e intensità di  $B_0$  : un campo magnetico forte eccita bene (meglio) i protoni e migliora anche il loro rilassamento.

↳ ESAMI CON  $B_0$  DI INTENSITÀ ELEVATA PRODUCONO IMMAGINI CON RISOLUZIONE ELEVATA

LIMITI

Però, modificando  $B_0$  si modifica anche  $\omega_0$  → Aumentando  $B_0$  aumentano → si ha penetrazione minore → per aumentare serve  $B_1$  maggiore (ci sono limiti imposti dal Ministero).  
↳ sicurezza

Spettroscopia → Magneti fino a 1H T → cautele.

- Omogeneità campo magnetico

Si intende quanto rimane costante l'intensità di  $B_0$  nello spazio. → connotato spaziale

Si misura in punti per milione → da 0 mpa si guarda come le campo in una certa direzione.

Valori tipici di omogeneità: 100 parti per milione → 100 ppm

↳ più è basso questo valore più il soggetto è migliore.

Se  $> 100$  ppm si perde risoluzione delle immagini macroscopicamente.

↳ ciò perché non tutti i protoni sentono la stessa frequenza ed entrano in risonanza.

Porta immagini a bordi o colori di grigio poco definiti e distinti.

In caso di omogeneità elevata, si può correggere  $B_0$  con il dispositivo di controllo del CHS → CANAL MAGNETICO STATICO

BASSA ONDGENITÀ = SCARSA QUALITÀ IMMAGINE

- Stabilità temporale

$B_0$  deve essere di intensità costante nel tempo → Perché l'esame è lungo e l'intensità deve essere stabile.

Viene misurata per punti per milione all'ora → ppm/h

Valore accettabile: 10 ppm/h

Se non si ha stabilità temporale varia la risonanza dei protoni → Misure poco affidabili e degradazione qualità immagini.

- Volume utile

Zona in cui le caratteristiche del campo sono garantite → Volume utile ai fini dell'esame → se si esce dal volume stabilito non è detto che  $B_0$  sia corretto.

I dispositivi sono il più piccolo possibile → Gantry (Tipo TC) non sono superiori a 60-70 cm ⇒ PROBLEMI DAVUTI ALLA CLAUSTROFOBIA (4 pazienti su 10)

Un altro criterio di esclusione dell'esame RM è l'obesità, inoltre sono esclusi tutti i pazienti che hanno part. che possono interagire con il campo magnetico.

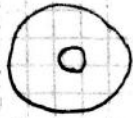
↳ ciò ovviamente dipende dal distretto corporeo sotto esame.

STABILITA'  $B_0 \rightarrow$  Assicurata dal sistema di alimentazione e da quello di raffreddamento

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

$\mu_0$  = permeabilità magnetica del vuoto  
 $G$  = fatto geometrico per struttura circolare  
 $W$  = potenza totale dissipata  
 $\delta$  = fattore di riempimento  
 $\rho$  = resistività allungata

$a_1$  = diametro conduttore



$\delta$  elevato



$\delta$  minore

$\uparrow B_0, \uparrow \delta \rightarrow$  ma ci deve stare il puzzone  
 $\uparrow B_0, \downarrow a_1$

$W$  non può aumentare e uscirne gli altri termini  $\rightarrow$  Non si supera O, S, T.

### - VARIATIONE TEMPERATURA

- Influenza sulla prevalenza
- Distribuzione inaffidabile  $\rightarrow$  varia la geometria  $\rightarrow$  si dissolvono le condutture  
 $\rightarrow$  Non omogeneità di  $B_0$

QUINDI LA TEMPERATURA DEVE ESSERE COSTANTE SIA PER L'AMBIENTE SIA PER IL SISTEMA DI RAFFREDDAMENTO.

$\hookrightarrow$  Controllo tramite centralina

$\rightarrow$   $O_2$  (utile per superconduttore)  
 variato  
 temperatura

Questi fattori restano costanti

Pezzo magnetico resistivo: finito e serve si spegne  $\rightarrow$  MIGLIORE SICUREZZA

27/05/14

### MAGNETE A SUPERCONDUTTORE

Sfrutta il fenomeno della SUPERCONDUZIONE  $\rightarrow$  supera il limite del magnete resistivo: se si pone  $B$  troppo intensa e' effetto joule e' troppo rilevante  $\rightarrow$  Troppo dissipazione di calore (problemi di raffreddamento)

Questo limite viene superato dai superc.: sotto una certa  $T$  (TEMPERATURA CRITICA) ogni metallo presenta resistività nulla,  $\rho = 0$  (R nulla)

Non vale più la legge di Ohm, e di conseguenza e' effetto joule

Si possono usare correnti più elevate che portano a  $B$  di intensità alta.

La temperatura critica e' intorno a  $-200^\circ C$ ,  $\sim 0K \rightarrow$  fare fare ciò si immerge il metallo in un BAGNO DI AZOTO LIQUIDO.

Disogna preparare gas refrigerante in continuazione poiché si crea un gradiente termico nelle stampe.

$\hookrightarrow$  PREZZO DA PAGARE PER USARE IL SUPERCONDUTTORE

Solenoidale:  $B$  proporzionale al n° di spire e alla corrente presente; e' posto a bagno nel gas.

Se si aumenta la corrente che fluisce, la temp. critica del materiale varia

$\hookrightarrow$  Si deve cercare di mantenere la STABILITA'

Geometria ideale: SOLENOIDE DI LUNGHEZZA INFINITA (cavo elettrico di lunghezza  $\sim 20 km$ )

Materiale: 3 filamenti di nichel-titanio intrecciati  
 Si usa come involucro del rame alla temperatura di  $4,2 K (-270^\circ C)$

Bagni di gas possibili: ELIO, AZOTO o euttraenti (uno deuterio e' l'altro)  
 Si usa un gas per termostatare l'altro gas.

Queste bobine generano molto rumore → servono anche acustici.

- Per avere dei gradienti rapidi ( $\approx 10 \text{ mT/m}$ ) servono correnti di intensità molto elevata.

- Segnale FID: si potrebbe rilevare con la stessa antenna che genera  $B_1$ , ma in generale non si fa così; vengono usate delle antenne a contatto con il corpo (body coil) per evitare l'errore dovuto alla bobine → se no ci sono errori nel calcolo di  $T_1$  e  $T_2$ .

↳ Si ottimizza il rapporto segnale/rumore.

### PRECAUZIONI RM:

- Non si può fare RM ai pazienti che portano protesi non certificate per RM;

↳ Distorsione dell'immagine poiché  $B_0$  viene deviato

- Si può fare per:

1) Non impiantare anche se certificati (per sicurezza)

2) No dentiere mobili (si otturazioni e impianti dentali fissi)

3) Va bene per le donne in gravidanza → No con limitazione solo ai distretti corporei cerebrali o articolare poiché la corrente non "entra" nel dispositivo.

### • APPLICAZIONI IN NEUROLOGIA

- FIBER-TRACKING: ricostruisce il percorso degli assoni nel cervello → Diagnosi malattie neurodegenerative

↳ colore: blu → Cranio caudale; verde → Anteroposteriore; rosso → lato-lato

All'interno dell'assone c'è un protone; con il campo magnetico si può tentare di spostare il protone solo lungo la direzione delle fibre → Esame di DIFFUSIONE nelle altre direzioni no perché l'acqua non esce dagli assoni.

• RM funzionale: cercare di capire quale zona del cervello risponde a certi stimoli → utile per soggetti patologici.

Sfrutta l'emoglobina come mezzo di contrasto (ottico, colore diverso a seconda che all'emoglobina sia legato  $O_2$  o  $CO_2$ ) → Contiene Fe, comportamento magnetico → ossidato o ridotta cambia il comportamento cerebrale → l'area cerebrale che risponde ad uno stimolo consuma più  $O_2$ , quindi si ha più emoglobina legata all' $O_2$ .

ICTUS → perdita linguaggio, ricerca di neuroni che cercano di sostituire i neuroni morti.

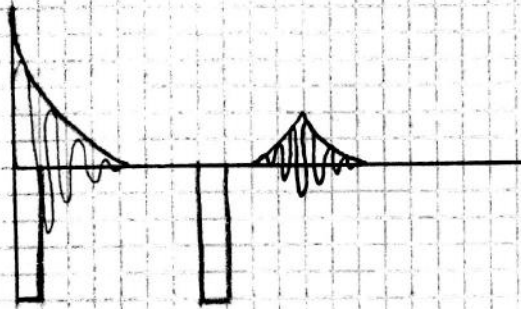
↳ lesione ai muscoli della deglutizione → rischio POLMONITE

**QUENCHING**: ripristino completo della resistività del conduttore e conseguente scarica istantanea di tutta l'energia immagazzinata nel magnetite

**SPIN - ECHO**

Un impulso a  $90^\circ$  è seguito dopo un tempo  $T_E/2$  da un impulso a  $180^\circ$ . L'effetto dell'impulso a  $180^\circ$  è quello di riacallineare gli spin precessendo, dopo un'interazione di tempo  $T_E/2$ , un segnale eco che viene acquisito, la cui ampiezza è:

$$\text{Ampiezza FID} = \rho (1 - e^{-T_R/T_1}) e^{-T_E/T_2}$$



- eccitazione
- FID
- $T_2^*$
- $T_2$
- FID
- $T_2^*$

- $T_R \gg T_1$  e  $T_E \ll T_2 \rightarrow$  immagini di densità protonica
- $T_R \approx T_1$  e  $T_E \ll T_2 \rightarrow$  il pesate principali parimenti su  $T_1$
- $T_R \gg T_1$  e  $T_E \geq T_2 \rightarrow$  " " " "  $T_2$

Ordini di grandezza:  $T_R \rightarrow$  secondi /  $T_E \rightarrow$  decine di milisecondi

**ESERCIZI**

1) Riprendendo alle tabelle sulle slide:

- a) A quale valore di  $T_i$  è uguale del processo SARCA  $\nu = 0$  in una seq. inversion recovery? (si consideri  $T_R \gg T_1$ )
- b) Seq. Saturation recovery e un campione contenente tutti i tessuti da tabella, che valore deve avere  $T_R$  al fine di garantire almeno il 98% del segnale da tutti i tessuti?

Risposta:

Si ricorda: COSTANTE DI PROPORZIONALITÀ

|                     |                                               |
|---------------------|-----------------------------------------------|
| SATURATION RECOVERY | $S = K\rho(1 - e^{-T_R/T_1})$                 |
| INVERSION RECOVERY  | $S = K\rho(1 - 2e^{-T_i/T_1} + e^{-T_R/T_1})$ |
| SPIN-ECHO           | $S = K\rho(1 - e^{-T_R/T_1})e^{-T_E/T_2}$     |

parte a)

Considerando  $T_R \gg T_1$ , risulta trascurabile  $e^{-T_R/T_1}$

$$\Rightarrow S(T_i) = K\rho(1 - 2e^{-T_i/T_1}) = 0 \rightarrow K\rho(1 - 2e^{-T_i/T_1}) = 0$$

$$2e^{-T_i/T_1} = 1 \rightarrow \ln(2 \cdot e^{-T_i/T_1}) = \ln 1 = 0$$

$$\rightarrow \ln 2 + \ln e^{-T_i/T_1} = 0 \rightarrow \ln 2 + \frac{-T_i}{T_1} = 0 \rightarrow T_i = T_1 \ln 2$$

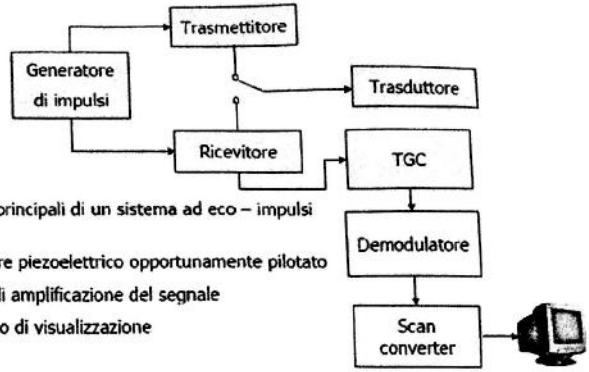
Da tabella:  $T_1$  grasso  $[92 - 0,75]s \rightarrow T_i = 92 \cdot \ln 2 \approx 140 \text{ ms}$   
 $T_i = 0,75 \cdot \ln 2 \approx 520 \text{ ms}$



## ARTEFATTI RISONANZA MAGNETICA

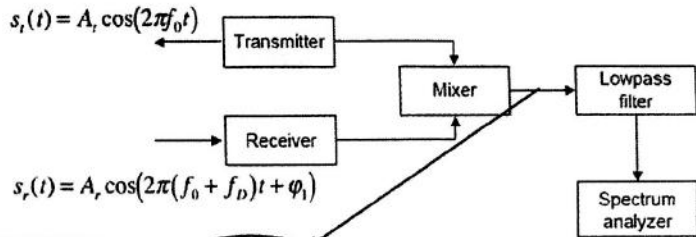
- 1) DISOMOGENEITA' DEL CAMPO  $B_0$  → Immagini distorte  
↳ Nell'intensità ( $T_2^*$  modificata)  
↳ Spazialmente  
↳ Oggetti metallici distorcono il campo magnetico  $B_0$ .
- 2) GRADIENTI → Un gradiente che non è costante rispetto alle direzioni cui agisce distorce l'immagine.  
Cause:
  - bobine gradiente sbilanciate
  - correnti anomale che possono essere bobine gradiente.
- 3) EFFETTO DI VOLUME PARZIALE → Diversi tipi di tessuto sono presenti nello stesso voxel.
- 4) FLUSSO → Tra l'istante di eccitazione e il tempo di lettura il liquido si sposta → Molecole eccitate non più nello stesso voxel.

**Sistema ad impulsi eco (pulsed-echo)**



- I componenti principali di un sistema ad eco - impulsi sono:
- un trasduttore piezoelettrico opportunamente pilotato
  - un sistema di amplificazione del segnale
  - un dispositivo di visualizzazione

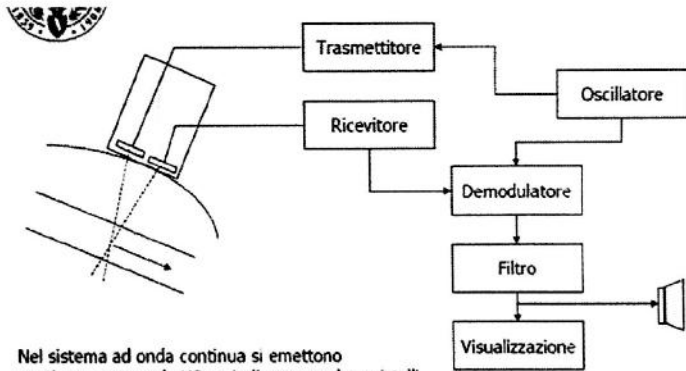
**Demodulatore coerente utilizzato in un flussimetro doppler**



$$s_t(t)s_r(t) = \frac{A_t A_r}{2} [\cos(2\pi f_D t + \phi_1) + \cos(2\pi(2f_0 + f_D)t + \phi_1)]$$

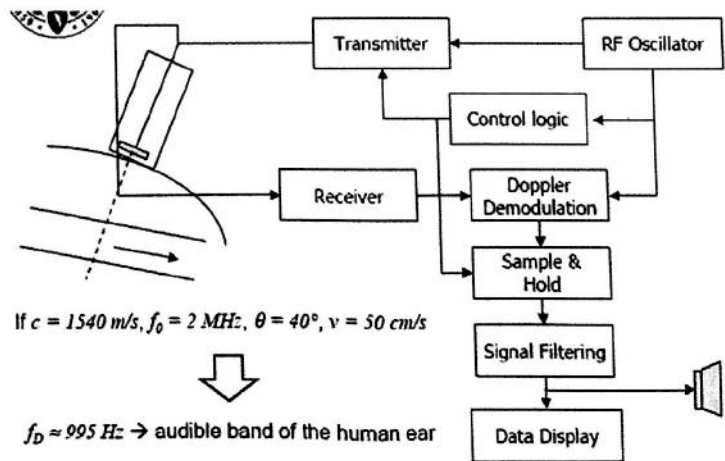
Low frequency Doppler echo

**Dispositivo Doppler ad Onda continua**



Nel sistema ad onda continua si emettono continuamente onde US, quindi servono due cristalli, uno per la ricezione ed uno per la trasmissione.

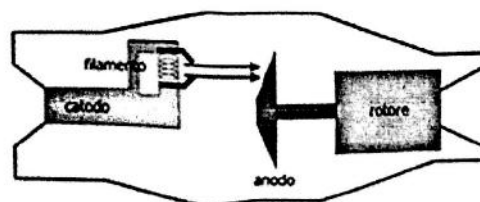
**Dispositivo Doppler ad Onda pulsata**



If  $c = 1540 \text{ m/s}$ ,  $f_0 = 2 \text{ MHz}$ ,  $\theta = 40^\circ$ ,  $v = 50 \text{ cm/s}$

$f_D \approx 995 \text{ Hz} \rightarrow$  audible band of the human ear

**Tubo a raggi X (tubo radiogeno)**



## ULTRASUONI

**1. Disegnare lo schema a blocchi di un demodulatore coerente utilizzato in flussimetria Doppler. Sviluppando i conti, spiegare come sia possibile ricavare l'eco Doppler dal segnale ricevuto. Calcolare, infine, la frequenza del segnale Doppler generato da una particella in movimento con velocità pari a 100 cm/s insonata a 10 MHz sotto un angolo di 60°.**

v. domanda 3

esercizio:

$$v = 100 \text{ cm/s} > 1 \text{ m/s}$$

$$f_0 = 10 \cdot 10^6 \text{ Hz}$$

$$c = 1540 \text{ m/s}$$

$$f_d = (2f_0 v \cos \theta) / c$$

$$v = c f_d / 2f_0 \cos \theta$$

$$f_D = 6,5 \text{ KHz}$$

**2. Disegnare lo schema a blocchi di un flussimetro ad onda pulsata. Definire, successivamente, cosa si intende per "filtro di parete" e spiegarne il funzionamento.**

Il flussimetro ad onda pulsata (o frequenza pulsata), è un flussimetro dove i cristalli emettono impulsi US, poi si spengono e ascoltano l'eco diffuso in base al tempo identificandone la profondità.

I pacchetti di impulsi vengono emessi ad una frequenza ben precisa, detta Pulse Repetition Frequency, e per ognuno di essi ottengo un eco di ritorno. La PRF determina la massima profondità di scansione in quanto l'eco deve tornare alla sonda prima che avvenga la trasmissione del pacchetto successivo. ( $d_{\max} = c/2PRF$ )

Negli studi vascolari effettuati con un flussimetro, i movimenti rivelati dalla sonda possono anche essere causati non solo dal movimento degli eritrociti all'interno del vaso, ma anche dalle pareti dei ventricoli e dei vasi dove si sviluppa il flusso sanguigno. A tali movimenti è associata una bassa frequenza doppler poiché avvengono a velocità modeste, ma gli echi provenienti dalle pareti tendono a sovrapporsi a quelli provenienti dai corpuscoli nel sangue, cioè essi costituiscono un rumore di fondo molto forte che copre i segnali utili.

Al fine di evitare rumore causato dal movimento di altri tessuti si introduce il filtro di parete, che è un filtro passa alto che elimina le basse frequenze, ovvero ogni frequenza compresa tra 0 e la frequenza del filtro di parete, che è variabile in modo da poter tagliare frequenze a partire da diverse soglie.

**3. Disegnare lo schema a blocchi di un demodulatore coerente utilizzato in un flussimetro Doppler. Scrivere le equazioni che consentono di risalire, noto il segnale trasmesso all'informazione contenuta nell'eco di ritorno ed elencare le informazioni di flusso contenute nel segnale demodulato.**

Per misurare  $f_D$  si usa il demodulatore di fase:

Il demodulatore coerente è utilizzato per misurare lo scarto doppler  $f_D$

Il segnale inviato dal trasmettitore ha equazione:  $s_t(t) = A_t \cos(2\pi f_0 t)$

Al ricevitore giunge un segnale modulato in frequenza, contenente l'informazione utile costituita da  $f_D$ :

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

Questi due segnali vengono inviati ad un dispositivo miscelatore chiamato mixer che li moltiplica. All'uscita del mixer e quindi rilevabile un segnale di equazione:  $s_t(t)s_r(t) = \frac{1}{2}A_t A_r [\cos(2\pi f_D t + \varphi_1) + \cos(2\pi(2f_0 + f_D)t + \varphi_1)]$

Possiamo notare che il contenuto in frequenza del segnale è la somma di due contributi, uno in bassa frequenze ed uno in alta frequenza. Basta immettere un filtro passa basso all'uscita del mixer per eliminare la componente di frequenza maggiore  $f_0 + f_D$  e successivamente applicare l'analisi di Fourier.

Alla fine avremo uno spettro dal quale potremo interpretare il regime di velocità del vaso, il numero di eritrociti che si muovono con la stessa velocità, il numero di particelle passate sotto la sonda.

**4. Si supponga di voler misurare la risoluzione in contrasto di un ecografo. Elencare la strumentazione necessaria e descrivere passo passo come si procede.**

La misurazione della risoluzione in contrasto serve a stabilire la capacità del sistema di riconoscere con diversi livelli di grigio zone con differente ecogenicità.

Strumentazione necessaria: ecografo, sonda ultrasonografica, fantoccio costituito da una vasca in plexiglass a base rettangolare con superficie di fondo ad ecogenicità uniforme, 4 inserti caratterizzati da livelli noti crescenti di ecogenicità.

La prova si effettua nel seguente modo:

si dispongono gli inserti all'interno del fantoccio, orizzontalmente, in ordine di ecogenicità, in seguito si acquisisce l'immagine ecografica e si calcola per ciascun inserto il contrasto percentuale rispetto al fondo del fantoccio valutando il grado di linearità del sistema in funzione dei dB rilevati per singolo livello di contrasto.

**5. Disegnare lo schema a blocchi di un ecografo. Spiegare, in particolare, il funzionamento del TGC.**

**impedenza acustica  $Z_1 = 1,7$  Rayls. Ad una profondità di 1 cm l'impulso incontra una discontinuità formata da un materiale di impedenza acustica  $Z_2 = 1,38$  Rayls. Calcolare l'ampiezza dell'eco di ritorno ed il tempo di volo (trascurando l'attenuazione del tessuto).**

Il tempo di volo è calcolabile direttamente dalla relazione:  $\Delta t = 2d/v$

All'interfaccia, il coefficiente di riflessione vale:  $R = (Z_1 - Z_2 / Z_2 + Z_1)^2$

Poiché l'ampiezza di partenza è unitaria, trascurando l'attenuazione, l'ampiezza dell'eco di ritorno è ovviamente uguale a 0,0108. OK

**11. Un dispositivo ad eco pulsato emette un impulso di ampiezza  $A_0$  unitaria. Il dispositivo è equipaggiato con una sonda alla frequenza di 5 MHz ed insona un tessuto (supposto uniforme) di impedenza acustica  $Z_1 = 1,7$  Rayls. Alla frequenza di operazione della sonda, tale tessuto introduce un'attenuazione pari a 2 dB/cm. Ad una profondità di 1 cm l'impulso incontra una discontinuità formata da un materiale di impedenza acustica tale per cui il coefficiente di riflessione risulta unitario. Calcolare l'ampiezza dell'eco di ritorno ed il tempo di volo.**

Innanzitutto si converte il coefficiente di attenuazione del tessuto in unità lineari.

$$\alpha_{dB} = 20 \log(\alpha_{lin})$$

$$0,1 = \log(\alpha_{lin})$$

$$\alpha_{lin} = 10^{0,1} = 1,259$$

L'eco viaggia per 2 cm (1 cm in andata e 1 cm dopo la riflessione), quindi l'attenuazione totale imposta dal mezzo vale:

$$A = A_0 \cdot e^{-\alpha_{lin} \cdot d} = 1 \cdot e^{-2 \cdot 1,259} = 0,0806 \quad \text{OK}$$

Tale valore è anche l'ampiezza dell'eco di ritorno, essendo  $R=1$  all'interfaccia.

Il tempo di volo è calcolabile direttamente dalla relazione:  $\Delta t = 2d/v$ ,  $v=1540$  m/s  $\Delta t = 12,9 \mu s$

## RAGLIX

**1. Elencare i blocchi principali di un dispositivo per tomografia computerizzata specificandone la funzione (descrivendo, per ciascun blocco, le funzioni fondamentali che esso svolge)**

I principali blocchi di un sistema TC sono:

1. Sistema di scansione, è costituito dalle sorgenti e dai rivelatori che servono a catturare un numero sufficiente di proiezioni per poter ricostruire la mappa di distribuzione del coefficiente di attenuazione lineare.
2. Unità di elaborazione dati, elabora la distribuzione del coefficiente di attenuazione lineare e i dati di assorbimento del segnale, paragonando le intensità ricevute con dei valori di riferimento
3. Sistema di visualizzazione immagine, è uno schermo a video monocromatico dotato anche di una memoria video per consentire una rapida visualizzazione delle immagini.
4. Unità di immagazzinamento dati, consentono di memorizzare ogni dato acquisito durante l'esame stesso e sono dotati di una memoria di massa per consentire la creazione di un archivio.

**2. Elencare e giustificare le maggiori differenze strutturali esistenti tra un mammografo ed un radiologico tradizionale.**

La mammografia è un esame radiografico tradizionale con la sola eccezione dell'emissione di raggi X a basse frequenze perché è proprio alle basse frequenze dei raggi X che il coefficiente di attenuazione del cancro è maggiore rispetto a quello tissutale. Ciò ci consente di visualizzarlo tramite una radiografia.

Si utilizzano le basse energie proprio perché ad alte energie i coefficienti di attenuazione si sovrappongono per cui non si distinguono i tessuti dal cancro. Il mammografo non supera mai i 50keV.

La mammella viene compressa in modo da diminuire il più possibile la sovrapposizione delle strutture e vengono acquisite, generalmente, almeno due proiezioni, una dall'alto verso il basso e una obliqua. La mammografia ha una produzione di immagine eccellente, con una risoluzione spaziale doppia rispetto ad un normale radiografico. Le sostanziali differenze tra un radiologico tradizionale ed un mammografo risiedono, quindi, nella quantità di energia usata, nella maggior risoluzione spaziale, nella direzione del fascio (colpisce solo la zona interessata) e nel supporto paziente specifico indispensabile (dispositivo di compressione).

**3. Descrivere la strumentazione ed i passi necessari per condurre un esame angiografico con mezzo di contrasto, utilizzando la tecnica della sottrazione numerica d'immagine. Elencare i possibili problemi.**

Strumenti necessari per la angiografia sono un angiografo a sottrazione digitale, un mezzo di contrasto da iniettare per via endovenosa e un pacchetto software per effettuare la sottrazione numerica d'immagine.

Si procede nel seguente modo: si effettua una radiografia del distretto corporeo, si inietta del mezzo di contrasto per via endovenosa, si effettua una seconda radiografia col mezzo di contrasto, infine, si sottrae numericamente la seconda immagine dalla prima.

Per modificare invece l'intensità del fascio posso agire sulla corrente di alimentazione del filamento, ciò comporta una maggiore emissione di elettroni che impattano sull'anodo.

**7. Descrivere sinteticamente, aiutandosi con un disegno, almeno due tipi di rivelatori allo stato solido (non pellicole!) per raggi X.**

Nella radiografia digitale al posto della pellicola vengono utilizzati rivelatori allo stato solido, in particolare nella Computed Radiography viene utilizzato un pannello di fosfori fotostimolabili, mentre nella Digital Radiography viene utilizzato un pannello scintillatore di silicio.

Nel primo rivelatore, i fosfori che vengono colpiti da radiazione X convertono i fotoni X in fotoni visibili (luminescenza). Il punto colpito rimane acceso per un po' di tempo, il tempo necessario perché un laser lo possa leggere e convertire così un'immagine latente in un'immagine digitale. L'immagine si forma perché questi fosfori generano un numero di fotoni visibili proporzionale all'energia di banda X che gli cade sopra.

I sensori utilizzati, invece, nella DR, sono dei pannelli di silicio accoppiati a dei cristalli scintillatori (cristalli di CsI - Ioduro di Cesio), creati con lo stesso principio dei semiconduttori. Quando i fotoni colpiscono il pannello interagiscono con i cristalli e gli rilasciano quasi tutta la loro energia, gli elettrodi posti al di sotto del pannello con un sottilissimo strato di alluminio posto sopra, creano dei condensatori e quindi delle diverse concentrazioni di energia, il laser legge la capacità "di questa matrice di condensatori" generando un'immagine tanto più precisa quanto più piccole sono le superfici dei condensatori.

**8. Disegnare lo schema a blocchi di un circuito per l'alimentazione di un tubo a raggi X ad anodo rotante. In particolare, descrivere il funzionamento di blocchi principali costituenti il ramo di controllo di corrente fornita al tubo, specificandone la funzione e le regolazioni che questi possono produrre sul fascio a raggi X emesso.**

Si divide in due parti: parte superiore è responsabile della generazione della tensione nel tubo ossia della differenza di potenziale tra catodo e anodo.

E costituita da:

**Rettificatore a ponte:** responsabile della conversione della corrente alternata in continua, influisce sull'energia e sulla frequenza.

**Selettore di voltaggio:** mi permette di selezionare la tensione applicata al tubo e da quella tensione so quanto saranno energetici i fotoni emessi, poiché all'aumentare della tensione aumenta la frequenza dei raggi X emessi (Tutti i tubi funzionano con una gamma predefinita di tensioni)

**Milliamperometro:** misura la corrente elettronica tra anodo e catodo e funziona da meccanismo di controllo se aumentiamo la tensione di alimentazione e leggiamo una corrente troppo elevata, vorrà dire che la resistenza del tubo è diminuita quindi l'anodo cola per dissipazione termica.

La parte inferiore invece ha il compito di fornire corrente al filamento di tungsteno. Essa è divisa in:

**Controllo della temperatura:** controlla la temperatura del filamento in quanto il numero degli elettroni emessi è direttamente proporzionale alla temperatura.

**Alimentazione del filamento:** fornisce alimentazione al filamento

**Modulo di controllo corrente:** funziona come il selettore di voltaggio, ovvero mi permette di selezionare la corrente applicata al filamento. La corrente influisce sul numero di elettroni emessi che andranno ad impattare sull'anodo e quindi sull'intensità della radiazione X.

**Compensatore:** è un dispositivo tampone che mette in comunicazione i due rami di alimentazione differenti e ha il compito di assicurarsi che una volta impostata la macchina il valore della tensione di alimentazione e della corrente del filamento rimangano stabili (costanti) per tutta la durata dell'esame, compensando sbalzi di corrente o tensione causati dalla rete esterna.

**grandezze e regolazioni:** posso modificare la tensione da applicare al tubo e di conseguenza la potenza emessa e il tempo di esposizione (dose).

Esistono anche delle funzioni dell'apparecchio radiologico che consentono la terminazione dell'esposizione automatica (AET), e una esposizione programmabile APR che ci evita di dover regolare la dose, la velocità di somministrazione e il dover stabilizzare la corrente e le tensioni emesse.

**RAGGI Y**

**1. Elencare e commentare brevemente le differenze principali tra un dispositivo PET e uno SPECT.**

Un dispositivo SPECT utilizza radioisotopi che decadendo emettono un singolo fotone, la PET utilizza invece radioisotopi che decadendo emettono una coppia di fotoni ordinata, hanno la stessa direzione ma verso opposto.

Oltre al tipo di radioisotopi utilizzati possiamo riscontrare altre differenze:

nella PET vengono utilizzati radiofarmaci con decadimento molto rapido che vanno preparati in loco, la bassa emivita del radioisotopo diminuisce la pericolosità sul paziente, che rimane radioattivo per un tempo minore di quanto avviene con i radiofarmaci utilizzati per la SPECT. Inoltre nell'esame PET non è necessario l'utilizzo di

L'andamento temporale del FID dipende da due costanti di tempo  $T_1$  e  $T_2$ , caratteristiche dei tessuti che sono responsabili di due meccanismi di riequilibrio differenti:  $T_1$  è la costante di tempo del meccanismo di rilassamento spin-reticolo, ovvero il sistema esce dalla risonanza cedendo energia al mezzo circostante,  $T_2$  è la costante di tempo del meccanismo di rilassamento spin-spin, il sistema esce dalla risonanza cedendo energia a spin vicini.

Possiamo quindi utilizzare diverse sequenze per enfatizzare  $T_1$  o  $T_2$ .

La sequenza saturation recovery enfatizza la dipendenza da  $T_1$ , agisce quindi prevalentemente sul ripristino della componente longitudinale del vettore magnetizzazione.

In questa sequenza viene applicato un solo impulso in grado di ruotare il vettore magnetizzazione di  $90^\circ$  (impulso a  $90^\circ$ ), portando tutta la magnetizzazione presente sull'asse parallelo al campo principale, sul piano trasverso. Se il sistema era in condizioni di equilibrio al momento dell'impulso, allora  $M_0$  (la magnetizzazione presente sull'asse longitudinale al momento dell'impulso a  $90^\circ$ ) dipende solo dalla densità degli spin (densità protonica), se la sequenza viene ripetuta in maniera rapida (TR, tempo di ripetizione dell'impulso, nell'ordine di  $T_1$ ), il sistema non ha il tempo di tornare allo stato di equilibrio, e quindi la magnetizzazione iniziale sarà quella che si è riuscita a ripristinare nel tempo TR, e quindi dipendente da  $T_1$ .

L'equazione del segnale per una saturation recovery è:  $S = k\rho(1 - e^{-TR/T_1})$

### 3. Disegnare lo schema a blocchi di un magnete resistivo. Descriverne il funzionamento, i limiti ed i pregi.

In un magnete resistivo la geometria ideale approssimata è quella di una corrente elettrica distribuita uniformemente su di una sfera. Esso è costituito da una serie di 4-6 bobine separate a forma di ciambella disposte a formare una sfera. Le ciambelle sono costituite da strisce di alluminio racchiuse da piastre a corona raffreddate ad acqua.

L'acqua serve a dissipare il calore prodotto dall'effetto Joule, perché l'alluminio ha resistività piccola ma non nulla, per cui il grande limite che ha il magnete resistivo è l'impossibilità di generare un campo superiore a 0,3-0,4T, poiché la potenza termica da dissipare sarebbe troppo elevata. L'effetto joule causa anche una diffusione di calore nell'ambiente, ma in questo modo viene fornita energia imprevista ai protoni e ciò causa problemi. Quindi devo raffreddare sia l'avvolgimento che l'ambiente esterno.

I vantaggi del magnete resistivo sono l'attivazione e disattivazione istantanea, la possibilità di schermare il sistema rispetto all'ambiente e l'aver una geometria aperta, cioè l'aver la possibilità di avere un foro d'ingresso abbastanza grande (quasi come la TC). I limiti sono invece uno scarso rendimento delle bobine e una difficile installazione del dispositivo viste le dimensioni e le caratteristiche del CMS.

### 4. Disegnare lo schema costruttivo di massima di un magnete a superconduttore e descriverne sinteticamente il funzionamento, evidenziandone vantaggi e svantaggi rispetto alle altre tipologie di magnete.

In un magnete a superconduttore la geometria ideale approssimata è quella di una corrente elettrica uniforme su un solenoide di lunghezza infinita.

Questo magnete è costituito da un elemento di raffreddamento chiamato criostato, che serve a mantenere la temperatura degli avvolgimenti prossima allora zero assoluto, in modo tale che mantengano la superconduttività, ovvero il fenomeno fisico per cui sotto una temperatura critica si annulla la resistenza di un materiale. Non essendoci quindi nessuna resistenza sparisce l'effetto Joule e si possono quindi creare campi magnetici di intensità superiore al Tesla.

Il criostato, che mantiene la temperatura vicino allo zero assoluto, è costituito da una serie di schermi radianti concentrici: il primo strato è di elio liquido, dove vi sono i filamenti, il secondo di azoto liquido. Per isolare termicamente i due refrigeranti dall'ambiente c'è uno strato sottovuoto.

Uno degli vantaggi di questo dispositivo è che per garantire l'omogeneità di  $B_0$  il foro deve essere lungo e stretto. Questo è uno svantaggio perché una persona normale ci passa appena e potrebbe soffrire di claustrofobia.

I vantaggi del superconduttivo sono un elevato CSM, elevata omogeneità, elevata stabilità temporale, volume di imaging molto esteso, CSM sempre attivo e orizzontale e peso ed ingombro minore dei resistivi. Gli svantaggi sono un elevato effetto proiettile sui metalli, elevato costo d'acquisto e di gestione ed un gantry molto stretto che non permette a chiunque di potervi passare.

### 5. Discutere il motivo per cui, in condizioni di riposo, esiste una prevalenza di nuclidi con orientamento spin-up piuttosto che spin-down. Calcolare, per un CMS pari a 2T ed una temperatura di 300 K, la frequenza che deve avere il campo $B_1$ per mandare in risonanza il sistema ( $\gamma/2\pi = 42,57\text{MHz/T}$ ; $h = 4,14 \cdot 10^{-15} \text{ eV s}$ ).

Perché è una condizione che richiede un livello energetico basso. direzione parallela a  $B_0$  con livello energetico minore (equilibrio stabile)

| TIPO DI PROVA                    | GRANDEZZA FISICA IN ESAME                                                                         | MOTIVAZIONE                                                                                                                                      | STRUMENTAZIONE NECESSARIA                                                                  | MODALITÀ DI EFFETTUAZIONE PROVA                                                                                                                                                                                                                                                   | ESITO |                                           |
|----------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|-------------------------------------------|
| Uniformità                       | Uniformità dei livelli di grigio tra linee di scansione adiacenti o lungo l'asse delle profondità | A parità d'impedenza acustica devono corrispondere toni di grigio identici anche a diversi livelli di profondità o su linee di scansione diverse | Fantoccio, serie di ROI                                                                    | Si colloca, lungo l'asse di profondità, una serie di ROI di piccole dimensioni sull'ecostruttura di sfondo del fantoccio; successivamente si effettua la scansione e si va a valutare la variazione massima dei livelli di grigio. La massima dovrebbe essere inferiore ai 4-6 dB |       | Massima variazione livelli di grigio [dB] |
| Accuratezza e linearità spaziale | Misura delle distanze                                                                             | Accuratezza delle misure eseguite (con i sistemi convenzionali offerti dal software)                                                             | Fantoccio, attrezzatura dedicata (es. griglia di cui sono note le dimensioni dei reticoli) | Si esegua la misura sia in direzione assiale sia laterale tramite campionamenti multipli. Lo scarto tra distanza misurata e quella reale non deve superare 1,5mm in direzione assiale e 2mm in direzione laterale.                                                                |       | Differenza massima [mm]                   |
| Risoluzione spaziale assiale     | Distanza minima misurabile tra due riflettori puntiformi distinti in serie                        | Possibilità di riconoscere due corpi ravvicinati come distinti                                                                                   | Fantoccio, riflettori puntiformi (pin).                                                    | Si inseriscono all'interno di un fantoccio, a diversi livelli di profondità, dei riflettori puntiformi. Dall'immagine ecografica si valuterà il diametro orizzontale e verticale dei vari pin. La risoluzione spaziale assiale deve essere di 1mm di diametro (24mm)              |       |                                           |

giugno 2007

1. Disegnare lo schema a blocchi di un ecografo. Spiegare, in particolare, il funzionamento del TGC.

2. Descrivere tre prove di costanza per 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 per cui si intende la prova superata e la periodicità delle prove.

3. Due tessuti adiacenti hanno valori di  $T_1$  pari rispettivamente a 100 ms e 250 ms. Calcolare il valore di  $T_R$  della sequenza saturation recovery che sia in grado di massimizzare il contrasto, definito come  $C = S_1 - S_2$ , essendo  $S_1$  il segnale prodotto dal primo tessuto e  $S_2$  dal secondo. (Si ricorda la formula del segnale per una sequenza saturation recovery:  $S = k(1 - e^{-TR/T_1})$ )

Schema a blocchi ECOGRAFO (TGC) ✓  
esercizi ✓  
demodulatore coerente ✓  
schema a blocchi Flussimetri

Tubo Apex ✓ + pilotaggio  
Analogici ✓  
Ricezioni  
DSA ✓  
prove di costanza

blocchi TC  
senza a pos e altri

gamma camera ✓  
aritmetica di posizionamento ✓

SPECT vs PET  
rivelatore di coincidenze

Sequenze d'eccitazione  
(Tempi di risodamento)  
magneti  
Codifica in  $k$  + problemi campo alto  
mezzi di contrasto

