



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 758

DATA: 30/10/2013

A P P U N T I

STUDENTE: Castagneri

MATERIA: Bioimmagini + riassunti + domande 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.

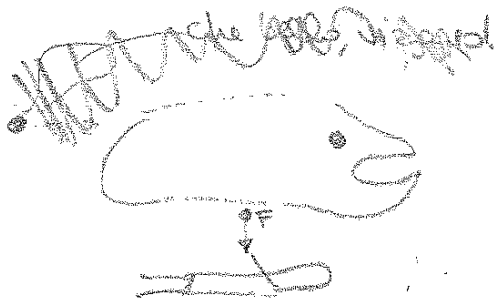
**ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.**

ARTEFATTI IN HRI •

- CAUSE:
- Disomogeneità del campo B₀: cause l'immagini di sborste in intensità e spazialmente.
 - Disomogeneità del campo RF: se ad esempio il paziente ha una grande quantità di apparecchi deboli in bocca, il metallo schermo le regioni vicino alla bocca dagli impulsi di RF producendo così un segnale nullo. È da notare che la presenza di oggetti metallici, quali apparecchi dentali, possa causare la presenza di artefatti anche lontani dalla sorgente.
 - Gradienti: un gradiente che non è costante rispetto alla direzione cui agisce disturberà l'immagine. Ciò può essere causato da una bobina gradiente danneggiata o da correnti anomale che passano attraverso le bobine di gradiente.
 - Un ulteriore artefatto può essere causato da diversi tipi di tessuto ~~presenti~~ presenti nello stesso voxel. L'immagine risulterà ~~sfocata~~ sfocata. Si può correggere rialzando "felte" più sottili di quella sezione.
 - Infine se tra l'istante di eccitazione e il tempo di lettura il liquido si sposta, le molecole eccitate non sono più nella stessa fetta, e i vasi sanguigni appaiono neri anche se contengono molte acque.

3 PROVE FLUSSIMETRO (parametri oggetto di controllo di qualità)

- Sensibilità dei sistemi di Doppler pulso: si esprime sia come quello di profondità massima alla quale si possono ottenere spettri caratterizzati da rapporto segnale / rumore accettabili per la lettura, sia come angolo massimo di incidenza del fascio di US rispetto alla direzione del flusso entro il quale si possa ottenere uno spettro del rapporto segnale / rumore utile.
Per la valutazione della sensibilità si utilizzano flussi continui o pulsati di velocità compresa tra 20 e 50 cm/s. La scissione inizia dal lato del fantoccio dove il vaso è più superficiale e si porta gradualmente verso il lato dove è più profondo. Per valutare la sensibilità in rapporto all'angolo Doppler si seleziona un vaso a decorso orizzontale, iniziando la scissione con un angolo di 45° per procedere quindi con angoli maggiori. In entrambi i test, la sensibilità è indicata dal livello al quale lo spettro diviene indistinguibile dal rumore di fondo.
- Accuratezza nelle misure di velocità: si misura in fantocci attivati a flusso continuo in tratti del vaso dove questo presenta profilo laminare con fronte d'avanzamento parabolico. Si posiziona un volume campione sufficientemente ampio, tale da coprire il diametro vasale, per ottenere una stima di velocità media che possa essere confrontata con la velocità vera del sistema idraulico del fantoccio.
- Volume campione: delimita la regione dell'immagine dalle quale si ottengono i segnali Doppler dell'analisi spettrale. L'esatta corrispondenza del suo posizionamento rispetto ai riferimenti dell'immagine deve essere controllata al fine di poter identificare senza incertezze la struttura a cui corrisponde la misurazione e che il braccio si riferisca effettivamente alla posizione indicata dal cursore all'interno del vaso esplorato. L'accuratezza di posizionamento del volume campione si verifica eseguendo una scissione del vaso del fantoccio attraverso la selezione di un volume campione di ridotte dimensioni tale da poter essere posizionato al centro del lume o in prossimità



di energia
meccanica, in
file di elettronica

- ~~• Effetto piezoelettrico di cura e zinco~~
- ~~• (Decodimenti)~~
- ~~• Corti DSA~~
- ~~• Velocitogramma~~ (binco → molti entociti, zero → pochi)
- ~~• $\mu(Hz)$~~
- ~~• Aritmetico parzialmente~~
- ~~• SPEC~~
- ~~• Schermi e blocchi~~
- ~~• Tempe 26 e 27~~
- ~~• Mezzi di contrasto US~~
- ~~• Endoscopia virtuale~~
- ~~• Generalità HR~~
- ~~• Sequenze di eccitazione~~
- ~~• Ricostruzione immagine HR~~
- ~~• Mezzi di contrasto HR~~ → FIBER TRACKING!
- ~~• Schermi e blocchi HR~~
- ~~• Demanda G3 (100)~~
- ~~• Pouches prot.~~
- ~~• Pouches fluoroscopia~~
- ~~• Artefatti HR~~
- ~~• Artefatti OS~~

(La tecnologia slip ring è in grado di fornire tensioni e correnti al tubo degli stessi binari su cui il tubo ruota)

zo stesso, per cui si applica un rotore accelerando in grado di fare ruotare cambiando il punto di collisione.

si aumenta la d.d.p. senza variare la corrente gli elettroni arriveranno all'anodo con ener. maggiore, quindi ciò permette di regolare l'energia dei fotoni emessi. Aumentando la corrente aumenta il numero di elettroni emessi e quindi il numero di elettroni che vanno all'anodo; di conseguenza aumenterà il numero di fotoni emessi ed è quindi possibile regolare in questo modo l'intensità del fascio emesso.

~~Efficienza di un tubo a raggi X~~ • OK

La η l'efficienza dell'anodo (= energia radiante emessa / energia catodica incidente) si ha:

$$\eta = Z \cdot V \cdot \eta_0 \quad \text{dove: } V = \text{tensione di alimentazione}$$

$$Z = \text{n° atomico del materiale anodico}$$

$$\eta_0 = 10^{-3}$$

esempio, per il tungsteno: $Z = 74$ e $\eta = 1\%$.

efficienza ottenuta mediante la formula decresce però notevolmente di fatto poiché in tutto l'energia radiante prodotta rientra nel campo delle radiazioni utili; η assume quindi valori molto piccoli (anche fino a 0,1%).

energia che non viene convertita in radiazione utile deve essere dissipata sotto forma di calore; per prevenire il surriscaldamento dell'anodo, esso viene fatto ruotare.

~~spettro di emissione di un tubo a raggi X (radiazione base e caratteristica)~~ • OK

Lo spettro di emissione di un tubo a raggi X è costituito da una curva abbastanza continua (dovuta a radiazione base o di frenamento) sulla quale si innestano dei picchi e si valori molto specifici (dovuti a radiazione caratteristica).

X

i, l'atomo diviene instabile. Per stabilizzarsi gli elettroni più esterni vanno a coprire "buchi" che si sono creati, fin quando non verranno a mancare elettroni solo negli orbitali più esterni; essendo però il metallo ricco di elettroni esterni, uno (o più di questi) verranno catturati per andare a coprire gli ultimi buchi rimasti.

Si ha che $E_3 > E_2 > E_1$, ma $E_2 - E_1 = E_3 - E_2 = \dots$

Quindi $\Delta E = E_2 - E_1 = E_3 - E_2 = \dots = hf$

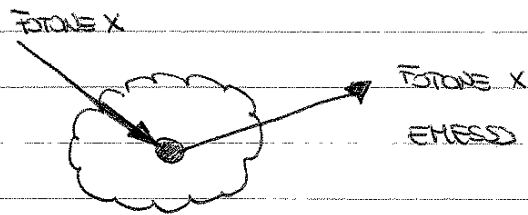
Perciò per ogni elettrone che salta da un orbitale ad uno più interno si genera un surplus di energia ΔE , uguale indipendentemente da dove avviene il salto. Quindi tutti i fotoni X generati in questo modo avranno tutti la medesima energia.

~~Interazione tra i raggi X e la materia~~ • OK

L'interazione tra la radiazione e la materia dipende dall'energia dei fotoni: meno il fotone è energetico e maggiore è la probabilità che esso sia bloccato (assorbito) dalle strutture con cui interagisce. Per esempio i raggi X molli vengono assorbitati dal paziente senza produrre effetti utili; è perciò necessario utilizzare dei filtri per evitare che essi giungano al paziente, per evitare la dose ad essi somministrata.

Vi sono diversi meccanismi di interazione tra radiazione e materia.

• Diffusione: il fotone incidente (di solito di bassa energia, attorno ai 10keV) colpisce il bersaglio e viene assorbito da un nucleo della materia che per dissipare l'energia in eccesso emette un fotone identico a quello incidente, avente direzione casuale.



Ciò crea problemi relativamente alla dose che deve essere immagina e alla radioprotezione.

X

Danni derivanti dalle esposizioni o radiazioni ionizzanti • (OK)

Essi manifestarsi con effetti a lungo termine o con effetti acuti. I primi sono dovuti a danni al DNA cellulare che conducono a mutazioni somatiche che possono manifestarsi anche dopo anni dall'esposizione o a mutazioni genetiche che possono apparire in generazioni successive. Se la cellula modificata è ancora in grado di riprodursi, essa può dare luogo ad una patologia neoplastica maligna se si tratta di una cellula somatica. Le neoplasie che con maggiore probabilità conseguono a esposizioni croniche o ad azioni ionizzanti sono le leucemie e i tumori cutanei. Se viene interessata una cellula germinale, gli effetti delle radiazioni ionizzanti possono interessare anche i suoi figli.

Gli effetti acuti, invece, si manifestano da 1 a 3 settimane dopo l'esposizione o anche più rapidamente nel caso di danni al sistema ematopoietico, gastrointestinale o al cervello. In questi casi le radiazioni ionizzanti possono produrre la morte di cellule in tessuti dove queste proliferano rapidamente.

Proprietà dei fotoni X • (OK)

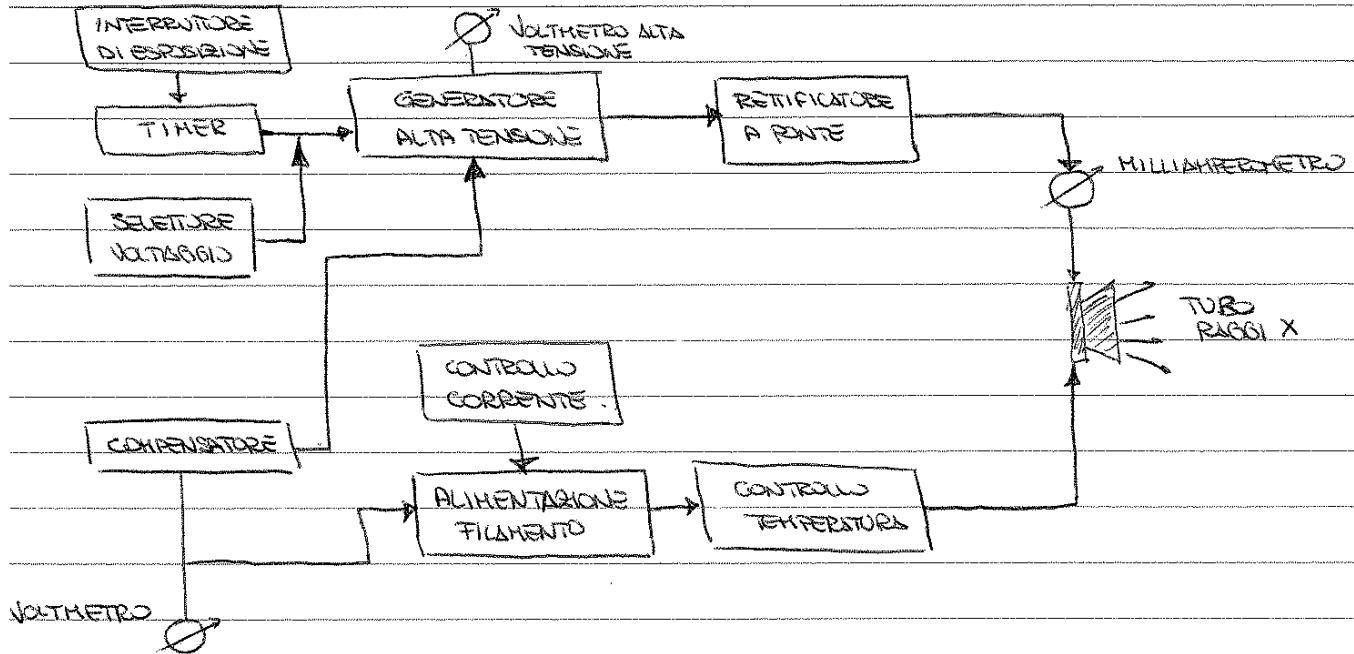
Capacità di penetrazione: i raggi X penetrano nei tessuti e riemergono da essi modificati in intensità in funzione della densità dei tessuti stessi; consentono perciò di ottenere una mappa a toni di grigio delle strutture "illuminata".

Fluorescenza: i raggi X sono fuori dalla banda del visibile dell'occhio umano, ma provocano la fluorescenza di sostanze adatte, con la conseguente possibilità di convertire l'immagine di irradiazione in un'immagine visibile.

Azione chimico-fisica: possono essere utilizzati per bombardare selettivamente opportune zone (hanno anche azione terapeutica).

X

Circuito di protezione (o alimentazione) di un tubo a raggi X. • (OK)



divide in due parti.

la parte superiore è responsabile della generazione della tensione del tubo, ossia della d.d.p. tra anodo e catodo. È costituita da:

Retificatore a ponte: responsabile della conversione della corrente alternata in continua; influenza sull'energia e sulla frequenza.

selettore di voltaggio: permette di selezionare la tensione applicata al tubo; da questo parametro dipende quanto saranno energetici i fotoni emessi.

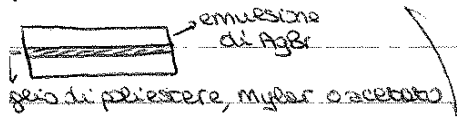
Milliamperometro: misura la corrente tra anodo e catodo e funge da meccanismo di controllo.

la parte inferiore ha invece il compito di fornire corrente al filamento, è divisa in:

X

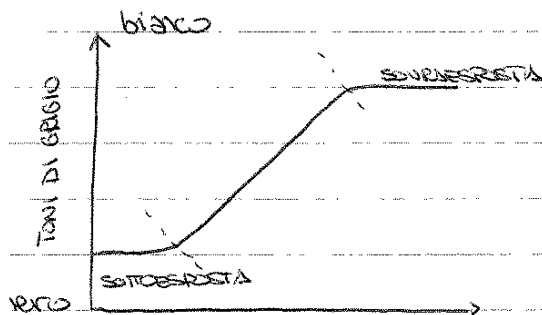
- Luminescenza visibile, però causano un abbassamento della risoluzione spaziale.

✓ ~~Relevante~~ • OK



Sulle due facce della pellicola vengono spalmati dei composti che hanno la caratteristica di reagire con i raggi X (es.: emulsioni di AgBr). Il AgBr, colpite

colti raggi X, cambia la sua struttura cristallina: i fotoni X attivano i grani di AgBr e formano un'immagine latente che si rivela dopo lo sviluppo. È importante notare che i grani di AgBr hanno un diametro molto piccolo, di circa $1\mu\text{m}$, perciò l'immagine avrà elevata risoluzione spaziale. I grani non attivati vengono poi rimossi con un lavaggio e rimane un'immagine la cui luminosità è funzione del numero di grani attivati in quel punto. Si utilizzano due emulsioni (sopra e sotto) per aumentare la probabilità di interazione tra AgBr e fotoni X. È importante non sovra- o sotto-esporre la pellicola per evitare di ottenere un'immagine completamente bianca o nera.



✓ ~~Descrivere almeno due tipi di rivelatori allo stato solido (non pellicola) per raggi X~~ • OK

~~Per la radiografia digitale al posto della pellicola vengono utilizzati rivelatori allo stato solido; in particolare nella Computed Radiography (CR) viene utilizzato un pannello~~

X

mezzo di contrasto appropriato da iniettare per via endovenosa e un pochetto più per effettuare la sottrazione numerica d'immagine.

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

Numericamente:

- prima dell'iniezione: $N = N_0 e^{-\mu x}$
- dopo l'iniezione: $N_c = N_0 e^{[-\mu(x-h) - \mu_c h]}$

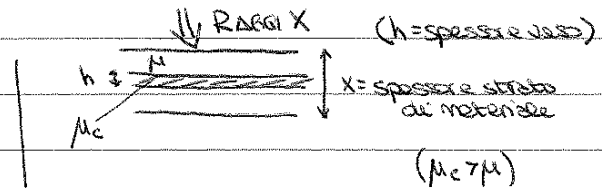
$$N - N_c = N_0 e^{-\mu x} - N_0 e^{[-\mu(x-h) - \mu_c h]}$$

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

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

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

$$\ln N - \ln N_c = D \text{ (linearizzato)} = \boxed{h(\mu_c - \mu)} \quad \mu_c > \mu$$



Il principale problema che può sorgere nella sottrazione di due immagini prese in istanti di tempo differenti è la presenza di artefatti da movimento dato che le due immagini non possono essere perfettamente sovrapponibili. Per minimizzare in parte questo problema bisogna aumentare la velocità di scansione e disporre di un SW che usi tecniche elaborate per il riallineamento dell'immagine; si rischia altrimenti di commettere un errore diagnostico. Inoltre un angiografo ha risoluzione spaziale molto bassa, nell'ordine delle 2 ce/mm, per cui non permette di visualizzare i vasi più piccoli.

Svantaggi sono invece una riduzione dello dose dato al paziente, e l'iniezione endovenosa e non locale, elevate sensibilità, riduzione dei rischi e del costo dell'esame.

X

sullo schermo di uscita appare quindi un'immagine visibile che può essere osservata in vari modi. L'immagine è amplificata perché:

- ogni interazione con un fotone X provoca l'emissione di decine di migliaia di elettroni;

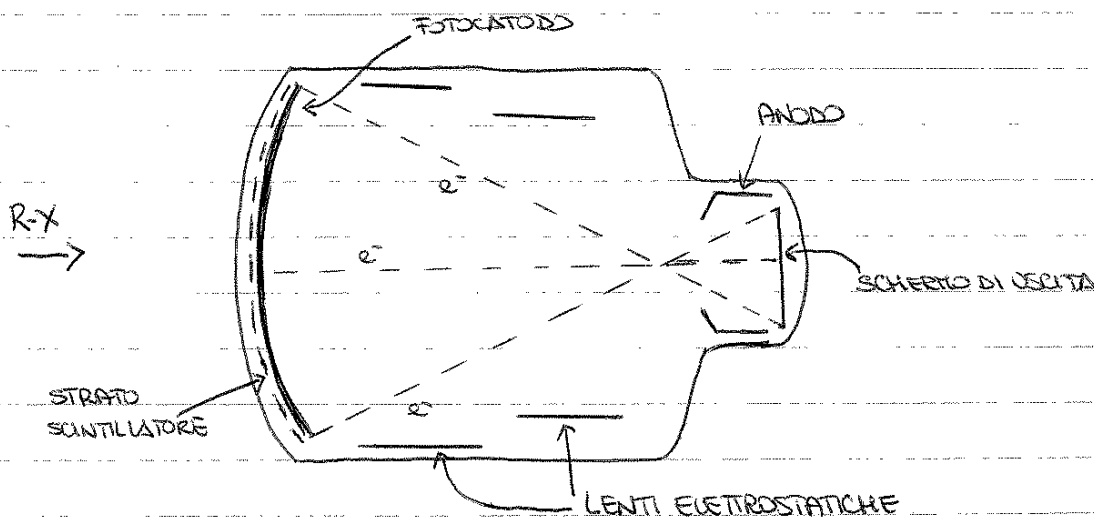
- la tensione di accelerazione fornisce energia cinetica agli elettroni;

- le dimensioni dell'immagine sono ridotte da ingresso ad uscita.

Rispetto ad un semplice schermo fluorescente si ha così un guadagno di 10^5 volte.

La risoluzione spaziale consentita è di circa $2\mu\text{e}/\text{mm}$.

L'immagine ottenuta in uscita viene in genere inviata ad uno specchio semiriflettente, che trasmette la maggior parte della luce ad una cinepresa, mentre i fotoni residui sono utilizzati per ottenere un'immagine video mediante telecamera, per consentire la visualizzazione istantanea su monitor del risultato dell'esame, che può essere memorizzato anche su videoregistratore.



X

probabilità del falso negativo aumenta del 25-30%) - Prova che va effettuata ogni 5 mesi

Presenza di artefatti: verifica l'assenza di artefatti sulla lastra, dovuti all'effetto della griglia antiodiffusione, ad un'attenuazione non corretta del fascio d'uscita, o al deterioramento del supporto paziente. Si esaminano le lastre con petegoscopia a lente x5-x10 e si confrontano con le prove iniziali. La prova si considera superata se la griglia antiodiffusione non è visibile. Effettuata ogni 3 mesi.

Risoluzione ad alto contrasto: serve per valutare la distribuzione spaziale dell'immagine. Si utilizza un fantoccio di Al_KA (perimetriometria) di 60mm e una griglia fitta metallica con linee parallele e ortogonali al bordo superiore del supporto paziente. Si effettua una lastra e si contano le linee nelle due direzioni; la prova si considera superata se la risoluzione non è decresciuta più di 2 lp/mm rispetto ai valori iniziali. Effettuata ogni 6 mesi.

Fascio di irradiazione: ha il compito di valutare variazioni del fascio di irradiazione nella parte di campo prossimale al torace del paziente. Si effettua una lastra usando un fantoccio con 5 sfere metalliche del diametro di 2mm appese ortogonalmente al bordo toracico. La prova è superata se sulla lastra sono visibili almeno 2 delle 5 sfere. Effettuata ogni 6 mesi.

Compressore: serve per valutare che le forze di compressione non sia pericolose per il paziente. Si utilizza una sacco d'acqua di 30x100x150mm e si misura con un dinamometro la forza di compressione esercitata dal compressore sulla sacco. La forza non deve variare per più di $\pm 10N$ dai valori iniziali perché la prova sia superata. Effettuata ogni 6 mesi.

X

e l'attenuazione dipendesse dalla profondità: $N(x) = N_0 e^{-\int_0^x \mu(x) dx}$

Invertendo la relazione si ottiene:

$$\ln\left(\frac{N_0}{N(x)}\right) = \int_0^x \mu(x) dx$$

per cui per risolvere della determinazione di $\mu(x)$ si deve misurare le fascio incidente e la distribuzione del fascio di uscita. In TC questo si ottiene andando a misurare $N(x)$ per diverse valori delle (asse (scansione longitudinale)) e per diversi angoli di incidenza del fascio sul corpo (scansione laterale). Quindi l'immagine 3D viene ricostruita e restituita mediante appositi algoritmi (filtered back projection), ottenendo così un'immagine tridimensionale che mostra come è distribuito nel corpo il coefficiente di attenuazione lineare e quindi si ha una mappa della struttura interna.

3) Elementi e blocchi principali di un dispositivo per TC, specificandone la funzione. (2)

Sistema di scansione: è costituito da opportune sorgenti e rivelatori per catturare un numero di proiezioni sufficiente per poter ricostruire, offline, la mappa di distribuzione del coefficiente di attenuazione lineare.

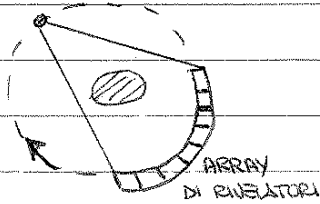
Unità di elaborazione dati: elabora la distribuzione del coefficiente di attenuazione e i dati di assorbimento del segnale, paragonando le intensità ricevute con dei valori di riferimento.

Sistema di visualizzazione immagine: è uno schermo a video monocromatico dotato anche di una memoria video per consentire una rapida visualizzazione delle immagini.

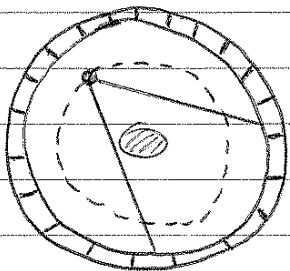
Unità di immagazzinamento dati: consentono di memorizzare ogni dato acquisito durante l'esame stesso e sono dotati di una memoria di massa per consentire la creazione di

X

ato e l'angolo θ , con una trasposizione completa del sistema sorgenti-ribelloni si acquisiscono simultaneamente n proiezioni. Anche se sono richiesti ancora due movimenti, il tempo di acquisizione viene diminuito di un fattore n , passando ad un valore tipico di un minuto.



X Scanner di III^a generazione: viene introdotto un array di rivelatori (in genere un migliaio) disposti ad arco e capaci di un movimento di rotazione solidale con la sorgente. La geometria delle proiezioni cambia da quella a raggi paralleli a quella a ventaglio (fan beam). La presenza del solo movimento rotatorio comporta una ulteriore diminuzione dei tempi di acquisizione ad un valore tipico attorno al secondo.



Scanner di III^a generazione: i sensori, fissi, sono disposti ad anello intorno al paziente e l'unico elemento in movimento è il tubo che può ruotare attorno all'asse del sistema. I tempi di acquisizione scendono ulteriormente, sotto il secondo.

Con lo sviluppo di questa generazione nasce anche la tecnologia dei contatti striscianti (slip ring) per il trasferimento della potenza e dei segnali di controllo al tubo radiogeno: eliminando i cavi di collegamento si può così tenere il tubo in rotazione continua, evitando le fasi di accelerazione e decelerazione tipiche delle tecnologie convenzionali. Inoltre la tecnologia slip ring è fondamentale nella spirale TC.

4) Tomografia a fascio elettronico (EBT) • OK

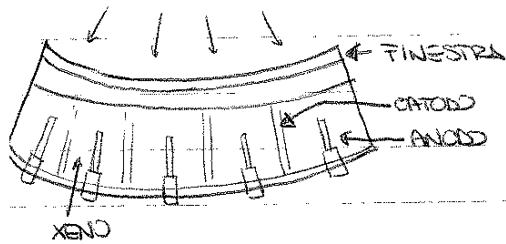
nei sistemi EBT la sorgente radiogena è sostituita da un sistema elettronico compren-

ia di terza che di quarta generazione.

23) ~~Sensori per TC~~ (particolare attenzione per quelli a gas) • OK

I sensori in uso sono di due tipi: allo stato solido e a gas.

I primi sono costituiti da un cristallo sensibile al calore accoppiato ad un fotodiodo e forniscono in uscita un segnale di ampiezza proporzionale al numero di fotoni rivelati.

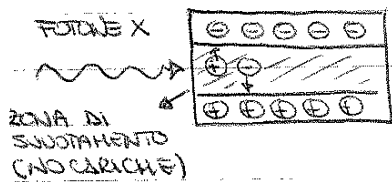


I sensori a gas sono invece costituiti da una camera di ionizzazione divisa a setti, riempita di gas (tipicamente Xeno) ad alta pressione, in modo da aumentare la probabilità di interazione con i fotoni X.

Quando il fotone X interagisce con le molecole di

gas, genera cariche elettriche che vengono accelerate da opportuni elettrodi a forma di setto. Vi è quindi una conversione diretta dei raggi X in energia elettrica. La geometria a setti funziona anche da collimatore riducendo gli effetti di eventuali fotoni X eccessivi o provenienti da altre zone. Lo svantaggio che presentano risiede nel fatto che si hanno perdite di gas, e bisogna periodicamente ricaricare la camera.

Vi è infine un'ultima classe di sensori, quelli a semiconduttore, che sono quelli uti-



lizzati oggi giorno; hanno una migliore efficienza rispetto ai precedenti, ma presentano un costo più elevato. Il materiale che li costituisce è il silicio.

24) ~~Così si intende per unità Hounsfield?~~ ←

In TC, ciascun pixel che compone una certa matrice rappresenta le caratteristiche di assorbimen-

X

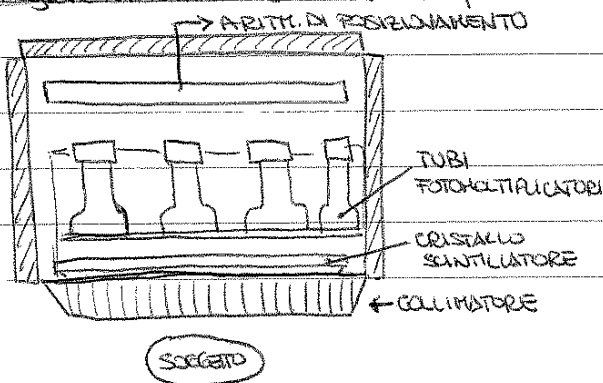
urata deve essere in MW e poi funzione non deve espressione del soggetto, ma del tempo di decadimento radioattivo del radioisotopo. Infine, le misure di raggi X sono di tipo integrale, mentre le misure in MW si basano sul conteggio dei singoli fotoni.

I grossi aspetti negativi dello MW sono la bassissima efficienza, limitato dall'irradiazione isotropica dei radionuclidi e dalla presenza del collimatore che assorbe gran parte dei fotoni emessi, la localizzazione non controllabile, la tossicità del materiale radioattivo. Il grosso vantaggio che invece presenta è la possibilità di investigare strutture interne e processi fisiologici senza interferenze.

4) Cosa si intende per radiofarmaco? • OK

I radiofarmaci sono composti marcati con radioisotopi ottenuti legando molecole radioattive a molecole biologiche specifiche. Le molecole marcate si comportano come le non marcate e devono avere un interesse clinico. I radiofarmaci si possono dividere in due categorie: indicatori e traccianti. I primi sono inseriti nell'organismo mediante trasporto meccanico, nascolare o respiratorio; i secondi sono invece inseriti nell'organismo mediante trasporto di tipo metabolico.

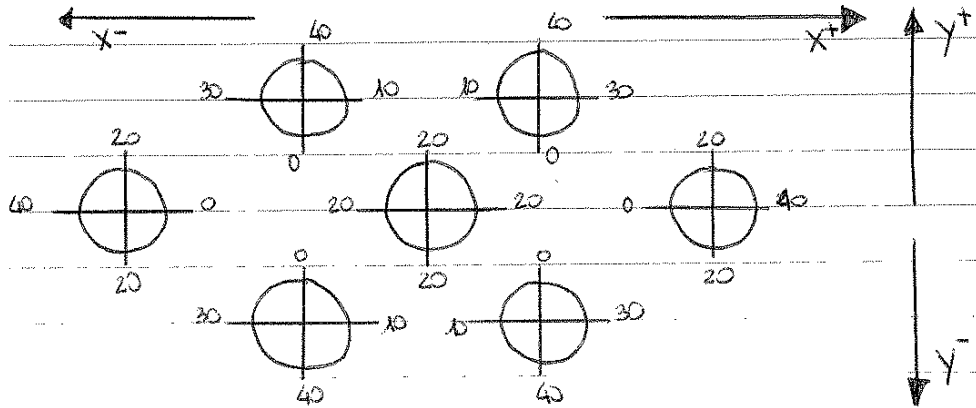
5) Disegnare lo schema costruttivo di una gammacamera, descriverne il funzionamento e spiegare inoltre cosa si intende per filtro Z e a cosa serve. • OK



La gammacamera funziona come una vera e propria fotocamera in banda γ ; posta in prossimità della zona che interessa, è in grado di catturare i fotoni γ emessi dal radiofarmaco somministrato al paziente.

X

zione del cristallo. I segnali elettrici in uscita da tutti i fotomoltiplicatori vengono elaborati da appositi circuiti in grado di localizzare l'origine dell'evento. Le coordinate



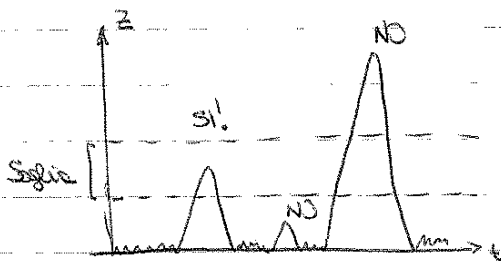
te dell'evento sono date da:

$$X = \frac{X^+ - X^-}{Z}$$

$$e \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Z}$$

Z è un impulso generato dalla somma di

tutti i segnali in uscita da PMT, di ampiezza proporzionale all'intensità della radiazione X prodotta nel cristallo, ovvero si ottiene un segnale $Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$, equazione che fornisce una stima dell'energia totale del fotone. Per riconoscere l'energia del fotone mi permette, quindi, di fare una discriminazione energetica di diversi fotoni emessi contemporaneamente, ad esempio da più radiofarmaci.



~~3) Cosa si intende per ECT?~~ • (OK)

ECT sta per Emission Computed Tomography; con questo termine si indicano le tecniche tomografiche, sviluppate negli anni '70, che hanno consentito di poter ottenere immagini

X

il collimatore, la risoluzione spaziale di ciascuna fetta ricostruita, il cui spessore dipende dal FOV della gamma-camera. Un tipico studio SPECT prevede l'acquisizione di 64 proiezioni ($5,6^\circ$ di compimento angolare) in matrici 128×128 (3,2 mm dimensioni dei pixel, 3,2 mm spessore della sezione). La scelta del collimatore è un punto critico in uno studio SPECT in quanto il collimatore rappresenta il reale fattore limitante la risoluzione spaziale e l'efficienza di rivelazione. I collimatori più usati in SPECT sono i collimatori a foci parabolici, le cui caratteristiche geometriche garantiscono un buon compromesso tra risoluzione spaziale ed efficienza di rivelazione. Come regola grossolana, per ottenere con una SPECT la stessa precisione di rappresentazione che si avrebbe con un'immagine planare, occorre un numero di eventi 5 volte superiore. La SPECT viene nonostante ciò utilizzata, perché è meglio, da un punto di vista diagnostico, avere un'immagine povera di conteggio, piuttosto che una degradata per l'interferenza delle strutture interposte.

L'evoluzione della tecnica SPECT ha portato a sistemi dotati di più teste (sensori) di rivelazione, al fine di aumentare l'efficienza di raccolta dei gamma emessi dal paziente, riducendo quindi i tempi di acquisizione.

La SPECT, a differenza delle tecniche tomografiche a raggi X, è capace di visualizzare la funzione di un organo piuttosto che la sua forma. Essa è usata ad esempio per studi di perfusione cerebrale o miocardica, della funzione renale, della ventilazione e perfusione polmonare, e per la visualizzazione di tumori. La SPECT è infatti superiore all'imaging planare per quanto riguarda la localizzazione di un tumore, in quanto migliora il contrasto della sezione di interesse rispetto al fondo, rimuovendo i tessuti che si sovrappongono. Questi vantaggi hanno però come contropartita un peggioramento della risoluzione spaziale, che risulta essere superiore al cen-

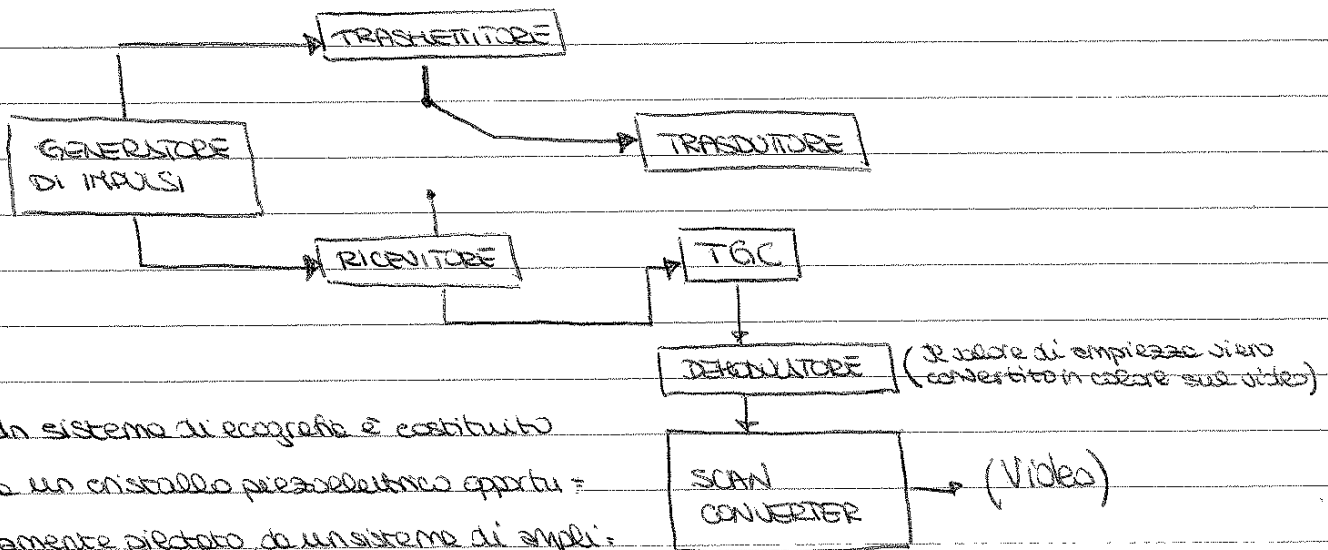
è troppo piccolo e rientra nella tolleranza di risoluzione energetica consentita dal rivelatore. La distribuzione delle attività, campionato lungo la linea di coincidenza, può essere ricostruita con la tecnica di retroproiezione filtrata. Ogni anello di rivelatori consente di generare l'immagine tomografica del piano corrispondente. Accostando più anelli si ottiene una rappresentazione tridimensionale della distribuzione delle attività nell'organo studiato.

Il percorso compiuto dal positrone nel tessuto biologico e altre cause di errore, come lo spessore finito dei cristalli scintillatori utilizzati per la rivelazione, influenzano la risoluzione spaziale (che è di circa 5 mm) e lo spessore della sezione tomografica. L'assenza del collimatore meccanico consente una sensibilità da 10 a 100 volte più alta di quella di una gamma-camera. La maggiore sensibilità comporta una maggiore accuratezza statistica nella ricostruzione dell'immagine.

La finestra temporale di coincidenza dura da 4 a 10 ns. Ricordando che la luce percorre circa 30 cm in un nanosecondo, il metodo non consente quindi di valutare esattamente la localizzazione dell'evento sulla retta individuata. Per misurare il tempo di volo dei γ si possono utilizzare i sensori a BaF_2 , che, avendo una costante di decadimento inferiore al nanosecondo, permettono di localizzare e l'annichilazione a meno di 5-10 cm. Il procedimento usato per ricostruire l'immagine potrebbe essere basato sulla misura della differenza tra i tempi di arrivo dei fotoni nei due rivelatori contrapposti. Sinora la PET a tempo di volo è stata oggetto solo di sperimentazioni, soprattutto per le difficoltà tecnologiche che la sua realizzazione comporta. La PET è utilizzata in cardiologia, per lo studio di patologie coronariche, per la visualizzazione del miocardio e per il controllo dello stato delle arterie, in neurologia, per lo studio dell'epilessia, delle neoplasie cerebrali, dei danni derivanti da

X

segnale ricevuto di una quantità proporzionale al tempo (tramite logaritmo), per compensare l'effetto dell'attenuazione dovuta alle perdite di energia dell'US quando si propaga nel mezzo. In questo modo degli echi di ritorno si considerano solo le differenze di impedenza acustica: interfacce identiche, ma poste a differenti profondità, verranno rappresentate con lo stesso tono di grigio.

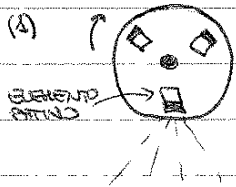


Un sistema di ecografia è costituito da un cristallo piezoelettrico opportunamente pilotato, da un sistema di amplificazione del segnale (TGC) e da un dispositivo di visualizzazione.

Il cristallo emette impulsi ultrasonici e subito dopo si pone in ricezione per acquisire gli echi generati dalle superfici di discontinuità acustica che l'impulso incontra durante la sua propagazione all'interno del paziente. Il tempo che intercorre tra l'invio dell'impulso e la ricezione dell'eco viene utilizzato per misurare la profondità dell'interfaccia che ha generato l'eco. L'ampiezza del segnale di eco, opportunamente corretta per l'attenuazione subita nel suo percorso, indica la differenza di impedenza acustica tra i due mezzi separati dall'interfaccia.

36) ~~Tecniche di scansione per dispositivi US~~

La scansione delle strutture di interesse può essere ottenuta con un trasduttore singolo o con uno multiplo. Nel caso dell'elemento singolo, esso può essere comandato con movimento manuale o meccanico (1).



Il movimento del trasduttore può essere eliminato ricorrendo a trasduttori multipli a cortine (array), costituiti da elementi disposti secondo un opportuno segmento, che vengono attivati in rapida

successione temporale mediante una circuiteria elettronica. Il funzionamento può essere del tipo parallelo (2) o

del tipo a scansione settoriale (3).



In questo secondo caso si

dispone di un fascio ultrasonico ristretto all'origine che diverge a ventaglio durante la propagazione e può quindi entrare facilmente nelle finestre acustiche e visualizzarle strutture interne relativamente estese. Si utilizza a tal fine una scansione elettronica (tecnica phased array), ottenuta eccitando sequenzialmente con ritardi opportuni gli elementi dell'array. Il phased array consente anche, con una opportuna sequenza di eccitazione degli elementi, di far convergere l'energia ultrasonica ad una prefissata profondità e direzione (focalizzazione dinamica).

37) ~~Modi (o strategie) di visualizzazione nei dispositivi US~~

Esistono varie modalità di visualizzazione dell'informazione contenuta nel segnale di eco:

1) A-Mode (Amplitude)

Utilizzando un trasduttore singolo, si invia ad un oscilloscopio il segnale in funzione

X

tanto veloce da richiedere una frequenza di campionamento di 60-80 emmagazzinamento al secondo. Tale campionamento è facilmente ottenuto considerando che le strutture cariche si trovano ad una profondità tale che il singolo impulso ultrasonico impiega qualche centinaio di microsecondi a coprire questa distanza nei due sensi: di conseguenza è possibile utilizzare una frequenza di ripetizione di qualche migliaia di impulsi al secondo.

~~36) Presentare in modo sintetico i principi fisici di misura della velocità ematica mediante US. Successivamente, dettagliare le codifiche Color Doppler e Power Doppler e le informazioni da esse riportate.~~ • (OK)

La misura della velocità ematica mediante US si basa su tre principi fisici. In primo luogo supponiamo di utilizzare come modello fisico valido del sangue un fluido incomprimibile; allora la legge di continuità dice che il prodotto dell'area della sezione del tubo attraversato da un fluido non comprimibile per la velocità del fluido stesso è costante ($A \cdot v = \text{costante}$). Quindi se il vaso si stringe, la velocità del liquido aumenta.

L'effetto Venturi, derivato dal teorema di Bernoulli, ci dice poi che se un vaso si restringe, la velocità del liquido al suo interno aumenta, mentre diminuisce la pressione esercitata da quest'ultimo sulle pareti del vaso. L'effetto Venturi è descritto dalla formula:

$$p + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{costante}$$

Infine, l'ultimo principio fisico su cui si basa la flussimetria è l'effetto Doppler, che afferma che tutte le volte che vi è un moto relativo tra una sorgente e un ricevitore, questo percepisce una variazione della frequenza emessa dalla sorgente proporzionale alla velocità relativa ed alla direzione. ($f_p = \frac{2f_0 v}{c} \cos \theta$) $c = 1500 \text{ m/s}$

Per aumentare la qualità dell'immagine in flussimetria sono state introdotte due codi-

X

segnale di equazione: $s_r(t) s_r(t) = \frac{1}{2} A_s A_r [\cos(2\pi f_s t + \phi_s) + \cos(2\pi (2f_s + f_r) t + \phi_s)]$

Si può notare che il contributo in frequenza del segnale è la somma dei due contributi, uno in basso ed uno in alta frequenza. Basta immettere un filtro passa-basso all'uscita del mixer per eliminare la componente di frequenza maggiore ($2f_s + f_r$) e successivamente applicare l'analisi di Fourier. Allo fine avremo uno spettro dal quale potremo interpretare il regime di velocità del vaso, il numero di entrociti che si muovono con la stessa velocità e il numero di particelle passate sotto la sonda.

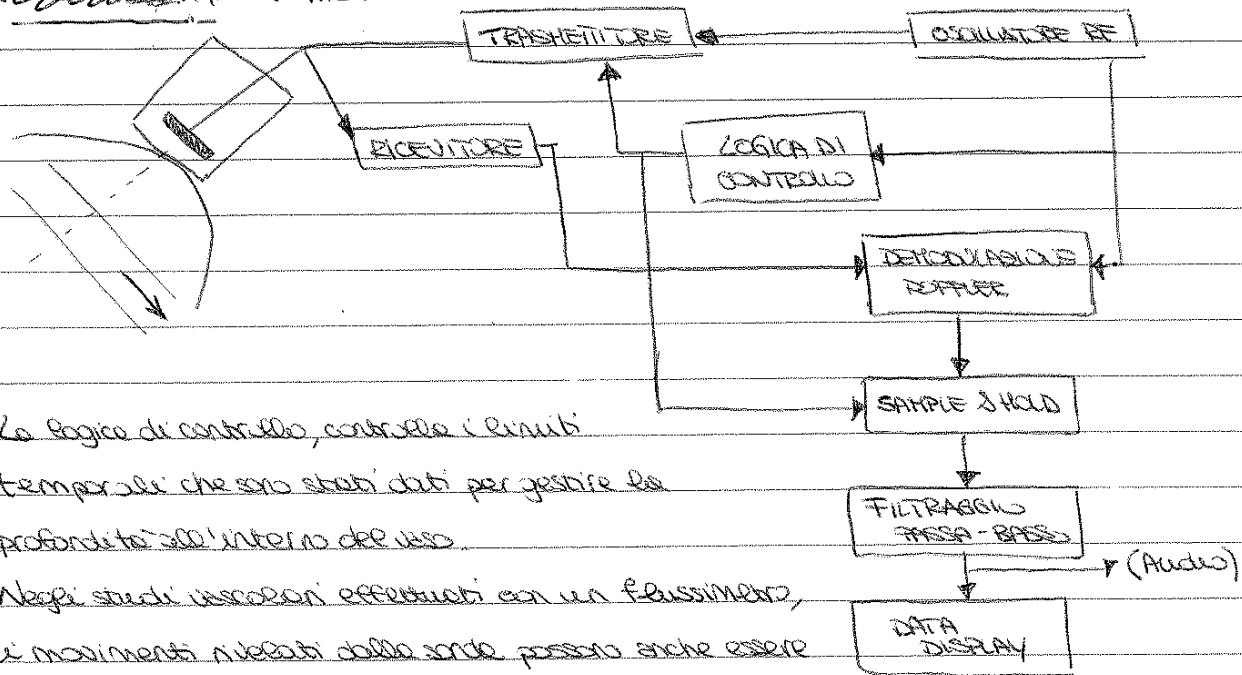
~~Quali sono le informazioni ricavabili dal segnale Doppler?~~ • OK

innanzitutto lo spettro del segnale ricevuto descrive il regime di velocità all'interno del vaso; infatti la frequenza dell'eco di ritorno è proporzionale alla velocità degli entrociti, quindi la densità spettrale di potenza (PSD) del segnale ricevuto equivale alla distribuzione delle velocità nel vaso. In secondo luogo, l'ampiezza dello spettro del segnale ricevuto fornisce una stima della distribuzione degli entrociti che viaggiano ad una data velocità: tutti gli entrociti che si muovono a velocità v , contribuiscono a generare un'eco alla frequenza f_D corrispondente. I contributi di tutti gli entrociti si sommano, per cui maggiore è il numero di entrociti viaggiano ad una determinata frequenza, maggiore sarà l'ampiezza della PSD del segnale Doppler a questa specifica frequenza. Per la medesima ragione, l'area dello spettro del segnale ricevuto fornisce una stima del numero totale di entrociti, poiché i contributi dei singoli entrociti si sommano ed è quindi possibile una misura di flusso di portata, e si può altresì monitorare eventuali variazioni di flusso nel tempo. Si possono poi ricavare dal segnale Doppler informazioni circa la turbolenza del flusso in un vaso: se tutti gli entrociti viaggiassero alla medesima velocità,

~~Dispositivo per il tubo pulsato: funzionamento e schema a blocchi. Definire
 in caso si intende per "filtro di parete" e spiegarne il funzionamento.~~ OK

Se flussimetro ad onda pulsata, è un flussimetro dove i cristalli emettono impulsi
 25, poi si spegnono e "ascoltano" l'eco diffuso identificandone la profondità in base al
 tempo di ritorno. È possibile studiare con questo metodo una ben precisa porzione di tubo,
 scartando tutti i segnali di ritorno che escono fuori dalla finestra temporale ad esso conspu-
 dente. I pacchetti di impulsi vengono emessi ad una frequenza ben precisa, detta PRF
 o Repetition Frequency (PRF), di solito attorno ad 1 kHz, e per ognuno di essi si ottiene
 un eco di ritorno. La PRF determina la massima profondità di scansione in quanto
 l'eco deve tornare alla sonda prima che subisca la trasmissione del pacchetto successivo.

~~...~~ $(d_{max} = c/2PRF)$



La logica di controllo, controlla i tempi
 temporali che sono stati dati per gestire la
 profondità all'interno del tubo.
 Negli studi uscopati effettuati con un flussimetro,
 i movimenti rilevati dalla sonda possono anche essere
 causati non solo dal movimento degli entrositi all'in-

X

differenti da quelli della massa omogenea, aumenta se le bolle sono costituite da gas; è necessario però includerle in apposite membrane per controllare la tensione superficiale del gas; questo tipo di bolle sopravvive dai 5 ai 10 minuti. Una bolla colpita da ultrasuoni, essendo non elastica, restituisce fino a circa 2fo, perciò il macchinario elimina tutto lo scarto di ritorno a fo, compreso quello dei tessuti che restituiscono a fo e si vede solo il mezzo di contrasto.

Il grosso problema dell'utilizzo di questi mezzi di contrasto è che essi possono generare artefatti come le echo beaming e la saturazione. Il primo consiste in un'intensa eco-reflessione di tutto lo scarto in analisi, dovuta alle rapide diffusioni delle microbolle. Ciò può essere evitato eseguendo ilesame solo qualche secondo dopo l'iniezione del mezzo di contrasto, in maniera tale da stabilizzare la diffusione delle microbolle. La saturazione è un artefatto che porta a false indicazioni di aumento velocità dovuta alla rottura di singole bolle di dimensione maggiore delle altre.

~~4) Si suppone di voler misurare la riflessione in contrasto di un ecografo. Ecco come la strumentazione necessaria e descrivere passo passo come si procede. (OK)~~

La misurazione della riflessione 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, fantoma costituito da una vasca in plexiglass a base rettangolare con superficie di fondo ad ecogenicità uniforme, quattro inserti caratterizzati da diversi livelli di ecogenicità.

Le prove si effettuano nel seguente modo: si dispongono gli inserti all'interno del fantoma, orizzontalmente, in ordine di ecogenicità; in seguito si acquisisce l'immagine.

X

chiusi, i seni paranasali, la faringe

46) ~~Notare il successo che ha avuto la Risonanza Magnetica~~ • (OK)

Il successo che ha avuto la risonanza magnetica nell'imaging medico è legato principalmente a tre fattori:

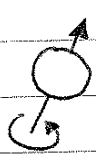
- l'osservazione di grandezze fisiche della struttura tissutale con notevole capacità di discriminare i tessuti molli;
- l'uso di radiazione elettromagnetica non ionizzante;
- l'acquisizione di immagini di sezioni e in generale di volumi.

A questi si è aggiunta negli anni '90 la possibilità di indagare direttamente vari aspetti funzionali con la MR funzionale (fMRI).

~~47) Principi fisici su cui si basa la generazione del segnale MR~~ •

I principi fisici su cui si basa la generazione del segnale MR sono fondamentalmente quattro: momento angolare e momento magnetico, moto di precessione di Larmor, vettore magnetizzazione ed effetto Zeeman.

Ad ogni nucleo atomico si può associare una quantità misurabile detta spin, descrittiva di alcune proprietà di movimento del nucleo stesso. In termini classici si può introdurre il momento di spin I , assimilabile ad un momento di qua-



tità di moto. In meccanica quantistica si introduce il numero di spin I a cui possono essere associati $2I+1$ livelli energetici. Per i nuclei aventi un numero pari sia di protoni che di neutroni si ha $I=0$. Fra gli altri nuclei, i soli attivi rispetto al fenomeno della risonanza magnetica nucleare, risultano interessanti per l'imaging MR quelli con $I=1/2$ che sono caratterizzati

X

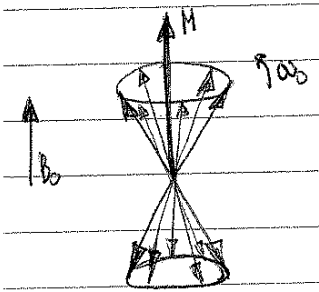
quindi: $\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \gamma \vec{\mu} \times \vec{B}_0$

che descrive un moto di precessione del vettore $\vec{\mu}$ attorno a \vec{B}_0 con una velocità angolare data dalla legge di

Larmor: $\vec{\Omega} = -\gamma \vec{B}_0$ $\omega_0 = \gamma B_0$

La presenza del campo B_0 introduce due differenti livelli energetici nella popolazione degli spin (effetto Zeeman)

livelli che corrispondono alle due diverse orientazioni ed hanno energie date da: $E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}_0 = -\mu_z B_0 = -\gamma \hbar / 2\pi M_I B_0$



E quindi: $E_{\uparrow} = -1/2 \gamma \hbar / 2\pi B_0$, $E_{\downarrow} = 1/2 \gamma \hbar / 2\pi B_0$; lo stato spin-up corrisponde dunque al livello energetico più basso. Il salto energetico fra i due stati vale poi:

$\Delta E = E_{\downarrow} - E_{\uparrow} = \gamma \hbar / 2\pi B_0$. La popolazione degli spin si distribuisce nei due stati secondo la statistica di Boltzmann, per cui indicati con N_{\uparrow} il numero degli spin up e con N_{\downarrow} il numero degli spin down, si ha: $\frac{N_{\uparrow}}{N_{\downarrow}} = e^{\Delta E / kT}$, con k costante di Boltzmann e T temperatura assoluta.

Ai fini dell'imaging MR interessa studiare non tanto il comportamento dei singoli protoni, quanto la magnetizzazione risultante \vec{M} a livello macroscopico generata dalla popolazione di spin osservata: $M = \sum_i \vec{\mu}_i$. In presenza del campo statico B_0 si ha un momento magnetico M_0 orientato nella direzione di B_0 , il cui modulo M_0 è proporzionale a B_0 e al numero di nuclei eccitati (e quindi alla densità protonica ρ).

48) ~~cosa si intende per eccitazione a radiofrequenza o come le segnali FID?~~
L'informazione necessaria all'imaging MR è contenuta nel vettore magnetizzazione $\vec{M} = \sum_i \vec{\mu}_i$; tuttavia esso è somma di contributi paralleli e antiparalleli ad una direzione, con una bassissima predominanza di un gruppo su un altro. Essendo quindi il valore del vettore molto basso, si deve misurare indirettamente il vettore magne

X

mente all'equilibrio. La componente longitudinale (secondo l'asse z) della magnetizzazione tende a recuperare il suo valore di equilibrio M_0 e la componente trasversale decade a zero. Il segnale che si rileva nella bobina ricevente tende a zero quasi esponenzialmente e viene comunemente detto Free Induction Decay (FID). Essi è un'oscillazione smorzata con ampiezza massima dipendente da M_0 e quindi dalla densità protonica, una volta fissati B_0 e α . Il suo andamento temporale dipende invece da due costanti di tempo, T_1 e T_2 ($FID(t) = A \sin(\omega_0 t) e^{-t/T_1} e^{-t/T_2}$), associate ai fenomeni di rilassamento dovuti alle varie interazioni molecolari che hanno due effetti distinti:

- Le interazioni fra i singoli spin e mezzo di reticolo (detto reticolo) tendono a far ritornare la componente longitudinale allo stato di equilibrio (rilassamento spin-reticolo) con una costante di tempo T_1 ;
- Le interazioni mutue fra gli spin che agendo sulla velocità dei protoni tendono a sfasare il moto di precessione con conseguente decrescita della componente trasversale, con costante di tempo T_2 .

Complessivamente, la componente longitudinale della magnetizzazione si ripristina al valore iniziale a causa di scambi energetici fra protone e reticolo con una costante di tempo T_1 . La componente trasversale decade a causa delle interazioni fra gli spin con una costante di tempo T_2 . Né è tutto, a causa della disomogeneità del campo B_0 , il FID è caratterizzato da una costante di tempo T_2^* più breve di T_2 . I due processi di rilassamento non sono indipendenti: infatti si ha $T_2 \leq T_1$, perché qualsiasi processo che fa tornare la componente longitudinale all'equilibrio fa decadere sempre anche quella trasversale, ma non viceversa. Sia T_1 che T_2 dipendono dalla mobilità delle molecole, dal peso molecolare e dalle tempe =

★ Saturation Recovery

La dipendenza da T_1 può essere enfatizzata con una sequenza di eccitazione saturation recovery, consistente nell'applicazione ripetuta di impulsi a 90° distanziati di un tempo di ripetizione T_R . Dall'equazione di Bloch, l'ampiezza S del FID successivo al primo risulta proporzionale a: $\rho [1 - e^{-T_R/T_1}]$. Per T_R lunghi rispetto a T_1 si ottiene in pratica una mappa della sola densità protonica, mentre per T_R brevi si ha un'immagine pesata dal contributo di T_1 .

★ Spin-Echo

Nella sequenza di impulsi spin echo si dà un impulso a 90° cui segue, dopo un tempo $T_E/2$, un impulso a 180° . L'effetto di quest'ultimo è quello di riaccendere gli spin producendo, dopo un altro intervallo di tempo $T_E/2$, un segnale eco che viene acquisito e la cui ampiezza S è approssimativamente (per $T_E \ll T_2$) proporzionale a: $\rho [1 - e^{-T_E/T_1}] e^{-T_E/T_2}$. Scegliendo $T_E \gg T_1$ e $T_E \ll T_2$ si ottengono immagini di densità protonica; con $T_E \approx T_1$ e $T_E \ll T_2$ si hanno immagini pesate T_1 , e infine scegliendo $T_E \gg T_1$ e $T_E \gg T_2$ si hanno immagini pesate T_2 . È da notare che l'acquisizione di più echi successivi permette di ricostruire la dipendenza del segnale da T_2 , consentendo una stima di questo parametro non direttamente accessibile dal singolo FID.

★ Inversion Recovery

Nella sequenza inversion recovery ad un impulso iniziale a 180° segue dopo un tempo T_i un impulso a 90° e quindi la lettura del segnale. Il primo impulso provoca l'inversione della magnetizzazione e l'impulso a 90° consente di rilevare la componente longitudinale parzialmente ripristinata durante T_i . L'ampiezza del segnale S è approssimativamente proporzionale a: $\rho [1 - 2e^{-T_i/T_1} + e^{-T_R/T_1}]$, dove T_R è il tempo di



per via endovenosa in occasione delle lesioni, si fissano agli organi e si distribuiscono nei vasi. Mentre i mezzi di contrasto radiologici agiscono direttamente sul segnale, assorbendo o diffondendo i raggi X, i magnetofarmaci agiscono in maniera indiretta, non interagendo con i segnali a radiofrequenza, ma modificando temporaneamente le proprietà magnetiche delle zone del corpo in cui si trovano. Ne risulta una modificazione del segnale emesso e quindi dell'immagine. (Per comprendere come ciò sia possibile si tenga presente che un protone in prossimità di un magnetofarmaco si rila scia in alcuni milisecondi, nella maggior parte dei tessuti biologici in frazioni di secondo, in una soluzione acquosa in qualche secondo e nel vuoto in un tempo enormemente maggiore. È importante ricordare che il campo magnetico all'interno di un corpo è diverso in generale da quello che si osserva nel vuoto. La differenza ΔB che si crea in un dato materiale dipende dal campo esterno B_0 secondo la relazione: $\Delta B = \chi B_0$, dove χ è la costante di suscettività magnetica tipica del materiale, al cui interno si sviluppa un campo: $B = B_0 + \Delta B = B_0 (1 + \chi)$. Il valore di χ determina la natura magnetica della sostanza: nei materiali diamagnetici χ è negativa e dell'ordine di $-10^{-6} \div -10^{-5}$, nei materiali paramagnetici è positiva ed assume valori dell'ordine di $10^{-5} \div 10^{-3}$.) In generale l'effetto dei mezzi di contrasto MR è una riduzione di entrambi i tempi di rilassamento, dovuta alle perturbazioni prodotte dai campi locali delle relative molecole. Tali sostanze possono essere suddivise in due categorie:

- agenti paramagnetici (quali i complessi di Gd) che riducono principalmente il T_1 , con effetto di rafforzamento del segnale;
- agenti superparamagnetici, o con forti momenti magnetici (quali ossidi di ferro) che producono un rapido sfasamento degli spin con un accentuato effetto

deve essere reso disponibile dall'aumento di flusso sanguigno, e l'aumento di ossi-
 emoglobina dovuto all'incremento del flusso sanguigno supera di gran lunga la
 diminuzione causata dalla deossigenazione delle emoglobine dovuta al consumo
 di ossigeno. L'effetto netto è un aumento della concentrazione relativa di ossiemo-
 globina e di conseguenza un aumento del segnale BOLD: ciò che permette di misurare
 l'attività cerebrale con la MR è un eccesso di ossiemooglobina durante l'attività
 neurale.

Uno degli scopi principali degli studi fMRI riguarda l'attribuzione di ruoli
 funzionali ad aree specifiche del cervello: ci si prefigge di approfondire la cono-
 scenza dell'organizzazione cerebrale eseguendo esperimenti di stimolazione
 (ad esempio visiva o motoria) ed osservando la risposta emodinamica locale. Gli
 studi fMRI non sono però limitati alla ricerca di base. La loro rilevanza per la
 pratica clinica è notevole: si consideri infatti la possibilità di indagare lo stato
 funzionale neurale in caso di ictus e di molte altre patologie cerebrali.

Per quanto riguarda le procedure di acquisizione, l'introduzione delle sequenze
 EPI consente di acquisire una immagine in meno di 100 ms, effettuando una
 scansione dell'intero cervello in $1-2$ s. Tuttavia il rapporto segnale - rumore è
 notevolmente basso ed una singola scansione non è sufficiente a fornire le infor-
 mazioni desiderate. Per questo si ripete l'acquisizione, ripetendo lo stimolo più
 volte e mediando i segnali su intervalli di tempo di alcune decine di secondi.

ging sono sufficienti campi dell'ordine di 0,3T-0,6T, mentre per valori inferiori a 0,3T non si è un buon SNR. Campi decisamente più intensi sono invece necessari per l'analisi in vitro delle maten^e.

• Omogeneità: si misura in parti per milione (ppm). Misura la variazione del campo in una direzione rapportata all'intensità del campo stesso, quindi fornisce una stima del vero volume utile di imaging. Il valore tipico è di 100ppm: qualsiasi spostamento deve essere minore, altrimenti il CMS è inutile per l'imaging. Perciò periodicamente si effettua una misura su ogni parte che il magnete può potenzialmente irradiare; questo controllo con sonda pre-impostata è detto shimming.

• Stabilità temporale: si misura in parti per milione all'ora (ppm/h); questa stabilità deve essere mantenuta almeno per tutta la durata dell'esame. Una scarsa stabilità rende le misure poco affidabili e degrada la qualità dell'immagine.

Omogeneità e stabilità sono due caratteristiche fondamentali affinché il campo magnetico si mantenga costante in tempo e spazialmente per la durata dell'esame.

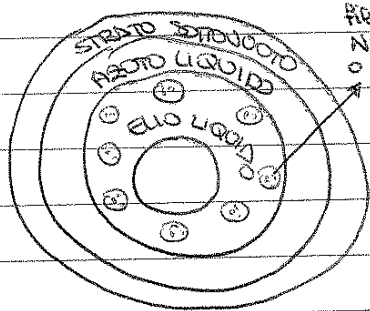
• Volume utile: è il volume spaziale entro cui sono garantite le proprietà del campo magnetico prodotto e fuori del quale le prestazioni possono anche decadere rapidamente (tipicamente è un cubo di 50-60cm). Viene chiamato anche volume d'imaging; quando si definiscono le proprietà di intensità, omogeneità e stabilità temporale del CMS, ci si riferisce sempre ad un volume utile.

~~50~~ Cosa si intende per geometrie ideali in MR?

Per ottenere campi con ottime caratteristiche di omogeneità e stabilità sono state in-

mento delle bobine e una difficile installazione del dispositivo viste le dimensioni e le caratteristiche del CMS.

8) Disegnare lo schema costruttivo di massima di un magnete a superconduttore e descriverne il funzionamento, evidenziando vantaggi e svantaggi rispetto alle altre tipologie di magnete. OK



In un magnete a superconduttore la geometria ideale è quella di una corrente elettronica, un filo 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 prossimi allo zero assoluto, in modo tale che mantengono la superconduttività, ovvero il fenomeno fisico per cui sotto una certa temperatura critica si annulla la resistenza di un materiale. Non essendoci quindi nessuna resistenza si verifica l'effetto Jula e si possono quindi creare campi magnetici superiori 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 è di azoto liquido. Per isolare termicamente i due refrigeranti dall'ambiente c'è uno strato sottovuoto.

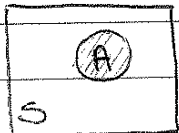
Uno degli svantaggi di questo dispositivo è che per garantire l'omogeneità di B_0 il foro deve essere lungo e stretto, cosa che potrebbe portare a problemi di claustrofobia per il paziente. I vantaggi sono un elevato CMS, elevato omogeneità, elevata stabilità temporale, volume di imaging molto esteso, CMS sempre attivo ed omogeneo.

X

~~Quali sono i parametri fisici descrittivi di un'immagine?~~ OK

e prestazioni di un sistema di generazione di immagini a scopo diagnostico possono essere valutate a partire da alcuni parametri: contrasto, risoluzione e SUR.

Il contrasto è un valore che indica quanto è differente il colore di un oggetto dal colore di uno sfondo. Rappresenta la variazione relativa del valore assunto dai pixel appartenenti ad una zona dell'immagine rispetto allo sfondo.



In formula: $c(\text{contrasto}) = \frac{A_i}{i} = \frac{i_o - i_s}{i_s}$, dove:

i_o : valore medio dell'immagine valutato sull'area

i_s : valore medio dell'immagine valutato sullo sfondo.

Nelle immagini monocromatiche (ad esempio quelle a toni di grigio) il numero per cui si differenzia il colore dell'immagine sono solo numeri interi, e ci deve essere quindi una corrispondenza fra numero e colore; ad esempio lo zero, il valore minimo, corrisponde al nero, mentre al bianco corrisponde il valore massimo che, supponendo di usare N bit per codificare l'informazione, sarà $2^N - 1$.

Il contrasto è un numero con segno: se vi è un oggetto chiaro su sfondo scuro è sarà positivo, mentre nel caso di oggetto scuro su sfondo chiaro è sarà negativo. Questo valore è strettamente legato alla qualità dell'immagine: più $|c|$ è basso più si fa fatica a riconoscere i dettagli dell'immagine, mentre più $|c|$ è elevato più facilmente percepiamo i dettagli. Se $|c|$ è insufficiente, l'immagine è di qualità scarsa.

Per quanto riguarda la risoluzione, ce ne sono di tre tipi distinti:

- Risoluzione spaziale: è la minima distanza tra due punti per la quali essi si possono vedere come punti distinti. Quanto più piccola è questa distanza, tanto migliore risulterà essere la qualità dell'immagine. La risoluzione spaziale si misura

zione, la quale consente di evidenziare e misurare le temperature della superficie del corpo umano, sfruttando l'energia calorica emessa dall'organismo attraverso la cui te sotto forma di radiazioni elettromagnetiche infrarosse (IR). La temperatura corporea normale è pari a circa 37°C ; in individui normali la distribuzione termica corporea è simmetrica, in genere costante, e riproducibile dagli apparecchi termografici attualmente utilizzati nella pratica clinica con una sensibilità di $0,1^{\circ}\text{C}$.
 La tecnica di imaging all'IR consente di ottenere immagini di strutture superficiali o poco profonde. Essendo la temperatura della pelle normalmente compresa tra i 25 e 35°C , applicando la formula di irraggiamento di Planck si ottiene un campo di lunghezze d'onda compreso tra 2 e $50\mu\text{m}$, con un massimo di circa $10\mu\text{m}$ e una profondità di penetrazione minore di 1mm .

Attualmente esistono due tipi di termografia: la termografia di contatto e quella elettronica. La prima, a cristalli liquidi, sfrutta le proprietà dei cristalli liquidi coesistenti di modificare la loro disposizione spaziale in funzione della temperatura; ad ogni modificazione spaziale corrisponde una diversa rifrazione dei raggi luminosi che assumono quindi colori diversi a seconda dell'incidenza della luce sulle facce dei microcristalli coesistenti. In pratica, quando si appoggiano le lastre termografiche sulla cute dello zero da indagare, queste assumono colorazioni differenti a seconda della temperatura cutanea. La termografia elettronica, o teletermografia, comprende due unità separate: la termocamera e il monitor (o display). La termocamera converte il pattern radiante termico del corpo in un'immagine elettronica, generando il cosiddetto termogramma. Ogni termogramma è codificato con una scala di temperature di grigi o più spesso di colori, dove, per convenzione, si vede di solito il nero come freddo e il rosso come caldo, con blu, verde, giallo ed arancio, come intermedi in aumento. Le operazioni di focalizzazione e di

de' ambiente sono di alcuni ordini di grandezza superiori a quelli che si registrano nu-
stare.

3) Cosa si intende per dose? Qual'è la differenza tra un dispositivo ~~APR~~ APR e un AST?
La valutazione delle quantità di radiazione impartite (ai pazienti ed al personale) e dei re-
attori e effetti biologici comporta le misure di varie grandezze che esprimono la capacità
ionizzanti della radiazione stessa ed i possibili danni alle strutture biologiche. Tra le unità
di misura fondamentali della dosimetria radiologica si ricordano quella di esposizione, che
misura la quantità di ionizzazione prodotta in una massa unitaria d'aria. La vecchia unità
di misura, il roentgen (R), è stata progressivamente sostituita dal coulomb/kg di aria
(C/kg), $1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$.

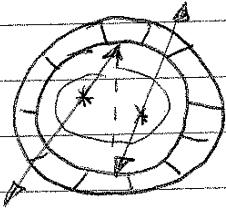
La dose assorbita (D) misura la quantità di energia assorbita da una massa unitaria
di tessuto; l'unità di misura corrente è il gray (Gy) pari a 1 J/kg . Essa è maggiore
per le ossa che per i muscoli, a parità di esposizione.

La dose equivalente (H) è una grandezza dosimetrica convenzionale ottenuta moltipli-
cando la dose assorbita D per un fattore di ponderazione per la radiazione (WR
($H = D \times WR$) che esprime la capacità della radiazione di generare effetti biologici
nei tessuti. L'unità di misura è il sievert (Sv). Il fattore di ponderazione WR
dei raggi X, gamma e beta è pari all'unità, per cui per tali radiazioni $H = D$.

Poiché i vari tessuti hanno una diversa suscettibilità al danno radiobiologico, si è reso
necessario l'introduzione di un'altra grandezza, la dose efficace (DE). Essa esprime la
gravità del danno che un organo irradiato può subire; si misura in Sv e tiene conto di
ulteriori fattori di ponderazione (WT) specifici per i vari organi ($DE = H \times WT$).

La misura della dose (dosimetria) ai fini della radioprotezione viene effettuata mediante do-

• Random coincidence: coincidenza rivelata in corrispondenza di due fotoni gamma emessi da differenti eventi di decadimento. Non può essere corretto.



~~Spiegare come vengono generati gli US.~~

Gli US vengono generati e rivelati per effetto piezoelettrico. Questo è dovuto alla proprietà posseduta da alcuni materiali di generare una tensione elettrica proporzionale alla pressione esercitata su di essi e viceversa di modificare la loro dimensioni, generando onde di pressione nell'ambiente circostante, quando ad essi viene applicata una tensione. La frequenza in MHz degli US generati per effetto piezoelettrico da una piastrina di h mm di spessore è data da $2/h$. Nella parte posteriore del trasduttore viene collocato un elemento di backing per abbassare il coefficiente Q del circuito e quindi smorzare le oscillazioni, in modo da rendere più veloce la risposta (a scapito della sensibilità). Il trasduttore può funzionare da generatore di US, quando alimentato da una tensione di frequenza appropriata, o da rivelatore, convertendo la sollecitazione meccanica in segnale elettrico. La forma tipica di un fascio US generato da un trasduttore singolo è mostrata in figura (a).



Nel fascio si possono individuare due zone: quella prossimale, caratterizzata da un diametro pressoché costante e quella distale, in cui il fascio diverge. La relazione tra il diametro d del trasduttore, la forma del fascio e la lunghezza d'onda λ è data da: $L = d^2 / (4\lambda)$, dove L è la distanza focale.

lazioni. Se l'impedenza acustica dei mezzi attraversati è uguale, non c'è riflessione e tutta l'energia dell'onda incidente viene trasmessa nel secondo mezzo. Il coefficiente di riflessione R (la frazione di energia dell'onda riflessa) è dato da:

$$R = \left(\frac{z_1 \cos \theta_t - z_2 \cos \theta_i}{z_1 \cos \theta_t + z_2 \cos \theta_i} \right)^2$$

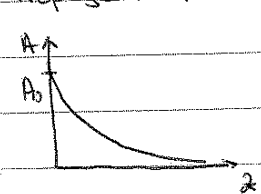
che nel caso dell'incidenza normale ($\theta_i = \theta_t = 0$) diventa: $R = \left(\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2} \right)^2$ con $0 \leq R \leq 1$. Il coefficiente di trasmissione è $T = 1 - R$.

Se $z_1 \gg z_2$ o $z_2 \gg z_1$, come nel caso dell'interfaccia muscolo-osso, tutta l'energia incidente viene riflessa indietro. Se invece l'impedenza acustica dei tessuti che costituiscono la discontinuità è prossima, R assume valori molto piccoli ($z_1 \approx z_2 \Rightarrow R \approx 0$); ciò crea un problema di detectabilità: la sinusoidale che torna indietro ha ampiezza molto piccola infatti, e rischia di perdersi nel rumore. Infine se uno dei due mezzi è aria, R assume valori prossimi a 1 e tutta la riflessione viene riflessa.

Dato che non è possibile risolvere particolari anatomici distanti fra di loro meno della lunghezza d'onda delle frequenze esplorate, si cerca di utilizzare frequenze quanto più possibile elevate. Un limite è posto dall'attenuazione, che aumenta con la frequenza.

62) Attenuazione

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



$A(z) = A_0 e^{-\alpha z}$, dove: A = attenuazione e α = assorbimento. L'attenuazione (in dB) dell'onda US nel passaggio dal mezzo 1 al mezzo 2 vale:

$I = 20 \log_{10} \frac{A_2}{A_1}$. Grossolanamente, si assume che I aumenti di 1 dB ad ogni cm di profondità o per ogni MHz di frequenza.

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

$$N = 192$$

$$x = 5 \text{ cm}$$

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

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

$$x = \frac{c}{2PRF}$$

