



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1627A -

ANNO: 2015

A P P U N T I

STUDENTE: Iannizzi

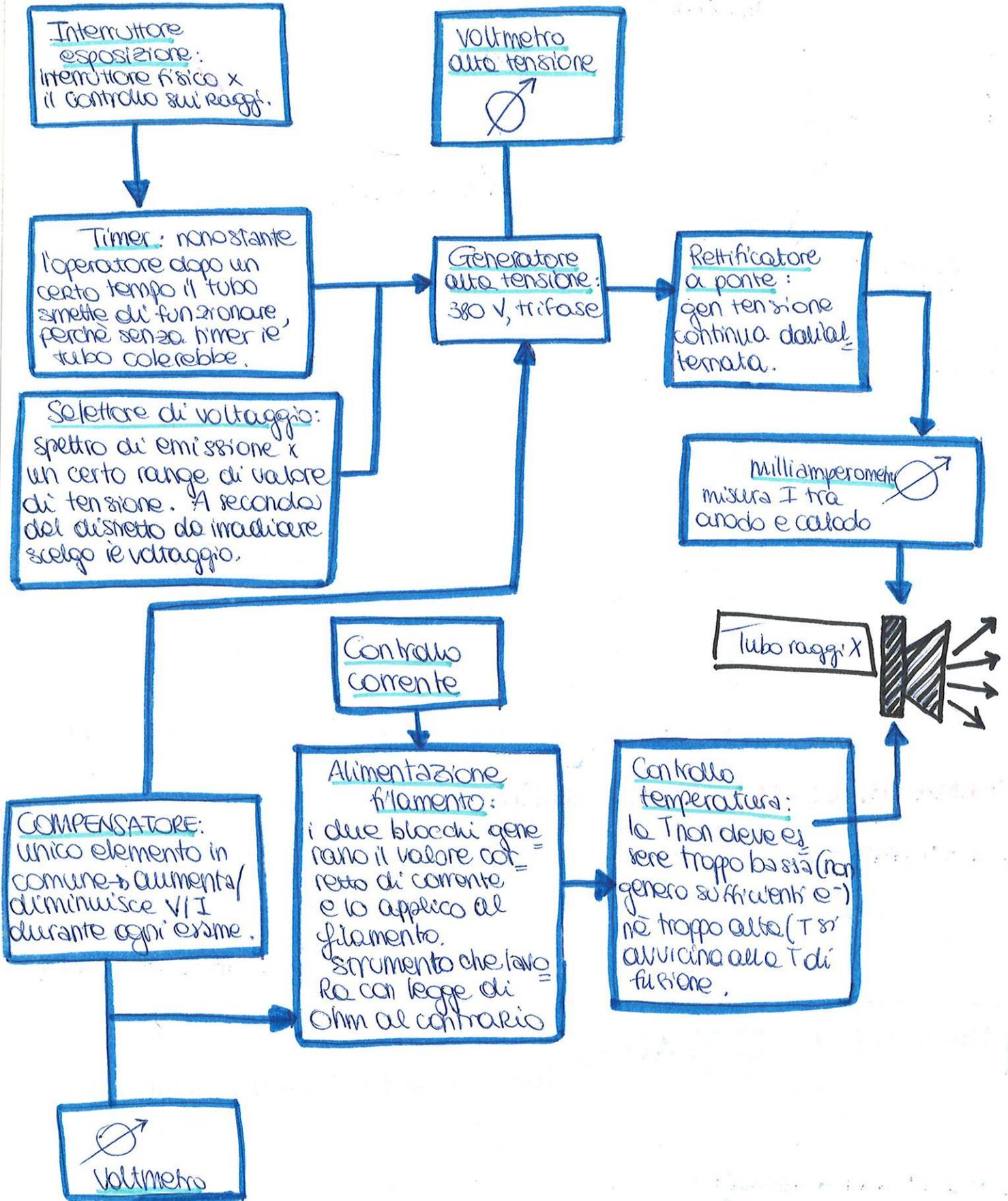
MATERIA: Bioimmagini + temi d'esame. Prof.Molinari

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.**

PILOTAGGIO di un TUBO A RAGGI X

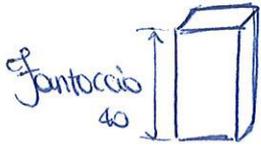


Le lastre si esaminano con il **NEGATIVOSCOPIO** \Rightarrow la **griglia** non si deve vedere (e $\text{=} \text{ } \textcircled{3}$)
 come si **vi**ste con **lento** d'ingrandimento).

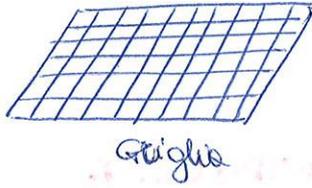
OGNI 3 MESI

③ RISOLUZIONE AD ALTO CONTRASTO: valuta risoluz. spaziale dell'immagine.

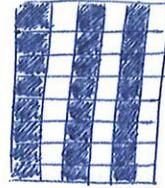
FANTOCCIO di PMMA da 40 mm e griglia fitta metallica



+



\Rightarrow



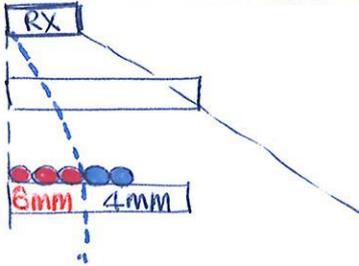
conteggio

PASS: variazioni < 2 cl/mm

OGNI 6 MESI

④ FASCIO DI IRRADIAZIONE: valuta eventuali variazioni del fascio di irradiazione nella parete di campo prossima al torace paziente.

FANTOCCIO: 5 sferette del diametro di 2mm.



PASS: Si devono vedere almeno 2 sfere

OGNI 6 MESI

⑤ COMPRESSORE: valuta che le forze di compressione non sia pericolosa per la paziente. MAI oltre 300N.

PASS: variazioni < 10N OGNI 6 MESI

⑥ CONTATTO SCHERMI DI RINFORZO - PELLICOLA: valuta presenza di sacche d'aria che compromettono la qualità dell'immagine. Griglia e si valuta A VISTA la presenza o meno di olomi.

OGNI 6 MESI

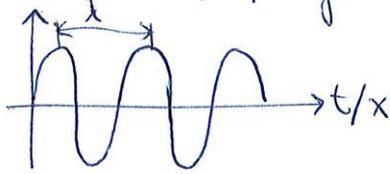
BLOCCHI PRINCIPALI DI UN SISTEMA TC

- ① **SISTEMA DI SCANSIONE**: sorgenti e rivelatori per catturare un n° di proiezioni sufficiente a poter ricostruire, offline, la mappa di distribuzione del coeff. di attenuazione lineare.
- ② **UNITA' DI ELABORAZIONE DATI**: operazione di posizionamento, assorbimento gestione del ri-ferrimento e calibramento dello strumento.
- ③ **SISTEMA DI VISUALIZZAZIONE IMMAGINE**: schermo video in bianco e nero o falso colore: densità di pixel elevati, sistema e memoria suff. tanto x la visualizzazione.
- ④ **UNITA' DI IMMAGAZZINAMENTO DATI**: banche di memoria video, dialogo con una memoria centrale, unità di memorie di massa. Eventuale stampa in linea in falso colore.

IMMAGINI AD ULTRASUONI

US = sono suoni oltre la banda di percezione dell'uomo ($f > 16/20$ kHz)

↓
sono onde meccaniche, per cui hanno bisogno di un mezzo per propagarsi
Velocità di propagazione dipende dalla natura del mezzo.



$$v = \lambda \cdot f$$

v = velocità di propagazione
 λ = lunghezza d'onda
 f = frequenza

Nei mezzi biologici la velocità non è costante, ma non potendo misurarla con accuratezza, si assume come valore medio:

1540 m/s nei tessuti molli

Caratteristica del mezzo è l'IMPEDENZA ACUSTICA:

$$Z = \rho v$$

ρ = densità del mezzo
 v = velocità di propagazione

PROPAGAZIONE DEGLI US

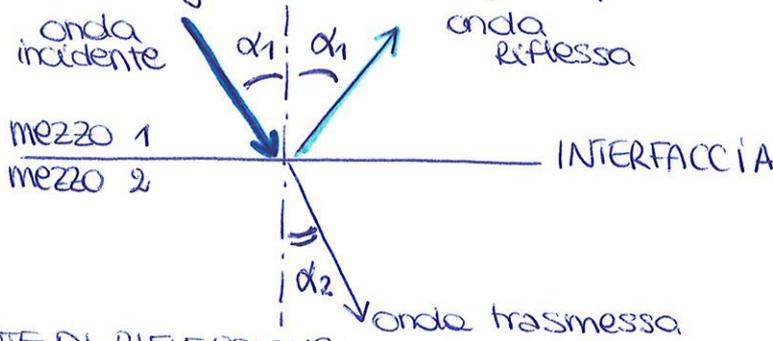
Gli US quando attraversano un mezzo subiscono un'attenuazione:

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

diminuisce la profondità di scansione.

Legge di Snell:

Il fronte d'onda quando incontra un'interfaccia ovvero una discontinuità del valore dell'impedenza acustica, da Z_1 a Z_2 , parte dell'energia viene trasmessa e parte riflessa indietro o diffusa a causa delle irregolarità dell'interfaccia:



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

Coefficiente di TRASMISSIONE
 $T = 1 - R$

COEFFICIENTE DI RIFLESSIONE:

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

Nel caso di incidenza normale ($\alpha_1 = 0 = \alpha_2$):

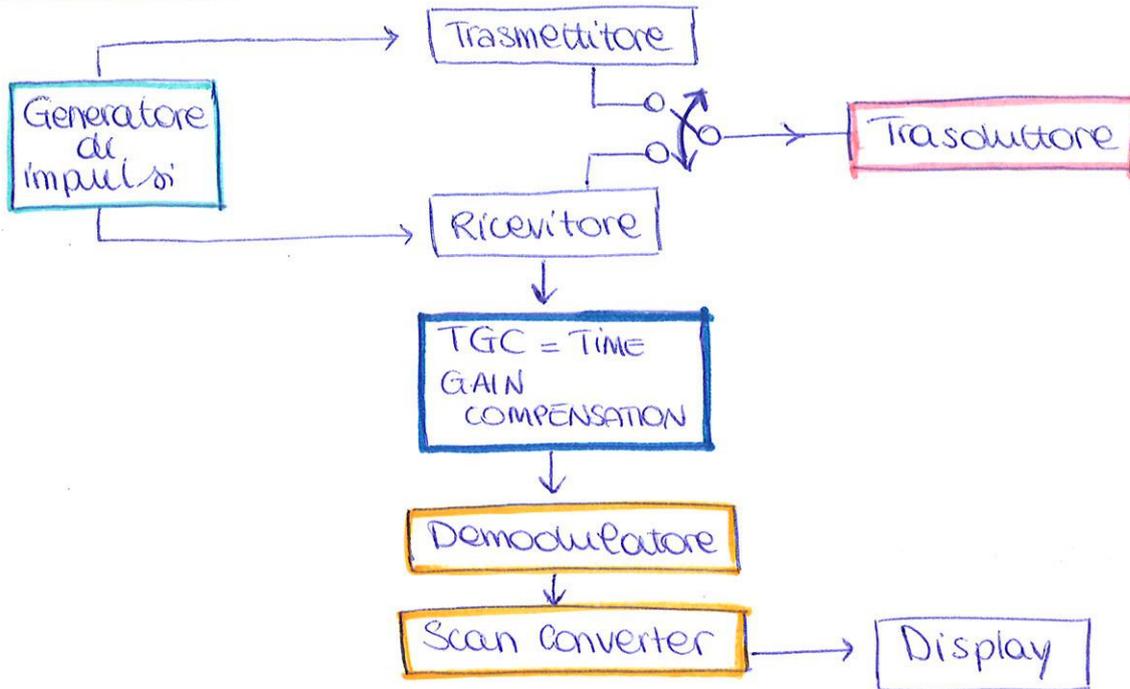
$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

- $Z_1 = Z_2 \Rightarrow$ mezzo omogeneo, $R = 0$ NO riflessione
- Una delle due Z è trascurabile: $R = 1$, US torna tutto e non ho immagine
- $\downarrow Z_1 \rightarrow \uparrow R$, pochi US
- $Z_1 \approx Z_2 \rightarrow R \approx 0$ poco ECO

USO il gel x adattare l'impedenza acustica

SCHEMA A BLOCCHI:

(7)



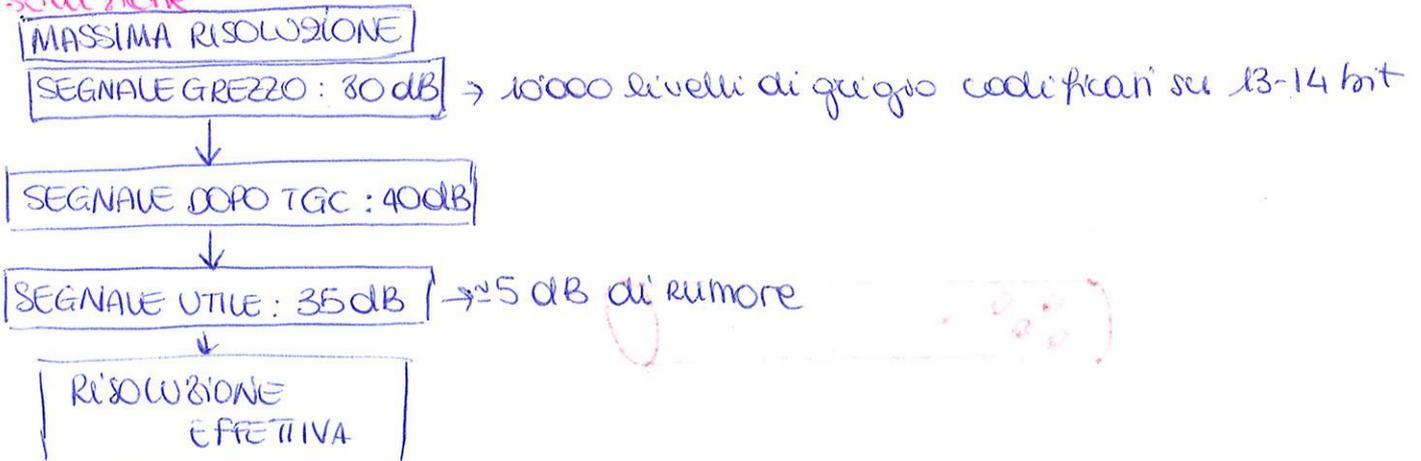
- Beam former : 1- frequenza di impulsi
2- Ampiezza
3- Durata pacchetto

- 1- Il cristallo emette US
2- Trasduttore si pone in ricezione degli echi di ritorno
3- Si calcola il tempo di volo → si calcola la profondità della discontinuità
4- Il segnale ha ampiezza \propto alla differenza di impedenza acustica della discontinuità.

■ Demodulatore e Scan Converter riducono la dinamica del segnale utile a ≈ 35 dB e generano i comandi a videofrequenza (4-5 MHz) per pilotare un monitor TV o un videoregistratore

■ Il segnale di ritorno (Eco) viene amplificato con un guadagno \propto al ritardo (=profondità) per compensare l'attenuazione \times assorbimento. Il segnale che proviene da un bersaglio + lontano deve essere maggiormente amplificato. Il TGC è costituito da un amplificatore variabile comandato da una rampe logaritmica o lineare.

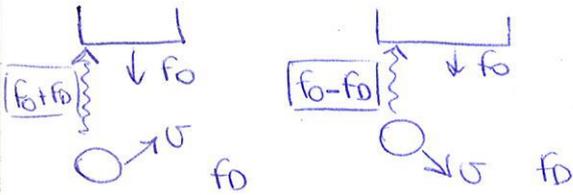
Risoluzione



particolare:

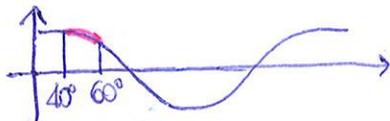
Questo può essere calcolato: $f_0 + |f_D| = \text{scarto Doppler}$

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



PROBLEMA: $\cos\theta$

- θ non può mai essere $= 90^\circ$
 $f_D = \frac{2f_0 v \cos(90^\circ)}{c} = 0$
 Non ho eco!
- $\theta = 0^\circ$ condizione ideale:
 $f_D = \frac{2f_0 v \cos(0^\circ)}{c} = \frac{2f_0 v}{c}$
 Molto difficile da ottenere!



! f_D NON è la freq dell'eco che torna alla sonda

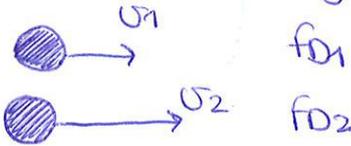
- f_0 = freq US
- v = velocità globulo
- c = velocità di prop. US = 1540 m/s
- θ = angolo fra la direz di insonazione e asse del vaso

PARAMETRI NOTI

- f_0 (impostabile dal disp)
- c (nota e IMPOSTA = 1540 m/s)
- INCOGNITA

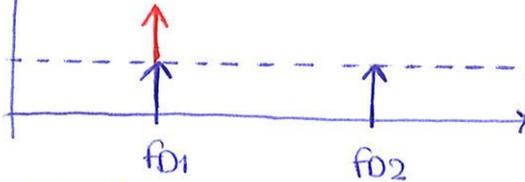
dal momento che $f(x) = \cos(x)$ non è una funzione lineare variando anche di poco θ ho grandi errori su v .
 Per cui è opportuno mantenere θ in un intervallo tra $40^\circ - 60^\circ$ dal momento che in quel range la derivata è quasi cost e quindi l'andamento della f_D è \approx lineare.

Supponendo di aver già calcolato già f_D , devo trovare v :



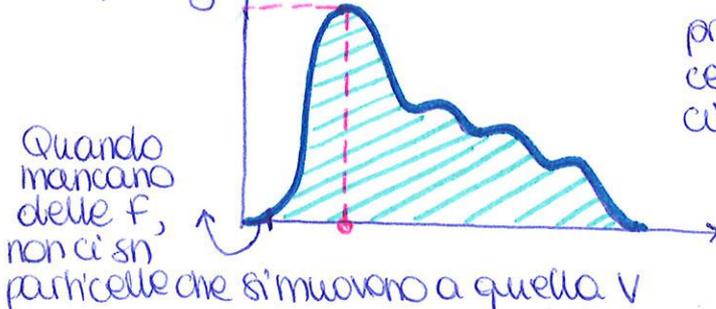
Se aggiungiamo una seconda particella che viaggia a velocità v_1 : f_{D1}

Delta che a f_{D1} si somma ed è ha ampiezza uguale



L'ampiezza delle delta è uguale x ke sono generate da particelle uguali alla stessa f_0 con θ uguali.

In generale:



Quando mancano delle f , non ci sn particelle che si muovono a quella v

- Un dato valore di frequenze è proporzionale ad un numero di particelle che si muovono a quella velocità.
- L'area sottesa dal F è \propto al n° f di particelle che si muovono

Flusso!!

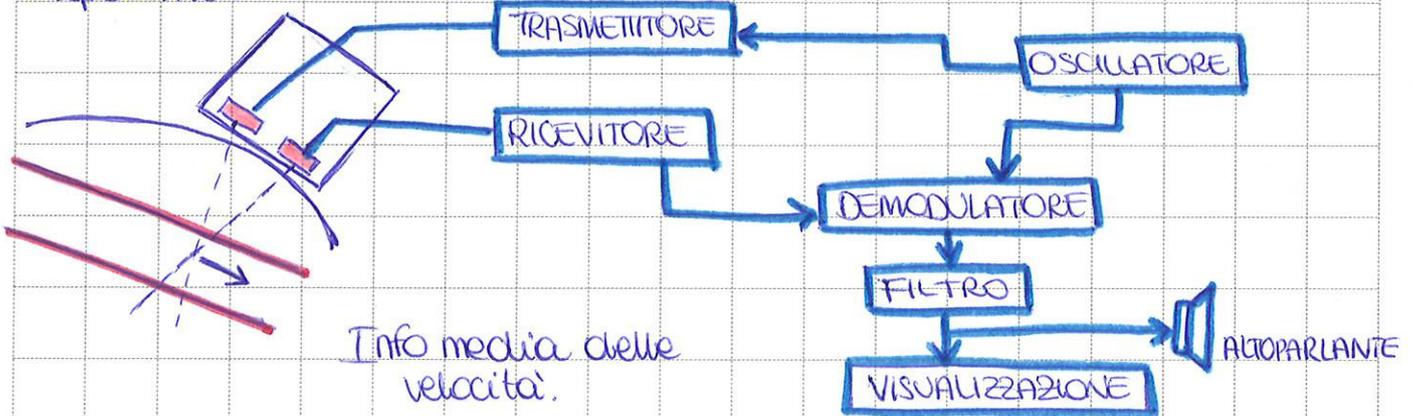
Indica, quindi, l'Error del segnale \propto al n° complessivo di particelle.

I grafici delle trasformate possono variare a seconda del movimento delle particelle: \oplus mov di avvicinamento } per questo il grafico complessivo è \rightarrow
 \ominus mov di allontanamento

11

1 Dispositivi ad onde continue: la sonda è costituita da due cristalli piezoelettrici, uno emittente, l'altro ricevente l'onda US. L'impulso è inviato continuamente, la sua frequenza di ripetizione è elevata e consente di rilevare alte velocità.
 Problema: NON POSSO IDENTIFICARE TEMPO DI VOLO E QUINDI LA PROFONDIITÀ

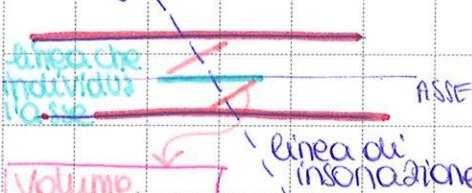
Dispositivo:



Info media delle velocità.

2 Dispositivi ad onde pulsata

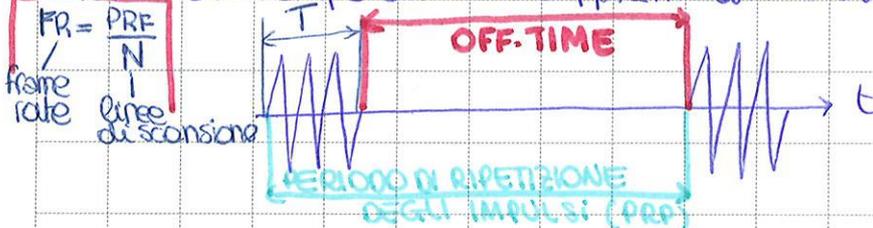
Bisogna calcolare θ :



1. Immagine ecog. B-Mode
2. linea di insonazione
3. se macchina non sa quale sia l'asse del vaso è possibile manualmente spostare un riferimento x individuare l'asse. In questo modo la macchina calcola θ .

l'ecografo manda al demodulatore solo gli echi che arrivano da quella porzione di volume.

Grazie al tempo di volo sappiamo dare la velocità particelle:



Off-time: finestra temporale entro cui è possibile percepire l'eco

$|PRP|$ = periodo

$\frac{1}{PRP} = PRF$ = frequenza di ripetizione degli impulsi

PRF determina la max profondità di scansione: l'eco deve tornare alla sonda prima della trasmissione del prossimo pacchetto di US.

$hp: \left(\frac{T}{PRP}\right) \ll 0,01$ duty cycle

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

↑ PRF: immagine si accorcia in profondità
 ↓ PRF: " " allunga " "

La frequenza di campionamento corrisponde a PRF. Il max valore di velocità nel vaso determina la massima frequenza doppler: $v_{max} \rightarrow f_{max}$

$PRF \geq 2 f_{max} \Rightarrow v_{max} = \frac{PRF \cdot c}{4 f_0 \cos \theta}$ $f_0 = 2 \frac{f_{ov} \cos \theta}{c}$

$PRF = 2 \cdot \left(\frac{2 f_{ov} \cos \theta}{c}\right)$, $PRF = 4 \frac{f_{ov} \cos \theta}{c} \Rightarrow v_{max} = \frac{PRF \cdot c}{f_0 \cos \theta}$ CVD

Il dispositivo è uguale al continuo, l'unica differenza è l'aggiunta di 2 pezzi: LOGICA di CONTROLLO + SAMPLE & HOLD

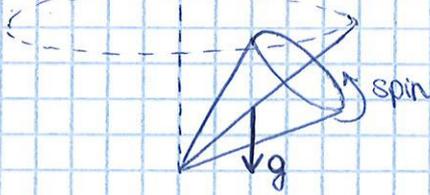
Ai fini dell'imaging MR non interessa tanto il singolo momento del protone, quanto **13** piuttosto la **magnetizzazione risultante**:

$$\vec{M} = \sum \vec{\mu}_i \quad \text{lungo } z$$

\vec{M} \leftarrow μ_2 di B_0
 \leftarrow μ_2 delle prop. della mat
 \leftarrow μ_2 delle densità protonica del tessuto analizzato.

MOTO di PRESSIONE di LARMOR

I nuclei possiedono un momento angolare, per cui il moto che essi compiono per riportarsi in condizioni di allineamento è di tipo PRESSIONALE:



Su ogni protone agisce un momento meccanico:

$$\vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0$$

Da cui l'eq del moto:

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0$$

E da questa otteniamo: $\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \gamma \vec{\mu} \times \vec{B}_0$

γ e B_0 determinano la velocità

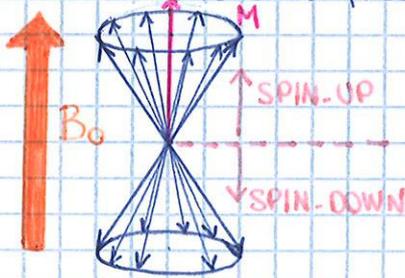
Il moto di precessione avviene ad una velocità pari a: $\vec{\omega}_0 = -\gamma \vec{B}_0$
 Ogni nucleo precessa attorno al vettore B_0 descrivendo una circonferenza con velocità angolare proporzionale al campo stesso:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad \text{FREQUENZA di LARMOR}$$

γ = caratteristica mat
 B_0 = imposto
 \downarrow
 ω_0 può essere conosciuta a priori.

Attenzione:

Molti protoni hanno moto di precessione orientato verso +z e alcuni verso -z.



RICORDA:



\vec{B}_0 ha SOLO COMPONENTE LONGITUDINALE
 \vec{M} " " " "
 $\vec{\mu}$ ha COMPONENTE LONGITUDINALE E TRASVERSALE

Spin-up e spin-down sono le 2 possibili orientazioni del vettore $\vec{\mu}$.

Energia maggiore: spin-down

La popolazione degli spin si distribuisce nei 2 livelli energetici secondo la **statistica di Boltzmann**:

$$\frac{n_{\uparrow}}{n_{\downarrow}} = e^{(\Delta E / kT)}$$

dove ΔE = diff di energia tra livello ad energia > e livello ad energia <.

k = cost di Boltzmann
 T = temperatura assoluta (K)

La temperatura è importante: se qst varia varia anche il rapporto e quindi il vettore \vec{M} diventa +o- piccolo. Durante la MR T deve rimanere costante. $22^\circ C < T < 24^\circ C$

EFFETTO ZEFEMAN

Dal momento che: $E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}_0 = -\mu_z B_0 = -\gamma \frac{h}{2\pi} m_I B_0$

Quindi: $E_{\uparrow} = -\frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0$ $E_{\downarrow} = \frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 \Rightarrow \Delta E = E_{\downarrow} - E_{\uparrow} \approx 10^{-4} \text{ keV}$

Conoscendo E_{\uparrow} , E_{\downarrow} e il n° di protoni posso conoscere l' E_{rot} del sist a 90° e 180° . Inoltre il campo totale a cui sñ sottoposti i nuclei vale:

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

Metto quindi il sistema in condizioni estreme:

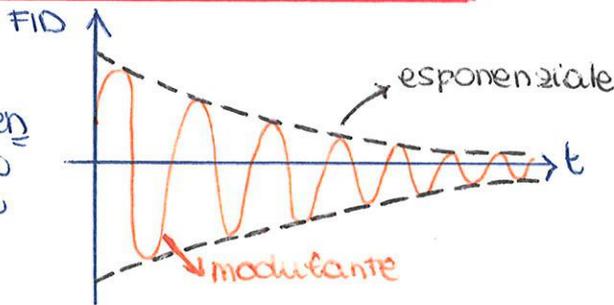
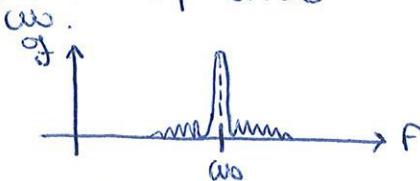
$B_1 = 0.6 T$, impulso a $90^\circ \rightarrow t_a = 100 ms$ no comp longitudinale
 $B_1 = 0.6 T$, impulso a $180^\circ \rightarrow t_b = 200 ms$ Ribalto componente longitud.

Esame RM è una serie di impulsi a 90° e 180° .

Tutta l'E che ho fornito al sistema viene emessa ~~in~~ sotto forma di calore, ma sottoforma di **RADIAZIONE ELETTROMAGNETICA** che va immagina salvata tramite un'ulteriore antenna.

Il segnale ricevuto dalla bobina ha un andamento temporale che tende a zero quasi esponenzialmente e si chiama **FID, Free Induction Decay**. È, quindi, il **SEGNALE DI RILASSAMENTO DEL SISTEMA**.

Dal momento che il segnale è smorzato, la f non è esattamente una DURA, piuttosto una convoluzione dei 2 segnali a frequenza ω_0 .



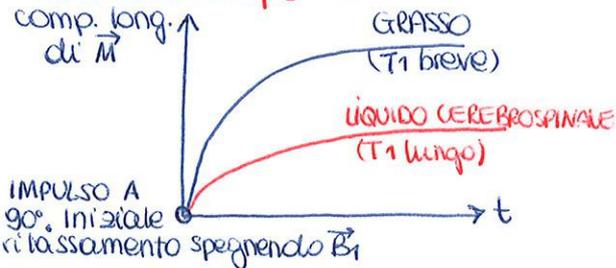
Perché il segnale è smorzato? Ogni protone produce un segnale a $f = \omega_0$ (f è fissa). In questo modo non mi servirebbe a nulla: ecco perché smorzare il segnale. In questo modo avrò lo di inizio dei vari tessuti.

Il fenomeno di rilassamento è dovuto a 2 meccanismi:

1. RILASSAMENTO SPIN-RETICOLO

Traferimento di E elettromagnetica di valore pari a quella di risonanza ΔE che tende a far ritornare il vettore M_0 nella direzione parallela al campo B_0 (comp. longitudinale allo stato di equilibrio).

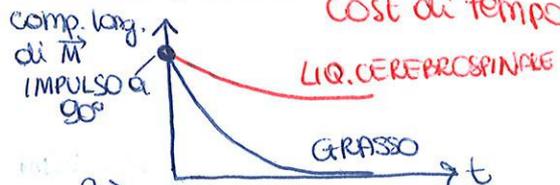
Cost di tempo T_1



2. RILASSAMENTO SPIN-SPIN

La fluttuazione dei campi magnetici locali sentiti dai singoli spin, dovuta al movimento molecolare, genera una graduale dispersione della frequenza di Larmor tra i vari spin. L'effetto è uno sfasamento tra gli spin che provoca la riduzione della componente trasversale.

Cost di tempo T_2



Più utile per vedere meglio le differenze perché il tempo di rilassamento è molto \neq tra i diversi tessuti.

Tra i due meccanismi, **1** è più veloce. X cui:

- T_1 : comp. longitudinale si riprisna al valore iniziale
 - T_2 : comp. trasversale decade a causa delle interazioni fra gli spin
- $T_2 < T_1$**

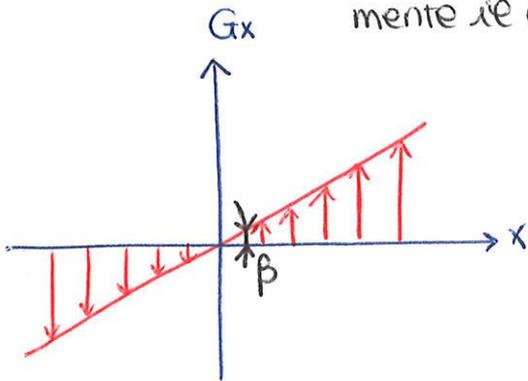
Prendendo un tessuto in parte normale in parte patologica, la f è sempre la stessa, ma cambiano le cost di tempo con differenze anche del 100%.

Per capire dove si trova il protone devo agire su ω_0 :

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

devo differenziare i protoni sulla base della f , ma x metterli in evidenza devo cambiare leggermente il campo.

CAMPO GRADIENTE

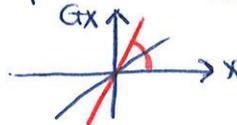


$\beta \rightarrow$ conoscendo la pendenza al metro è possibile determinare la frequenza in funzione dello spazio.

Sono campi semplici da determinare e da generare \rightarrow bobine di Helmholtz

Si cerca di costruire campi ∇ molto ripidi $\rightarrow \Delta$ il campo ∇ è dipendente da B_0 : se ∇ è troppo elevato B_0 sradica le bobine. Quindi nelle bobine si genera un campo gradiente ad impulsi: solo quando serve ed è variabile nello spazio.

la pendenza max è 40-60 mT/m



Se:

\rightarrow applico 1 solo gradiente lungo una sola direzione (es. x)

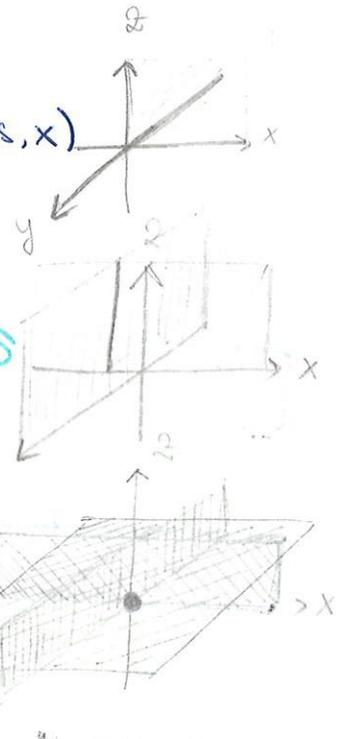
Risunano i protoni \perp ad x

\rightarrow applico 2 gradienti lungo 2 direzioni (es. x e y)

Risunano i protoni lungo i 2 piani \perp perché la loro intersezione è una RETTA

\rightarrow applico i 3 gradienti lungo le 3 direzioni x, y e z

Risunano i protoni lungo i 3 piani \perp perché la loro intersezione è un PUNTO



Normalmente non applico tutti e 3 i gradienti, bensì lavoro con modalità lettura per linee o lettura per piani.

1 ∇ o 2 ∇

La frequenza di precessione in presenza di un campo ∇ vale lungo r:

$$\omega(r) = \gamma (B_0 + G_r(r)) = \omega_0 + \gamma G_r r$$

coordinata del voxel nella direz. d'analisi

f di risonanza dovuta al solo campo magnetico statico

$$G_r = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2}$$

QUINDI \rightarrow

* Controlla quali ∇ produce, come usarli, si occupa della memorizzazione (19)
 ne. Inoltre controllo B_1 : è collegato al generatore e all'amplificatore

- 1: genera \vec{B}_1
- 2: generano i ∇ lungo le varie direzioni
- 3: genera \vec{B}_0 . Vive di vita propria e non dipende da nessuno. Non deve essere controllato. Tutto il dispositivo deve essere ricolligato a qsi.
- 4: preleva il segnale FID
- 5: catena di amplificazione

CARATTERISTICHE DEL MAGNETE



1. Deve essere elevata (0,2/0,3/0,4 T ÷ qualche T).
 Il magnete comunemente utilizzato è da 1,5T.
 Si ha interesse ad aumentare B_0 perché mette meglio il "protoni".
 Problema: $\uparrow B_0 \uparrow v_{\text{wo}} \downarrow$ penetrazione !!! Allora è necessario aumentare B_1 . Ma non posso aumentare troppo perché altrimenti genererei micro-onde.
 Ricorda:
 0,2 T ÷ 2T \Rightarrow applicazioni cliniche
 3T ÷ 14T \Rightarrow "fisiche"

2. Va controllato che B_0 rimanga costante nello spazio.
 Misura le variazioni del campo in una direzione rapportate all'intensità del campo, quindi misura il vero volume utile di imaging.
 Si misura in ppm. Valori tipici: 100 ppm.
 \downarrow omogeneità \downarrow qualità dell'immagine.
 Quindi devo correggere tramite il dispositivo di SHIMMING.

3. B_0 deve avere lo stesso valore in un certo arco di tempo. Si misura in ppm/h. Valori accettabili: 10 ppm/h.

4. Volume entro il quale sono mantenute le proprietà di B_0 .
 \downarrow volume \uparrow omogeneità/intensità Per questo ho un gan try piccolo (60/70 cm)

Geometrie ideali

Corrente elettrica distribuita su una sfera uniforme.

Corrente elettrica distribuita costantemente uniformemente su un solenoide di $l \ll \infty$

Espansioni polari parallele

Da queste geometrie sono nati:

1 magneti resistivi

2 magneti a superconduttore

SHIMMING

Si divide in:

- SHIMMING PASSIVO: durante l'installazione si posizionano 36 sbarrette di materiale ferromagnetico in appositi alloggiamenti sulle carni del dsp per correggere in maniera definitiva B_0 .
- SHIMMING ATTIVO: nella stanza d'esame posso avere dispositivi che per turbano B_0 ; per cui deve essere costantemente corretto aggiungendo $u_{\vec{e}}$

SUPERCONDUTTIVITA' 2. Magneti a Superconduttore

Magnete a superconduttore nasce per ovviare al problema del magnete resistivo

B_0 poco elevato per non avere effetto Joule (max 0,2/0,3 T)

Però, avere un $B_0 >$ sarebbe meglio, per questo si sfruttava la caratteristica di superconduttività = stando sotto al valore di T_{crit} ogni metallo presenta RESISTIVITA' = 0.
Quindi non vale più la legge di Ω e nemmeno l'effetto Joule.

In questo modo posso avere B_0 anche 10 volte $>$ al precedente (1,5 T).
Normalmente le T_{crit} dei metalli si aggirano intorno a $-300^\circ C$

devo mettere il metallo in un bagno di LIQUIDI REFRIGERANTI: AZOTO ed ELIO

IN QUESTE CONDIZIONI SI GENERA UNA STRETTA DIPENDENZA TRA:

variando uno di questi parametri il metallo torna in condiz. normali

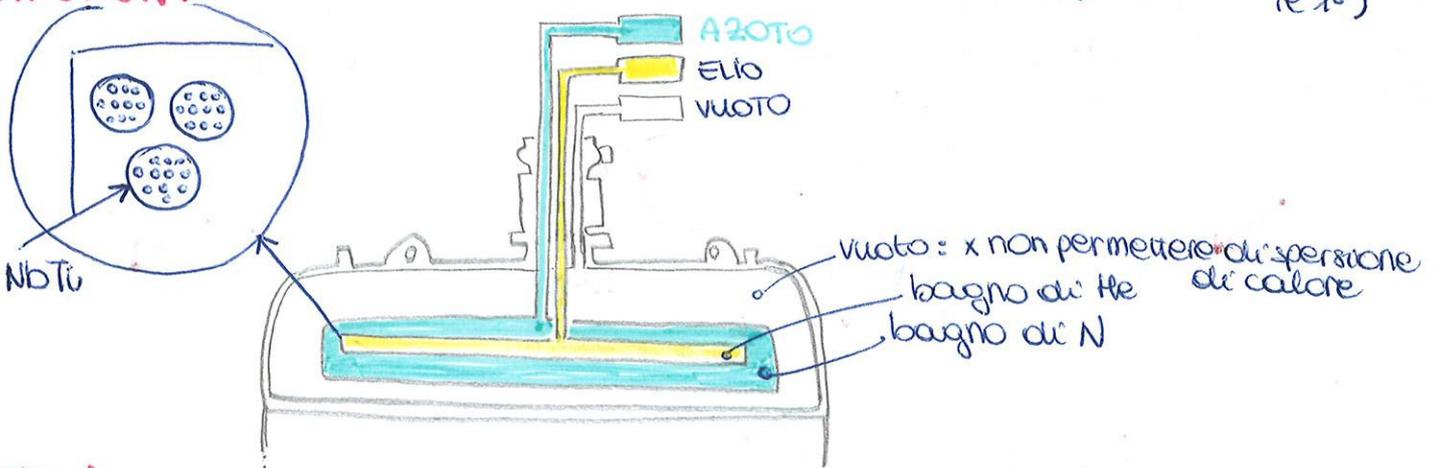
- CORRENTE
- CAMPO MAGNETICO
- TEMPERATURA CRITICA

se $\uparrow I$, $T_{crit} \downarrow$

CARATTERISTICHE:

1. Geometria: solenoide con spire ∞ (lungo filo: $> 20 km!$)
2. Metalli utilizzati: Nichel - Titanio/Niobio - Titanio intrecciati più volte
3. Involucro di rame a $T \approx 4,2 K$ ($\approx -270^\circ C$, ≈ 1 grado al di sotto di T_{crit})
4. Bagno di He e N (quando ci sono entrambi: 1° bagno: Azoto, 2° bagno: He (x termoisolante e i°))

STRUTTURA



UNITA' FONDAMENTALE PER MANTENERE LAT: CRIOSTATO

È essenzialmente uno scambiatore di calore. Prende il calore e lo dissipa nei gas refrigeranti.

Consumi tipici:

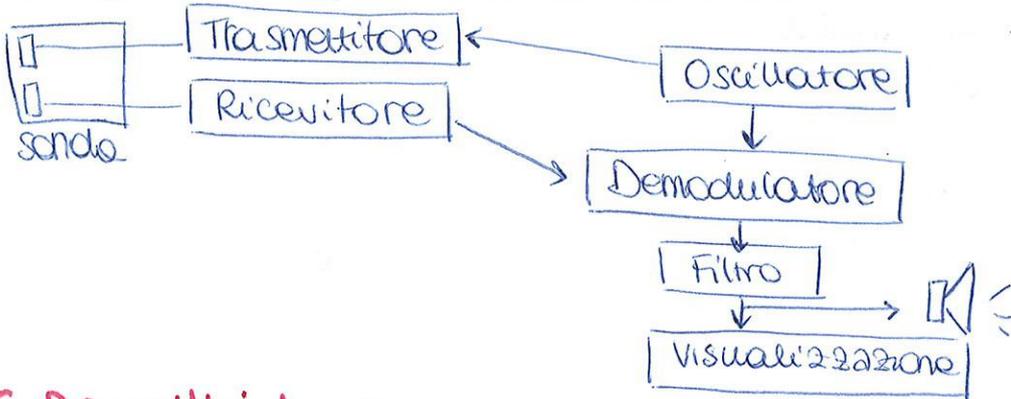
- disp vecchi: 0,5 l/h per He Autonomia: 20/30 gg
- 3,5 l/h per N Non ho bisogno di fermare la macchina
- € 50/60000 per riabbocco gas
- disp nuovi: hanno refrigeratore automatico ad inverter

QUENCHING

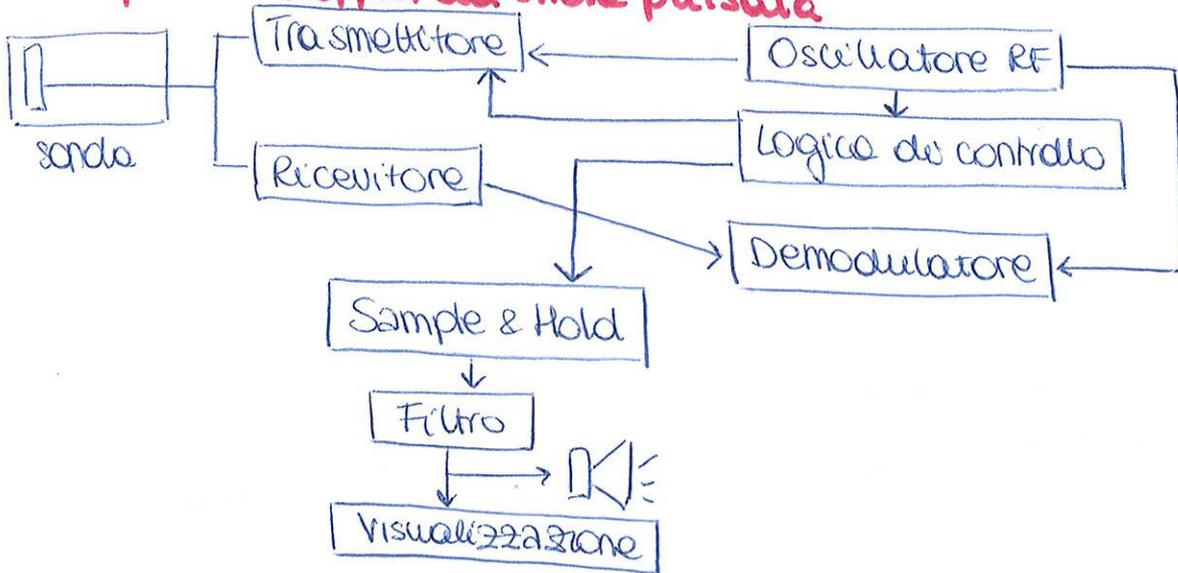
$T > T_{crit}$: ripristino completo della resistività del conduttore e conseguente scarica istantanea dell'E immagazzinata nel magnete.

Perché può avvenire? $\rightarrow \uparrow I$ indiscriminato
 \rightarrow Criostato rotto e conseguente emissione del gas nelle stanze

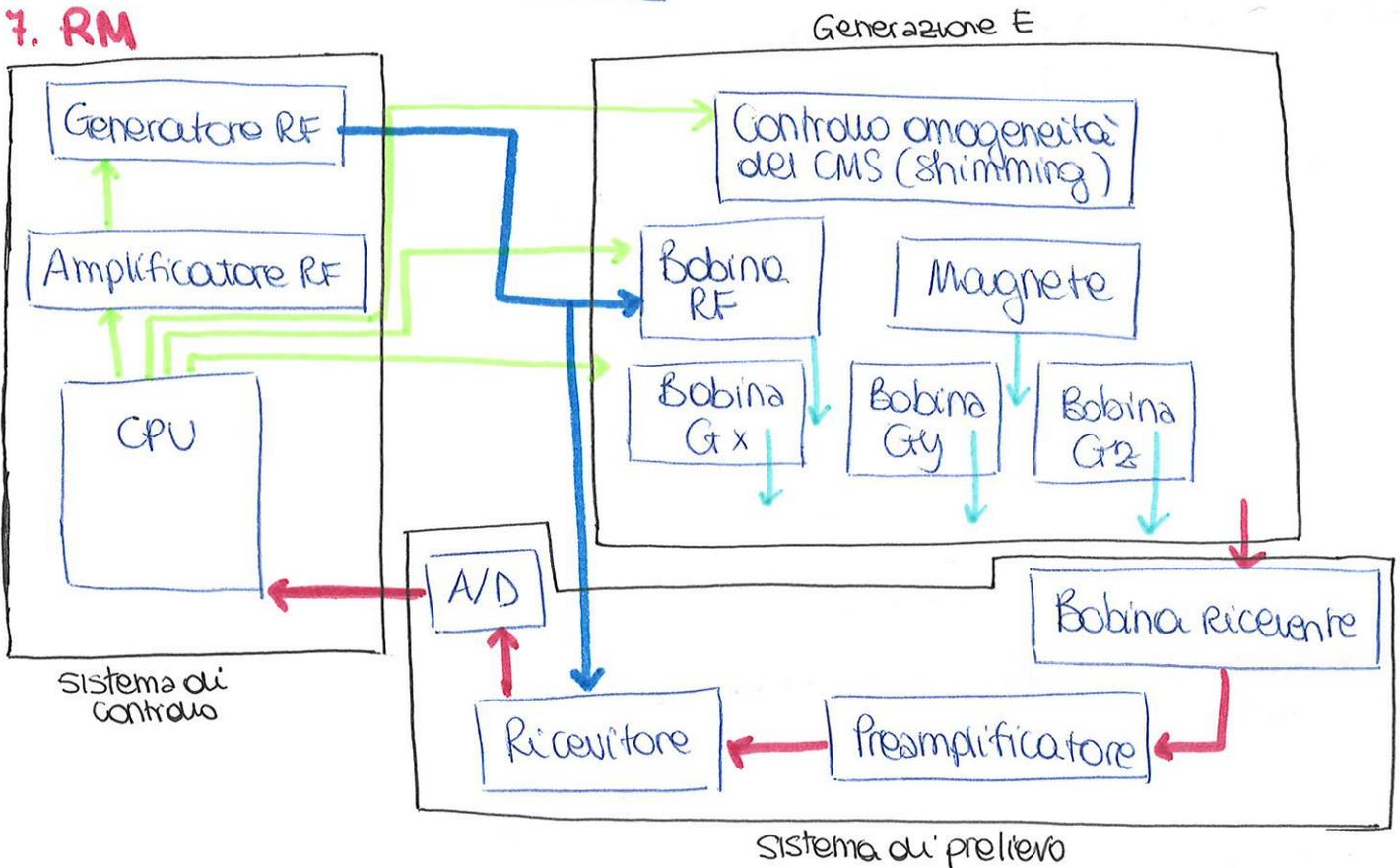
5. Dispositivi doppler ad onda continua



6. Dispositivi doppler ad onda pulsata



7. RM



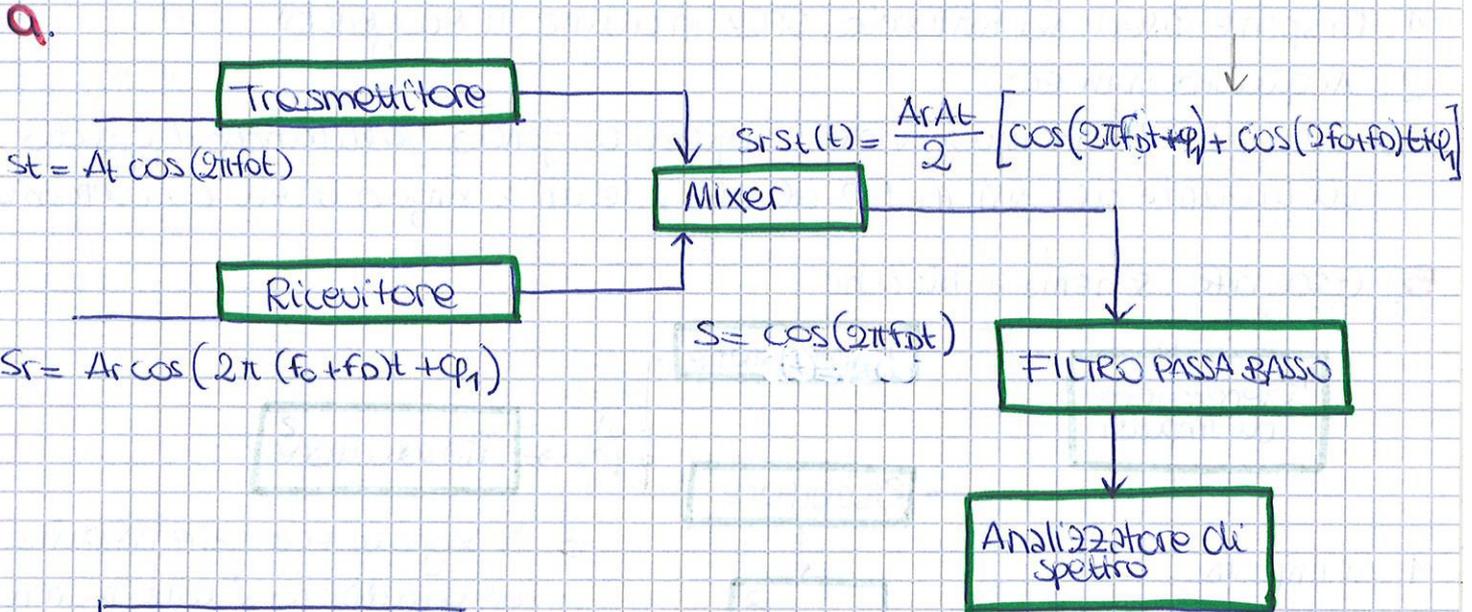
Bioimmagini - Domande :

US

①

1.a. Demodulatore coerente : schema a blocchi.

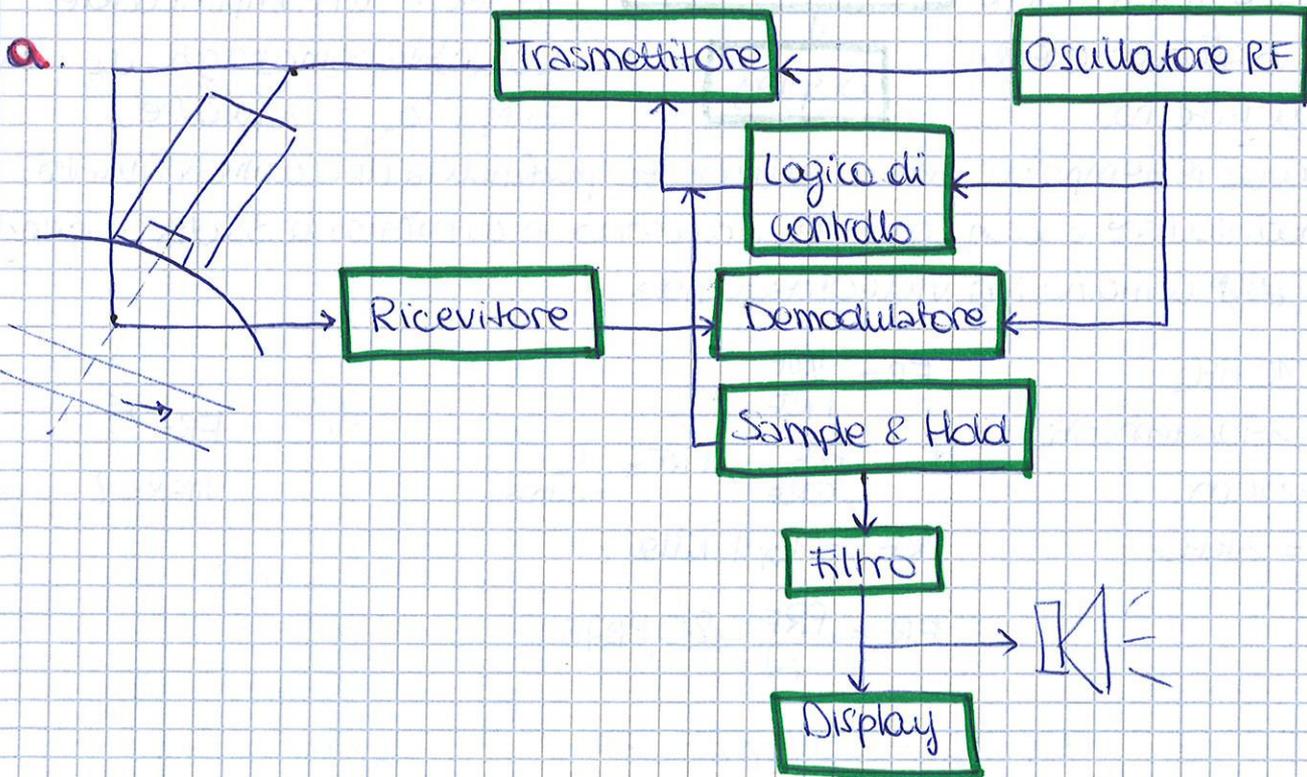
b. $f_D = ?$ $v = 100 \text{ cm/s}$
 $f_0 = 10 \text{ MHz}$
 $\theta = 60^\circ$



b. $f_D = \frac{2f_0 v \cos\theta}{c} = \frac{2 \cdot 10^7 \cdot 1}{1540} \cdot \frac{1}{2} = 6,5 \text{ KHz}$

2.a. Flussimetro ad onda pulsata : schema a blocchi.

b. Filtro di parete (vedi file)

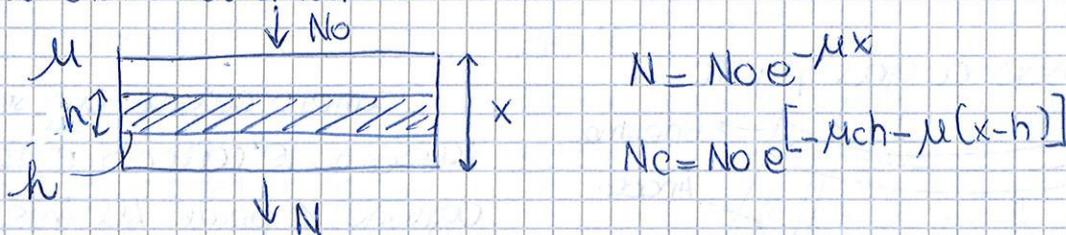


3. Strumentazione e passi x angiografia. (2)

Strumenti: disp radiologico, SW per sottrazione dell'immagine, liquido di contrasto, amplificatore di brillantezza

Procedura: per primo cosa è necessario acquisire l'immagine radiologica del cranio del paziente. Successivamente si inietta endovene il liquido di contrasto e si acquisisce una seconda immagine avendo cura di non far muovere le posz dalle posizione precedente. A questo punto il SW elabora le 2 acquisizioni restituendo un'immagine che è la sottrazione delle 2 per cui quello che si ottiene è l'imm del vasi.

Dal punto di vista matematico:



Facendo la differenza:

$$D = N - N_c = N_0 e^{-\mu x} - N_0 e^{-\mu h - \mu(x-h)} = N_0 [e^{-\mu x} - e^{-\mu h - \mu x + \mu h}] = N_0 [e^{-\mu x} (1 - e^{-(\mu c - \mu)h})] = k [1 - e^{-h(\mu c - \mu)}]$$

In scala log:

$$D = \ln N - \ln N_c = h(\mu c - \mu) > 0 \text{ sempre!}$$

Problema:

Presenza di artefatti → si possono risolvere con un SW adatto.

Risoluzione spaziale bassa → 2 cl/mm

4. 3 prove di costanza di un mammografo:

- nome prova - spiegare motivo - oggetto di misura - procedura
- condiz PASS/FIL - periodicità

1. Densità dell'immagine: è necessario valutare che la densità ottica dell'immagine sia rimasta così dalle 1^a prova di costanza.

Intensità: prendendo una matrice di un'imm digitale di N righe per M colonne, l'intensità, ovvero il peso dell'immagine, è data dal prodotto di righe x colonne: $I = 100 = \sum_i \sum_j A(i, j)$

Dipende dal terminatore automatico.

Periodicità: ogni 3 mesi

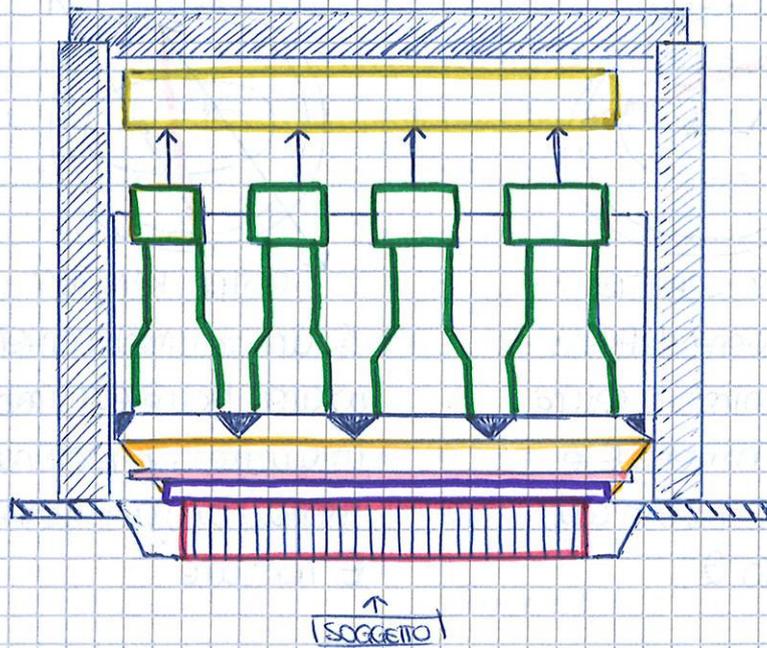
Si misurano le curve mediante fantomi e settaggi dell'AET e si annotano i valori di corrente - tempo dell'esposizione e dei filtri utilizzati.

Mediante densitometro si misuro la densità ottica. PASS: variazioni

$$C \pm 0,20$$

3. Gamma camera: schema:

3

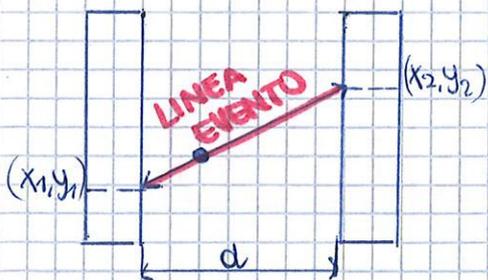


Schema

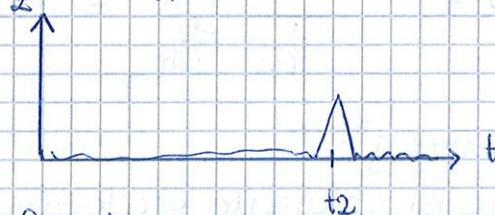
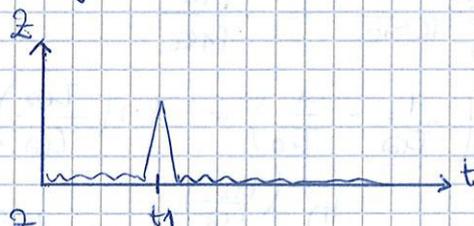
- aritmica di posizionamento
- Tubi fotomoltiplicatori
- Guida ottica
- vetro
- cristallo scintillatore
- collimatore

La gamma camera è un dispositivo di rilevamento di fotoni γ . Non emette nulla. Il 1° elemento è il collimatore (può avere varie forme) che ha il compito di selezionare solo le direzioni utili dei fotoni e ottenere un'immagine. Immediatamente sopra troviamo il cristallo scintillatore: è un sale, tipicamente NaI, per proteggere il cristallo dall'umidità si posiziona una lamina di vetro. Dal momento che il cristallo converte i fotoni γ in fotoni del visibile è necessario una guida ottica che indirizzi correttamente i fotoni: a questo punto entrano nei tubi fotomoltiplicatori che li convertono in e^- , ovvero in flusso di corrente. All'uscita troviamo l'aritmica di posizionamento per individuare la po rit della sorgente.

4. PET: false coincidenze



Diagrammando 2:



possiamo calcolare Δt

$$\Delta t = |t_1 - t_2|$$

se $\Delta t \leq 4/6$ ns allora i fotoni sono gemelli e posso costruire le linee dell'evento



4

$$\vec{B}_0 = \mu_0 G \sqrt{\frac{W \delta^2}{\rho x^4}}$$

Vantaggi: attivazione e disattivazione del magnete, schermature rispetto all'ambiente, geometria aperta

Svantaggi: scarso rendimento delle bobine, difficile installazione, effetto Joule

4. Magnete a superconduttore: schema.

Sfrutto la superconduttività dei materiali: mantenendoli [↓] di [↓] sotto T_c del materiale ogni materiale presenta resistenza nulla. da legge di Ohm non vale più e quindi nemmeno l'effetto Joule. In questo modo CMS può arrivare a 15T/37. Per fare ciò, il metallo deve essere mantenuto in bagno di He / N liquido.

Si genera quindi dipendenza tra corrente, campo magnetico, temperatura critica. Le caratteristiche sono:

- geometria: solenoide di lunghezza ∞ ($l > 20$ km)
- metalli utilizzati: Ni-Ti / Nb-Ti intrecciati
- involucro di cui a $T \pm 4,2$ K (1 grado in meno di T_c)
- Bagno di He e di N

Componente fondamentale è il criostat (scambiatore di calore): è costituito da una serie di schermi radianti concentrici (He, N e vuoto) non disperdere il calore.

Svantaggi: per garantire omogeneità di \vec{B}_0 il foro deve essere lungo e stretto

Quenching

Vantaggi: no effetto Joule, elevata CSM, omogeneità, stabilità temporale, volume imaging esteso, CSM sempre attivo.

5. a. Prevalenza spin-up rispetto a spin-down

b. $\vec{B}_0 = 2$ T, $T = 300$ K, $\frac{\sigma}{2\pi} = 42,57$ MHz/T
 $\omega_0 = ?$

a. Si ha una prevalenza di orientamento spin-up perchè questa configurazione

richiede poco E.

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

b. $\omega_0 = \gamma B_0$ $\omega_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 = 85,14$ MHz

6. Saturation Recovery

$T_R = 1$ s
75%

$$S = K_0 (1 - e^{-TR/T_1})$$

$$0,75 = 1 - e^{-TR/T_1}$$

$$1 - 0,75 = e^{-TR/T_1}$$

$$\ln(1 - 0,75) = -\frac{TR}{T_1}$$

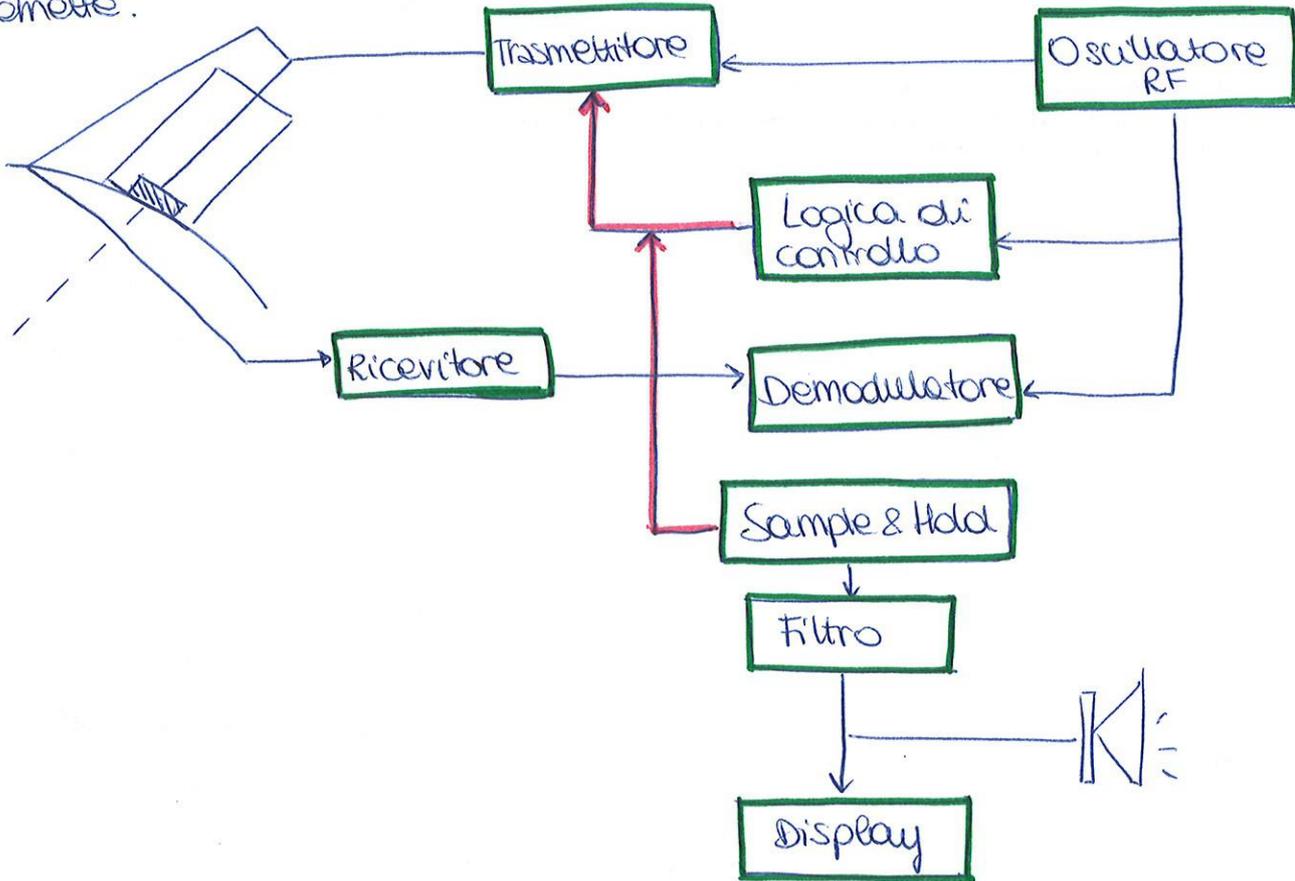
$T_1 \text{ max} = ?$

$$-1,39 = -\frac{TR}{T_1}$$

$$T_1 = \frac{TR}{1,39} = 0,72$$
 s

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

Un flussimetro ad onda pulsata contiene un solo cristallo che riceve ed emette.



Filtro di parete

Negli studi vascolari effettuati con un flussimetro, i movimenti relativi delle sonde possono anche essere causati non solo dal movimento degli eritrociti nel vaso, ma anche dalle pareti dei ventricoli e dei vasi dove si sviluppa il flusso sanguigno. A tali mov è associato una bassa frequenza di 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. Questo filtro che si introduce è un passa alto.

Bioimmagini

19 luglio 2007

DATA

Cognome e Nome: _____

GIADA

Matricola: _____

20/06/14

- ✗ Descrivere la sequenza "saturation recovery", definendo la sequenza degli impulsi, il segnale ottenuto e disegnando i diagrammi temporali della magnetizzazione longitudinale e trasversale. Indicare come sia possibile ottenere immagini con pesi diversi.

Volevo aggiungerci le di scorso su B1

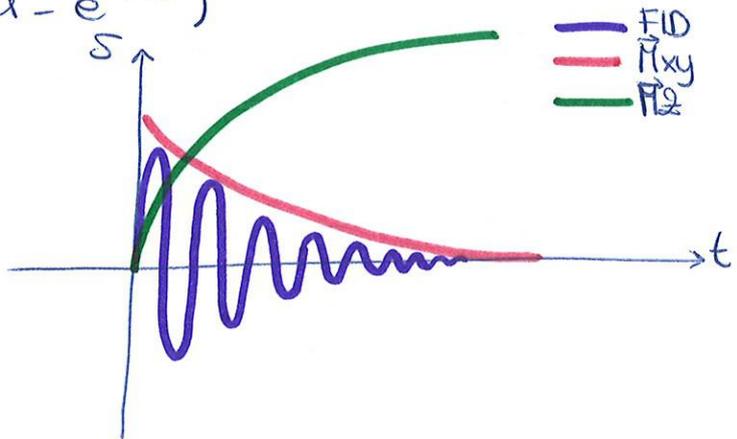
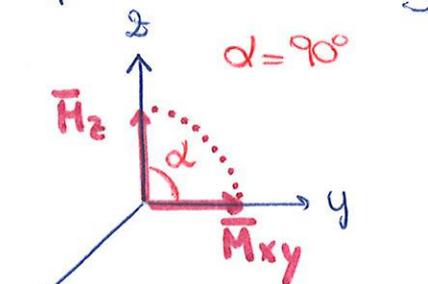
Le sequenze d'eccitazione nascono con lo scopo di enfatizzare la dipendenza del segnale FID dai 3 parametri più importanti: T_1 , T_2 e ρ . Dal momento che l'ampiezza del FID è dato da: $A = A_0 e^{-t/T_1} \cdot e^{-t/T_2}$ e, seppur conoscendo il

segnale, non è possibile conoscere né T_1 né T_2 , con le sequenze si risolve questo problema, avendo un denominatore come T_R , il tempo di ripetizione ovvero il tempo che intercorre tra l'inizio di una sequenza e la successiva.

La saturation recovery è anche chiamata $90^\circ - T_R$ perché viene dato un impulso a 90° e noi si aspetta che la componente longitudinale venga ristabilita.

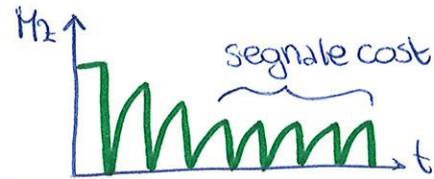
L'ampiezza del FID:

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



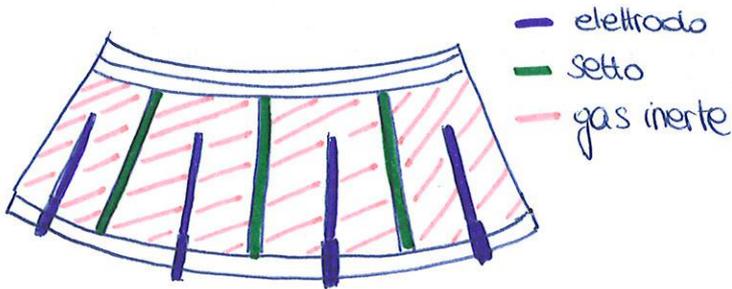
Se:

- $T_R \gg T_1 \rightarrow$ info su ρ
- $T_R \approx T_1 \rightarrow$ info su T_1





3. Descrivere il funzionamento dei sensori a gas utilizzati in dispositivi TC.



Costituiscono una camera di ionizzazione. Si formano all'interno varie intercapedine separate da setti. All'interno è presente del gas inerte per aumentare la probabilità di

urto tra fotoni. Ogni intercapedine costituisce 1 pixel. I fotoni in banda x ionizzano l'aria all'interno, per cui + fotoni ci sono più aumenta la presenza di carica. All'interno dell'intercapedine si posiziona un elettrodo che fungendo da condensatore misura la carica.

- Vantaggi:
- intrinsecamente collimati
 - efficienza buona
 - utilizzabili per scanner di IV generazione
 - cost abbastanza basso

- Svantaggi:
- difficoltà di costruzione
 - periodico riabbocco del gas.

Bioimmagini

2 febbraio 2007

Cognome e Nome: _____

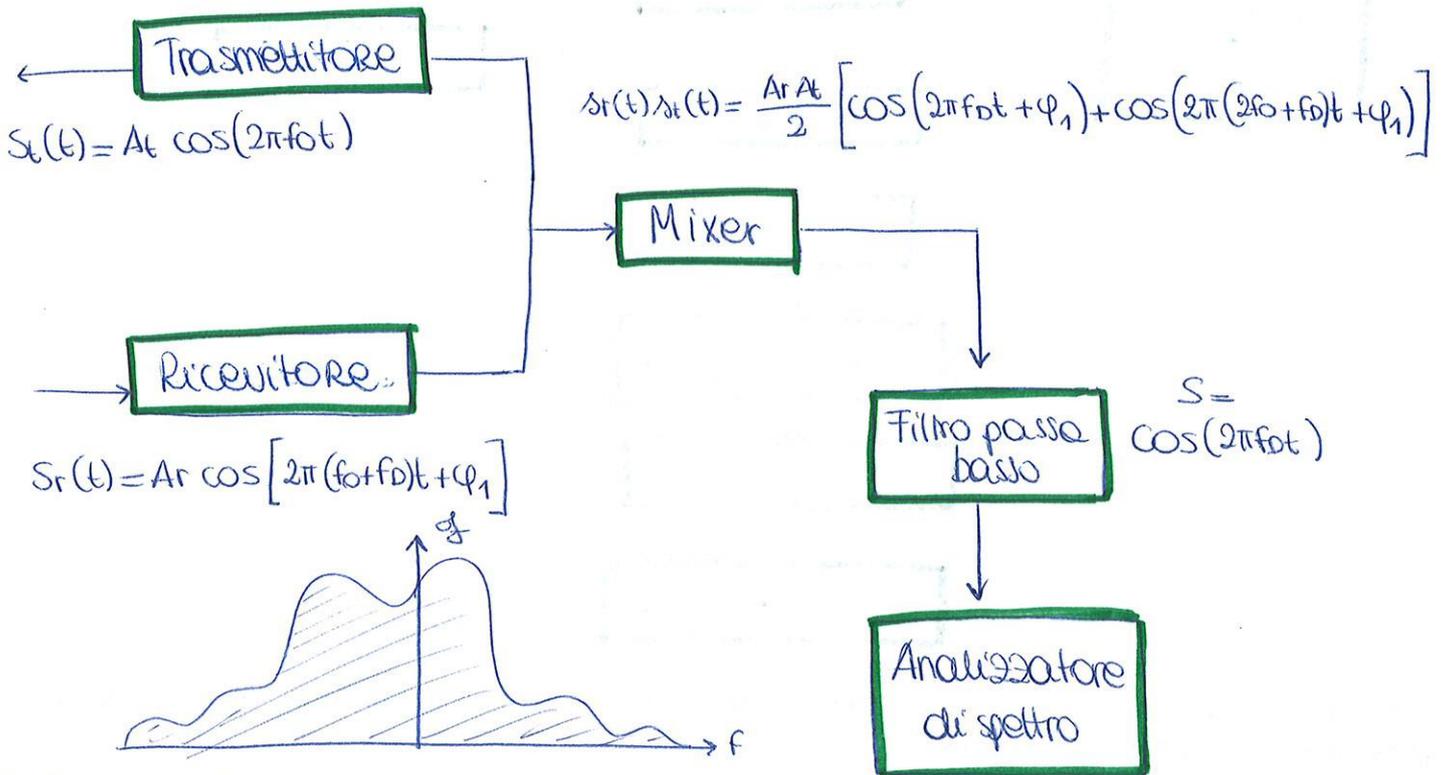
GIADA

DATA

Matricola: _____

20/06/14

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.



Informazioni:

- spettro del segnale ricevuto descrive il regime di velocità all'interno del vaso: la f dell'eco di ritorno è \propto alla velocità degli eritrociti. La densità spettrale di potenza del segnale ricevuto equivale alla distribuzione della velocità del vaso.
- l'ampiezza dello spettro del segnale ricevuto fornisce una stima della distribuzione degli eritrociti che viaggiano ad una data velocità: più eritrociti ci sono, maggiore è l'ampiezza della densità spettrale di potenza del segnale Doppler a quelle specifiche f .
- l'area dello spettro ricevuto fornisce una stima del numero totale di eritrociti
- le bande dello spettro è legata alla turbolenza del flusso nel vaso.
- la forma dello spettro è legata al profilo di velocità

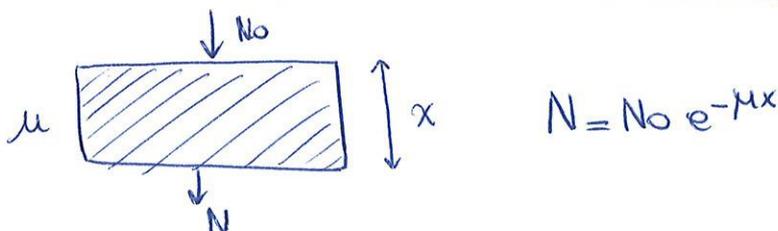
✗ Descrivere la strumentazione ed i passi necessari per condurre un esame angiografico con mezzo di contrasto, utilizzando la tecnica della sottrazione numerica d'immagine. Elencare i possibili problemi.

Un esame angiografico viene prescritto per l'analisi dei vasi sanguigni. Supponendo una stenosi carotidea, l'esame consiste:

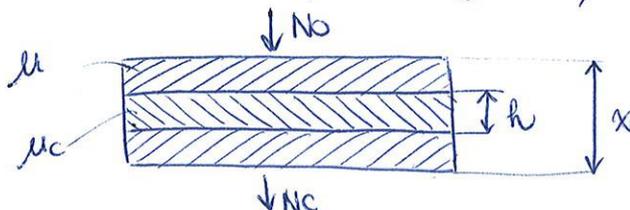
- Acquisizione di una prima immagine radiografica tramite amplificatore di brillanza
- Iniezione endovenosa del liquido di contrasto
- Acquisizione di una seconda immagine radiografica
- Sottrazione delle due immagini
- Immagini in cui sono visibili solo i vasi

Matematicamente:

Blocchetto di materiale di spessore x con coeff di assorbimento lineare μ .



Inserendo il liquido di contrasto (coeff μ_c , spessore h):



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

Facendo la differenza:

$$D = N - N_c = N_0 e^{-\mu x} - N_0 e^{(-\mu_c h - \mu(x-h))} = N_0 e^{-\mu x} (1 - e^{-h(\mu_c - \mu)}) \Rightarrow$$

$$D = k (1 - e^{-h(\mu_c - \mu)})$$

In scala logaritmica

$$\ln(D) = \ln(N) - h(N_c) = h(\mu_c - \mu) > 0 \text{ sempre, } \text{perché } \mu_c > \mu$$

Svantaggi:

- Artefatti: il paziente potrebbe muoversi e la sottrazione non essere quindi perfetta
- Bassa risoluzione: 2cl/mm
- Scarso campo utile di ripresa
- Necessità di SW apposito

74

X 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.

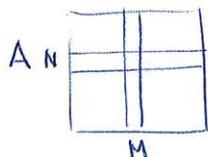
1. DENSITA' DELL'IMMAGINE:

Verifica che sia rimasta costante la densità dell'immagine (m_2 dell'AET). Si ricavano le stre mediante opportuni fantocci e setacci dell'AET e si annotano i valori di corrente - tempo dell'esposizione e dei filtri utilizzati. Mediante densitometro si misura la densità ottica.

La variazione $m \times$ può essere $\pm 0,20$.

Periodicità: 3 mesi.

⊗ Prendendo una matrice di valori di un'immagine:



$I = IOD = N \times M$, pertanto:

$I = IOD = \sum_i \sum_j A(i, j)$ è il peso dell'immagine.

2. PRESENZA DI ARTEFATTI:

Verifica l'assenza di artefatti sulla lastra dovuti alle griglie antidi ffusio ne, filtri, ecc... Si esaminano lestre con negatvoscopio e lente x5-x10 e si confronta con la prima prova di costanza.

La prova è superata se la griglia non si vede.

Periodicità: 3 mesi.

3. RISOLUZIONE AD ALTO CONTRASTO

Verifica la risoluzione spaziale dell'immagine. Si utilizza un fantoccio di PMMA di 40 mm e una griglia fitta metallica con linee parallele e ortogonali al bordo superiore del supporto paziente. Si contano le linee in entrambi i versi.

La prova è superata se la variazione è al max 2 cl/mm

Periodicità: 6 mesi.

Altre prove:

- Fascio di irradiazione: 5 sferette
- Compressore
- Contatto schermi di rinforzo - pellicola.

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

↓
Rileggo lab

Bioimmagini
12 settembre 2007

Cognome e Nome: _____

GIADA

DATA

Matricola: _____

20/06/14

1. La Norma CEI 62-2 relativa alle disposizioni in materia di protezione per apparecchi radiologici definisce la dose assorbita come:
 - A. l'energia media trasferita dalla radiazione alla materia
 - B. l'energia media assorbita dai filtri del dispositivo
 - C. il rapporto tra l'energia erogata dal tubo a raggi X e quella incidente sul paziente
 - D. la carica elettrica prodotta dal fascio a raggi X
 - E. la carica elettrica prodotta dal fascio utile a raggi X

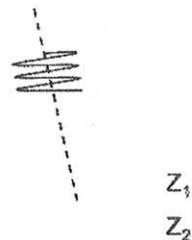
2. La diagnosi di tumori in immagini radiologiche è complicata dal fatto che:
 - A. il tumore è sempre trasparente ai raggi X
 - B. il tumore è sempre nero, quindi non visibile sulla lastra
 - C. il tumore è sempre troppo piccolo rispetto alla risoluzione spaziale dei dispositivi
 - D. il tumore ha coefficienti di attenuazione lineare troppo bassi
 - E. il tumore ha coefficienti di attenuazione lineare che sono sovrapponibili a molti altri tessuti sani

3. In un dispositivo ecografico, la modalità B rappresenta a video:
 - A. un segnale monodimensionale in funzione del tempo
 - B. un segnale monodimensionale in funzione della profondità di scansione
 - C. un'immagine bidimensionale funzione del coefficiente di attenuazione dei tessuti
 - D. un'immagine bidimensionale funzione della velocità di propagazione degli ultrasuoni nei tessuti
 - E. un'immagine bidimensionale funzione dell'intensità dell'eco di ritorno in ogni punto

4. La DSA è una tecnica che necessita di:
 - A. un radiografo planare analogico ed un mezzo di contrasto
 - B. un radiografo planare digitale ed un mezzo di contrasto +SW
 - C. un tomografo digitale ed un mezzo di contrasto
 - D. esclusivamente di un radiografo planare digitale
 - E. esclusivamente di un radiografo planare analogico

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

10. Data la struttura rappresentata in figura, calcolare quanto vale il coefficiente di riflessione all'interfaccia tra i due mezzi (si consideri $Z_1 = 1,7 \cdot 10^5$ Rayls e $Z_2 = 7,8 \cdot 10^5$ Rayls).
- A. circa 0,64
 - B. circa -0,64
 - C. circa 0,4
 - D. circa -0,4
 - E. non si può calcolare non essendo indicato l'angolo d'incidenza



11. Un esame PET comporta sempre:

- A. l'esposizione del paziente a radiazioni ionizzanti
- B. l'esposizione degli operatori a radiazioni non-ionizzanti
- C. l'esposizione del paziente sia a radiazioni ionizzanti che non-ionizzanti.
- D. l'esposizione degli operatori a campi elettrici
- E. l'esposizione del paziente a radiazioni non-ionizzanti

12. Quanto vale lo scarto Doppler prodotto da un eritrocita in transito in un vaso con velocità pari a 70 cm/s, insonato con una sonda a 2 MHz sotto un'angolo di vista pari a 60°?

- A. 2,09 MHz
- B. 1,91 MHz
- C. 900 kHz
- D. 2,09 kHz
- E. 910 Hz

$$\begin{aligned}
 v &= 70 \text{ cm/s} & f_0 &=? \\
 f_0 &= 2 \text{ MHz} \\
 \theta &= 60^\circ & f_D &= \frac{2f_0 v}{c} \cdot \cos \theta = \\
 & & &= \frac{2 \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 0,7}{1540} \cdot \frac{1}{2} =
 \end{aligned}$$

$$= \frac{2 \cdot 10^6 \cdot 70 \cdot 10^{-2}}{1,54 \cdot 10^3} = \frac{140}{1,54} \cdot 10 = 909,1 \text{ Hz}$$

5. Quale di queste categorie di pazienti non può effettuare un'esame di risonanza magnetica?
- A. Diabetici
 - B. Affetti da tumore
 - C. Affetti da morbo di Alzheimer
 - D. Portatori di protesi aortica in silicone
 - E. Portatori di pace-maker
6. La risoluzione spaziale di un mammografo è
- A. minore di quella di un dispositivo TC
 - B. maggiore di 40 cl/mm
 - C. minore di 40 cl/cm
 - D. circa di 20 cl/mm
 - E. circa di 20 cl/cm
7. Un eritrocita in transito in un vaso produce uno scarto Doppler pari a 1 kHz. Sapendo che esso si muoveva con velocità pari a 77 cm/s, con una direzione formante con l'asse di insonazione un angolo pari a 60°, quanto valeva la frequenza della sonda?
- A. 1 MHz
 - B. 1 kHz
 - C. 500 kHz
 - D. 2 MHz
 - E. 500 MHz
- $$f_D = 1 \text{ kHz}$$

$$V = 77 \text{ cm/s}$$

$$\theta = 60^\circ$$

$$f = ?$$
- $$f_D = \frac{2f_0 v \cdot \cos\theta}{c}$$

$$f_0 = \frac{f_D \cdot c}{2v \cos\theta}$$
8. Quale delle seguenti caratteristiche di un'immagine medica non è fondamentale per la diagnostica clinica?
- A. la luminosità
 - B. il contrasto
 - C. il rapporto segnale-rumore
 - D. la risoluzione spaziale
 - E. la discriminazione di strutture adiacenti
9. Quale sonda ecografica è maggiormente adatto per scansioni di ostetricia?
- A. la sonda lineare
 - B. la sonda convex
 - C. la sonda phased-array
 - D. va bene qualsiasi sonda purchè ad elevatissima frequenza
 - E. va bene qualsiasi sonda purchè ad alta integrazione di cristalli

Bioimmagini

2 febbraio 2007 - Compito A

Cognome e Nome: GIADA DATA: 20/06/14
 Matricola: 20106114

1. La Norma CEI 62-2 relativa alle disposizioni in materia di protezione per apparecchi radiologici definisce l'interruttore di tipo "uomo morto" come:
- A. un interruttore con almeno tre possibilità di selezione
 - B. un interruttore variabile mediante potenziometro
 - C. un interruttore normalmente disattivato e che si attiva solamente mediante una pressione continua da parte dell'operatore
 - D. un interruttore sempre attivo e che si disattiva solamente mediante una pressione continua da parte dell'operatore
 - E. un interruttore d'emergenza da premere per disattivare l'intero dispositivo

2. Sia data l'immagine in figura. Il contrasto dell'immagine, considerata raffigurante un punto chiaro su uno sfondo scuro, vale circa:
- $C = \frac{\Delta i}{i} = \frac{i_a - i_s}{i_s}$
- 1,875
 $\begin{pmatrix} 1 & 2 & 4 \\ 3 & 244 & 2 \\ 0 & 3 & 0 \end{pmatrix}$
- A. 0,008
 - B. -0,008
 - C. -129
 - D. 129
 - E. impossibile rispondere al quesito
- S (A)

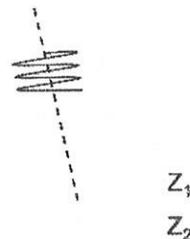
3. Un esame di medicina nucleare comporta sempre:
- A. l'esposizione del paziente a radiazioni ionizzanti
 - B. l'esposizione degli operatori a radiazioni non-ionizzanti
 - C. l'esposizione del paziente sia a radiazioni ionizzanti che non-ionizzanti
 - D. l'esposizione degli operatori a campi elettrici
 - E. l'esposizione del paziente a radiazioni non-ionizzanti

4. In un dispositivo ecografico, la modalità B rappresenta a video:
- A. un segnale monodimensionale in funzione del tempo
 - B. un segnale monodimensionale in funzione della profondità di scansione
 - C. un'immagine bidimensionale funzione del coefficiente di attenuazione dei tessuti
 - D. un'immagine bidimensionale funzione della velocità di propagazione degli ultrasuoni nei tessuti
 - E. un'immagine bidimensionale funzione dell'intensità dell'eco di ritorno in ogni punto

10. Quando si porta un sistema in condizioni di risonanza mediante un dispositivo RM si sta variando:
- A. il volume utile di imaging
 - B. il CMS, in modo da deflettere i protoni
 - C. la statistica di Boltzmann
 - D. il gradiente in direzione 'z'
 - E. il numero di protoni presente nel volume di prelievo
11. I sensori allo stato solido per rivelare raggi X sono stati inseriti nei dispositivi TC a partire dagli scanner di:
- A. I generazione
 - B. II generazione
 - C. III generazione
 - D. IV generazione
 - E. fin dal primo dispositivo
12. Il dispositivo di compressione in un mammografo:
- A. può essere costruito in materiale opaco
 - B. può essere in piombo
 - C. può non essere utilizzato in sede d'esame
 - D. deve obbligatoriamente essere presente sul dispositivo
 - E. deve obbligatoriamente essere in plexiglass

6. Data la struttura rappresentata in figura, calcolare quanto vale il coefficiente di riflessione all'interfaccia tra i due mezzi (si consideri $Z_1 = 1,7 \cdot 10^5$ Rayls e $Z_2 = 7,8 \cdot 10^5$ Rayls).

- A. circa 0,64
- B. circa -0,64
- C. circa 0,4
- D. circa -0,4
- E. non si può calcolare non essendo indicato l'angolo d'incidenza



7. Lo *shimming* di campo magnetico serve essenzialmente per:

- A. consentire di avere sequenze di eccitazione molto veloci
- B. aumentare la pendenza dei campi gradiente
- C. regolare l'intensità del CMS
- D. aumentare l'omogeneità del CMS
- E. aumentare la stabilità temporale del CMS

8. Quale delle seguenti affermazioni relative al dispositivo di compressione di un mammografo è errata?

- A. Deve essere trasparente alla vista ✓
- B. Non deve essere obbligatoriamente presente sul mammografo F
- C. Deve essere trasparente in banda X ✓
- D. Deve poter essere regolato o sbloccato manualmente in caso di avaria o guasto ✓
- E. Deve garantire una compressione graduale e regolabile ✓

9. Quanto vale lo scarto Doppler prodotto da un eritrocita in transito in un vaso con velocità pari a 70 cm/s, insonato con una sonda a 2 MHz sotto un'angolo di vista pari a 60°?

- A. 2,09 MHz
- B. 1,91 MHz
- C. 900 kHz
- D. 2,09 kHz
- E. 910 Hz

$$V = 70 \text{ cm/s}$$

$$f_0 = 2 \text{ MHz}$$

$$\theta = 60^\circ$$

$$f_D = ?$$

10. La Norma CEI 62-2 relativa alle disposizioni in materia di protezione per apparecchi radiologici definisce l'esposizione come:

- A. la carica elettrica prodotta dalla radiazione ionizzante nell'aria
- B. la carica elettrica prodotta dalla radiazione ionizzante sul paziente
- C. l'energia media trasferita dalla radiazione alla materia
- D. l'energia media assorbita dai filtri del dispositivo
- E. il rapporto tra l'energia erogata dal tubo a raggi X e quella incidente sul paziente

Bioimmagini

22 febbraio 2007 - Compito A

Cognome e Nome: _____

GIADA

DATA

Matricola: _____

20/06/14

1. Sia data l'immagine in figura, raffigurante un punto chiaro su uno sfondo scuro. Quanto deve valere all'incirca X affinché il contrasto sia pari a 100?

- A. 190
 B. -190
 C. 185
 D. -185
 E. impossibile rispondere al quesito

$$100 = \frac{\Delta i}{i} = \frac{i_a - i_s}{s}$$

$$100 = \frac{i_a - 1,875}{1,875}$$

$$\begin{pmatrix} 1 & 2 & 4 \\ 3 & X & 2 \\ 0 & 3 & 0 \end{pmatrix}$$

1,875

$$187,5 = i_a - 1,875 \rightarrow i_a = 189,375$$

2. I radiofarmaci utilizzati nella SPECT:

- A. hanno tempo di dimezzamento di pochi minuti
 B. emettono due fotoni in banda γ con energia ben precisa
 C. emettono due positroni in banda γ con energia ben precisa
 D. sfruttano il meccanismo di decadimento α
 E. emettono ad un'energia compresa tra 80 keV e 300 keV

3. In un ecografo il TGC serve per:

- A. eliminare gli echi troppo intensi
 B. amplificare gli echi troppo deboli
 C. correggere eventuali non-linearità della sonda US
 D. eliminare l'effetto della profondità dall'eco di ritorno
 E. selezionare una finestra spaziale da cui si prelevano gli echi

4. Il filtro di parete in un dispositivo ecografico:

- A. serve per enfatizzare il mezzo di contrasto
 B. serve per attenuare gli artefatti prodotti dalle pareti vasali
 C. serve per enfatizzare il movimento delle camere cardiache
 D. serve per enfatizzare il movimento delle pareti vasali
 E. serve per attenuare eventuali problemi di aliasing

5. La Norma CEI 62-114 relativa alle prove di costanza per mammografi prevede che la verifica della presenza di artefatti sulla lastra:

- A. venga effettuata ogni 3 mesi
 B. venga effettuata ogni 6 mesi
 C. venga effettuata solamente in sede di installazione
 D. venga effettuata ad ogni nuovo esame
 E. sia a discrezione dell'utilizzatore

11. Il gantry di un dispositivo RM con magnete superconduttore è, generalmente, piuttosto stretto poiché:

- A. necessitano molti avvolgimenti dei cavi e quindi il foro centrale si stringe
- B. è bene che il paziente stia più vicino possibile alle pareti del dispositivo
- C. molto spazio è occupato dalle bobine RF
- D. è l'unico modo per garantire un campo sufficientemente uniforme, data la struttura del magnete
- E. il campo è sempre trasversale

12. Un ecografo funzionante in B-Mode è equipaggiato con una sonda lineare da 10 MHz. Quanto può valere al massimo la PRF per garantire una profondità di scansione pari ad almeno 10 cm?

- A. circa 1 kHz
- B. circa 5 kHz
- C. circa 8 kHz
- D. circa 10 kHz
- E. circa 100 kHz

$$f_0 = 10 \text{ MHz} \quad d = 10 \text{ cm}$$

$$\text{PRF} = ?$$

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

$$\text{PRF} = 7,7 \cdot 10^3 \text{ Hz}$$

5. Quando si focalizza il fascio ultrasonoro emesso da una sonda:
- A. si migliora la penetrazione del fascio
 - B. si riduce l'attenuazione dei tessuti
 - C. si aumenta il rischio di danno alla sonda
 - D. si diminuisce la risoluzione temporale
 - E. si aumenta la risoluzione spaziale
6. Supponendo di sostituire il tubo radiogeno di un mammografo che ha 5 anni di vita, occorre ripetere, secondo la normativa:
- A. le prove di accettazione
 - B. le prove di accettazione e quelle di costanza
 - C. le prove di accettazione e quelle di status
 - D. esclusivamente le prove di costanza
 - E. le prove di status e le prove di costanza, compresa quella iniziale
7. In un tubo fotomoltiplicatore
- A. avviene una conversione di fotoni γ in elettroni e questi ultimi sono poi moltiplicati
 - B. avviene una conversione di fotoni γ in fotoni nel visibile e questi ultimi sono poi moltiplicati
 - C. avviene la moltiplicazione dei fotoni γ
 - D. avviene la conversione di fotoni nel visibile in elettroni e questi ultimi sono poi moltiplicati
 - E. avviene una conversione indiretta fotoni γ - fotoni nel visibile - carica elettrica
8. Sapendo che lo strato emivalente in piombo per fotoni ad 1 MeV vale 0,9 cm, quanto vale il coefficiente d'attenuazione lineare del piombo?
- $$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu x}$$

$$\frac{1}{2} = e^{-\mu x}$$

$$-\ln(2) = -\mu x$$

$$\mu = \frac{\ln(2)}{x} =$$
- $x = 0,9 \text{ cm}$

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

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu x}$$
- A. circa $1,3 \text{ cm}^{-1}$
 - B. circa $-1,3 \text{ cm}^{-1}$
 - C. circa $0,77 \text{ cm}^{-1}$
 - D. circa $-0,77 \text{ cm}^{-1}$
 - E. mancano dati per fornire la risposta
9. In un flussimetro ad onda pulsata, la PRF è:
- velocità dell'entrociclo!*
- A. inversamente proporzionale alla velocità degli ultrasuoni nel sangue
 - B. direttamente proporzionale alla velocità degli ultrasuoni nel sangue
 - C. inversamente proporzionale alla massima profondità di scansione
 - D. direttamente proporzionale alla massima profondità di scansione
 - E. nessuna delle precedenti

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

$$v_{\max} = \frac{c PRF}{4 f \cos \theta}$$

Bioimmagini

12 settembre 2007

1. La Norma CEI 62-2 relativa alle disposizioni in materia di protezione per apparecchi radiologici definisce la dose assorbita come:
- A. l'energia media trasferita dalla radiazione alla materia
 - B. l'energia media assorbita dai filtri del dispositivo
 - C. il rapporto tra l'energia erogata dal tubo a raggi X e quella incidente sul paziente
 - D. la carica elettrica prodotta dal fascio a raggi X
 - E. la carica elettrica prodotta dal fascio utile a raggi X
2. La diagnosi di tumori in immagini radiologiche è complicata dal fatto che:
- A. il tumore è sempre trasparente ai raggi X
 - B. il tumore è sempre nero, quindi non visibile sulla lastra
 - C. il tumore è sempre troppo piccolo rispetto alla risoluzione spaziale dei dispositivi
 - D. il tumore ha coefficienti di attenuazione lineare troppo bassi
 - E. il tumore ha coefficienti di attenuazione lineare che sono sovrapponibili a molti altri tessuti sani
3. In un dispositivo ecografico, la modalità B rappresenta a video:
- A. un segnale monodimensionale in funzione del tempo
 - B. un segnale monodimensionale in funzione della profondità di scansione
 - C. un'immagine bidimensionale funzione del coefficiente di attenuazione dei tessuti
 - D. un'immagine bidimensionale funzione della velocità di propagazione degli ultrasuoni nei tessuti
 - E. un'immagine bidimensionale funzione dell'intensità dell'eco di ritorno in ogni punto
4. La DSA è una tecnica che necessita di:
- A. un radiografo planare analogico ed un mezzo di contrasto
 - B. un radiografo planare digitale ed un mezzo di contrasto *SW*
 - C. un tomografo digitale ed un mezzo di contrasto
 - D. esclusivamente di un radiografo planare digitale
 - E. esclusivamente di un radiografo planare analogico
5. Qual è la proporzione dei fotoni uscenti da uno schermo in piombo ($\mu = 0,58 \text{ cm}^{-1}$) di spessore pari a 12mm?
- A. circa 50%
 - B. circa 20%
 - C. meno dell'1%
 - D. circa 2%
 - E. non è possibile calcolare l'attenuazione mancando il numero di fotoni in ingresso
6. Quale dei seguenti dispositivi è più adatto a studi di motilità cardiaca?
- A. Il dispositivo TC
 - B. Il dispositivo RM
 - C. Il dispositivo ecografico
 - D. Il radiografo planare
 - E. Il dispositivo per PET
7. Quale dispositivo RM è maggiormente critico per quanto concerne lo shimming di campo magnetico in sede di installazione?
- A. Il dispositivo a magneti superconduttore
 - B. Il dispositivo a magneti resistivi
 - C. Il dispositivo a magneti ibrido
 - D. Si equivalgono tutti
 - E. Qualsiasi dispositivo con CMS di intensità superiore a 0,7T

Bioimmagini 19 luglio 2007

1. Dato uno schermo in piombo ($\mu = 0,58 \text{ cm}^{-1}$), quanto deve essere spesso per garantire di dimezzare l'energia del fascio X?

- A. circa 1,19 mm
- B. circa 12 mm
- C. circa 0,83 cm
- D. circa 8 mm
- E. non è possibile calcolare l'attenuazione mancando il numero di fotoni in ingresso

2. Quale delle seguenti affermazioni sulla gammacamera è scorretta?

- A. Utilizza rivelatori costituiti da sali scintillatori (tipicamente CsI) che convertono l'energia in banda X in fotoni nel visibile.
- B. Ha un case costruito obbligatoriamente in piombo.
- C. Ha una lastra di vetro all'ingresso che serve per trasmettere i fotoni nel visibile.
- D. Monta fotomoltiplicatori in numero variabile tra i 7 ed i 60 circa.
- E. Può convertire l'energia di qualsivoglia fotone in banda .

3. Il coefficiente di riflessione in ultrasonografia:

- A. è massimo quando è massima la differenza di impedenza acustica dei mezzi formanti un'interfaccia
- B. è massimo quando è minima la differenza di impedenza acustica dei mezzi formanti un'interfaccia
- C. è massimo quando è non vi è differenza di impedenza acustica dei mezzi formanti un'interfaccia
- D. è minimo quando è massima la differenza di impedenza acustica dei mezzi formanti un'interfaccia
- E. è massimo nell'osso compatto

4. A cosa servono i riferimenti di intensità e le elaborazioni dei dati di assorbimento in un dispositivo TC?

- A. a produrre un'immagine 3D
- B. ad irradiare il soggetto su un angolo che contenga tutto il corpo del paziente
- C. a diminuire la dose al paziente
- D. a risolvere le equazioni della retroproiezione filtrata
- E. a calcolare le corrispondenti unit' a Hounsfield

5. Quale di queste categorie di pazienti non può effettuare un'esame di risonanza magnetica?

- A. Diabetici
- B. Affetti da tumore
- C. Affetti da morbo di Alzheimer
- D. Portatori di protesi aortica in silicone
- E. Portatori di pace-maker

6. La risoluzione spaziale di un mammografo è

- A. minore di quella di un dispositivo TC
- B. maggiore di 40 cl/mm
- C. minore di 40 cl/cm
- D. circa di 20 cl/mm
- E. circa di 20 cl/cm

7. Un eritrocita in transito in un vaso produce uno scarto Doppler pari a 1 kHz. Sapendo che esso si muoveva con velocità pari a 77 cm/s, con una direzione formante con l'asse di insonazione un angolo pari a 60° , quanto valeva la frequenza della sonda?

- A. 1MHz
- B. 1 kHz
- C. 500 kHz
- D. 2MHz
- E. 500MHz

$$f_D = 1 \text{ kHz}$$

$$v = 77 \text{ cm/s}$$

$$\theta = 60^\circ$$

$$f_0 = ?$$

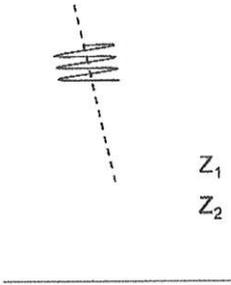
$$f_D = \frac{2f_0 v}{c} \cos\theta$$

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

2 febbraio 2007 - Compito A

1. La Norma CEI 62-2 relativa alle disposizioni in materia di protezione per apparecchi radiologici definisce l'interruttore di tipo "uomo morto" come:
- A. un interruttore con almeno tre possibilità di selezione
 - B. un interruttore variabile mediante potenziometro
 - C. un interruttore normalmente disattivato e che si attiva solamente mediante una pressione continua da parte dell'operatore
 - D. un interruttore sempre attivo e che si disattiva solamente mediante una pressione continua da parte dell'operatore
 - E. un interruttore d'emergenza da premere per disattivare l'intero dispositivo
2. Sia data l'immagine in figura. Il contrasto dell'immagine, considerata raffigurante un punto chiaro su uno sfondo scuro, vale circa:
- | | | |
|---|-----|---|
| 1 | 2 | 4 |
| 3 | 244 | 2 |
| 0 | 3 | 0 |
- A. 0,008
 - B. -0,008
 - C. -129
 - D. 129
 - E. impossibile rispondere al quesito
3. Un esame di medicina nucleare comporta sempre:
- A. l'esposizione del paziente a radiazioni ionizzanti
 - B. l'esposizione degli operatori a radiazioni non-ionizzanti
 - C. l'esposizione del paziente sia a radiazioni ionizzanti che non-ionizzanti
 - D. l'esposizione degli operatori a campi elettrici
 - E. l'esposizione del paziente a radiazioni non-ionizzanti
4. In un dispositivo ecografico, la modalità B rappresenta a video:
- A. un segnale monodimensionale in funzione del tempo
 - B. un segnale monodimensionale in funzione della profondità di scansione
 - C. un'immagine bidimensionale funzione del coefficiente di attenuazione dei tessuti
 - D. un'immagine bidimensionale funzione della velocità di propagazione degli ultrasuoni nei tessuti
 - E. un'immagine bidimensionale funzione dell'intensità dell'eco di ritorno in ogni punto
5. La Norma CEI 62-2 relativa alle disposizioni in materia di protezione per apparecchi radiologici definisce la dose assorbita come:
- A. la carica elettrica prodotta dal fascio a raggi X
 - B. la carica elettrica prodotta dal fascio utile a raggi X
 - C. l'energia media trasferita dalla radiazione alla materia
 - D. l'energia media assorbita dai filtri del dispositivo
 - E. il rapporto tra l'energia erogata dal tubo a raggi X e quella incidente sul paziente
6. Quanto deve valere approssimativamente lo spessore di un cristallo piezoelettrico tagliato per risonare alla frequenza di 10 MHz, sapendo che la velocità di propagazione dell'ultrasuono nel cristallo è di circa 4000 m/s?
- A. 200 μm
 - B. 400 μm
 - C. 200 mm
 - D. 400 mm
 - E. 77 μm
7. Quale dei seguenti dispositivi è più adatto a studi di motilità cardiaca?
- A. Il dispositivo TC
 - B. Il dispositivo RM
 - C. Il dispositivo ecografico
 - D. Il radiografo planare
 - E. Il dispositivo per PET

Bioimmagini

1. Sia data l'immagine in figura. Il contrasto dell'immagine, considerata raffigurante un punto scuro su uno sfondo chiaro, vale circa:
- | | | |
|-----|-----|-----|
| 230 | 206 | 244 |
| 243 | 4 | 255 |
| 233 | 251 | 210 |
- A. 1,02
B. -1,02
C. -0,98
D. 0,98
E. impossibile rispondere al quesito
2. Per uno studio di motilità cardiaca è particolarmente importante disporre di un dispositivo:
- A. ad elevata risoluzione spaziale
B. ad elevata risoluzione temporale
C. ad elevata risoluzione d'ampiezza
D. ad elevato contrasto
E. che produca un'immagine ad elevato numero di pixels.
3. Da quale delle seguenti caratteristiche non dipende la qualità diagnostica di un dispositivo TC?
- A. La risoluzione spaziale
B. Il minimo spessore selezionabile della fetta tomografica
C. La dose di radiazioni ceduta al paziente a parità di immagine ottenibile
D. Il massimo numero di fette tomografiche selezionabili
E. Il tempo di acquisizione di ogni singola fetta
4. Qual è la proporzione dei fotoni uscenti da uno schermo in piombo ($\mu = 0,58 \text{ cm}^{-1}$) di spessore pari a 12mm?
- A. circa 50%
B. circa 20%
C. meno dell'1%
D. circa 2%
E. non è possibile calcolare l'attenuazione mancando il numero di fotoni in ingresso
5. Nelle scansioni ad ultrasuoni è obbligatorio l'utilizzo del gel in quanto:
- A. viene assicurata la sterilità del contatto sonda - paziente
B. viene assicurata la conduzione di ioni tra la sonda ed il paziente
C. vengono filtrate le radiazioni non volute
D. viene assicurata la buona manovrabilità della sonda sulla cute
E. viene assicurata la corretta impedenza acustica all'interfaccia sonda - paziente
6. Data la struttura rappresentata in figura, calcolare quanto vale il coefficiente di riflessione all'interfaccia tra i due mezzi (si consideri $Z_1 = 1,7 \cdot 10^5 \text{ Rayls}$ e $Z_2 = 7,8 \cdot 10^5 \text{ Rayls}$).
- 
- A. circa 0,64
B. circa -0,64
C. circa 0,4
D. circa -0,4
E. non si può calcolare non essendo indicato l'angolo d'incidenza
7. Lo shimming di campo magnetico serve essenzialmente per:
- A. consentire di avere sequenze di eccitazione molto veloci
B. aumentare la pendenza dei campi gradiente
C. regolare l'intensità del CMS
D. aumentare l'omogeneità del CMS
E. aumentare la stabilità temporale del CMS

22 febbraio 2007 - Compito A

1. Sia data l'immagine in figura, raffigurante un punto chiaro su uno sfondo scuro. Quanto deve valere all'incirca X affinché il contrasto sia pari a 100?

- A. 190
- B. -190
- C. 185
- D. -185
- E. impossibile rispondere al quesito

| |
|-------|
| 1 2 4 |
| 3 X 2 |
| 0 3 0 |

2. I radiofarmaci utilizzati nella SPECT:

- A. hanno tempo di dimezzamento di pochi minuti
- B. emettono due fotoni in banda con energia ben precisa
- C. emettono due positroni in banda con energia ben precisa
- D. sfruttano il meccanismo di decadimento α
- E. emettono ad un'energia compresa tra 80 keV e 300 keV

3. In un ecografo il TGC serve per:

- A. eliminare gli echi troppo intensi
- B. amplificare gli echi troppo deboli
- C. correggere eventuali non-linearità della sonda US
- D. eliminare l'effetto della profondità dall'eco di ritorno
- E. selezionare una finestra spaziale da cui si prelevano gli echi

4. Il filtro di parete in un dispositivo ecografico:

- A. serve per enfatizzare il mezzo di contrasto
- B. serve per attenuare gli artefatti prodotti dalle pareti vasali
- C. serve per enfatizzare il movimento delle camere cardiache
- D. serve per enfatizzare il movimento delle pareti vasali
- E. serve per attenuare eventuali problemi di aliasing

5. La Norma CEI 62-114 relativa alle prove di costanza per mammografi prevede che la verifica della presenza di artefatti sulla lastra:

- A. venga effettuata ogni 3 mesi
- B. venga effettuata ogni 6 mesi
- C. venga effettuata solamente in sede di installazione
- D. venga effettuata ad ogni nuovo esame
- E. sia a discrezione dell'utilizzatore

6. Un ecografo funzionante in modalità M produce a video

- A. un segnale monodimensionale con la profondità di scansione in ascissa
- B. un segnale monodimensionale col tempo in ascissa
- C. un segnale bidimensionale con tempo in ascissa e profondità in ordinata
- D. un segnale bidimensionale con profondità in ascissa e intensità in ordinata
- E. un segnale bidimensionale con tempo in ascissa e intensità in ordinata

7. La codifica in frequenza in RM si ottiene mediante

- A. la variazione del CMS
- B. la variazione del rapporto giromagnetico del nuclide
- C. un impulso a 90° seguito da un impulso a 180°
- D. campi gradiente variabili nel tempo
- E. campi gradiente variabili nello spazio