



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 2017A -

ANNO: 2016

A P P U N T I

STUDENTE: Zaher Sara

MATERIA: Bioimmagini - Prof. Molinari

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

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

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

Bioimmagini

Prof. Molinari
Ingegneria biomedica

Introduzione

Si definisce con il termine **BIOIMMAGINE** una figura relativa all'anatomia o alla fisiologia di parti interne del corpo.

Questa definizione non tiene però conto di diversi aspetti:

- funzione (clinica, diagnostica...)
- scala (macro o microscopica)
- tecnica (assorbimento, riflessione o diffusione)
- morfologia o funzione
- invasività (come l'energia emessa dal dispositivo per bioimmagini interagisce con il corpo)

CLASSIFICAZIONE DELLE BIOIMMAGINI

Il medico è solito classificare le bioimmagini in base alla loro funzione, la tecnica che sta alla base dell'acquisizione delle immagini è di minore importanza.

L'ingegnere è solito classificare le bioimmagini sulla base della loro natura, cioè in base alla tecnica con cui sono state ottenute, si parla quindi di radiografie, immagini TAC, ecografie, immagini di risonanza magnetica.

Le bioimmagini possono essere classificate in base a:

- FUNZIONE** → bioimmagini **MORFOLOGICHE** (descrivono bene com'è fatto un tessuto o un organo)
 → bioimmagini **FUNZIONALI** (descrivono la funzione di un tessuto o di un organo)

- USO CLINICO** → analisi di strutture anatomiche
 → diagnostica
 → analisi di patologie (cause)
 → monitoraggio terapia, follow-up

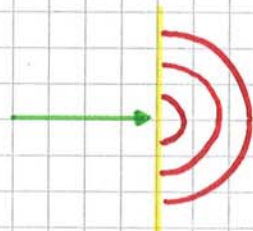
- CARATTERISTICHE** (in base alle quali sono state acquisite)
 → radiazioni ionizzanti o non ionizzanti
 → invasività della tecnica
 → somministrazione o meno di mezzo di contrasto.

Le bioimmagini si generano sfruttando opportunamente l'interazione di un qualche tipo di energia con il corpo umano.

I principali meccanismi sfruttati sono:

ASSORBIMENTO → Radiologia, TAC

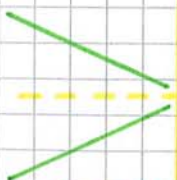
Permette di differenziare tessuti diversi all'interno del corpo umano attraversato da un fascio di raggi X perché ogni tessuto assorbe in modo diverso. Quello che si cattura per codificare un'immagine è l'effetto dell'interazione: inviando un fascio di raggi X contro il corpo umano, parte di questi raggi vengono assorbiti mentre quelli che non vengono assorbiti, vengono catturati e costituiscono l'immagine. Se un fascio di energia viene totalmente assorbito dal corpo umano, è inutile → l'interazione energia materia deve essere opportuna.



RIFLESSIONE → Ultra-sonografia

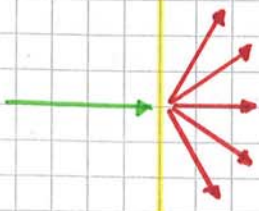
Gli apparecchi per ultrasonografia sono gli ecografi. Una certa quantità di energia (ultrasuoni) viene mandata ai tessuti e parte di questa energia viene riflessa. La cattura dell'energia riflessa è quella che permette la visualizzazione dell'immagine ecografica.

Gli ecografi sono solo alcuni degli apparecchi ad ultrasuoni; altrettanto importanti sono i flussimetri che misurano la velocità del flusso ematico.



DIFFUSIONE → SPECT, PET

Esistono sorgenti radioattive all'interno del corpo umano che diffondono l'energia all'esterno. Catturando l'energia emessa all'esterno si tenta di localizzare queste sorgenti all'interno del corpo. Per avere le sorgenti radioattive all'interno degli organi si iniettano dei farmaci in grado di legarsi a cellule specifiche, come ad esempio quelle tumorali, ed essendo radioattivi emettono una loro energia che viene localizzata all'interno del corpo umano.



RAFFORTO SEGNALE-RUMORE → a causa del rumore presente sull'immagine il valore dell'immagine in vari punti è alterato. Dal punto di vista visivo un'immagine rumorosa appare puntinata, disomogenea. Per misurare il rumore consideriamo lo sfondo, che per definizione dovrebbe essere uniforme: le variazioni che sono presenti sullo sfondo sono indicative di quanto rumore c'è. Per determinare tali variazioni si considera la deviazione standard σ_i .

$SNR = \frac{\bar{I}_a}{\sigma_i}$ → Questa misurazione è matematicamente corretta però è scorretta dal punto di vista della percezione: l'occhio umano riesce a percepire meglio una differenza di toni quindi si utilizza un SNR differenziale.

$$SNR = \frac{\bar{I}_a - \bar{I}_s}{\sigma_i} = C \frac{\bar{I}_s}{\sigma_i}$$

Da questa relazione si può affermare che il rapporto segnale rumore è proporzionale al contrasto.

Le biomedie vengono praticamente sempre ricavate in vivo, cioè direttamente sul corpo umano. Esse rappresentano spesso una visione parziale della realtà: con un radiografo si possono visualizzare caratteristiche di un tessuto che ad esempio con un ecografo non possono essere visualizzate → dipende dal tipo di interazione ENERGIA-TESSUTI.

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

- emissione spontanea del corpo umano
- interazione con energia inviata sul corpo umano
- interazione mirata a specifiche strutture del corpo umano (medicina nucleare)

Un esempio di dispositivo che utilizza l'emissione spontanea del corpo umano è il termografo. È una telecamera che cattura luce infrarossa perché il calore emesso dal corpo umano sta nella banda infrarossa dello spettro del visibile. Uno dei campi in cui viene utilizzato il termografo è l'analisi delle patologie legate alla mammella perché gran parte di tali patologie sono superficiali.

Fondamenti di radiologia

I raggi X sono una forma di energia particolare perché quando interagiscono con i tessuti comportano un numero di effetti dei quali nessuno è benefico. I raggi X fanno parte di quelle forme di energia che si chiamano RADIAZIONI IONIZZANTI.

La **RADIAZIONE** è una propagazione di energia attraverso lo spazio sotto forma di onde o di energia creata da alcune particelle.

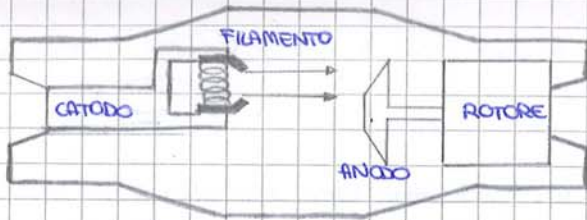
La **RADIAZIONE IONIZZANTE** è una radiazione con la capacità di rompere i legami atomici e molecolari della materia bersaglio.

Normalmente, in condizioni di riposo, la maggior parte dei tessuti umani è neutra; se però i tessuti vengono irradiati con un fascio di raggi X si viene a misurare una carica all'interno dei tessuti. Noi siamo ricchi di sostanze che riparano i danni dovuti alle radiazioni ionizzanti, ma queste ultime creano radiazioni in grande quantità quindi alcuni dei danni subiti rimangono nei tessuti: alcuni danno origine a danni a breve termine, altri a lungo termine. Se si rimane esposti a lungo a radiazioni ionizzanti le cariche ionizzanti nei tessuti possono creare danni al nucleo della cellula che contiene i cromosomi → la cellula inizia a replicarsi in modo alterato: questo tipo di cellule sono chiamate **CELLULE NEOPLASTICHE** (→ danno origine ai tumori).

Nonostante i danni che possono creare, i raggi X vengono utilizzati perché sono gli unici in grado di attraversare i tessuti: i raggi X sono anch'essi radiazioni elettromagnetiche come la luce ma hanno frequenza più elevata.

SPETTRO DELLE RADIAZIONI ELETTROMAGNETICHE

NOME	FREQUENZA (Hz)	LUNGHEZZA D'ONDA
• ONDE RADIO	10^5	3 Km
• MICROONDE	$3,0 \cdot 10^{10}$	0,01 m
• INFRAROSSO	$3,0 \cdot 10^{12} - 3,0 \cdot 10^{14}$	100 μ m - 1 μ m
• LUCE VISIBILE	$4,3 \cdot 10^{14} - 7,5 \cdot 10^{14}$	700 nm - 400 nm
• RADIAZIONI UV	$7,5 \cdot 10^{14} - 3,0 \cdot 10^{16}$	400 nm - 10 nm
• RAGGI X MOLLI	$3,0 \cdot 10^{16} - 3,0 \cdot 10^{18}$	10 nm - 100 pm
• RAGGI X PER DIAGNOSTICA	$3,0 \cdot 10^{18} - 3,0 \cdot 10^{19}$	100 pm - 10 pm
• RAGGI X PER RADIOTERAPIA	$3,0 \cdot 10^{19} - 3,0 \cdot 10^{21}$	10 pm - 100 fm



- tubo di vetro a vuoto spinto
- catodo genera elettroni per riscaldamento del filamento.
- fascio indurizzato dalla "coppa focalizzatrice"
- elettroni interagiscono col materiale di cui è costituito l'anodo e generano i raggi X.

Il catodo è costituito da un filamento simile a quello delle lampadine a incandescenza in tungsteno. Il filamento viene riscaldato da un passaggio di corrente ad una temperatura tale da iniziare a produrre elettroni che prendono una direzione casuale nello spazio → il filamento emette elettroni in maniera isotropica. Per questo motivo il filamento viene avvolto da una coppa focalizzatrice che assorbe tutti gli elettroni tranne quelli che prendono la direzione necessaria per bombardare l'anodo di metallo.

Per indurizzare gli elettroni verso l'anodo bisogna applicare una differenza di potenziale → per riuscire a generare raggi X è necessario applicare tra catodo e anodo una tensione molto elevata (dell'ordine delle decine - centinaia di kV) continua, non alternata.

Quando gli elettroni che vengono emessi dal filamento e vengono progressivamente accelerati raggiungono l'anodo esistono due forme di interazione tra elettroni e materiale con cui è fatto l'anodo, che a volte danno origine ai raggi X.

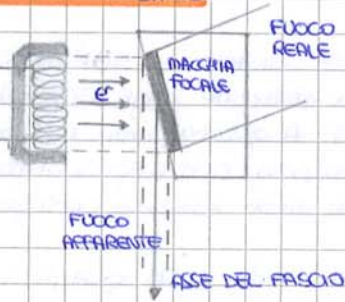
Non tutti i materiali metallici vanno bene per l'anodo: sostanzialmente si utilizzano materiali con un elevato numero atomico.

CARATTERISTICHE DI UN TUBO A RAGGI X

- filamento costituito da tungsteno (temperatura di fusione: 3410°C)
- supporto catodico in Nichel
- Numero di elettroni emessi proporzionale alla corrente che scorre nel filamento (legge di Richardson)
- Anodo costituito da un disco rotante o meno inclinato di tungsteno - reniato o di molibdeno (mamografia)
- Finestra di localizzazione del fascio
- Differenza di potenziale tra catodo e anodo pari a 15 - 150 kV

Soltanto quasi tutti i tubi a raggi X hanno un anodo a disco rotante perché se concentro un fascio di elettroni in un punto, si crea un buco perché gran parte dell'energia viene dissipata in calore. All'interno del tubo di vetro si ha vuoto spinto e il calore ricevuto non si dissipa infatti vi è una continuità di metallo tra anodo e rotore esterno che serve per estrarre dall'interno tanto più calore possibile.

MACCHIA FOCALE



La macchia focale è la porzione di anodo che viene colpita dagli elettroni. La dimensione della macchia focale è proporzionale alla dimensione del fascio a raggi X → in un tubo con macchia focale molto piccola il fascio a raggi X sarà molto stretto.

Fasce strette non si possono allargare mentre fasce larghe si possono stringere. Macchie focali piccole concentrano l'energia in poco spazio quindi l'anodo è più a rischio.

I tubi a raggi X con macchie focali piccole hanno un fascio di raggi X più controllato.

L'intensità del fascio a raggi X dipende dall'intensità della corrente che scorre nel filamento → posso avere un fascio più o meno intenso a seconda di quanta corrente faccio scorrere. La necessità di questa caratteristica dipende dalla regione del corpo da analizzare (un rx della mano è diverso da un rx torace).

Nel tubo a rx è possibile controllare anche l'energia dei fotoni X modificando la differenza di potenziale tra anodo e catodo.

Il vero pregio di un tubo a raggi X è quindi la possibilità di regolare separatamente intensità ed energia del fascio a raggi X.

EFFICIENZA

Detto η l'efficienza dell'anodo (= energia radiante (in banda X) emessa / energia catodica incidente) si ha:

$$\eta = ZV\eta_0$$

MECCANISMI INTERAZIONE RADIAZIONE - MATERIA (NO PER L'ESAME)

Lo spettro della radiazione alla uscita dal tubo a raggi X è fortemente differente da quello che aveva all'ingresso. La radiazione interagisce con la materia e rilascia ENERGIA. L'interazione con la materia dipende dall'energia dei fotoni: meno il fotone è energetico e maggiore è la probabilità che esso sia assorbito dalle strutture.

Per la legge che lega frequenza della radiazione elettromagnetica ed energia, l'energia è proporzionale alla frequenza. → raggi X molli vengono assorbiti → necessità di filtri per limitare la dose somministrata al paziente.

DIFFUSIONE → il fotone incidente (generalmente di bassa energia, attorno ai 10 keV) colpisce il bersaglio, il fotone incidente viene assorbito dal nucleo della materia che per dissipare l'energia in eccesso emette un fotone identico a quello incidente. Il fotone emesso ha direzione casuale → problemi per la qualità dell'immagine e la radioprotezione.

MECCANISMO SIMILE AD UNA SEMPLICE DEFFLESSIONE DEL FOTONE INCIDENTE CON UNA DIREZIONE DI USCITA CASUALE.

EFFETTO FOTOELETTRICO → il fotone incidente (di energia minore di 40 keV) colpisce il bersaglio ed urta un elettrone delle orbite più esterne di un atomo del materiale. Il fotoelettrone emesso ha la medesima energia del fotone incidente (meno il lavoro di estrazione) e si propaga per poco prima di essere catturato dalla materia → FORTE IONIZZAZIONE. I fotoni emessi hanno energia caratteristica del materiale.

TUTTA L'ENERGIA VIENE CONVERTITA E NON SI HA EMISSIONE SECONDARIA MA SI HA UNA FORTE IONIZZAZIONE DELLA MATERIA.

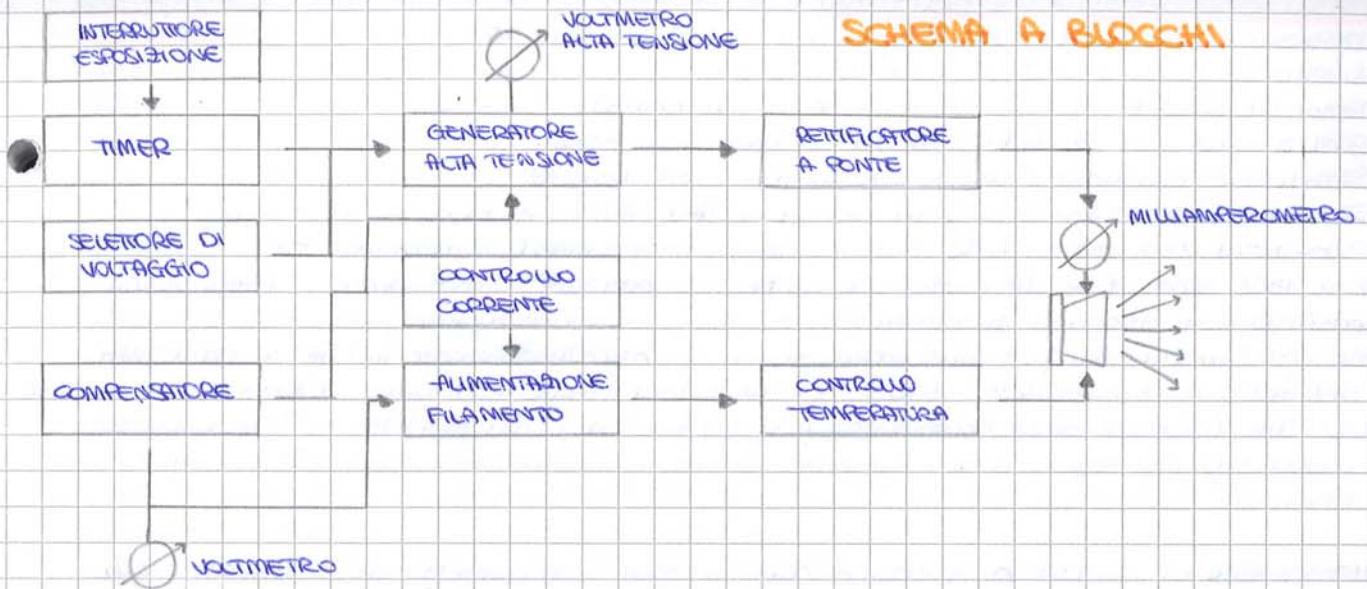
EFFETTO COMPTON → il fotone incidente (di energia superiore ai 60 keV) colpisce un elettrone delle orbite più esterne di un atomo del materiale e, causa l'elevata energia, lo scaccia. Il fotoelettrone emesso ha energia molto inferiore rispetto al fotone incidente e rappresenta una forma di emissione secondaria. Il fotone incidente prosegue la sua corsa, con energia minore, ma con traiettoria casuale → problemi di ionizzazione del corpo e di radioprotezione.

AD ALTE ENERGIE, QUESTO È L'EFFETTO PREDOMINANTE ED È DANNOSO PER LA QUALITÀ DELL'IMMAGINE PERCHÉ LA RADIAZIONE CASUALE SI DEPOSITA SULL'IMMAGINE COME UN "VELO".

Perché le radiazioni ionizzano la materia, gli ioni prodotti ed i radicali liberi interagiscono con altri atomi provocando danni (creazione di composti chimici in origine non presenti). I danni possono essere reversibili o meno.

Effetti a lungo termine - mutazioni somatiche cellulari
- leucemie e neoplasie
- mutazione di cellule germinali

Effetti acuti - necrosi cellulare
- tipicamente visibili dopo qualche giorno
- invecchiamento precoce o morte.



RAMO SUPERIORE : controllo energia del fascio di raggi X.

La tensione tra anodo e catodo deve essere continua non alternata. Il rettificatore a ponte permette di passare da un regime alternato a un regime continuo, esso serve perché la tensione prelevata dalla rete è alternata. Prima del rettificatore troviamo un generatore di alta tensione che preleva la tensione dalla rete e la aumenta a seconda di quanta tensione selezioniamo nel selettore di voltaggio siccome come abbiamo già detto a seconda della parte anatomica da analizzare è necessario un determinato voltaggio. L'interruttore esposizione e il timer servono a gestire l'esposizione del soggetto, cioè il tempo in cui il paziente è esposto ai raggi X. L'interruttore è un vero e proprio interruttore e solitamente si parla di "interruttore a uomo morto" poiché funziona (interrompe il circuito) fintanto che rimane premuto con continuità. Collegato all'interruttore troviamo un timer che misura il tempo di esposizione all'irradiazione: al raggiungimento di un determinato tempo di esposizione il timer interrompe automaticamente la radiazione e spegne il dispositivo.

RAMO INFERIORE : controllo dell'intensità della corrente nel filamento

Il blocco di alimentazione del filamento si occupa di trasformare la tensione prelevata dalla rete in corrente che viene controllata dall'operatore a seconda di quanta intensità necessita. Successivamente troviamo un blocco che permette il controllo della temperatura siccome il tubo a raggi X non disperde calore ed ha poca efficienza.

L'unico blocco comune a entrambi i rami è il compensatore: garantisce che per tutta la durata dell'esposizione tensione e corrente rimangono quelli preimpostati indipendentemente da quello che succede nella rete la cui tensione non è costante. Il compensatore tiene conto di tutte le variazioni ambientali, della rete e del tubo a raggi X, e assicura che i parametri preimpostati rimangano costanti.

Dispersi nel circuito troviamo misuratori di tensione o corrente che mostrano se il tubo funziona in modo corretto.

L'unico modo per essere sicuri che il tubo a raggi X non stia emettendo radiazioni è spegnere l'interruttore → la tensione tra anodo e catodo è nulla quindi anche se i fotoni vengono accelerati verso l'anodo, non vengono emessi raggi X → generazione inibita.

REGOLAZIONI DISPONIBILI SUL DISPOSITIVO

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

- **DOSE PERSONALE**: Si accetta che ad un'esposizione di $2,58 \times 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$ corrisponda una dose di 10^{-2} Sv
- **TUBO RADIOGENO**: Ogni tubo deve essere circondato da una guaina schermante protettiva, di apertura sufficiente all'emissione del fascio utile. Si dovrebbe poter limitare l'apertura. La finestra deve essere efficacemente chiusa con un diaframma di piombo di almeno 20 SIEV (= strato equivalente)
- **CONTRASSEGNI E DOCUMENTI DI ACCOMPAGNAMENTO**: tubi radiogeni e guaine di protezione devono essere forniti all'utente con documenti di accompagnamento. I dati che devono essere riportati sono molteplici (nome e marchio di fabbrica, tipo, numero di serie, tensione nominale, valore della filtrazione, posizione dei fuochi, ...)
- **PROTEZIONE DA TUBI ELETTRICI DIVERSI DA TUBI A RAGGI X PROPRI DELL'APPARECCHIATURA**: l'esposizione in un'ora non deve essere superiore a $5,16 \mu\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ alla distanza di 5 cm dalla guaina, nelle condizioni più sfavorevoli. Inoltre l'esposizione non deve superare $0,516 \mu\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ in un'ora in ogni posizione accessibile. Questa precauzione è utile per limitare l'esposizione di tutti coloro che devono essere presenti vicino a un dispositivo radiologico

Condizioni di protezione (diagnostica)

- **GENERALITÀ**: Segnale visibile o udibile posto vicino all'utilizzatore deve indicare che il tubo a raggi X è in funzione
- **INDICAZIONE DEI DATI DI ESPOSIZIONE**: tensione e corrente dovrebbero essere indicate con continuità. Si devono indicare i valori predefiniti di tensione e corrente e tempo di posa (solo di tensione se si usa un esposimetro automatico). Si devono indicare solamente le tensioni possibili di alimentazione del tubo radiogeno
- **CONTROLLO E LIMITAZIONE DEL TEMPO DI POSA**: l'interruttore di posa deve essere di tipo "uomo morto" e deve essere posto in maniera che l'operatore lo tenga sotto controllo. Obbligatorio orologio totalizzatore comandato dal circuito di posa: deve ammettere un segnale caratteristico alla fine di un tempo di posa predefinito e comunque dopo 10 m. L'interruttore di posa deve poter essere comandato da una stazione protetta.
- **FILTRAZIONE**: l'equivalente di durezza in alluminio della filtrazione totale del fascio utile deve avere un valore minimo di 1,5 mm Al (fino a 70 kV), 2,0 mm Al (fino a 110 kV), 2,5 mm Al (oltre 110 kV)
- **LIMITAZIONE DEL FASCIO UTILE**: Criterio → minimizzare la dose al paziente utilizzando il fascio utile minore possibile compatibilmente con le esigenze diagnostiche. Diaframma controllabile dall'operatore deve avere la stessa protezione della guaina. Distanza fuoco-pelle minima di 30 cm (dovrebbe essere di 45 cm)

RIVELATORI E RICETTORI

Il problema principale dei dispositivi radiologici è la visualizzazione dei raggi X, perché questi ultimi sono invisibili → sono necessari appositi rivelatori per ottenere un'immagine.

Esistono 3 tipi di sensori:

- pellicole radiografiche
- amplificatori di brillanza
- dispositivi per radiografia numerica. (sensori digitali)

Il principio di funzionamento comune a tutti i tipi di rivelatori è la trasformazione dell'energia assorbita dai fotoni X in un'immagine.

Le prestazioni dei rivelatori vengono misurate in base ad alcuni parametri:

EFFICIENZA = capacità di fornire un'immagine sufficientemente luminosa in rapporto al numero di fotoni X incidente. Una maggiore efficienza aiuta a diminuire la dose.

POTERE DI RISOLUZIONE = dettaglio di un sistema di rivelazione: capacità di mantenere l'informazione spaziale.

Pellicole radiografiche

emulsione di AgBr
 foglio di poliestere, mylar o acetato

Le pellicole radiografiche sono un supporto su cui sono stati depositati materiali particolari in grado di catturare l'energia e rappresentare un'immagine.

Il foglio centrale di poliestere mylar o acetato ha il compito di dare rigidità meccanica ed è totalmente trasparente ai raggi X. Sulle due facce del foglio vengono depositate emulsioni di sali ad elevato peso molecolare perché i raggi X quando incontrano un materiale con un elevato numero atomico o peso molecolare è più facile che lascino energia. Il sale più usato è il Bromuro d'argento.

Un'emulsione di sale è una sostanza liquida che viene posizionata sul foglio e che

Tutti i sensori hanno il compito di catturare l'energia in banda X e trasformarla in energia nel visibile. I sensori si possono differenziare in:

- SENSORI A CONVERSIONE INDIRECTA → dall'energia in banda X a ciò che è utile a formare l'immagine ci sono diversi passaggi intermedi.
- SENSORI A CONVERSIONE DIRETTA → trasformano i fotoni X direttamente in ciò che è utile a formare l'immagine.

Gli amplificatori di brillantezza sono sensori a conversione indiretta: fotoni X → luce visibile → elettroni → immagine.

Radiografia digitale

L'unica differenza tra radiografia digitale e radiografia tradizionale sono i sensori, che nella prima sono digitali. Le pellicole erano dispositivi analogici soggetti a problemi di sviluppo o degrado e sono molto costose. L'introduzione ai sensori digitali permettono di avere l'immagine in formato digitale che risulta essere più conveniente dal punto di vista della trasportabilità, facilità di copia, meno tempo per lo sviluppo, meno problemi di errori e nessun degrado. Ci sono due tipi di sensori digitali CR, DR.

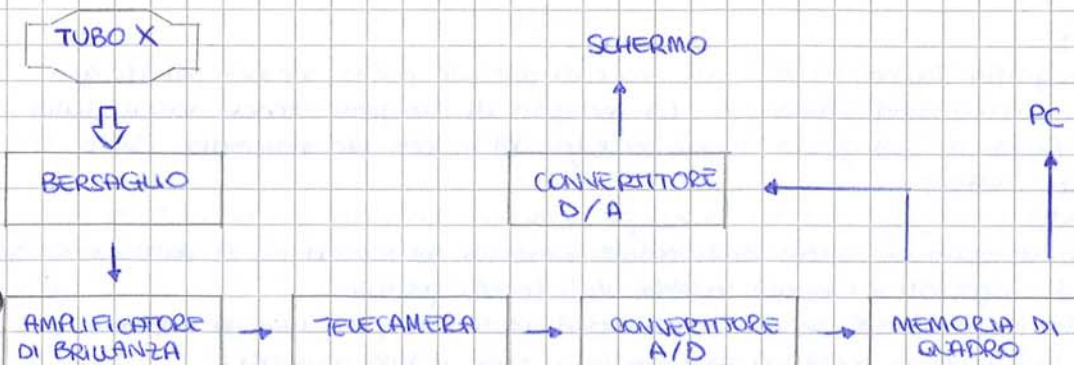
COMPUTER RADIOGRAPHY (CR)

Questi sensori sono stati sviluppati nel 1981 e consentono di ottenere un'immagine proiettiva senza passare attraverso una pellicola. Sono veri e propri pannelli costituiti da fosfori fotosensibilizzabili: quando arriva un fotone in banda X in un determinato punto, all'interno del punto si generano fotoni nel visibile che memorizzano l'informazione nel pannello → si crea un'immagine latente che viene visualizzata tramite una scansione laser. Il dispositivo di lettura si chiama CR. Dopo che l'immagine viene trasferita in formato digitale il pannello viene trattato in modo da eliminare i fotoni e dopo di che può essere utilizzato per una nuova radiografia. Questa è una modalità di rivelazione indiretta.

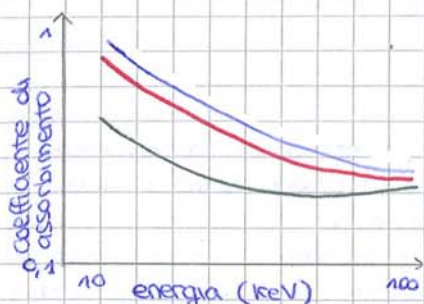
DIGITAL RADIOGRAPHY (DR)

La radiografia digitale si sviluppa nel 1995 quando vengono introdotti i pannelli di silicio (tecnologie di semiconduttori). All'interno del silicio vengono messe delle impurità particolari in grado di imprigionare sostanze che interagiscono con i raggi X, lo ioduro di cesio, che ha forti proprietà di scintillazione quando colpito dai raggi X. Quando i fotoni X colpiscono il pannello in silicio, in quei punti si creano cariche elettriche → per creare l'immagine mi basta quindi sapere quanta carica elettrica si è creata in quel punto per mezzo dei condensatori: il pannello di silicio ha due metallizzazioni sotto e sopra (quella sopra è molto sottile) in modo da avere le due armature di un condensatore. Nella piastra inferiore sono posti molti elettrodi che leggono appunto la carica elettrica. Quando la carica viene letta il condensatore si scarica automaticamente. Maggiore è il numero di elettrodi nella piastra inferiore maggiore sarà la risoluzione spaziale. Questi dispositivi possono essere anche in formato portatile.

VIDEORADIOGRAFIA



La mammella è composta sostanzialmente di tessuto fibroso e tessuto adiposo che con i cambiamenti ormonali cambiano percentuale.



- tessuto adiposo
- tessuto fibroso
- carcinoma mammario

Per alti valori di energia, l'assorbimento dei diversi tessuti è molto simile → si utilizzano in mammografia fotoni X che hanno energia inferiore ai 50 keV e per ottenerli l'anodo del tubo radiogeno deve essere in molibdeno.

Tutti i dispositivi radiologici visti fin'ora sono dispositivi a proiezione che creano quindi immagini bidimensionali. Il dispositivo mammografico è dotato di un compressore che ha proprio il compito di comprimere la mammella in modo da minimizzare le strutture sovrapposte. Si acquisiscono solitamente due direzioni di compressione: cranio-caudali e obliqua medio-laterale. Il mammografo, quindi ha sempre un movimento laterale.

I compressori sono di materiale trasparente perché essendo la mammografia un esame periodico si può permettere in questo modo di avere una stessa riproducibilità.

Il tubo radiogeno può muoversi avanti e indietro in modo che l'irradiazione sia opportuna: l'irradiazione non può avere forma a ventaglio che irradia il torace o taglia parte della mammella quindi dalla parte del paziente deve essere perpendicolare alla mammella.

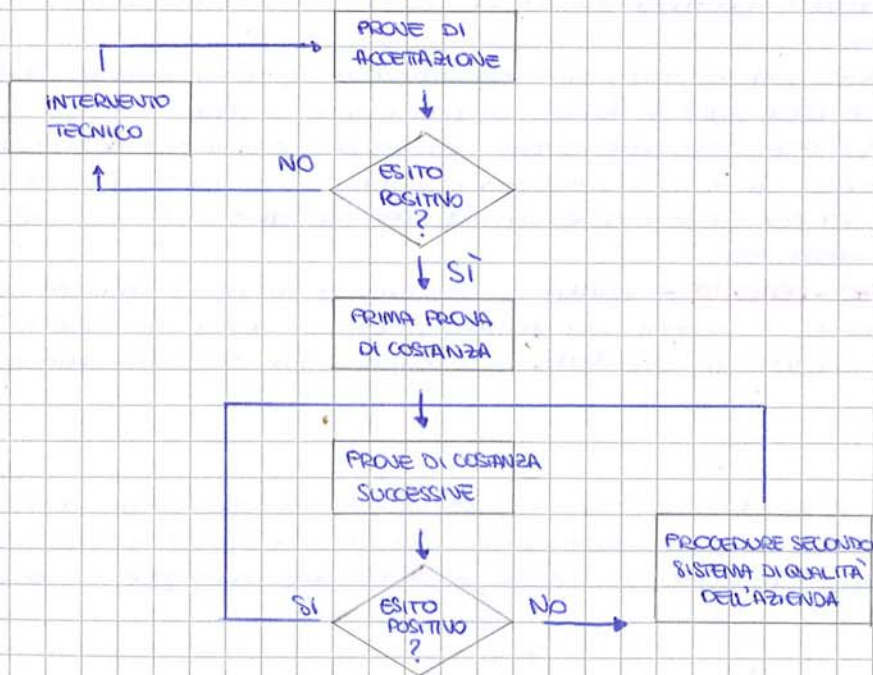
Il dispositivo per mammografia garantisce una risoluzione spaziale di 20 lp/mm.

Prove di costanza

Tutte le prove che vengono eseguite su di un dispositivo al fine di verificarne l'efficienza ed il mantenimento delle prestazioni vengono dette prove di costanza. Queste ultime sono contrapposte alle prove che si effettuano in fase di installazione del dispositivo, che sono molto più complete ed invasive e che richiedono l'intervento di personale specializzato della ditta costruttrice. Queste si dicono prove di accettazione.

Ci sono altre prove, dette prove di status, che si devono fare quando avviene la sostituzione di un pezzo o di un componente.

FLOW CHART SEMPLIFICATO DELLE PROVE



Quando si parla di prime prove di costanza, per essere sicuri di misurare le prestazioni sempre nello stesso modo la norma prevede che si utilizzino sempre lo stesso tipo di strumenti e sensori per essere sicuri che eventuali variazioni sulle caratteristiche dell'immagine siano da attribuire al dispositivo e non al metodo di misurazione.

Tomografia computerizzata (TC)

Limiti della radiografia tradizionale → la radiografia tradizionale è una radiografia proiettiva, fornisce informazioni su di una sola proiezione. All'interno di un volume nel corpo umano ci sono molti tessuti sovrapposti, quando si proietta il volume su un piano bidimensionale, con la radiografia si vedono solo gli effetti delle strutture che hanno coefficiente di attenuazione più elevato → è un problema quando bisogna identificare lesioni che vengono mascherate da strutture (tipicamente ossa) che hanno μ elevato. Un altro limite della radiografia tradizionale è la dinamica del segnale di uscita e conseguente contrasto sono limitati: è limitato il numero di sfumature (toni di grigio) e difficoltà di ossa e tessuti molli diversi vicini.

L'effetto schermante dei tessuti diversi ha conseguente difficoltà nell'uso dei mezzi di contrasto. ⇒ L'idea è quella di raccogliere informazioni da più proiezioni, lasciando successivamente ad un elaboratore il compito di ricostruire l'immagine 3D dei tessuti e organi investigati.

TC → è un termine applicato a qualsiasi metodologia radiologica che determini una vista 2D e 3D di un oggetto a partire da una serie di proiezioni prese a differenti angoli. Anticamente questo dispositivo si chiamava TAC (tomografia assiale computerizzata) oggi si usa il termine TC perché l'acquisizione non è più assiale.

VANTAGGI

- Risoluzione di contrasto molto migliore rispetto alla radiografia
- Visualizzazione 3D
- Possibilità di calcoli di volume

LIMITI

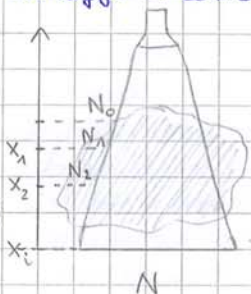
- Risoluzione spaziale minore rispetto alla radiografia digitale
- Rumore introdotto dai filtri
- Aumento della dose al paziente per aumentato numero di proiezioni acquisite.

Gli svantaggi sono tutti correlati all'acquisizione e alla ricostruzione dell'immagine.

DETERMINAZIONE DI μ

La legge di Lambert-Beer che abbiamo visto per i dispositivi radiologici è semplificata.

Se consideriamo un oggetto grande e omogeneo di materiale con coefficiente di attenuazione lineare costante pari a μ , il numero N di fotoni dipende dalla profondità:



$$N_1 = N_0 e^{-\mu x_1}$$

$$N_2 = N_1 e^{-\mu x_2} = N_0 e^{-\mu(x_1+x_2)}$$

$$\vdots$$

$$N = N_0 e^{-\mu \sum x_i}$$

Se l'attenuazione dipendesse dalla profondità $N(x) = N_0 e^{-\int_{x_0}^x \mu(x) dx}$

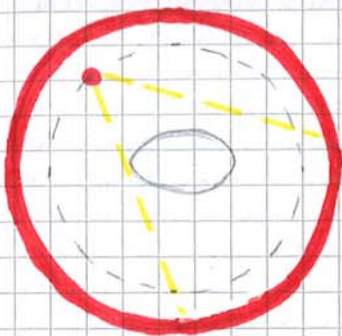
Invertendo la relazione si ottiene: $\ln\left(\frac{N_0}{N(x)}\right) = \int_{x_0}^x \mu(x) dx$ per cui per risalire alla

determinazione di $\mu(x)$ si deve misurare il fascio incidente e la distribuzione del fascio d'uscita.

In TC per stabilire all'interno di un oggetto come sono distribuiti i tessuti, come varia μ , si utilizza il CAMPIONAMENTO ANGOLARE, cioè si irradia l'oggetto da diversi angoli e successivamente si ricostruisce l'immagine mediante appositi algoritmi (filtered backprojection), e si ottiene un'immagine tridimensionale che mostra come è distribuito nel corpo il coefficiente di attenuazione lineare, quindi rappresenta una mappa delle strutture interne.

Per oggetti disomogenei la legge di Lambert-Beer non è invertibile

Scanner : IV generazione



In questa generazione, i rivelatori formano un anello completo attorno al paziente (circa 4800). L'unico elemento mobile è il tubo radiogeno che ruota: in qualunque posizione si trova il tubo radiogeno, ha sempre contro lateralmente un certo numero di sensori. In questo modo il tubo radiogeno ha la possibilità di rimanere sempre in rotazione: i dispositivi di IV generazione sono basati sulla tecnologia slip ring che permette al tubo di prendere alimentazione direttamente dal binario circolare su cui ruota. Nella tecnologia slip ring, la resistenza e l'attrito di contatto sono minimizzati.

Il tempo di scansione scendono sotto il secondo.

Il gantry ha la dimensione ridotta (70-80 cm) per i problemi di collimazione: maggiore è il diametro della corona circolare minore è la precisione dell'esame TC. Per persone obese ci sono strutture apposite.

BLOCCHI PRINCIPALI DI UN SISTEMA TC

1. SISTEMA DI SCANSIONE: è costituito da opportune sorgenti e rivelatori per catturare un numero di proiezioni sufficiente a poter ricostruire, offline, la mappa di distribuzione del coefficiente di attenuazione lineare.
2. UNITÀ DI ELABORAZIONE DATI: si occupa di gestire le operazioni di elaborazione dati di posizione, elaborazione dati di assorbimento, gestione del riferimento (di intensità), calibrazione dello strumento.
3. SISTEMA DI VISUALIZZAZIONE IMMAGINE: è costituito da uno schermo video in bianco-nero o falso colore, è dotato di una memoria video per una rapida revisualizzazione e calcola i parametri statistici sull'immagine e li presenta su una sottofinestra apposita.
4. UNITÀ DI IMMAGAZZINAMENTO DATI: è un banco di memoria video che dialoga con una memoria centrale. È dotato di un'unità di memoria di massa (per creare un archivio) e permette un'eventuale stampa in linea in falso colore (256x256 pixel).

CARATTERISTICHE ESAME TC

- Solitamente si acquisiscono 30-40 matrici (slice) allineate ortogonalmente all'asse definito dalla spina dorsale del paziente. Queste slice sono generalmente parallele quindi impilate l'una sull'altra costruiscono un volume.
- Ogni matrice rappresenta una "fetta" di paziente dello spessore di 0,5-10 mm. Lo spessore non può essere minore di 0,5 mm perché più si collima su un'area di paziente sottile meno fotoni passano e quindi ne arrivano pochi al rivelatore e si ottiene un'immagine non buona. Lo spessore non può essere neanche tanto grande perché altrimenti bisogna aumentare la dose. Lo spessore della fetta e la distanza tra due fette possono essere selezionati dall'utente.
- Risoluzione tipica 256x256 o 512x512 pixel.
- Il tempo di acquisizione di una slice è di circa 1 s. L'esame totale richiede mediamente dai 5 ai 15 minuti.
- Ogni pixel rappresenta l'attenuazione di un piccolo volume di indagine (detto voxel).

Il coefficiente di attenuazione lineare sull'immagine di tomografia computerizzata non è espresso in cm^{-1} che deriva dall'inversione della legge di Lambert-Beer ma viene normalizzato ed espresso in UNITÀ HOUNSFIELD.

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

Sulla scala Hounsfield il gas ha $\mu = -1000$ perché in radiologia $\mu_{\text{aria}} = 0 \rightarrow$ il limite inferiore della scala Hounsfield è -1000 , il limite superiore non esiste perché dipende dal valore di μ . L'acqua in unità Hounsfield è $\mu = 0$.

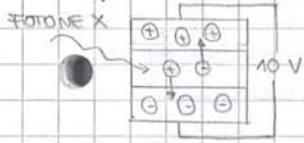
Il fotone in banda X arriva al sensore ed entrando tra le piastre ionizza il gas. La quantità di carica creata è proporzionale alla quantità di raggi X che è passata attraverso il gas. All'interno di ciascuna camera veniva posto un elettrodo che leggeva la quantità di carica per effetto capacitivo.

I vantaggi di questi sensori sono l'efficienza di circa 54% e il fatto che bastava restringere i setti tra le camere per aumentare il numero di sensori. La particolare geometria fa sì che i setti fungano anche da collimatori, riducendo gli effetti dei fotoni X deflessi e provenienti da altre zone.

Nei moderni dispositivi non vengono più utilizzati perché essendo il gas a pressione alta, se ci sono perdite bisogna fermare il dispositivo e ripristinare la pressione.

SENSORI A SEMICONDUZIONE

Sono i sensori utilizzati nei dispositivi moderni e hanno tecnologia simile ai sensori digitali DR. Si utilizza la proprietà di ionizzazione delle radiazioni ionizzanti: si ha un semiconduttore opportunamente drogato cioè con all'interno delle impurità che gli conferiscono la possibilità di generare all'interno un campo preciso. Se al blocchetto di semiconduttore, solitamente in silicio, applico una tensione, a seconda del verso della tensione vengono trasportate cariche positive da una parte e negative dall'altra. La parte centrale si chiama zona di svuotamento all'interno della quale non ci sono cariche.



La zona superiore e quella inferiore non sono sensibili, quindi se arriva lì un fotone non accade nulla. Passando nella zona centrale il gas ionizza creando cariche positive e negative che vengono attratte dalle zone con cariche opposte, in questo modo varia la differenza di potenziale applicata che è proporzionale al numero di fotoni X che ionizzano.

L'unico difetto è il costo elevato. Hanno dimensioni di 250-500 μ .

QUALITÀ DELL'IMMAGINE

Come abbiamo visto il vantaggio della TC è il fatto che si possono visualizzare strutture sovrapposte. Le immagini tomografiche 3D hanno però minor risoluzione spaziale rispetto alle tradizionali immagini proiettive bidimensionali. Mentre un mammografo ha risoluzione spaziale di 20 μ /mm e un radiografo planare ha risoluzione spaziale di 10 μ /mm per un dispositivo TC ci si deve accontentare di 1-2 μ /mm. Però in termini di contrasto: rispetto a un dispositivo di radiografia planare che presenta un contrasto del 5% per un dispositivo TC il contrasto è dello 0,5% quindi si possono vedere tessuti che differiscono dello 0,05 su una scala Hounsfield.

Per un esame TC, la qualità dell'immagine (risoluzione spaziale) dipende da:

- dimensione dei rivelatori
- spaziatura delle letture (gap e pitch)
- efficienza del filtro (algoritmo) di ricostruzione
- ampiezza del pixel (o del voxel per tomografia 3D)

RUMORE ED ARTEFATTI

Un problema frequente della TC è il BEAM HARDENING (indurimento del fascio): il coefficiente μ assume valori maggiori per fasci di fotoni X meno energetici quindi questi ultimi hanno maggiore probabilità che vengano assorbiti e quelli che finiscono sui sensori hanno energia molto elevata \rightarrow verrà sempre calcolato un coefficiente di attenuazione (lineare) più basso perché la TC ha il compito di misurarla esattamente in un punto quindi se μ decresce al crescere dell'energia μ sarà sempre basso.

Esistono problemi dovuti all'effetto di volume: diversi tessuti che occupano uno stesso voxel producono un valore di μ mediato \rightarrow si compensa minimizzando le dimensioni del voxel.

I problemi dovuti ad artefatto da movimento riguardano polmoni cuore e sangue e paziente stesso \rightarrow vengono ridotti con nuovi scanner ultraveloci.

Un altro problema riguarda lo scattering fotoelettrico: i rivelatori devono aprire un certo angolo solido quindi possono ricevere fotoni scatterati da altre regioni \rightarrow riduzione del contrasto dell'immagine.

RADIONUCLIDI

La radioattività è la capacità di un elemento di emettere radiazioni. Gli atomi stabili hanno radioattività nulla perché sono in equilibrio energetico, atomi con energia in eccesso emettono radiazioni per ristabilire il loro equilibrio → sbilanciamento nel rapporto neutroni/protoni nel nucleo.

L'attività è la capacità di un materiale di produrre radiazioni mediante un certo numero di disintegrazioni nucleari spontanee nell'unità di tempo.

UNITÀ DI MISURA Becquerel $1 \text{ Bq} = 1$ disintegrazione nucleare al secondo
 Curie $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$

Emettendo radiazioni gli atomi si stabilizzano, ma non tutti insieme → la statistica di decadimento è una statistica di tipo poissoniano.

Dato un numero di atomi radioattivi iniziale N_0 , dopo un tempo t il numero di atomi radioattivi vale

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad \lambda = \text{costante di decadimento}$$

Invece della costante di decadimento per i radionuclidi si preferisce specificare il tempo di dimezzamento (emivita) che è il tempo dopo il quale la metà dei radionuclidi è decaduto

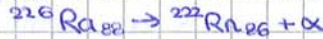
$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0,693}{\lambda}$$

Il tempo di dimezzamento varia moltissimo da atomo ad atomo:

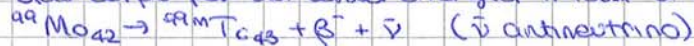
- $^{11}\text{C} \rightarrow$ alcuni minuti
- $^{14}\text{C} \rightarrow$ migliaia di anni
- $^3\text{He} \rightarrow$ circa 10^{20} s
- $^{87}\text{Rb} \rightarrow$ più di 10^{10} anni

Vediamo ora alcuni meccanismi di decadimento:

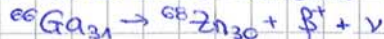
Decadimento α → Quando un atomo emette una particella α (particella molto pesante composta da 2 protoni e 2 neutroni) questa viene assorbita dalla materia (uso in terapia). Tutti i radiofarmaci che presentano un decadimento di tipo α sono inutili per fare imaging. In un decadimento α il peso atomico diminuisce di 4 e il numero atomico diminuisce di 2 → l'elemento cambia



Decadimento β^- → I radiofarmaci che presentano un decadimento di tipo β^- hanno un neutrone che si trasforma in un protone + un elettrone + un antineutrino (che ha carica -) → il numero atomico aumenta di 1 mentre la massa non varia. Questo tipo di decadimento è molto utile per produrre radiofarmaci (^{99}Tc) molto utilizzato in MN. Le particelle β^- non escono dal corpo per la bassa energia infatti il decadimento β^- è inutile per l'imaging.



Decadimento β^+ → Quando un radiofarmaco decade con un decadimento β^+ un protone del nucleo si trasforma in un neutrone + positrone + neutrino. Il numero atomico diminuisce di 1 e la massa non cambia. Questo decadimento avviene quando la differenza di energia tra nuclei è maggiore di 1022 keV. Il positrone β^+ si annichila dopo pochissimo con un elettrone (percorre meno di 1 mm). Se m è la somma della massa dei due elettroni, l'annichilazione produce energia secondo la legge $E = mc^2 = 1022 \text{ keV}$. Nascono 2 fotoni γ esattamente a 511 KeV. (base della PET)



Cattura di un elettrone orbitale → l'atomo è instabile e per tentare di ristabilizzarsi il nucleo cattura un elettrone dagli orbitali esterni e un protone si trasforma in un neutrone + un neutrino. Il riequilibrio dei livelli elettronici causa l'emissione di un fotone γ .



RADIOFARMACI

Sono composti marcati con radioisotopi ottenuti legando molecole radioattive (emissioni di fotoni γ o positroni) a molecole biologiche specifiche. Le molecole marcate si comportano come le molecole non marcate (non alterano il funzionamento) e devono avere un interesse clinico (deposito in specifici organi o funzioni in processi metabolici).

I radiofarmaci si differenziano in:

- INDICATORE → radiofarmaco inserito nell'organismo mediante trasporto meccanico, vascolare, respiratorio

Sulla base dell'usata dai tubi fotomoltiplicatori, ognuno dei quali ha un'uscita in corrente, è presente una circuiteria elettronica, **ELETTRONICA DI POSIZIONAMENTO**, che ha il compito di determinare con precisione il punto sul cui il fotone gamma è cascato sul cristallo della gamma camera. Normalmente il cristallo scintillatore è appoggiato su un piano di vetro che serve per protezione al sale in caso di umidità e serve da sostegno meccanico.

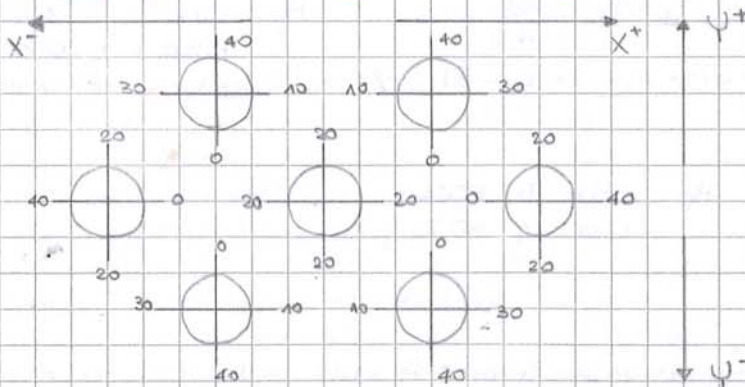
L'involucro esterno della gamma camera è in piombo in modo da rendere l'irradiazione di fuga dalla gamma camera nulla.

Il collimatore introduce una dipendenza tra la risoluzione spaziale dell'immagine e la distanza che la gamma camera ha dalla sorgente. → In medicina nucleare la gamma camera deve essere posizionata il più vicino possibile al paziente in modo da ottenere una definizione dell'immagine migliore (migliore risoluzione spaziale).

I due dispositivi fondamentali in medicina nucleare sono SPECT e PET e in entrambi i casi la T sta per tomografia. La base della tecnica tomografica è campionare una distribuzione spaziale da tanti angoli diversi. Anche in MN, per ricostruire un volume, la gamma camera deve ruotare attorno al paziente rimanendo il più vicino possibile. Essendo che la sezione del corpo umano ha forma ellittica e non circolare, in MN la gamma camera ruota su un binario ellittico.

Tubi Fotomoltiplicatori (PMT) → tubi che amplificano l'informazione portata dai fotoni. È un tubo di vetro dentro il quale è stato fatto vuoto spinto nella faccia accoppiata al cristallo scintillatore c'è una piastra metallica, il fotocatodo, che trasforma i fotoni nel visibile in elettroni. Per direzionare gli elettroni, all'interno del tubo sono posizionate placchette di metallo, poste a potenziale via via più alto allontanandosi dal fotocatodo. Queste placchette vengono chiamate **DINODI** → Gli elettroni prodotti dal fotocatodo vengono quindi via via accelerati e moltiplicati dai dinodi. Si raggiunge con 10-12 dinodi un fattore di moltiplicazione di 10^6 . Alla fine del tubo troviamo l'anodo che raccoglie l'energia di tutti gli elettroni e produce una corrente.

ARITMETICA DI POSIZIONAMENTO



In figura è rappresentato il posizionamento dei tubi fotomoltiplicatori sul cristallo scintillatore (vista dall'alto).

I tubi fotomoltiplicatori vengono posizionati con una geometria esagonale. Ogni tubo ha una sola uscita in corrente che viene suddivisa in 4 attraverso un connettore. Le quattro uscite rappresentano le posizioni verticale

e orizzontale sul cristallo scintillatore. Gli assi cartesiani sono divisi in due: X^+ significa resistenza (o capacità) positiva in direzione X mentre X^- significa resistenza (o capacità) positiva muovendosi in direzione opposta a X . (stessa cosa per l'asse Y).

Attaccati ai 4 rami di ogni tubo fotomoltiplicatore ci sono dei pesi che corrispondono alla codifica della posizione di quel tubo nel piano complesso. In uno stesso piano non ci possono essere due tubi con la stessa quaterna di numeri.

La somma complessiva di tutti i pesi per ogni tubo è la stessa per tutti i tubi su un piano. L'elettronica di posizionamento non distingue la posizione di dove sia finito il fotone ma legge contemporaneamente le uscite di tutti. PMT e quelli su cui non ci sono fotoni avranno uscita nulla.

Impulso Z = Somma di tutti i contributi

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

Coordinate dell'evento rivelato (fotone caduto in un preciso punto e visto dai PMT)

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

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

→ **LIVELLO Z** = stima dell'energia del fotone incidente. Somma di tutte le uscite in corrente di ogni PMT

ECT - Tomografia computerizzata ad emissione

Come in radiografia proiettiva, una gamma camera è in grado di catturare solo una proiezione planare della distribuzione di radiofarmaco all'interno di un paziente.

Contributi spaziali 3D risultano quindi sovrapposti e indistinguibili.

La tecnica ECT consente di ricostruire una distribuzione spaziale tridimensionale di un radioisotopo in un tessuto con tecniche analoghe alla TC.

Si diffondono in medicina esami tridimensionali scintigrafici (a minor risoluzione spaziale ma a maggior discriminazione tissutale/funzionale):

- SPECT che utilizza radioisotopo emittenti in un singolo fotone ad ogni disintegrazione
- PET che utilizza radioisotopi emittenti una coppia di fotoni ad ogni disintegrazione

SPECT

Il radioisotopo maggiormente usato per un esame SPECT è il tecnecio modificato ^{99m}Tc che è un elemento sintetizzabile quindi viene prodotto nello stesso ambiente dove avviene la SPECT.

Il ^{99m}Tc è un marcatore di alcuni processi metabolici tumorali e stati infiammatori e ha un tempo di dimezzamento di 6 ore. Un altro radioisotopo utilizzato in SPECT è lo iodio ^{123}I che marca la tiroide; ha un tempo di dimezzamento di 13 ore. Altri radioisotopi sono ^{111}In , ^{201}Tl , ^{67}Ga .

Per effettuare un esame SPECT è sufficiente una sola gamma camera in grado di ruotare attorno al paziente in modo da ottenere un campionamento angolare della distribuzione 3D del radiofarmaco. La gammacamera è in grado di ruotare attorno al paziente a 360° anche se matematicamente sarebbero sufficienti 180° : questo perché la presenza del collimatore influisce sulla distanza che la gamma camera deve avere con il paziente. Finché gli organi non sono tutti nella stessa altezza, è necessario che la gammacamera ruoti a 360° per essere il più vicino possibile alla sorgente, ovunque essa sia.

A differenza della TC, la SPECT acquisisce immagini 2D per formare successivamente una ricostruzione 3D mentre in TC si acquisiscono immagini "a fette".

→ Ogni immagine è quindi bidimensionale di dimensioni date dalle dimensioni del cristallo scintillatore. Il numero di posizioni angolari e di colonne della matrice di acquisizione determinano la risoluzione spaziale di ciascuna fetta.

Caratteristiche esame SPECT

- 64 proiezioni con campionamento angolare di $5,6^\circ$
- Matrice di uscita 128×128
- Dimensioni del pixel pari a $3,2 \text{ mm}$
- Sezioni di dimensione $3,2 \text{ mm}$
- I collimatori più utilizzati sono quelli a fori paralleli → buon compromesso tra risoluzione spaziale ed efficienza di rivelazione
- REGOLA PRATICA: per ottenere con una SPECT la stessa precisione di rappresentazione di un'immagine planare, servono un numero di eventi 5 volte maggiore.
- La natura tomografica della SPECT consente di evitare di avere un'informazione degradata dall'effetto delle strutture interposte.

Risoluzione esame SPECT

La risoluzione di un'immagine prodotta mediante una scansione SPECT è influenzata da:

- CAMPIONAMENTO ANGOLARE → tipicamente si fanno 64 proiezioni, se se ne fanno di più la ricostruzione volumetrica migliora. A differenza dei tubi radiogeni, la radiazione gamma emessa dai radioisotopi è isotropica per cui si disperde in tutte le direzioni (il numero di fotoni gamma è di qualche ordine di grandezza inferiore a quello dei fotoni X). Le strutture umane (organi, ghiandole...) hanno tuttavia forma abbastanza regolare e concentrata attorno ad un centro di simmetria → il numero di sezioni angolari acquisite è solitamente N o al massimo $1,5N$, dove N è il numero di pixel voluti in direzione radiale.
- CAMPIONAMENTO LINEARE → linee di scansione più fitte consentono una risoluzione spaziale migliore ma il collimatore (effetto parasabasso 2D) degrada l'immagine aumentando di fatto la dimensione dei pixel formanti la matrice → compromesso tra risoluzione desiderata, incertezza di posizionamento del pixel e aliasing spaziale.
- ACQUISIZIONE DEI DATI → Esiste dipendenza tra profondità della sorgente e risoluzione spaziale è quindi pratica l'acquisizione di proiezioni da 360°

Per determinare se i due fotoni sono gemelli devo fare in modo di assicurarmi che quei due fotoni arrivino sui sensori in un tempo prestabilito. Per far ciò si utilizza il rivelatore di COINCIDENZE che ha il compito di ricostruire la linea dell'evento.

Si utilizza una finestra temporale di coincidenza: se abbiamo un anello di sensori e i due fotoni nascono al centro, essi arriveranno sul rivelatore allo stesso tempo, ma se la nascita dei fotoni non è al centro della circonferenza arriveranno in tempi diversi → la durata tipica della finestra di coincidenza è di circa 4-6 ns, se fotoni incidenti sui cristalli in istanti di tempo separati tra di loro per più di una finestra di coincidenza sono scartati, le varie linee di coincidenza vengono processate come per la TC per ricostruire la distribuzione delle attività.

Ci sono però alcuni aspetti negativi:

- il positrone compie un percorso nella materia prima di annichilirsi → difficoltà nel ricostruire l'effettiva distribuzione della sorgente
- le direzioni di volo dei fotoni gamma non sono perfettamente parallele → limitata precisione nella ricostruzione della traiettoria

FALSE COINCIDENZE: Possono essere dei casi in cui il meccanismo della PET viene ingannato

- True coincidence → coincidenza rilevata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento
- Scatter coincidence → coincidenza rilevata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento, ma uno dei quali è stato deflesso durante il percorso. Questa falsa coincidenza è correggibile andando a implementare il filtro Z (il fotone deflesso avrà minore energia di quello non deflesso). Quando ci si accorge che i fotoni sono scatterati, si cancella tutta la coppia.
- Random coincidence → coincidenza rilevata in corrispondenza di due fotoni gamma emessi da differenti eventi di decadimento. Questo errore non è risolvibile perché i due fotoni (di cui entrambi i corrispettivi gemelli sono stati persi) avranno medesima energia e lo stesso tempo di coincidenza quindi per l'analisi Z e per il rivelatore di coincidenze sono fotoni gemelli.

Il materiale principe con cui sono fatti i sensori è lo ioduro di sodio. Tuttavia c'è un problema legato al materiale dei sensori: per creare una buona immagine ci piacerebbe non solo capire la linea sulla quale è avvenuta la disintegrazione del positrone ma ci piacerebbe sapere anche in quale punto è avvenuta, che però non possiamo sapere. In realtà i fotoni nel vuoto viaggiando a una velocità molto elevata percorrono circa 30 cm in un ns quindi sbagliando a calcolare il tempo di arrivo di un fotone di 1 ns automaticamente si sbaglia la localizzazione del punto da cui è nato il fotone di 30 cm. → Per calcolare il punto in cui sono nati i fotoni è necessaria una risoluzione temporale inferiore al ns. Questo problema è appunto legato al materiale dei sensori. La costante di decadimento indica il tempo per cui il cristallo continua a scintillare dopo che è stato colpito dal fotone. Lo ioduro di sodio ha costante di decadimento di 230 ns → il cristallo rimane attivo per 230 ns dopo che è stato colpito dal fotone.

→ Poiché nella PET si usa NaI oggi è ancora impossibile determinare il punto in cui è nato il fotone. Alcuni ricercatori stanno sperimentando scintillatori al fluoruro di Bario BaF₂ che hanno costante di decadimento inferiore al ns → possibilità di localizzare un'annichilazione a meno di 5-10 cm. Attualmente viene utilizzato come sensore LSO che ha costante di decadimento di 40 ns e un'efficienza del 75% rispetto allo NaI.

Limiti per la risoluzione spaziale

- Limitato numero di positroni emessi dai radionuclidi
- Non perfetto allineamento nella traiettoria dei fotoni gamma emessi (circa $\pm 0,3^\circ$)
- Cristallo scintillatore: a 511 KeV gli scintillatori PET funzionano peggio rispetto a quelli SPECT. Il cristallo è più spesso → peggior risoluzione spaziale del punto di impatto.
- Algoritmi di ricostruzione (tipicamente di comportamento di tipo passabasso) → aumentano il SNR dell'immagine ma degradano la risoluzione.

In totale la risoluzione spaziale di un'immagine PET è di 4-6 mm in tutte le direzioni.

→ Per avere una buona risoluzione spaziale bisogna lavorare con frequenze elevate

Impedenza acustica

$$Z = \rho v$$

v = velocità di propagazione nel mezzo

ρ = densità del mezzo

L'impedenza acustica è l'unica caratteristica del tessuto che gli ultrasuoni capiscono. Gli US tendono ad andare dove l'impedenza acustica è minore.

Si può osservare come tessuti ed organi anche molto differenti abbiano valori di densità e di impedenza acustica molto simili tra di loro (come sangue e tessuto muscolare)

I tessuti biologici si differenziano di poco per il valore della velocità di propagazione e per il valore di impedenza acustica.

Quando fanno propagare US attraverso il tessuto umano, essi non hanno idea del tessuto che stanno attraversando perché v e Z sono molto simili.

A parte l'aria e l'osso è stato convenzionalmente preso un valore medio per la velocità di propagazione dei tessuti molli → 1540 m/s

Gli ultrasuoni fanno fatica ad attraversare l'aria, polmoni (pieni di aria) e osso.

COME SI GENERANO GLI ULTRASUONI

Per generare gli ultrasuoni si utilizzano elementi che sono in grado di generare l'energia necessaria in opportuni modi. L'irradiazione di un atomo è per definizione isotropica quindi le onde incidenti lo inducono ad irradicare allo stesso modo. Questo è dovuto alla geometria dell'atomo. I materiali che si comportano in questo modo sono i gas.

Esistono dei cristalli che hanno una dissimmetria intrinseca all'interno del cristallo stesso per cui se si osserva il reticolo cristallino da direzioni diverse si vede un'alternanza di atomi diversi per cui il percorso di due onde è perturbato in modo differente → il cristallo emette in maniera ANISOTROPA. Tutti i cristalli di questo tipo godono delle seguenti proprietà: conducibilità termica, suscettività dielettrica, elasticità, effetto foto-elastico, effetto foto-ottico, piezoelettricità.

MATERIALE PIEZOELETTRICO = materiale in grado di convertire energia elettrica in energia meccanica. Per la generazione di onde meccaniche, la proprietà principale è la piezoelettricità.

EFFETTO PIEZOELETTRICO DIRETTO → una variazione ΔL delle dimensioni del cristallo causa una variazione di potenziale ΔV tra le facce del cristallo.

EFFETTO PIEZOELETTRICO INVERSO → una variazione ΔV di potenziale tra le facce del cristallo causa una compressione o una dilatazione del cristallo stesso.

Nei dispositivi ecografici la generazione degli ultrasuoni avviene tramite cristalli piezoelettrici opportunamente pilotati in tensione che generano una vibrazione trasferita al tessuto del paziente per contatto.

Si come gli ultrasuoni funzionano con il principio della riflessione si suppone che gli US prima o poi vengono riflessi e successivamente misurati con effetto piezoelettrico diretto.

Nei moderni dispositivi sono gli stessi sensori che fanno sia da generatore sia da ricevitore. Gli US vengono generati per effetto piezoelettrico, applicando una tensione opportuna alle due facce di un cristallo. Il materiale più utilizzato oggi come sensore è una ceramica, PZT, ed è un reticolo che massimizza l'anisotropia quindi enfatizza l'effetto piezoelettrico. Un tempo si usavano i quarzi, però sono molto fragili, i PZT hanno durata meccanica maggiore.

I PZT sono dei risonatori e funzionano bene quando è adatta la frequenza di lavoro. In un cristallo PZT la velocità di propagazione degli US è di circa 4000 m/s quindi avendo la risonanza per uno spessore del cristallo pari a $\lambda/2$, per 5 MHz si ha:

$$h = \frac{\lambda}{2} = \frac{v}{2f} = \frac{4 \times 10^6}{10 \times 10^6} = 0,4 \text{ mm}$$

Raddoppiando la frequenza diminuisce lo spessore della lamina → più piccolo è il cristallo maggiore è la frequenza di risonanza.

Le diverse sonde, a seconda degli usi hanno all'interno cristalli ottimizzati per specifiche bande di frequenza. Non esiste una sonda adatta a tutte le frequenze perché i cristalli diventano fragili.

REGOLA: La frequenza in MHz generata da una piastrina di spessore h (in mm) vale: $f = \frac{2}{h}$ ←

f elevata → Cristallo sottile

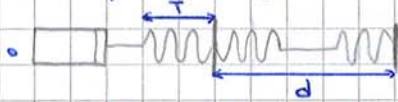
L'attenuazione aumenta per onde US a frequenza maggiore quindi è preferibile lavorare a frequenze minori.

Nel campo degli US è necessario trovare un compromesso tra la necessità di lavorare a frequenze elevate per avere una migliore risoluzione e il fatto che lavorare a tali frequenze causerebbe un eccessivo assorbimento da parte dei tessuti.

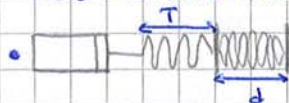
Risoluzione

La risoluzione effettiva di un dispositivo US dipende dalle modalità con cui gli US vengono emessi. È risaputo dalla fisica che non è possibile rivelare come distinto due punti che distino tra di loro meno di una lunghezza d'onda.

Nei dispositivi US commercialmente disponibili non si invia mai un singolo ciclo di sinusoidi ma un pacchetto (3-5 cicli di sinusoidi) di durata temporale T .



Se $d > T$ quando l'US arriva sulla prima interfaccia si genera una riflessione che comincia a tornare indietro e prima che ci sia l'altra riflessione il primo eco acustico è già stato catturato per l'immagine. I due echi tornano alla sonda in due tempi diversi.



Se $d < T$ l'US arriva sulla prima interfaccia e si genera l'eco di ritorno ma la parte trasmessa genera subito anch'essa un'altra parte riflessa.

I due echi generati arrivano alla sonda sovrapposti. La sonda non si accorge che l'US ha incontrato due interfacce.

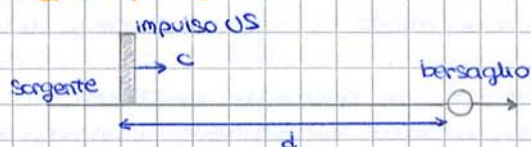
→ La risoluzione la determina la durata del pacchetto: tutto ciò che è più vicino della lunghezza del pacchetto la sonda lo vede come unica interfaccia.

Perché non si usa un solo ciclo per avere una risoluzione migliore? L'eco di ritorno è un segnale che ha la stessa frequenza del segnale emesso quindi per generare l'immagine deve essere certo che l'eco di ritorno ha quella frequenza ben definita. Emettendo un pacchetto corto in frequenza mi ritrovo un'eco di ritorno con banda molto larga ma se l'eco è un po' più lungo la banda è più stretta quindi più centrata nel valore di frequenza che dovrebbe avere.

Una sonda per ecografia non è mai costituita da un singolo trasduttore ma da una schiera che consente, a seconda della geometria e della tecnologia costruttiva, di ottenere immagini 2D o 3D. La risoluzione più importante in ecografia è la capacità di distinguere due oggetti che sono sul percorso degli ultrasuoni, cioè in allontanamento della sonda → risoluzione assiale.

Esistono anche una risoluzione laterale, che è la capacità di distinguere due oggetti posti a due posizioni diverse, rispetto alla sonda, lateralmente o una risoluzione in elevazione, cioè capacità di distinguere due oggetti posti a diversa altezza.

IMAGING US



Quando un impulso US incontra un ostacolo con impedenza acustica diversa da quella in cui stava viaggiando prima, esso genera un eco che torna verso la sonda. Se consideriamo d come la distanza tra il punto in cui sono generati gli US

e il punto in cui il bersaglio genera l'eco, e considerando che l'ultrasuono viaggia a 1540 m/s misuro il tempo di volo dell'onda (Δt) cioè il tempo in cui l'US percorre una distanza $2d$.

Posso così ricavare d come:

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

L'immagine ad ultrasuoni è la rappresentazione spaziale di tutti i punti in cui l'US ha incontrato una discontinuità quindi è necessario sapere dove sono le discontinuità rispetto alla sonda.

→ Emettendo una sequenza di impulsi US lungo una linea di scansione prefissata ed ascoltando gli echi di ritorno è possibile ricostruire un'immagine che riflette la distribuzione spaziale delle discontinuità dei tessuti irradiati.

TECNICHE DI SCANSIONE

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

Per creare un'immagine bisogna affiancare tante linee di scansione: ciò si può ottenere facendo cambiare in continuazione la posizione di un singolo cristallo piezoelettrico oppure mettendone tanti schierati.

Scansione meccanica



Per inviare impulsi ecografici su più linee di scansione affiancate si utilizzano delle sonde rotanti a forma di cilindro. Sul l'asse di rotazione centrale erano montati tre cristalli piezoelettrici con un'angolo di circa 120° l'uno dall'altro e la sonda rotatoria. L'elemento attivo è, di volta in volta, quello rivolto verso la superficie da esplorare.

Il movimento del rotore può essere sia meccanico sia manuale. Questo sistema non viene più utilizzato.

Trasduttore ad array

Le sonde moderne sono array (schiere) di sensori che possono avere una geometria lineare, cioè tutti i sensori sono posizionati sullo stesso piano (sonda piatta) oppure possono avere forme geometriche particolari in modo che il fascio US non sia rettangolare ma abbia una conformazione a ventaglio.

Opportune circuiterie elettroniche attivano in sequenza i trasduttori, originando la geometria desiderata del fascio US. Il fascio può essere parallelo (sonde lineari, tipiche da ostetricia, con 128 elementi in parallelo) oppure a scansione settoriale (128 raggi divergenti, utilizzate in cardiologia).

Trasduttore phased array

Sono trasduttori in grado, elettronicamente, di pilotare un impulso (la tempistica di emissione di ogni cristallo) in modo da poter generare un fascio US con la direzione e la geometria desiderata. La sonda sembra essere lineare ma può generare fascio US obliqui o divergenti. Quindi consentono: la deflessione del fascio, la sua focalizzazione dinamica (fuoco variabile a seconda dei ritardi) oppure entrambe le modalità.

SONDE REALI

Una delle più diffuse è la sonda lineare: ha i cristalli disposti su una linea. Le sonde lineari sono quelle che hanno il maggior numero di cristalli (minimo 128).

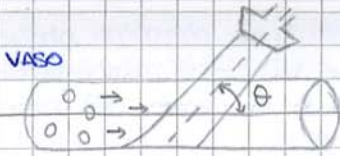
La tecnologia si è evoluta in modo da adattare le esigenze di scansione alla tipologia di sonda → su organi ragionevolmente superficiali bisogna usare frequenze alte mentre per organi più profondi ciò non è più possibile.

La sonda lineare è adatta a scansioni superficiali (3-4 cm dalla cute) e lavorano a frequenze di 5-15 MHz. La lunghezza della sonda lineare è di circa 50 mm.

Il campo di applicazione della sonda lineare è: pediatria, piccoli organi, vasi superficiali. Per vedere organi in profondità nella cavità addominale si utilizza la sonda convessa che ha i cristalli disposti su un array curvo, con raggio di curvatura di circa 60 mm (100-120 cristalli). Lavora a frequenza di 2-7 MHz. Questa sonda emette un campo acustico che si apre a ventaglio in profondità (15-20 mm di profondità) quindi si può utilizzare per ecografie vascolari addominali, addominali, ostetrica.

La sonda phase array nasce per la necessità di osservare zone protette da ossa: cavità toracica e cranica. Grazie a questo tipo di sonda si riesce ad indirizzare il fascio US in modo da non incontrare l'osso. (2-10 MHz).

Un altro tipo di sonda è la microconvex probe. È una sonda invasiva perché endocavitaria e serve per visualizzare organi protetti da ossa in cui non è sufficiente utilizzare la sonda phased array. Lavora a frequenze molto elevate perché essendo endocavitaria ha poco tessuto da attraversare. ~ 4-10 MHz.



Non consideriamo la parte liquida del sangue ma solo la componente corpuscolare. Il sangue è anecogeno ma ciò non significa che i corpuscoli non interagiscono con gli US: non hanno un'interazione sufficiente a creare echi di ritorno ma tutta l'energia che arriva sui corpuscoli si diffonde nella zona circostante. Essendo che la parte corpuscolare del sangue è in movimento interagisce con gli US ma quando vengono colpiti la parte di energia che torna alla sonda avrà frequenza differente.

Essendo che la parte corpuscolare del sangue è in movimento interagisce con gli US ma quando vengono colpiti la parte di energia che torna alla sonda avrà frequenza differente.

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

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

f_o = scarto Doppler → indica di quanto differisce la frequenza dell'eco di ritorno rispetto alla frequenza emessa dalla sonda
 f_0 = frequenza emessa dalla sonda
 v = velocità degli eritrociti
 θ = angolo tra il fascio US e la direzione della velocità.

La frequenza che ritorna alla sonda sarà quindi $f_o \pm f_0$

Osservazione:

- Non è possibile effettuare flussimetria Doppler insonando un vaso in direzione ortogonale ($\theta = 90^\circ \rightarrow \cos\theta = 0$). Normalmente si mantiene un angolo tra 40° e 60°
- Nella formula dello scarto Doppler f_o è nota, c è una quantità imposta, v è l'incognita, f_0 è la grandezza che misura il dispositivo. Il problema è rappresentato dal fattore $\cos\theta$: l'angolo θ deve essere fornito manualmente dall'operatore ed essendo la funzione coseno non lineare l'errore risulta aumentare.
- Gli eritrociti ematia hanno un diametro inferiore alla lunghezza d'onda della radiazione US emessa → si comportano come riflettori isotropici
- Lo scostamento in frequenza è proporzionale alla frequenza f_0 dell'onda emessa → utilizzo di US ad alta frequenza per avere una buona risoluzione
- Se la velocità del sangue è compresa tra 0 e 1 m/s e se f_0 è nel range [1,10] MHz → $f_o = 0 - 13 \text{ kHz}$, cioè rientra nella banda dell'udibile e può essere direttamente ascoltata.

Misurazione della velocità

Un flussimetro è una sonda ad US che emette un impulso ad una frequenza nota, commuta in ricezione, misura il segnale di ritorno (che avrà frequenza diversa); il segnale trasmesso e quello emesso passano attraverso ad un demodulatore che calcola il valore dello scarto doppler.

$$s_t(t) = A_t \cos(2\pi f_0 t) \rightarrow \text{TRASMETTITORE}$$

RICEVITORE

$$s_r = A_r \cos(2\pi (f_0 + f_o)t + \phi_1)$$

DEMODULATORE

FILTRO PB

ANALIZZATORE DI SPETTRO

Dal demodulatore uscirà il segnale

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

Dove $s_t(t)$ è il segnale emesso dalla sonda e $s_r(t)$ è il segnale dell'eco di ritorno. Poiché dobbiamo calcolare solo f_o , la parte del segnale $s_t(t) \cdot s_r(t)$ in cui è presente f_0 viene eliminata per mezzo di un filtro passa basso posto dopo il demodulatore. L'analizzatore di spettro misura f_o .

Successivamente, con la formula inversa di f_o , si può calcolare la velocità:

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

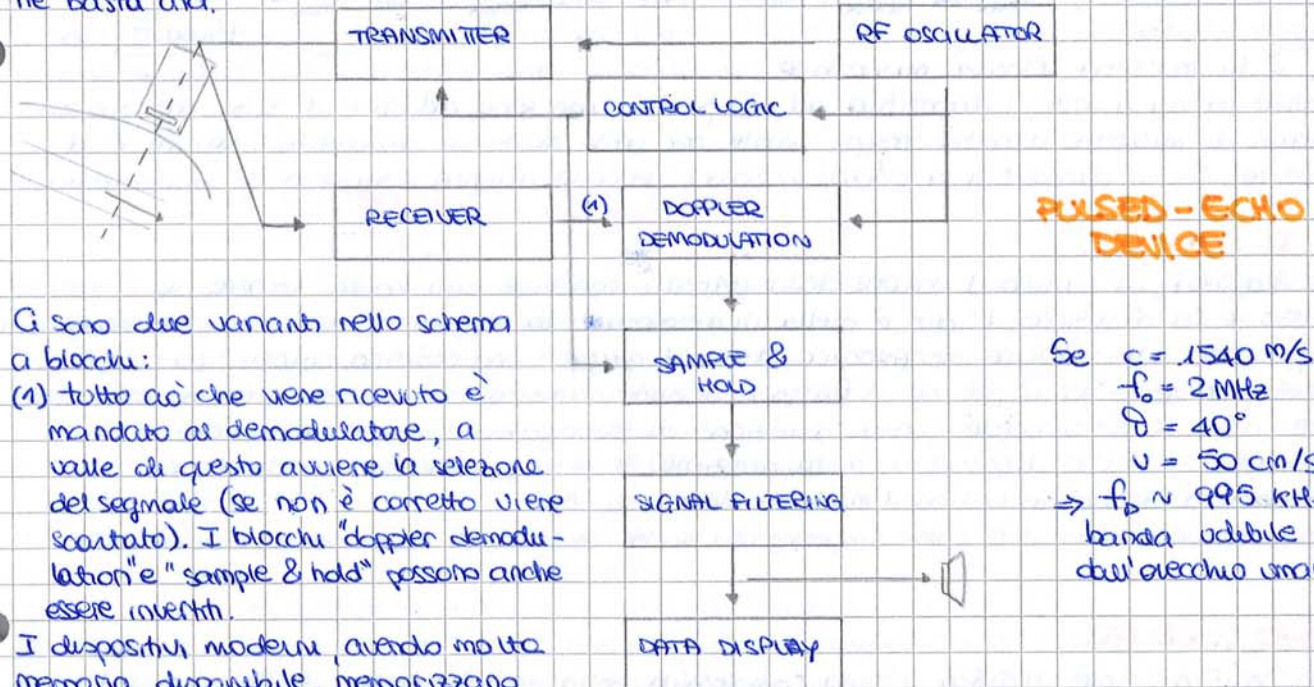
pilota entrambi, ciò che viene ricevuto viene inviato al demodulatore coerente. È successivamente presente il filtro passa-basso e un visualizzatore, infine c'è un'uscita acustica.

I dispositivi più utilizzati non sono quelli a onda continua perché non potendo discriminare flussi di vasi diversi, per alcuni distretti non sono adatti.

DISPOSITIVI A ONDA PULSATA → sono quelli più utilizzati. Hanno un funzionamento di emissione simile a quello della sonda ecografica. Poiché il flusso in un vaso segue la legge di Poiseuille, al centro del vaso gli eritrociti avranno velocità maggiore di quelli che sono più vicini alla parete. I dispositivi ad onda pulsata permettono di discriminare la profondità del vaso e quindi di considerare solo determinati eritrociti che si muovono alla velocità considerata, per far ciò bisogna basarsi sul tempo di volo.

Operativamente: il dispositivo mostra una linea di scansione su cui vengono identificate due barre ortogonali ad essa che individuano il volume campione → il velocitogramma verrà creato basandosi solo sui dati forniti dagli eritrociti che si trovano in tale volume. È presente un'ulteriore barretta, posizionata dall'operatore, allineata con l'asse del vaso, ed è quella che permette di identificare l'angolo θ .

Lo schema a blocchi del dispositivo ad onda pulsata differisce da quello a onda continua per la presenza della logica di controllo che stabilisce se il tempo di arrivo del segnale è corretto o meno. Essendo ad onda pulsata non sono più necessarie due schiere di cristalli ma ne basta una.



Ci sono due varianti nello schema a blocchi:

(1) tutto ciò che viene ricevuto è mandato al demodulatore, a valle di questo avviene la selezione del segnale (se non è corretto viene scartato). I blocchi "doppler demodulation" e "sample & hold" possono anche essere invertiti.

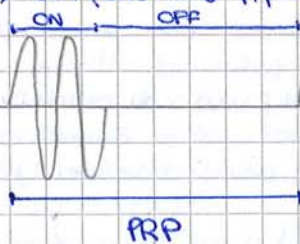
Se $c = 1540 \text{ m/s}$
 $f_0 = 2 \text{ MHz}$
 $\theta = 40^\circ$
 $v = 50 \text{ cm/s}$
 $\Rightarrow f_D \sim 995 \text{ kHz}$
 banda udibile
 dell'orecchio umano.

I dispositivi moderni, avendo molta memoria disponibile, memorizzano tutto il prelievo del segnale doppler e a posteriori possono analizzarlo.

I dispositivi a onda pulsata hanno una grandezza in più: bisogna stabilire ogni quanto la sonda emette un pacchetto. Questa grandezza è chiamata PRF (Pulse Repetition Frequency) ed è la frequenza di ripetizione di un impulso.

PRF

Supponiamo di avere una sonda che a un certo istante di tempo emette un pacchetto. La somma del periodo in cui la sonda emette (velocità ON) e quello in cui è in modalità di ricezione (OFF) è il periodo di ripetizione degli impulsi PRF.



$on\text{-time} / PRF \ll 0.01$

L'inverso del PRF è proprio il PRF

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

avere una buona vita media per un esame di decine di minuti. Aumentando il numero di eritrociti aumenta il potere riflettente della massa ematica.

- La riflettività aumenta proporzionalmente al numero di microsfere immesse nell'unità ematica. (si mette un volume di 2.5 cc)
- L'ecogenicità (capacità di generare echi molto differenti da quelli della massa ematica) aumenta anche di 20 volte se le bolle sono costituite da gas
- Bolle incluse in membrane apposite (per controbilanciare la tensione superficiale del gas) sopravvivono anche 10 minuti.
- La risonanza delle microbolle si ha per valori di frequenza analoghi a quella utilizzata in ecografia Doppler (2-8 MHz)
- L'attenuazione del segnale Doppler nel sangue aumenta se aumenta l'ecogenicità

I moderni mezzi di contrasto hanno un comportamento non lineare: quando vengono insonati ad una frequenza, loro generano una frequenza doppia → seconda armonica.

Possibili artefatti

Il principale svantaggio dei mezzi di contrasto è la generazione di artefatti.

- COLOR BLOOMING → intensa colorazione di tutta la zona in analisi, dovuta alla rapida diffusione delle microbolle. Si evita eseguendo l'esame solo qualche secondo dopo l'iniezione del mezzo di contrasto, in maniera tale da stabilizzare la diffusione delle microbolle
- SATURAZIONE → falsa indicazione di aumentata velocità dovuta alla rottura di singole bolle di dimensione più grande delle altre. Quando si rompono le microbolle danno origine ad un'onda acustica che la sonda la sente.

Artefatti in ecografia

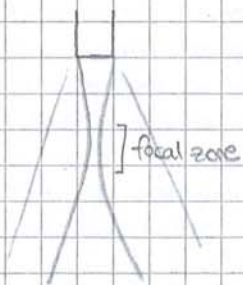
Gli artefatti hanno origine da una non perfetta corrispondenza tra la realtà e la modellizzazione fisica sfruttata per la generazione delle immagini.

Quando si ricostruisce un'immagine in modalità B-mode ci sono alcune assunzioni sulla fisica degli ultrasuoni che spesso non vengono rispettate. Si possono quindi dividere gli artefatti in base alla funzione che non rispettano:

- Caratteristiche del fascio ultrasonoro → si fa l'assunzione che il fascio US sia stretto e uniforme anche in profondità
- Generazione degli echi → l'eco generato da una singola struttura viene riflesso una sola volta
- Velocità del suono → costante ≈ 1540 m/s
- Attenuazione nei tessuti → uniforme in tutta la struttura

Gli effetti tipici degli artefatti sono: immagini non reali, minore densità e/o luminosità, maggiore densità e/o luminosità, assenza di echi e perdita di immagini, rinforzo degli echi, ombre, distorsione di strutture e errate forme e/o dimensioni.

CARATTERISTICHE DEL FASCIO US



Il fascio parte con una lunghezza che è più o meno uguale a quella del trasduttore, però si definiscono dei punti focali dove la lunghezza del fascio si restringe e successivamente diverge nuovamente. Ci sono però anche i lobi laterali che danno problemi.

Un'altra caratteristica del fascio US è la risoluzione, ovvero la capacità di distinguere in modo netto i margini di due punti adiacenti. Ci sono 3 diversi tipi di risoluzione: assiale, che dipende dalla lunghezza del tempo di pulsazione (frequenza del trasduttore), laterale che dipende dalla larghezza del fascio US (essendo che il fascio US ha forma a clessidia

la risoluzione laterale non è uguale per tutte le profondità), la risoluzione dovuta allo spessore della fetta. Gli artefatti dovuti alla risoluzione consistono nel vedere due strutture attigue come sovrapposte.

Un altro artefatto dovuto alle caratteristiche del fascio US è il Beam width (larghezza del fascio): questo avviene quando ci sono strutture nella zona distale del fascio che generano eco rilevabili. Essendo che il fascio non è uniforme e stretto ma ha un punto focale per

Fondamenti di Risonanza Magnetica

La RM viene scoperta nel 1946 da Bloch e Purcell, quando il principio fisico della RM viene scoperto. Veniva utilizzata in fisica e chimica per studi molecolari e della materia. Attorno al 1970 viene applicata alla diagnostica clinica; fornisce informazioni complementari a quelle fornite dalle tecniche radiografiche tradizionali.

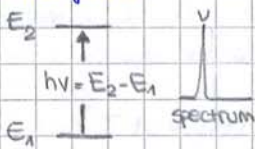
Nel dispositivo di RM non si utilizzano radiazioni ionizzanti ma esclusivamente campi magnetici e campi elettromagnetici (banda al più di un centinaio di MHz \rightarrow banda delle radiofrequenze).

La RM consente di ottenere immagini funzionali con mezzi di contrasto.

In passato la RM si chiamava RMN (Risonanza Magnetica Nucleare) perché ciò che mediante i campi magnetici veniva mandato in risonanza era il nucleo degli atomi. Oggi si chiama semplicemente RM, il termine nucleare è stato abolito.

Transizioni energetiche

È importante ricordare la relazione fondamentale, già vista in radiologia, che lega energia e frequenza: $\Delta E = h\nu$. In RM sono molto importanti le gestioni di energia tra diversi livelli energetici.



Quando ci sono due livelli energetici che competono per due valori di energia diversi il gap energetico che c'è tra un livello e l'altro corrisponde alla radiazione elettromagnetica: Se $E_2 > E_1$, e una particella salta da E_2 a E_1 , essa restituisce l'energia in eccesso sotto forma di onda elettromagnetica. Se, al contrario, una particella passa da E_1 a E_2 ,

bisogna fornire energia dall'esterno pari al gap energetico che deve saltare (quanto). Ogni quanto ha un determinato valore di frequenza.

In RM una transizione energetica non è sufficiente per creare l'immagine ma questo principio base è la base di un'applicazione specifica della RM, la spettroscopia.

La spettroscopia serve per analizzare campioni e identificare le sostanze presenti all'interno di esso: si ottiene uno spettro che contiene tante frequenze quante sono i livelli energetici del campione analizzato. Siccome tante sostanze biologiche hanno livelli energetici non, è facile semplicemente analizzando i salti quantici che le particelle fanno capire quale sostanza è contenuta nel campione.

PRINCIPI FISICI

L'oggetto della RM sono i nuclei di determinati elementi. Normalmente le immagini cliniche di RM sono riferite al protone, nucleo dell'atomo di idrogeno, in fatti la RM dovrebbe tecnicamente chiamarsi RM 1H (1 protone d'idrogeno).

Normalmente i nuclei degli atomi sono modellizzabili come sfere in rotazione attorno al proprio asse. Le caratteristiche dei nuclei costituenti la materia sono:

- Z = numero atomico
- A = numero di massa
- I = momento di spin (grandezza vettoriale)

Una massa in rotazione attorno al proprio asse genera un momento angolare I , che è appunto il momento di spin. Alcuni atomi in condizioni di riposo hanno $I = 0$.

IL NUMERO DI SPIN è il modulo del vettore momento di spin e non può essere arbitrario per i diversi nuclei, ma è un valore quantizzato: i livelli energetici permessi, in base al numero di spin, sono $2I + 1$ ($-I, \dots, +I$).

Tutti gli isotopi con numero di protoni e di neutroni pari hanno $I = 0$ (es. Ossigeno).

Tutti gli isotopi con due soli livelli energetici hanno $I = 1/2$ (es. Idrogeno).

L'idrogeno è il nucleide normalmente utilizzato in MR per la sua abbondanza nei tessuti biologici (acqua H_2O).

Isotopi dell'idrogeno: Idrogeno $^1H = 1$ protone + 0 neutroni $\rightarrow I = 1/2$

Deuterio $^2H = 1$ protone + 1 neutrone $\rightarrow I = 1$

Trizio $^3H = 1$ protone + 2 neutroni $\rightarrow I = 1/2$

La caratteristica della RM è appunto il fatto che il dispositivo è nato per ottimizzare l'imaging dei tessuti molli (acqua). Le ossa in RM non si vedono.

Tutti i nuclei hanno lo stesso rapporto giromagnetico γ , pertanto se tutti i nuclei percepiscono lo stesso campo magnetico B_0 , tutti hanno un moto di precessione con la stessa frequenza. Il fatto che tutti i nuclei percepiscano allo stesso modo B_0 dipende dall'intensità di B_0 : se è molto intenso, tutti i protoni risentiranno della stessa intensità e avranno la stessa frequenza ma se B_0 è tenue, i protoni percepiscono l'intensità in modo diverso e avranno frequenze diverse, quindi velocità diverse.

→ B_0 deve essere uniforme nel tempo e nello spazio (molto complicato da ottenere un campo magnetico da circa 1 Tesla → da ciò deriva l'elevato costo di un dispositivo per RM).

Come mostra la figura (1) non tutti i protoni hanno momento magnetico concorde con il verso di B_0 in fatti alcuni generano una circonferenza nella direzione di B_0 altri avranno verso discorde. La somma di tutti i vettori dei momenti magnetici dei protoni genera un vettore magnetizzazione con verso concorde a B_0 , ciò significa che il numero di protoni che hanno verso concorde con B_0 è maggiore di quelli che hanno verso discorde.

Si osserva che la componente μ_z dei protoni è identica per tutti i nuclei, mentre le componenti μ_x e μ_y sono casuali. Questo spiega la direzione di M uguale a B_0 mentre sul piano xy trasversale a B_0 , statisticamente la somma delle componenti μ_x e μ_y di tutti i protoni è nulla.

Il campo magnetico statico è sempre diretto lungo l'asse z di un sistema cartesiano tridimensionale. In alcuni dispositivi RM l'asse z è diretto lungo la direzione della colonna vertebrale del soggetto → dispositivo RM a campo magnetico longitudinale.

In altri dispositivi l'asse z è diretto lungo una direzione ortogonale alla colonna vertebrale (direzione antero-posteriore) → dispositivo RM a campo trasversale.

Come abbiamo detto, un protone ha $I = 1/2$ quindi due livelli quantici a cui corrispondono due orientazioni diverse per il vettore $\vec{\mu}$:

- ORIENTAZIONE SPIN-UP → parallela a B_0 → livello di energia $E \uparrow$ (energia minore)
- ORIENTAZIONE SPIN-DOWN → antiparallela a B_0 → livello di energia $E \downarrow$ (energia maggiore)

Il numero di nuclei nei due stati non è identico ma dipende dalla statistica di Boltzmann:

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

Il rapporto tra il numero di protoni nei due stati quantici non è fissato solo dalla materia ma dipende anche dalla temperatura → se varia T cambia la proporzione

tra i protoni in orientazione spin up e quelli in orientazione spin-down → il luogo dove si eseguono gli esami RM sono termostataati

Effetto Zeeman

Se vogliamo quantificare meglio qual è la differenza di popolazione di protoni tra orientazione spin up e orientazione spin-down bisogna risolvere l'equazione della statistica di Boltzmann.

→ Livelli energetici introdotti:

$$\begin{aligned} \bullet E \uparrow &= -\frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 \\ \bullet E \downarrow &= \frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 \end{aligned}$$

$$\Rightarrow \Delta E = E \downarrow - E \uparrow \approx 10^{-7} \text{ KeV}$$

Se consideriamo $B_0 = 1 \text{ Tesla}$, e una temperatura $T = 310 \text{ K}$ e calcoliamo una quantità detta prevalenza (differenza tra numero di protoni in orientazione spin down e quelli in orientazione spin up diviso il numero totale di protoni) si scopre che ogni milione di protoni ce ne sono circa 3 in più con orientazione spin up di quelli in spin down.

$$\text{PREVALENZA} : \frac{n \uparrow - n \downarrow}{n \uparrow + n \downarrow} = 3,3 \cdot 10^{-6}$$

RM

L'informazione necessaria all'imaging RM è contenuta nel vettore magnetizzazione $\vec{M} = \sum \vec{\mu}_i$, tuttavia esso non è sufficiente per due motivi:

→ è un vettore statico: ha una componente longitudinale nel tempo perché B_0 è un campo magnetico statico.

→ essendo la somma di contributi paralleli e antiparalleli con una bassissima predominanza di un gruppo su un'altro, il modulo del vettore \vec{M} è molto basso quindi si ha uno scarso SNR, una scarsa detettabilità e problemi di misura.

Per avere quindi l'imaging MR si misura indirettamente il vettore magnetizzazione amplificandone il valore e ponendosi in condizioni di risonanza.

- 2) Il sistema di riferimento solidale con B_0 ha B_1 che ruota sul piano xy alla frequenza di Larmor. B_1 definisce una componente preferenziale dei protoni nel piano $xy \rightarrow$ quando tutti i protoni iniziano ad andare verso B_1 , la somma vettoriale delle componenti trasversali non è più nulla quindi essendo \vec{M} un vettore rigido diminuirà la componente longitudinale e comparirà una componente trasversale
 \rightarrow il moto del vettore \vec{M} è una spirale su una superficie sferica

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

Gli unici angoli considerati in RM sono:

- IMPULSO A 90° \rightarrow viene annullata la componente lungo z e nasce una componente trasversale nel piano xy
- IMPULSO A 180° \rightarrow viene ribaltata la componente lungo z (componente longitudinale) e non nasce una componente nel piano xy

ESEMPIO: $B_1 = 0,6T$ con impulso a $90^\circ \rightarrow t_w = 100 \text{ ms}$

SEGNALE MR

Tramite B_1 viene indotta una condizione di risonanza, tolto B_1 il sistema non può più mantenere incamerata l'energia fornita da B_1 . L'energia in eccesso viene emessa sotto forma di segnale elettromagnetico a frequenza ω_0 (i protoni che erano in orientazione spin-down ritornano in orientazione spin-up).

Interruendo quindi l'excitazione RF si ottiene il riequilibrio dei nuclei

- il vettore \vec{M} torna ad essere parallelo a B_0 (lungo l'asse z)
- il vettore \vec{M} torna al suo valore iniziale M_0 (componente longitudinale)
- la componente trasversale della magnetizzazione si annulla

La variazione di direzione di M rappresenta il campo elettromagnetico indotto su di una bobina posta sul piano (x, y) .

Questo segnale ricevuto dalla bobina ha un andamento temporale che tende a zero quasi esponenzialmente e si chiama FID (free induction decay).

La condizione di decadimento per induzione libera viene anche chiamata meccanismo di rilassamento. I rilassometri misurano il tempo di rilassamento: è proprio il tempo la variabile fondamentale che differenzia il comportamento dei diversi tessuti

L'ampiezza massima del FID dipende dal valore iniziale della magnetizzazione (M_0), quindi dalla densità protonica del tessuto.

L'ampiezza massima del FID dipende quindi dai valori fissati di B_0 e dell'angolo α .

L'andamento temporale dipende da due costanti di tempo T_1, T_2 , caratteristiche dei tessuti che sono responsabili di due meccanismi di riequilibrio differenti

- $T_1 \rightarrow$ rilassamento spin-reticolo
- $T_2 \rightarrow$ rilassamento spin-spin

TEMPO DI RILASSAMENTO T_1 \rightarrow le interazioni tra i singoli protoni e il mezzo circostante (detto reticolo) tendono a fare ritornare la componente longitudinale alla condizione iniziale mediante cessione di energia al reticolo stesso

TEMPO DI RILASSAMENTO T_2 \rightarrow i protoni interagiscono tra di loro scambiandosi energia e determinando l'annullamento progressivo della componente trasversale

Per tutti i tessuti è verificata la condizione

$$T_2 \leq T_1$$

L'andamento del segnale nel dominio del tempo segue l'espressione

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

Tessuti diversi hanno valori di T_1 e T_2 diversi ma i due meccanismi di rilassamento sono contemporanei. Con la risonanza magnetica è appunto possibile differenziare i tessuti misurando T_1 e $T_2 \rightarrow$ gli impulsi a 90° e a 180° servono per enfatizzare un meccanismo rispetto all'altro. Il valore di T_1 e T_2 è quello che permette l'immagine MR in toni di grigio. Il vero meccanismo che permette di avere l'immagine MR è proprio il tempo che ci mette il tessuto a uscire dalla condizione di risonanza.

Imaging RM

I protoni si rilassano con determinate tempistiche a seconda del tessuto in cui si trovano

→ T_1 e T_2 sono caratteristiche del tessuto non del protone.

Il problema dell'imaging RM consiste nel localizzare spazialmente (o planarmente) i contributi di ogni singolo elemento dell'immagine. Mediante apposite bobine posso ricevere il segnale FID emesso dai nuclei, ma il FID è una radiazione con andamento temporale determinato solo dalle sequenza di eccitazione e dalla legge di Bloch.

→ con un campo magnetico statico ed una eccitazione RF non è possibile la localizzazione spaziale di contributi.

Per differenziare la risposta dei protoni si agisce sul campo magnetico che essi percepiscono. Ciò che caratterizza il segnale MR è la frequenza della radiazione ($\omega_0 = \gamma B_0$) emessa, che in base all'eccitazione fornita è conosciuta a priori.

CODIFICA IN FREQUENZA

Perché la frequenza percepita dai protoni vale $\omega_0 = \gamma B_0$, se varia B varia anche la frequenza $\omega' = \gamma(B_0 \pm \Delta B)$.

Per variare quindi la risposta dei protoni si aggiungono campi magnetici in grado di variare nello spazio il campo magnetico totale percepito dai protoni.

Si utilizza un campo magnetico lineare detto campo gradiente. Il campo gradiente varia linearmente in funzione dello spazio.

I nuclei a questo punto i nuclei sono sottoposti ad un campo magnetico statico che è diverso a seconda del punto dell'asse x in cui si trova → presentano una frequenza di precessione che è funzione della coordinata lineare.

La pendenza del gradiente determina la risoluzione spaziale dell'immagine perché più è pendente più saranno diverse le frequenze di due protoni molto vicini.

Per creare un campo gradiente si utilizzano le bobine di Helmholtz:

Se in una direzione mettiamo due bobine identiche percorse da corrente di verso opposto al centro tra le bobine il campo magnetico sarà nullo e varierà linearmente con una determinata pendenza. Per aumentare la pendenza si aumenta la corrente.

Si è notato che maggiore è la pendenza maggiore saranno gli effetti collaterali subiti dal paziente durante l'esame quindi non si può avere campi troppo pendenti. Un altro problema della pendenza è la forza di attrazione e repulsione tra le bobine: se la corrente è troppo elevata le bobine si attraggono e si respingono con maggiore intensità.

Gradiente spaziale

Utilizzando tre campi gradiente è possibile codificare in frequenza la risposta da ogni singolo voxel spaziale → spostando il centro del sistema di riferimento si può leggere la risposta di ogni singolo punto (lettura per punti). Non viene utilizzata perché richiede troppo tempo. Accanto alla lettura per punti si ha la lettura per linee o la lettura per piani, rispettivamente con 2 gradienti e 1 gradiente.

L'esame RM richiede molto tempo in quanto bisogna fornire energia e lasciare rilassare il sistema per tutti i punti che si vogliono analizzare (~decine di minuti).

La frequenza di precessione in presenza del campo gradiente G_r in direzione r vale:

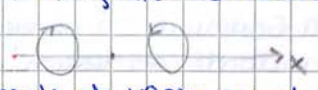
$$\Omega(r) = \gamma(B_0 + G_r r) = \Omega_0 + \gamma G_r r$$

Ω_0 è la frequenza dovuta al solo CMS B_0 .

$G_r = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2}$ → somma dei gradienti

r = coordinata del voxel nella direzione di analisi.

Ogni punto dello spazio ora è sottoposto ad un CMS differente → risuona con frequenza differente → dalla frequenza della risposta (FID) posso localizzare il contributo.



Shimming attivo

Il costruttore all'interno del guscio del magnete pone delle bobine in cui far passare correnti opposte per correggere la disomogeneità del magnete anche dopo la sua installazione. Si chiama shimming attivo perché si corregge ogni volta le correnti che passa all'interno delle bobine → è variabile durante la vita del magnete.

Shimming misto

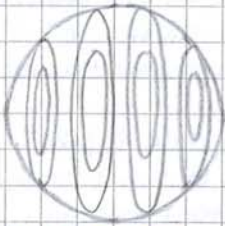
Quando un dispositivo ha fatto shimming passivo durante la fase di installazione e durante il suo funzionamento ha una fase di shimming attivo → Shimming misto

Geometrie ideali → sono geometrie che teoricamente potrebbero dare origine a magneti che generano campi magnetici statici ideali. Quindi per ottenere campi con ottime caratteristiche di omogeneità e stabilità sono state individuate geometrie ideali:

- corrente elettrica distribuita uniformemente su una sfera → all'interno della sfera si è dimostrato che il campo magnetico è uniforme. Questa geometria dà origine ai dispositivi RM a MAGNETE RESISTIVO
- corrente elettrica uniforme su un solenoide di lunghezza infinita → nella pratica non è possibile ottenere questa geometria. Questa geometria dà origine ai dispositivi a MAGNETE A SUPERCONDUTTORE. Sono i dispositivi più performanti e più costosi
- campo magnetico creato tra due espansioni polari parallele (es. coil mute) → nella pratica è difficile da realizzare perché servirebbero due coil mute molto grandi per le indagini sul corpo umano. Questa geometria dà origine ai MAGNETI BRIDI. Nei dispositivi moderni non sono più tanto utilizzati. (si usano solo per risonanze articolari ARTOSCAN)

MAGNETE RESISTIVO

L'obiettivo è avere una superficie sferica sulla quale scorrere una corrente costante in tutti i punti. Per far ciò, si dispongono da 4 a 6 bobine separate, chiamate split coils, a forma di ciambella per formare una sfera. (approssimazione di geometria ideale sferica). Le ciambelle sono strisce di alluminio anodizzato (alta conducibilità termica) racchiuse da piastra a corona in cui fluisce l'acqua di raffreddamento.



Per avere il volume interno dove alloggiare il paziente ci sono due strade: o si troncano le estremità ed essendo le ciambelle vuote all'interno si può

inserire il paziente, altrimenti si può dividere la sfera a metà e avere due semisfere con campo trasversale.

Il vero limite del magnete resistivo è l'effetto Joule. Ogni conduttore ha una sua resistività che moltiplicata per la corrente che scorre nel conduttore, genera calore → perdita termica → effetto Joule. Per ottenere campi magnetici intensi, la corrente deve essere molto alta. La resistenza del conduttore è proporzionale alla lunghezza del filamento, ($Q \propto R^2 I$) per cui aumentando le spire aumenta il CMS prodotto ma anche la quantità di calore che deve essere dissipata. → limitazione intrinseca al CMS massimo raggiungibile. Ad esempio il CMS massimo ottenibile con magneti resistivi total body air-core è di 0,2-0,3 T → con un CMS = 0,3 T → 200 kW di potenza termica da dissipare. Il calore che si può dissipare con le bobine ha un limite oltre il quale il magnete si scalda e di conseguenza anche il paziente, influenzando sulla prevalenza. La geometria sferica non è facilmente ottenibile in fase di installazione, perciò è sempre necessario uno shimming del magnete principale. Si utilizzano bobine a spire (concentriche alle principali) per correggere i campi assiali e bobine a sella per correggere i campi trasversali.

Il limite di CMS per un magnete resistivo dipende da molti fattori:

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

μ_0 = permeabilità nel vuoto

G = fattore geometrico che ha un valore diverso a seconda che il CMS sia longitudinale o trasversale

W = potenza dissipata dal dispositivo

δ = fattore di riempimento delle spire (differenza tra diametro esterno e interno)

ρ = resistività del metallo

a_1 = diametro interno della bobina più piccola

Il CMS dipende dalla potenza dissipata dal magnete e dal foro del gantry a_1 , → CMS troppo elevati sono tecnologicamente impossibili.

Quenching

Il quenching, detto anche evento catastrofico dei quench, è il fenomeno in cui si ha il ripristino completo della resistenza del conduttore che ha come conseguenza la scarica istantanea di tutta l'energia immagazzinata nel magnete. In seguito al quenching, torna ad essere applicato l'effetto Joule → quantità di calore da dissipare enorme → il metallo fonde. Oggi l'evento dei quench non si verifica più. In passato si verificava in corrispondenza di due eventi:

1. Aumento indiscriminato di corrente nel conduttore a aumento del campo magnetico → questo problema nasceva sempre solo in fase di avvio: si iniettava corrente troppo elevata in tempi brevi facendo così aumentare la $T_{critica}$. Oggi per evitare questo problema si aumenta gradualmente corrente e mandata refrigerante finché non si arriva a 1,5 T di B_0 .
2. Guasto nel circuito di gas criogenico → esce gas criogenico e si perde la superconduttività.

Conseguenze del quenching:

la scarica produce tensioni elevatissime → si vince la rigidità dielettrica dell'aria (l'aria diventa conduttrice) → distruzione delle spire metalliche.

Per evitare ciò si utilizzano bank di resistenze in parallelo agli avvolgimenti delle spire in modo da creare un percorso preferenziale verso terra della corrente di scarica evitando la distruzione del magnete. A volte si utilizza anche una gabbia in rame che circonda il magnete per schermarlo.

SICUREZZA ANTI-QUENCH

Ogni magnete a superconduttore ha una "scatola" che va verso il soffitto all'interno della quale c'è un tubo di quench che sbocca verso l'esterno e che nel caso in cui si misuri nel magnete o una diminuzione di pressione del gas o un aumento di temperatura e si apre una valvola e scarica il gas criogenico verso l'esterno e mai verso la stanza magnete. È sempre presente una centralina del rivelatore d'ossigeno che in caso di carenza di ossigeno avvia una ventilazione d'emergenza (18% O_2).

Il quench pilotato è un impianto di spegnimento rapido del campo magnetico. È utilizzato solo in casi di estrema emergenza (solo dall'operatore).

Vantaggi - Svantaggi di un magnete a superconduttore

- Vantaggi:
- elevata intensità del CMS
 - elevata omogeneità (solenoidi molto lunghi ~20km)
 - elevata stabilità temporale (sempre acceso B_0)
 - volume imaging molto esteso (gantry molto lunghi)
 - CMS sempre attivo ed orizzontale
 - peso ed ingombro contenuti

- Svantaggi:
- elevato effetto proiettile (attrazione elevata delle parti magnetiche)
 - elevati costi d'acquisto e gestione
 - gantry a "tunnel" → claustrofobico

SISTEMA DEI GRADIENTI DI CAMPO

Sono le tre bobine deputate a produrre un gradiente variabile nel tempo e nello spazio. Il campo prodotto dalle bobine è di circa 2-3 ordini di grandezza meno intenso del CMS e viene prodotto dalle bobine coassiali al magnete principale.

Parametri principali:

1. FORNITA → massima variazione di campo nell'unità di tempo (mT/m) → coefficiente angolare della retta del gradiente
2. TEMPO DI SALITA → tempo impiegato per raggiungere il massimo rendimento (s).

Valori tipici: 10-40 mT/m con slew-rate di 20-50 mT/m/ms.

Le bobine devono garantire tempi rapidi di commutazione e non devono ridurre mai, nemmeno in commutazione, il volume d'imaging.

Nei fMRI moderni sono realizzate in circuito stampato affogato in resina → minor emissione rumorosa in commutazione.

Un altro effetto meccanico importante è la cavitazione → interazione tra un campo acustico e il tessuto nelle zone di stramento del tessuto stesso. Quando un tessuto viene strato le molecole si spostano quindi ci sono una parte in cui c'è poco tessuto e un'altra parte in cui le molecole si sono raggruppate (compresione) e c'è molto tessuto.

Dividendo molte le molecole, gli spazi lasciati vuoti da queste possono essere riempiti con microbolle gassose che pian piano crescono fino ad esplodere all'interno del tessuto provocando un innalzamento di temperatura fino a 5000°C e di pressione fino a 2000 atm.

Se indotta dall'esterno la cavitazione può avere effetti terapeutici. Il problema sta nel fatto che le cellule che sono state distrutte dall'esplosione non si sa dove vanno.

Oggi la cavitazione viene utilizzata solo per ridurre il volume di lesioni benigni oppure in chirurgia estetica.

Quindi per indurre cavitazione si fa in modo che il tessuto venga strato molto e bisogna lasciare il tempo di formare le microbolle → combinazione di effetto meccanico e termico.

$$MI = \frac{W_p}{\sqrt{f}}$$

→ Più l'us è lento, cioè a bassa frequenza, maggiore è il tempo che una microbolla ha per formarsi negli spazi interstiziali

W_p → potenza acustica negativa

La cavitazione è tanto più probabile quanto più l'us ha W_p elevata (durata tanto) e tanto più ha una frequenza bassa.

MI = indice meccanico → misura di probabilità di cavitazione

La cavitazione si utilizza anche per la US Drug delivery → rilascio di farmaco: viene incapsulato nel farmaco in microbolle che vengono fatte esplodere solo nella zona di interesse.

Un altro effetto meccanico dell'esposizione di alcuni tessuti agli us è la sonoporesione → variazione di permeabilità che hanno particolari strutture quando vengono sottoposte a una radiazione ultrasonora per tempi molto lunghi (non è un effetto immediato).

L'endotelio di un vaso è permeabile solo a determinate sostanze. Se sonoporato diventa permeabile anche ad altre sostanze a cui normalmente non è permeabile.

L'endotelio dei vasi encefalici è molto restrittivo in termini di permeabilità in fatti per somministrare farmaci encefalici, ad esempio in caso di meningite, si utilizza la sonoporesione per far diventare il vaso permeabile al farmaco.

Effetti termici

L'effetto termico dovuto agli us è molto più controllabile dell'effetto meccanico. Quando un fascio us attraversa i tessuti, esso viene attenuato perché il tessuto utilizza parte dell'energia per il moto di compressione e rarefazione → si crea attrito quindi parte dell'energia viene dissipata in calore.

L'effetto termico quindi tiene conto del bioeffetto dovuto all'innalzamento locale della temperatura.

La potenza d'uscita, l'intensità media, e il picco di intensità non sono indicatori adatti di rischio termico, perciò si deve tenere in considerazione anche un modello geometrico di fascio us e un modello dei tessuti investiti dal fascio us.

L'effetto termico non è pericoloso durante un esame a us ma bisogna fare attenzione in caso di donna in gravidanza (feto sensibile a cambi di temperatura) e in caso di scansioni oculari.

L'indice termico è definito come:

$$TI = \frac{W_p}{W_{deg}}$$

W_p → parametro che tiene conto della potenza

W_{deg} → potenza stimata necessaria per innalzare di 1°C la temperatura del tessuto bersaglio.

Il calcolo del TI è tecnologicamente più complesso poiché necessita di definire una serie di indicatori che tengano conto delle diverse situazioni (tessuti e fasce di scansione).

Sono stati quindi proposti gli indici TIS per i tessuti molli, TIB per l'osso, TIC per scansioni transcraniche nei bambini.

HIFU → dispositivi in grado di far innalzare localmente la temperatura per distruggere cellule per effetto termico degli us



HIFU = High Focused Ultrasounds

Sequenze di base

Diversi tipi di sequenze portano ad immagini che evidenziano caratteristiche diverse dei tessuti; in particolare due sequenze classiche servono ad individuare rispettivamente T_1 e T_2 . Entrambe si basano sull'applicazione di due impulsi a radio frequenza in grado di far ruotare il vettore magnetizzazione nello spazio di 90° e 180° ma i due impulsi vengono emessi in ordine inverso nelle due sequenze. Esse prendono il nome di Inversion Recovery e di Spin-Echo. L'applicazione di un solo impulso capace di ruotare la magnetizzazione di 90° produce una sequenza di nome Saturation Recovery.

Saturation Recovery → Viene applicato un solo impulso in grado di ruotare il vettore magnetizzazione di 90° (impulso a 90°), portando tutta la magnetizzazione presente sull'asse parallelo al campo principale, sul piano trasverso. La precessione di questo vettore produce un segnale oscillante monocromatico alla frequenza di Larmor, che si attenua secondo una legge esponenziale con costante di decadimento T_2^* , chiamato FID

$$M(t) = M_0 \cos(2\pi \nu_L t) e^{-t/T_2^*}$$

dove M_0 è la magnetizzazione presente sull'asse longitudinale al momento dell'impulso a 90° , ν_L è la frequenza di Larmor e t il tempo trascorso. Se il sistema era in condizioni di equilibrio al momento dell'impulso, allora M_0 dipende solo dalla densità degli spin (densità protonica), se la sequenza viene ripetuta in maniera rapida ($TR \ll T_1$) il sistema non ha il tempo di tornare allo stato di equilibrio, e quindi la magnetizzazione iniziale sarà quella che si è riuscita a ripristinare nel tempo TR , e quindi dipende da T_1 . Per questo motivo, sequenze con TR molto piccoli sono in generale definite T_1 -pesate.

Inversion Recovery → Vengono applicati due impulsi a radiofrequenza per ogni ripetizione (più gli impulsi di gradiente), il primo a 180° ed il secondo dopo un tempo T_1 , a 90° . Il primo impulso non produce nessun segnale, in quanto la magnetizzazione cambia di verso ma si mantiene parallela al campo magnetico principale; tuttavia essa tenderà a riacquistare il verso originario secondo una legge esponenziale data dalla

$$M(t) = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$

All'istante T_1 , la magnetizzazione lungo la direzione parallela all'asse principale viene ruotata fino a portarsi nel piano trasversale in cui inizierà il moto di precessione. Questo moto genera un segnale di intensità proporzionale al modulo del vettore magnetizzazione e quindi proporzionale a $|1 - 2e^{-T_1/T_1}|$. Dal momento che T_1 è un parametro scelto dall'operatore, l'intensità del segnale dipende dal parametro fisico T_1 e dal vettore magnetizzazione iniziale M_0 , proporzionale alla densità protonica.

Lo scopo principale delle sequenze inversion recovery è la soppressione del tessuto adiposo oppure del sangue, in quanto scegliendo un T_1 pari a $T_1 \ln(2)$, il segnale proveniente dal tessuto corrispondente al T_1 scelto viene annullato.

Per ottenere una valida soppressione del grasso il valore tipico delle apparecchiature da 1,5 T è circa 150-170 ms

Spin-Echo → Vengono usati due impulsi RF a 90° e 180° applicati in ordine inverso rispetto alla sequenza inversion recovery. Il primo segnale a 90° ruota tutta la magnetizzazione nel piano trasverso rispetto al campo magnetico applicato e produce un segnale FID che tende a zero con la costante di tempo T_2^* . Applicando dopo, un certo intervallo di tempo $TE/2$ un impulso a 180° , il verso in cui gli spin procedono cambia. Siccome ogni spin si trova immerso nello stesso campo magnetico precedente, esso tornerà indietro con la stessa velocità di prima, causando un riavvolgimento delle fasi ed una ricompensazione delle coerenze da parte del segnale. Al tempo TE gli spin saranno tutti nuovamente in fase e si produrrà un eco la cui massima ampiezza sarà inferiore all'ampiezza del FID registrato precedentemente, in quanto nel tempo gli spin avranno ricevuto un certo decadimento T_2 .

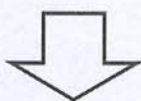
Sequenze d'eccitazione

FID = sinusoide alla frequenza di Larmor, di ampiezza proporzionale a ρ e $\sin(\alpha)$, con modulazione d'ampiezza esponenziale di costante di tempo T_2^*

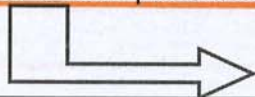
T_2^* è una costante che tiene conto dei diversi meccanismi di interazione spin – spin, che sono:

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

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



Dall'ampiezza del FID, per la legge di Bloch, è possibile ricavare esclusivamente informazioni circa la densità protonica (ρ) o T_2^*



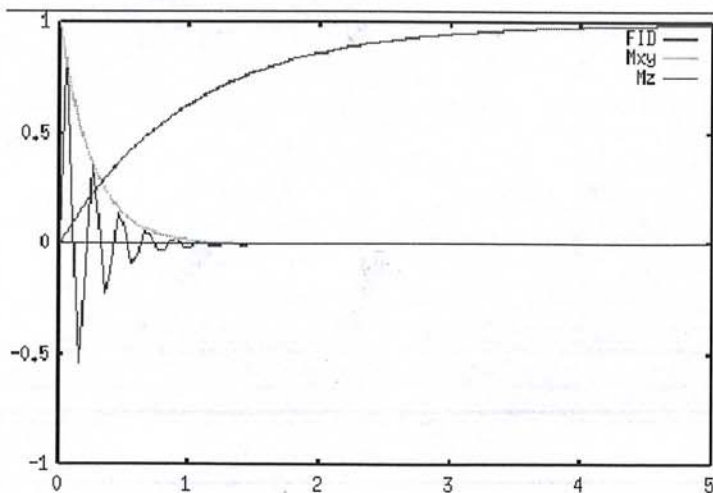
utilizzo di sequenze per "enfatzizzare" T_1 o T_2

Saturation Recovery (1)

Enfatizza la dipendenza da T_1 (prevalentemente agisce sul ripristino della componente longitudinale di \mathbf{M})

Situazione di partenza: applico un impulso a 90° e attendo il ripristino della componente longitudinale.

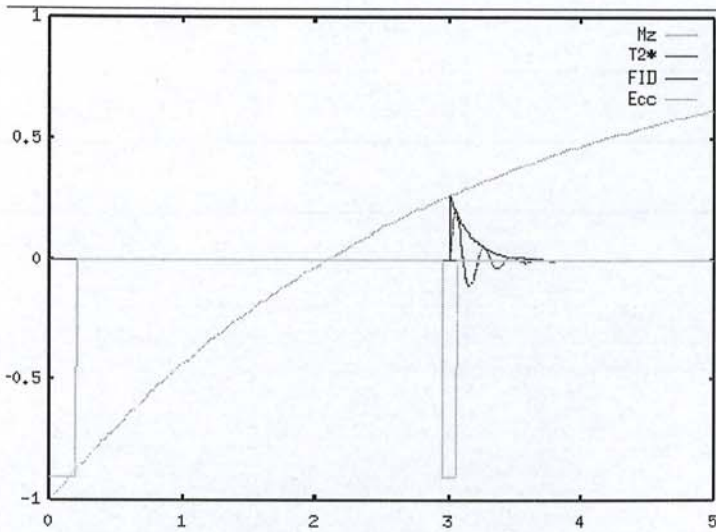
Cosa succede se faccio seguire un secondo impulso a 90° dopo un tempo TR?



Inversion recovery

La sequenza consta dei seguenti impulsi:

$180^\circ - TI - 90^\circ - T'$



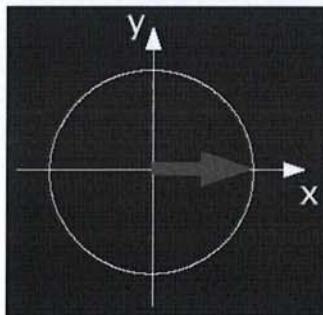
Ampiezza FID (da eq. Bloch)

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

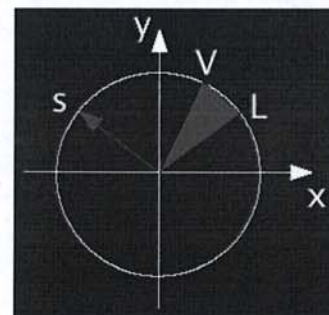
- $TI \gg T_1 \rightarrow$ densità protonica
- $TI \approx T_1 \rightarrow$ tempo di rilassamento T_1

Spin – echo

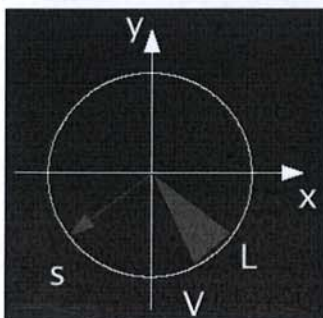
Enfatizza uno dei due meccanismi e consta dei seguenti impulsi: $90^\circ - TE/2 - 180^\circ - T'$



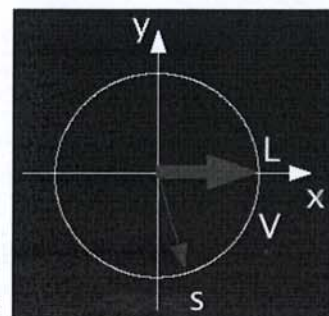
$T = 0$
spin allineati lungo x



$T = TE/2$
gli spin hanno percorso un angolo θ e non sono perfettamente allineati (T_2^*)



$T =$ dopo impulso 180°
gli spin che prima erano più avanti ora sono più indietro

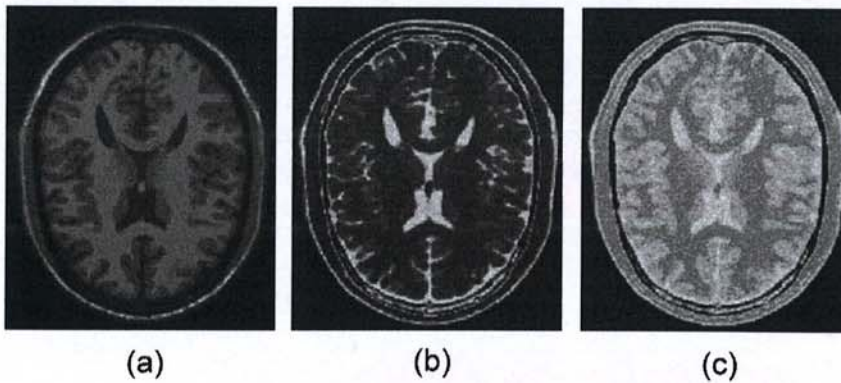


$T = TE$
spin lenti e veloci si sono riallineati, ma il segnale è diminuito per effetto di T_2

Pesatura delle sequenze

Pesatura	TR	TE
T_1	$\leq T_1$	$\ll T_2$
T_2	$\gg T_1$	$\geq T_2$
rho	$\gg T_1$	$\ll T_2$

Pesatura delle sequenze



a) T_1

b) T_2

c) PD

Tessuto	T_1 (s)	T_2 (ms)	rho
CSF	0.8 - 20	110 - 2000	70 - 230
Bianca	0.76 - 1.08	61 - 100	70 - 90
Grigia	1.09 - 2.15	61 - 109	85 - 125

Esercizio 1 – soluzione parte a)

Consideriamo $TR \gg T1 \longrightarrow$ risulta trascurabile $\exp(-TR/T1)$

$$S(TI) = k \rho (1 - 2 \exp(-TI/T1)) = 0$$

$$TI (S = 0) = T1 \ln(2)$$

dove:

TI = tempo di inversion recovery
T1 = tempo di rilassamento spin-reticolo

Dato:

$$T1 = [0.2, 0.75] \text{ s}$$

$$TI (S = 0) = 0.2 \text{ s} \cdot \ln(2) = 140 \text{ ms}$$

$$TI (S = 0) = 0.75 \text{ s} \cdot \ln(2) = 520 \text{ ms}$$

Esercizio 1 – soluzione parte b)

$$S(TR) = k \rho (1 - \exp(-TR/T1))$$

dove:

TR = tempo di ripetizione
S(TR) = segnale al tempo TR
 ρ = densità protonica
k = costante di proporzionalità
T1 = tempo di rilassamento spin-reticolo

Si ha:

$$0.98 = 1 - \exp(-TR/T1)$$

$$\ln(1 - 0.98) = -TR/T1$$

$$TR = -T1 \cdot \ln(0.02)$$



Usando il **T1 (20 s)** maggiore si assicura il 98% almeno per tutti i tessuti

$$TR = -20 \text{ s} \cdot \ln(0.02) = 78240 \text{ ms}$$

Esercizio 2 - soluzione

$$\frac{dC}{dTE} = \frac{d(S_1 - S_2)}{dTE} = 0$$

$$\frac{de^{-TE/T2(2)}}{dTE} = \frac{de^{-TE/T2(1)}}{dTE} \rightarrow \frac{1}{T2(2)} e^{-TE/T2(2)} = \frac{1}{T2(1)} e^{-TE/T2(1)}$$

$$\frac{e^{-TE/T2(2)}}{e^{-TE/T2(1)}} = \frac{T2(2)}{T2(1)} \rightarrow TE \left(\frac{1}{T2(1)} - \frac{1}{T2(2)} \right) = \ln \left(\frac{T2(2)}{T2(1)} \right)$$

$$TE = \frac{T2(1) \cdot T2(2)}{T2(2) - T2(1)} \cdot \ln \left(\frac{T2(2)}{T2(1)} \right)$$

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

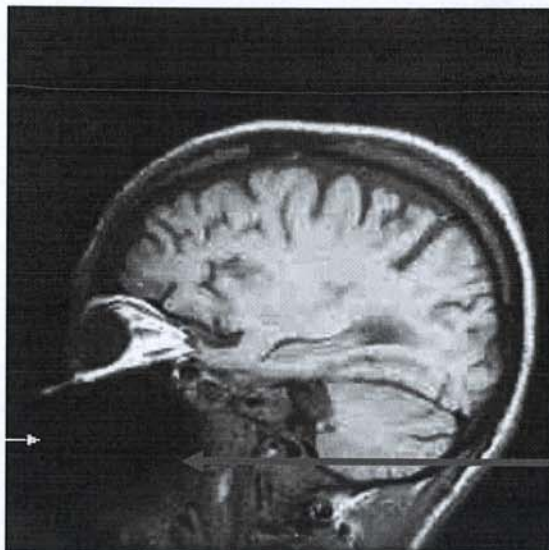
Artefatti MRI

Le cause di artefatti nella risonanza magnetica possono essere molteplici:

Artefatto	Causa
Quadratura RF	Guasto nel circuito di rivelazione della RF
Disomogeneità di B ₀	Oggetti metallici distorcenti il campo magnetico B ₀
Gradiente	Guasto in un gradiente di campo magnetico
Disomogeneità della RF	Guasto nella bobina della RF
Movimento	Movimento dell'oggetto esaminato durante la sequenza
Flusso	Movimento dei fluidi corporei durante la sequenza
Chemical Shift	Grande B ₀ e differente chemical shift dei tessuti
Volume parziale	Grande dimensione dei voxel
Ribaltamenti	Campo di vista scelto impropriamente

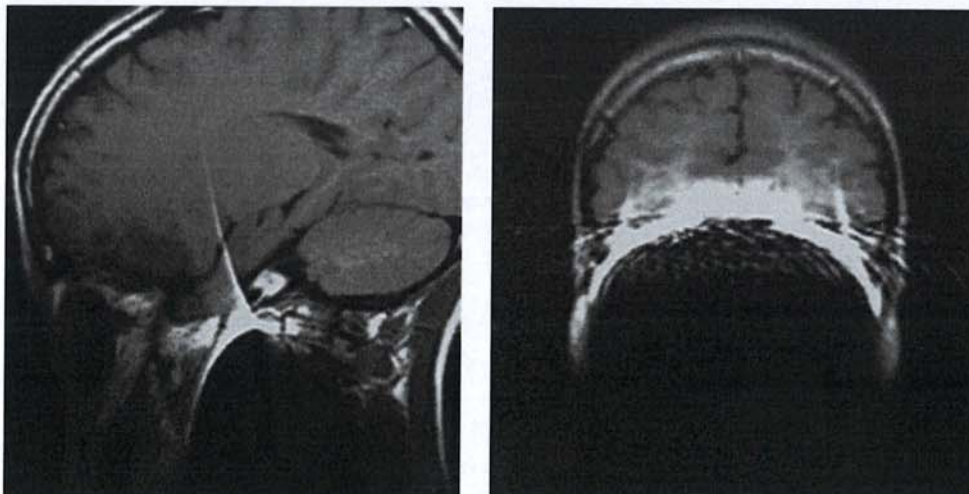
Artefatti MRI - Disomogeneità del campo RF

Il paziente porta apparecchi dentali



Il metallo scherma le regioni vicino alla bocca dagli impulsi di RF producendo così un segnale nullo.

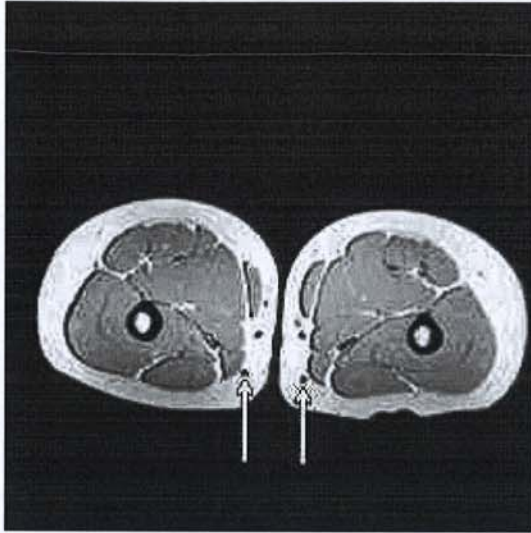
Artefatti MRI - Apparecchio dentale



Notare come la presenza di oggetti metallici quali apparecchi dentali possa causare la presenza di artefatti anche lontani dalla sorgente.

Artefatti MRI - Flusso

Tra l'istante di eccitazione e il tempo di lettura il liquido si sposta
→ molecole eccitate non più nella stessa fetta



i vasi sanguigni
appaiono neri anche se
contengono molta acqua

Questi due segnali vengono inviati ad un dispositivo miscelatore chiamato mixer che li moltiplica. All'uscita del mixer è quindi rivelabile un segnale di equazione:

$$s_t(t)s_r(t) = \frac{1}{2}A_tA_r[\cos(2\pi f_D t + \varphi_1) + \cos(2\pi(2f_0 + f_D)t + \varphi_1)]$$

Si può notare che il contenuto in frequenza del segnale è la somma di due contributi, uno in bassa frequenza e uno in alta frequenza. Inserendo un filtro passa basso all'uscita del mixer è possibile eliminare la componente di frequenza maggiore f_0+f_D e successivamente applicare l'analisi di Fourier. Il segnale doppler ottenuto contiene le seguenti informazioni:

- lo spettro del segnale descrive il regime di velocità all'interno del vaso
- l'ampiezza dello spettro del segnale fornisce una stima della distribuzione degli eritrociti che viaggiano ad una data velocità
- l'area dello spettro del segnale fornisce una stima del numero totale di eritrociti
- la banda dello spettro è legata alla turbolenza del flusso nel vaso
- la forma dello spettro è legata al profilo di velocità

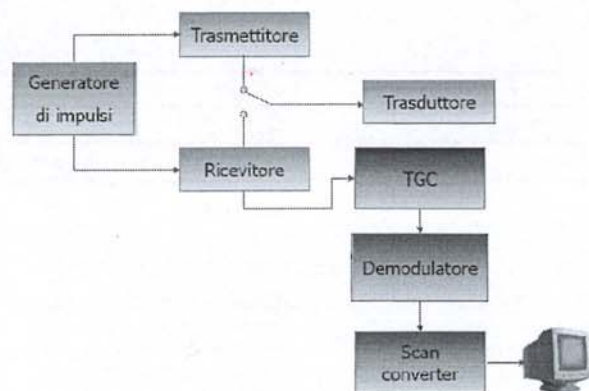
3) Si supponga di voler misurare la risoluzione in contrasto di un ecografo. Elencare la strumentazione necessaria e descrivere passo passo come si procede.

La misurazione della risoluzione in contrasto serve a stabilire la capacità del sistema di riconoscere con diversi livelli di grigio zone con differente ecogenicità. La strumentazione necessaria è: ecografo, sonda ultrasonografica, fantoccio costituito da una vasca in plexiglass a base rettangolare con superficie di fondo ad ecogenicità uniforme, quattro inserti caratterizzati da livelli noti crescenti di ecogenicità. La prova di effettua nel seguente modo: si dispongono gli inserti all'interno del fantoccio, orizzontalmente, in ordine di ecogenicità, in seguito si acquisisce l'immagine ecografica e si calcola per ciascun inserto il contrasto percentuale rispetto al fondo del fantoccio valutando il grado di linearità del sistema in funzione dei Δ rilevati per ogni singolo livello di contrasto.

4) Disegnare lo schema a blocchi di un ecografo. Spiegare in articolare il funzionamento del TGC.

In un ecografo la generazione di energia avviene per mezzo di un generatore a radiofrequenza che alternativamente viene utilizzato per pilotare i cristalli piezoelettrici o per misurare la risposta del tessuto. Nel momento in cui gli US si propagano all'interno di un tessuto e vengono riflessi perché incontrano una

discontinuità di impedenza acustica ci sono due effetti che si sovrappongono tra di loro: l'effetto della riflessione e l'attenuazione imposta dai tessuti. L'ultrasuono propagandosi diminuisce di intensità e quando incontra una discontinuità, quindi torna verso la sonda, diminuisce ulteriormente di intensità. Il TGC, Time Gain Compensator, è un compensatore di guadagno basato sul tempo. E' un dispositivo automatico che preleva dal ricevitore l'eco di ritorno e le informazioni sul tempo di volo e amplifica il segnale ricevuto di una quantità proporzionale al tempo per compensare l'effetto



7) Elencare e giustificare le maggiori differenze strutturali esistenti tra mammografo e un dispositivo radiologico tradizionale.

La mammografia è un esame radiologico tradizionale con la sola eccezione dell'emissione di raggi X a basse frequenze perché proprio a tali frequenze il coefficiente di attenuazione lineare del carcinoma è maggiore rispetto a quello tissutale. Ciò permette di visualizzarlo tramite una radiografia. Si utilizzano le basse energie perché a quelle alte i coefficienti di attenuazione lineare si sovrappongono per cui non si distinguono i tessuti del carcinoma. Il mammografo non supera mai i 50 keV. La mammella viene compressa in modo da diminuire il più possibile la sovrapposizione delle strutture e vengono acquisite in genere almeno due proiezioni, una dall'alto verso il basso e una obliqua. La mammografia ha la produzione dell'immagine eccellente con una risoluzione spaziale doppia rispetto a quella di un normale radiografo. Le sostanziali differenze tra un mammografo e un dispositivo radiologico tradizionale risiedono quindi nella quantità di energia utilizzata, nella maggiore risoluzione spaziale, nella direzione del fascio che colpisce solo la zona interessata e nel supporto paziente specifico indispensabile (dispositivo di compressione).

8) Descrivere la strumentazione e i passi necessari per condurre un esame angiografico con mezzo di contrasto, utilizzando la tecnica della sottrazione numerica dell'immagine. Elencare i possibili problemi.

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

Per effettuare l'esame si procede nel seguente modo: si effettua una radiografia del distretto corporeo, si inietta il mezzo di contrasto per via endovenosa, si effettua una seconda radiografia con il mezzo di contrasto, infine si sottrae numericamente la seconda immagine alla prima.

Il problema principale che può sorgere nella sottrazione di immagini prese a due istanti di tempo differenti è la presenza di artefatti da movimento dato che le due immagini non possono essere perfettamente identiche. Per minimizzare in parte questo problema bisogna aumentare la velocità di scansione. Inoltre un angiografo ha una risoluzione spaziale molto bassa, dell'ordine delle 2 cl/mm, per cui non permette di visualizzare i vasi più piccoli.

9) Descrivere tre prove di costanza per dispositivi mammografici nel seguente modo: descrivere la prova e spiegarne il motivo, dire quale sia l'oggetto della misura, descrivere la procedura di effettuazione della prova, descrivere il criterio per il quale si intende la prova superata e la periodicità delle prove.

Densità dell'immagine: serve a verificare che la densità dell'immagine sia rimasta costante nel tempo. Si effettuano delle prove mediante opportuni fantocci di materiale uniforme e si verifica mediante un densitometro che la densità ottica della lastra non discosti per più del 20% dai valori di riferimento. Va effettuata ogni 3 mesi.

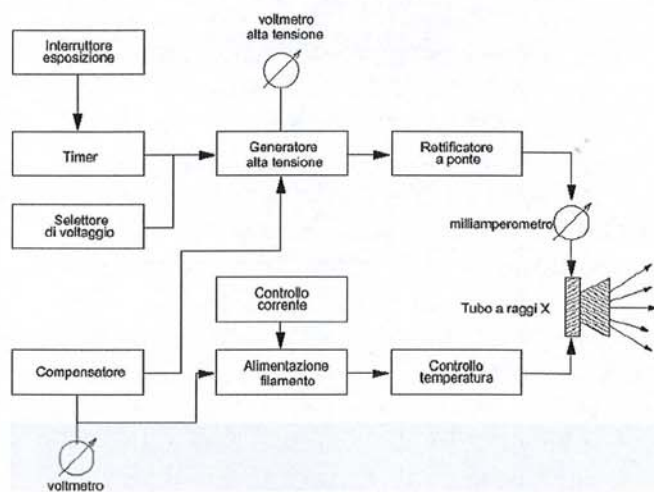
Presenza di artefatti: verifica l'assenza di artefatti sulla lastra, dovuto all'effetto della griglia anti diffusione, ad una attenuazione non corretta del fascio d'uscita o al deterioramento del supporto paziente. Si effettua una radiografia a vuoto e la si

dell'anodo, per cui si applica un rotore all'anodo in grado di farlo ruotare cambiando il punto di collimazione. L'energia del fascio è modificabile intervenendo sulla tensione di alimentazione: cambia la velocità di impatto degli elettroni sull'anodo e di conseguenza la banda di energia del fascio a raggi X in uscita. Per modificare invece l'intensità del fascio si può agire sulla corrente di alimentazione del filamento, ciò comporta una maggiore emissione di elettroni che impattano sull'anodo.

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

Nella radiografia digitale vengono utilizzati al posto delle pellicole i rivelatori allo stato solido, in particolare nella Computer Radiography viene utilizzato un pannello di fosfori fotostimolabili, mentre nella Digital Radiography viene utilizzato un pannello scintillatore in silicio. Nel primo rivelatore i fosfori che vengono colpiti da radiazione X convertono i fotoni in banda X in fotoni nel visibile (luminescenza). Il punto colpito rimane acceso per il periodo di tempo necessario perché una scansione laser possa leggere e convertire un'immagine latente in un'immagine digitale. L'immagine si forma perché questi fosfori generano un numero di fotoni visibili proporzionale all'energia in banda X che gli cade sopra. I sensori utilizzati nella DR sono dei pannelli in silicio accoppiati a dei cristalli scintillatori (cristalli Cs-I) creati con lo stesso principio dei semiconduttori. Quando i fotoni colpiscono il pannello interagiscono con i cristalli ai quali viene rilasciata quasi tutta la loro energia. Il pannello di silicio presenta delle metallizzazioni sopra e sotto (quella superiore è molto sottile) in modo da avere due armature di un condensatore. Sulla piastra inferiore sono posti molti elettrodi che leggono la carica elettrica. Maggiore è il numero di elettrodi nella piastra inferiore migliore sarà la risoluzione spaziale.

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



Il circuito per l'alimentazione di un tubo a raggi X si divide in due rami: superiore e inferiore. Il ramo superiore è responsabile del controllo dell'energia del fascio a raggi X. Questo ramo è costituito innanzitutto da un generatore ad alta tensione che preleva la tensione dalla rete e la aumenta a seconda del voltaggio selezionato. Essendo che la tensione tra anodo e catodo deve essere continua è presente il rettificatore a ponte che permette la conversione da tensione a regime

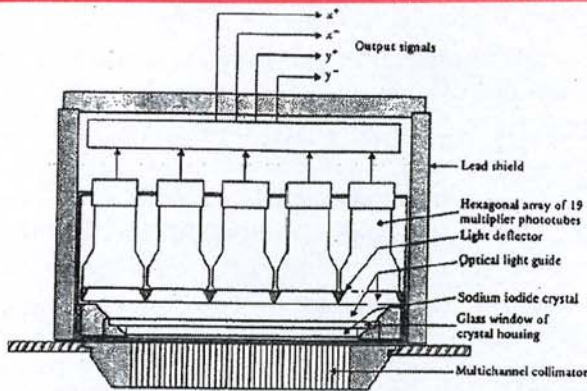
alternato (prelevata dalla rete) a regime continuo. L'interruttore esposizione e il timer servono per gestire il tempo di esposizione del paziente ai raggi X. L'interruttore è di tipo 'uomo morto': funziona solo fintanto che rimane premuto. Il timer misura il tempo

distanza dallo stesso dal punto in cui è avvenuto la scintillazione 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 dell'evento sono date dalle formule: $X = \frac{X^+ - X^-}{Z}$ e $Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Z}$.

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. Poter riconoscere l'energia del fotone permette, quindi, di fare una discriminazione energetica di diversi fotoni emessi contemporaneamente, ad esempio, da più radiofarmaci.

16) Disegnare lo schema costruttivo di una gamma camera e descriverne il funzionamento. Descrivere, inoltre, cosa si intende per filtro Z ed a cosa serve.



La gammacamera è il principale sensore utilizzato in medicina nucleare, viene posta in prossimità della zona da esaminare ed è in grado di catturare i fotoni gamma emessi dal radiofarmaco somministrato al paziente.

Poiché i fotoni gamma sono delle radiazioni isotropiche, la gamma camera, grazie ad un collimatore a fori paralleli che effettua una discriminazione spaziale, ammette solo i fotoni che vanno

verso di essa e scarta gli altri. Sopra il collimatore vi è un cristallo di Sali di NaI (Ioduro di Sodio) inserito tra due strati di vetro che lo isolano dall'ambiente esterno mantenendolo sotto vuoto. Il cristallo scintillatore, una volta colpito dai raggi gamma emette fotoni nel visibile convogliati ai tubi fotomoltiplicatori, costituiti dal "fotocatodo" e da una catena di dinodi: il fotocatodo trasforma i fotoni nel visibile in elettroni, i dinodi sono posizionati in serie e hanno la funzione di moltiplicare il segnale accelerando gli elettroni. Una volta accelerati, gli elettroni vengono indirizzati verso l'area addeita al calcolo della posizione dei punti di impatto, l'aritmetica di posizionamento. Il filtro Z rappresenta una stima dell'energia del fotone incidente, effettuando quindi un'analisi su Z posso eliminare segnali troppo energetici o troppo deboli, oppure per effettuare una discriminazione tra fotoni ad energia differente, posso ad esempio ottenere da uno stesso esame immagini distinte somministrando radiofarmaci emittenti ad energie diverse.

17) Discutere le problematiche connesse alle false coincidenze in PET: elencarle, descriverle, e per ciascuna dire se essa sia correggibile (oppure no) ed eventualmente in che modo.

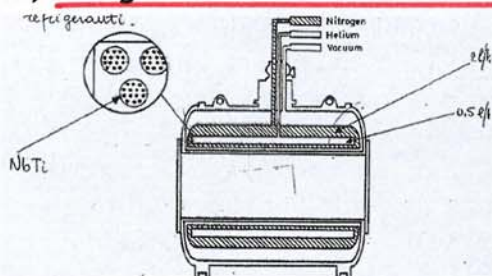
Può capitare in alcuni casi che il meccanismo della PET venga 'ingannato', questi casi vengono chiamati false coincidenze. Ne esistono due tipi:

1. Scatter coincidence: viene rilevata una coincidenza in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento, ma uno dei due è stato deflesso durante il percorso. Questa falsa coincidenza può essere corretta andando a implementare il filtro Z poiché il fotone deflesso avrà energia minore.

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

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

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



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

infinita. Questo magnete è costituito da un elemento di raffreddamento chiamato criostato che serve a mantenere la temperatura degli avvolgimenti prossima allora zero assoluto, in modo tale che mantengano la superconduttività, ovvero la condizione in cui si annulla la resistenza. Non essendoci quindi nessuna resistenza non c'è l'effetto Joule e si possono quindi creare campi magnetici di intensità superiore al Tesla. Il criostato, che mantiene la temperatura vicino allo zero assoluto, è costituito da una serie di schermi radianti concentrici: il primo strato è di elio liquido, dove vi sono i filamenti, il secondo di azoto liquido. Per isolare termicamente i due refrigeranti dall'ambiente c'è uno strato sottovuoto.

I vantaggi del superconduttivo sono un elevato CSM, elevata omogeneità, elevata stabilità temporale, volume di imaging molto esteso, CSM sempre attivo e orizzontale e peso ed ingombro minore dei resistivi. Gli svantaggi sono un elevato effetto proiettile sui metalli, elevato costo d'acquisto e di gestione ed un gantry molto stretto che quindi potrebbe essere un problema per soggetti sovrappeso o claustrofobici.

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

Lo shimming è un processo che serve a compensare i gradienti di campo generati dalla disomogeneità dai campi magnetici statici reali (CMS) e può essere effettuato in modo attivo o passivo.

Lo shimming passivo si fa una sola volta in sede di installazione, si aggiunge un dispositivo che generi un campo magnetico tale da rendere omogeneo il CMS.

L'intensità del CMS lungo l'asse z sarà dunque dato dallo sviluppo di Taylor: $B(z) = B_0 + B_1 (z/r_0) + B_2 (z/r_0)^2 + \dots$. Il CMS assume il valore teorico B_0 solo in corrispondenza di $z=0$ cioè al centro del magnete. Per rendere il campo omogeneo bisogna annullare le

Esercitazione US

1. Una sonda ecografica emette un impulso ultrasonoro e lo riceve dopo circa $150 \mu\text{s}$. A che profondità è stato riflesso l'impulso?

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

$$\Delta t = 150 \mu\text{s}$$

$$x = \frac{1}{2} v \Delta t = \frac{1}{2} \cdot 1540 \text{ m/s} \cdot 150 \cdot 10^{-6} \text{ s} = 11.5 \text{ cm}$$

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

$$\text{PRF} = 2 \text{ kHz}$$

$$\text{DC} = 0,01$$

$$T = \frac{1}{\text{PRF}} = 500 \mu\text{s}$$

$$\text{Finestra utile di ascolto } T_2 = T - T_1 = T - \text{DC} \cdot T = 500 \mu\text{s} - 5 \mu\text{s} = 495 \mu\text{s}$$

$$\text{Massima profondità di ascolto } x = \frac{1}{2} v T_2 = 0,5 \cdot 1540 \text{ m/s} \cdot 495 \cdot 10^{-6} \text{ s} = 38,1 \text{ cm}$$

3. Supponete di avere una sonda ecografica costituita da $N = 192$ elementi e con PRF pari a 1 kHz. Qual è il frame-rate del dispositivo a ultrasuoni? Qual è il frame-rate di un dispositivo che utilizza una sonda costituita dallo stesso numero di elementi ma con PRF pari a 5 kHz?

$$\text{FR (Frame-Rate)} = \frac{\text{PRF}}{N} \rightarrow \text{FR} = \frac{1000 \text{ Hz}}{192} \approx 5 \text{ Hz}$$

$$\text{FR} = \frac{5000 \text{ Hz}}{192} \approx 26 \text{ Hz}$$

MAGGIORE È LA PRF MAGGIORE È IL FR A DISPOSIZIONE

4. DEMODULAZIONE COERENTE DEL SEGNALE - Fra gli elementi che costituiscono un sistema ad eco pulsato c'è il demodulatore. Come si calcola:
 - il tempo di volo (ritardo con cui torna indietro l'impulso inviato)
 - l'ampiezza dell'eco di ritorno.

Si considera la forma d'onda $x(t)$ emessa dalla sonda US e il segnale riflesso $y(t)$ in uscita dal TGC e si calcola la funzione di cross-correlazione fra i due segnali:

$$R_{xy}(\tau) = \int x^*(t) \cdot y(t+\tau) dt$$

Il tempo di volo è il ritardo corrispondente al punto di massimo della funzione di cross-correlazione

