



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1404A -

ANNO: 2015

A P P U N T I

STUDENTE: Mocerì

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

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

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

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

CORSO DI BIOIMMAGINI – PROF MOLINARI

INTRODUZIONE

L'obiettivo è quello di essere in grado di saper riconoscere il funzionamento di dispositivi di imaging. Le immagini concorrono quasi per il 70% di tutte le tecniche di diagnosi.

Le principali classi di diagnosi di dispositivi per bioimmagini sono:

- Radiologici. Si basano sui raggi X. TAC
- Dispositivi ad ultrasuoni: ecografo
- Dispositivi ottici (gastroscopia, endoscopia, colonscopia) utilizzano tecniche invasive
- Dispositivi a fluorescenza: vengono usati con quelli ottici ma sono meno usati nel corpo umano. Per esempio per cellule in vitro..
- Dispositivi di medicina nucleare (PET)
- Risonanza magnetica

Cos'è una tomografia? Creare una immagine volumetrica=tridimensionale che consentono di ricostruire un volume a partire da immagini in 2D. I primi dispositivi sono quelli radiologici grazie alla scoperta dei raggi X. Nasce il concetto di risoluzione spaziale: sono sicuro di vedere tutti i tipi di fratture comprese le microfratture? E' il potere che lo strumento ha di far vedere gli oggetti più piccoli. Vengono in seguito sviluppati gli ultrasuoni e la gamma camera che non è altro che una fotocamera in grado di catturare fotoni gamma. Adesso si arrivano ad usare anche le radiazioni gamma, più intense e penetranti di quelle X.

Nel 1970 nascono la TC (tomografia computerizzata, non più assiale), SPECT (tomografia computerizzata ad emissione di singolo protone, per la medicina nucleare) PET (tomografia ad emissione di positroni) grazie alla nascita dei **MICROPROCESSORI** che garantivano una grande potenza di calcolo a bassi prezzi. Nasce quindi il concetto di risoluzione in ampiezza e quindi l'informazione diventa digitale (numerico). Se ho un valore numerico, mi chiedo che ordine di grandezza possono assumere (dinamica dell'immagine o ampiezza). Se ho un'immagine che mi fa vedere solo bianchi e neri, la risoluzione sarà bassa. Se ho un'immagine in una scala di grigi la risoluzione sarà migliore.

La DSA (angiografia digitale a sottrazione) e la TC spirale. Il concetto è di risoluzione temporale, perché è importante monitorare dei fenomeni dinamici che si verificano nel corpo umano. Frame rate=numero di immagini che un dispositivo riesce a produrre in un secondo; si può anche indicare come fps (fotogrammi per secondo).

Negli anni 2000 nasce un'applicazione risonanza magnetica funzionale (RM digitale), magneto encefalografia (MEG).

Cos'è una bioimmagine? E' una rappresentazione, a prescindere dal dispositivo utilizzato, di una parte interna del corpo umano.

La convenzione radiologica dice che la destra anatomica è riportata alla sinistra dell'immagine e viceversa. Significa che guardando una radiografia, è sempre come se lo guardassimo dai piedi verso la testa e MAI viceversa.

Il contrasto può anche essere negativo.

LA RISOLUZIONE SPAZIALE

E' la capacità di un'immagine di far distinguere oggetti piccoli. E' una grandezza fisica che ha le dimensioni di una distanza: so che un oggetto più piccolo di 1 millimetro non riesco a vederlo se un dispositivo ha una risoluzione di 2 millimetri. Quindi l'unità di misura è il millimetro.

Normalmente per i dispositivi radiologici non è così: per questi l'unità di misura è cl/mm (coppie di linee al millimetro). Maggiore è il numero di alternanze chiaro scuro riesco a vedere, migliore è la risoluzione dello strumento (si chiama così dal nome della prova che viene svolta sulla macchina per testarne la qualità).

LA RISOLUZIONE IN AMPIEZZA

Suppongo di fare una radiografia a due materiali diversi. Scopriamo che il colore dei due blocchetti è identico. Vuol dire che siamo sotto la risoluzione dinamica dell'immagine che è legata al contrasto e non si riesce a distinguere la differenza tra i due materiali. Esiste la legge di Weber che è legato al sistema visivo umano. L'occhio riesce a percepire un contrasto pari a 0,02: questa vale per immagini fisse. Ma per immagini in movimento il nostro sistema visivo aumenta le sue prestazioni.

Le bioimmagini vengono sempre ricavate in vivo.

DISPOSITIVI PER RADIOLOGIA

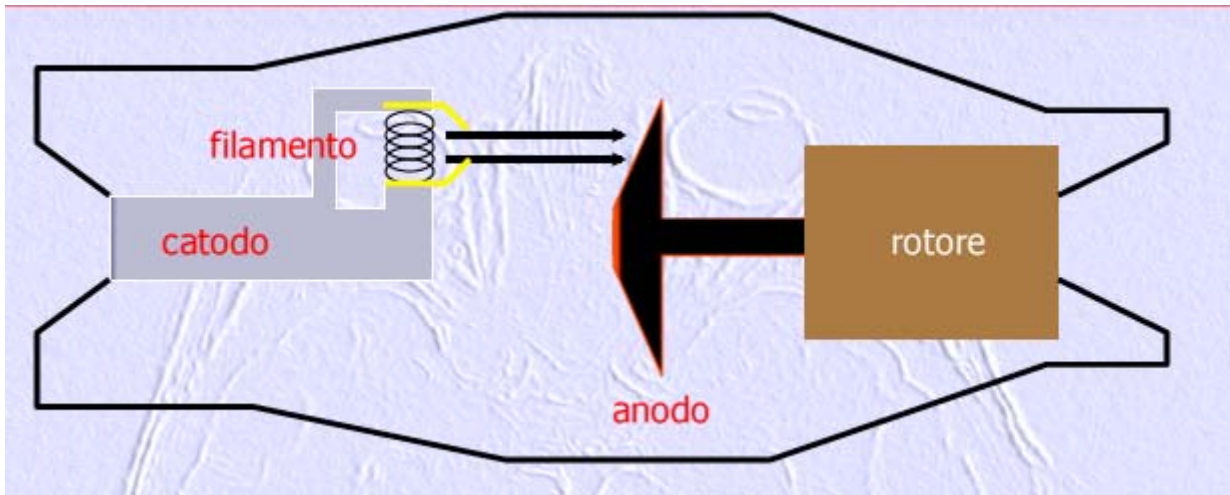
Utilizzano delle radiazioni ionizzanti. Tutti i composti ionizzati che si vengono a creare sono tossici: alcuni immediatamente, altri a lungo termine dopo l'interazione con la materia organica. La cute forma dei cheloidi dopo l'esposizione a radiazioni ionizzanti, invece la mutazione genetica si sviluppa anche anni dopo in base al tipo di composto che si viene a creare. I raggi X sono molto pericolosi. Nei dispositivi moderni, solo il distretto interessato viene attraversato dalla radiazione. Quindi contenendo il fascio di raggi X si può ridurre la pericolosità della radiografia.

I raggi UV non sono ionizzanti ma non sono benevoli, anzi sono tossici e irritanti infatti le cellule si difendono producendo melanina → abbronzatura.

I raggi X molli sono completamente assorbiti dal corpo cioè non sono in grado di uscire, quindi non sono utili ad acquisire un'immagine.

Non esistono dei sensori che possono captare i raggi X per radioterapia, ma si è dimostrato che a lungo andare un tessuto bombardato da questo tipo di raggi muore. Si usa per esempio per bombardare un settore di tessuto tumorale.

Relazioni fondamentali

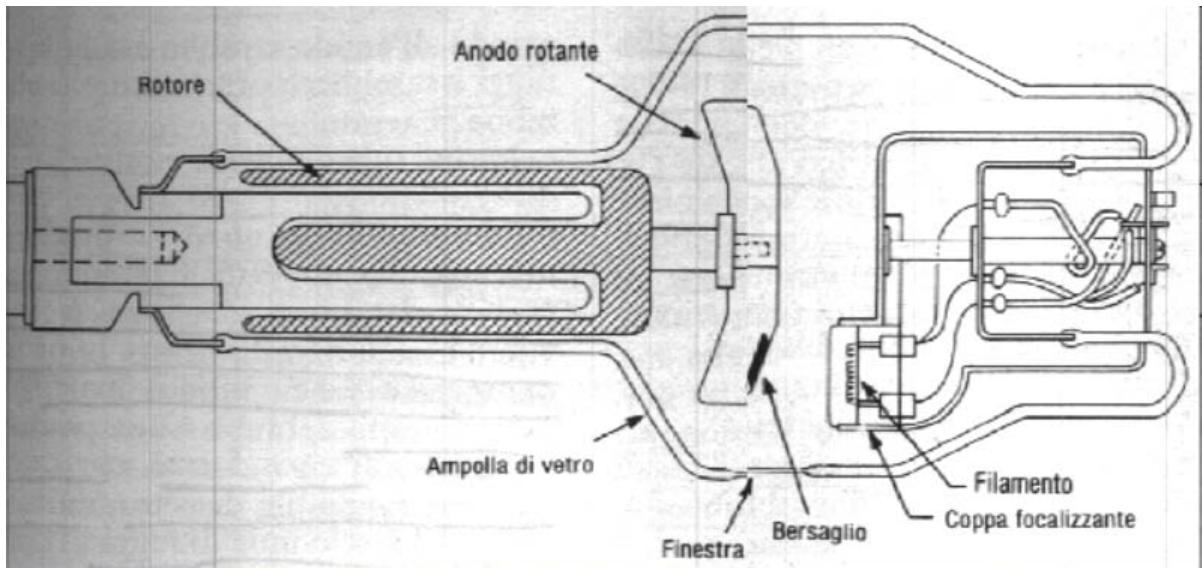


Sull'anodo tutti gli elettroni che arrivano, vengono convertiti in energia! Se vogliamo generare un fotone X, serve maggiore energia: se mettiamo una coppa catalizzatrice solamente, scaldiamo il catodo e basta. Per creare fotoni X occorre che gli elettroni siano tanti e sufficientemente energetici (veloci, perché la massa rimane quella dell'elettrone): per aumentare l'energia devo aumentare la velocità applicando una differenza di potenziale tra il catodo e l'anodo: ci vuole quindi una tensione di alimentazione. Tutti gli apparecchi nel campo medico sono ad anodo rotante. I due materiali più usati per l'anodo sono il tungsteno (coperto di renio) o il molibdeno. La differenza di potenziale varia da qualche decina a qualche centinaio di kiloVolt: il generatore deve essere in CONTINUA. Quando arrivano sull'anodo gli elettroni, arrivano con una certa energia. Questo ruota perché altrimenti l'anodo si surriscalderebbe eccessivamente e si bucherebbe. Siccome la coppa mira in un punto, l'anodo deve girare altrimenti si buca (avrebbe troppa densità di energia).

Che succede quando l'elettrone arriva sull'anodo? Se prendiamo un tubo a raggi X, catturo tutti i fotoni che emette con un rivelatore e di questi, facciamo un istogramma in cui in orizzontale metto l'energia dei fotoni e in verticale il numero di fotoni per ogni energia registrata, scopro che tutti i raggi X hanno energie di questo tipo:

Quando i fotoni X vengono generati, vengono generati in una direzione casuale (isotropica) in linea di principio: questo non va bene perché questi sono molto pericolosi e vogliamo essere sicuri di irradiare una direzione precisa. I tubi a raggi X sono fatti in modo da definire precisamente la direzione del fascio di raggi X. Si capisce del perché l'anodo non è piatto, ma ha i lati inclinati di un certo angolo! È stato studiato che prevalentemente i fotoni vengono emessi verso il basso.

Nella finestra, il tubo è assottigliato, ed è la zona in cui i fotoni escono dal tubo. Tutti gli altri fotoni devono essere tolti di mezzo: nessun fotone può lasciare il tubo se non da quella zona; serve quindi un materiale molto denso che assorba gli elettroni che vanno in altre direzioni:



tutto il tubo infatti è avvolto da una guaina di piombo e non può essere separata dall'utilizzatore. Perché va il vuoto? Perché nel vuoto gli elettroni non subiscono urti (perché perdono energia), poi perché qualunque gas o materiale percorso da una corrente, ionizza e cortocircuita catodo e anodo. Perché l'ampolla di vetro? Perché è trasparente e non altera l'energia del fotone che esce. Si fa di vetro perché REGGE la pressione negativa rispetto all'esterno del vuoto spinto! Il vetro è un isolante termico ed è uno svantaggio! Il grosso problema è la dissipazione del calore, che sotto vuoto avviene molto male! Si deve calcolare l'efficienza dell'anodo:

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

$$\eta = ZV\eta_0$$

con V = tensione di alimentazione, Z = numero atomico del materiale anodico, $\eta_0 = 10^{-9}$

Per il tungsteno $Z = 74 \rightarrow \eta = 1\%$

L'efficienza decresce ulteriormente poiché non tutta l'energia radiante prodotta rientra nel campo delle radiazioni utili (raggi X molli vengono filtrati) $\rightarrow \eta = 0.1\%$!!!!



L'energia che non viene convertita in radiazione utile deve essere DISSIPATA \rightarrow utilizzo di un anodo rotante per prevenire il surriscaldamento.

Inclinazione dell'anodo incide sulla dissipazione ma anche sulla qualità dell'immagine ottenibile (fascio troppo ampio = immagine "sfuocata")

- **Penetrazione:** i raggi X penetrano nei tessuti e riemergono da essi modificati in intensità in funzione della densità dei tessuti stessi → consentono di ottenere una mappa a toni di grigio delle strutture "illuminate"
- **Fluorescenza:** i raggi X sono fuori dalla banda del visibile dell'occhio umano, ma provocano la fluorescenza di apposite sostanze → possibilità di convertire l'immagine di irradiazione in una immagine visibile
- **Azione chimico – fisica:** possono essere utilizzati per bombardare selettivamente opportune zone (valenza terapeutica)

L'interazione tra raggi X e tessuti alla base dell'imaging è l'assorbimento → legge di Lambert-Beer
Supponiamo di avere un blocchetto di materiale di spessore infinitesimo e supponiamo che i raggi x piovano dall'alto verso il basso: il numero di fotoni incidenti è N_0 e noi vogliamo calcolare il numero di fotoni che escono (emergenti) N .

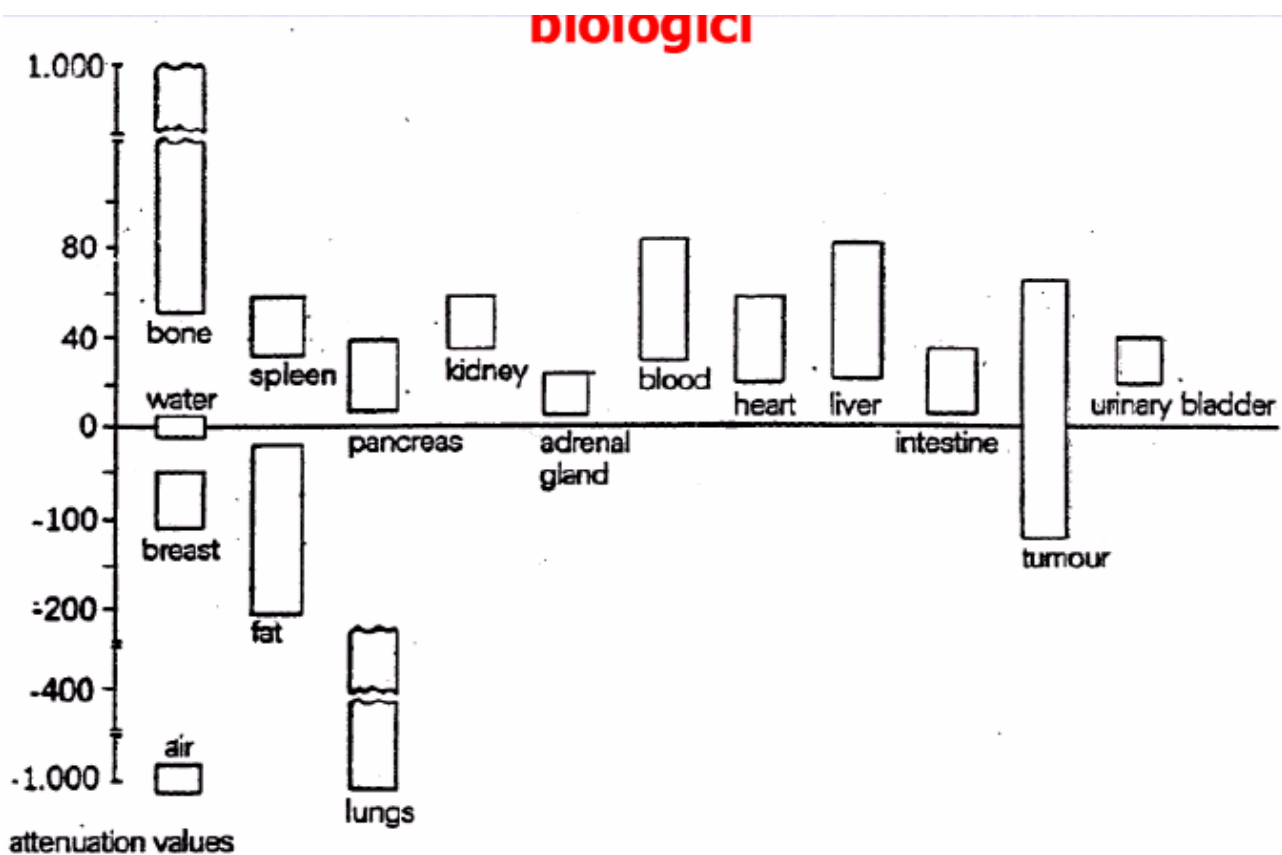
$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

Dove μ è il coefficiente di attenuazione lineare, ed N_0 è il numero di fotoni incidenti sulla faccia. IL BLOCCHETTO E' OMOGENEO, cioè ha lo stesso coefficiente di attenuazione lineare ed ha le stesse proprietà lungo una direzione.

La grandezza fisica che regola l'attenuazione non è la densità del materiale, ma il coefficiente di attenuazione lineare, simile alla densità, cioè materiali con densità più elevata hanno un coefficiente maggiore, MA NON SONO LA STESSA COSA. Oltre a regolare... regola anche le norme di radioprotezione. Supponiamo di avere un tubo collegato al soffitto acceso che emette N_0 fotoni. Supponiamo di essere attraversati da questi fotoni. Esiste un modo per evitare l'irraggiamento dei fotoni X? Dobbiamo mettere un materiale fortemente assorbente = schermo! (anche se non è possibile annullare COMPLETAMENTE l'irradiazione come si vede dalla formula analitica). Per non essere irradiato, il numero di fotoni che arriva a me deve essere 0, ma dalla legge di LB non esistono materiali che ANNULLINO DEL TUTTO il numero di fotoni che arrivano a me → lo spessore o il coefficiente dovrebbero essere infinito.

Non possiamo evitare la radiazione in toto, ma possiamo ridurre il fascio ad un valore accettabilmente basso. Quanto vale l'attenuazione? Il valore dell'esponente → posso ottenere lo stesso valore di attenuazione o con un elemento molto assorbente e spessore ridotto, oppure con un materiale poco assorbente ma mettendo uno spessore grande.

Le norme specificano il valore dell'attenuazione introdotta (l'esponente). NON E' NECESSARIO CONOSCERE IL NUMERO DI N_0 .



Il tumore ha un coefficiente lineare molto variabile, cioè si sovrappone a quasi tutti i tessuti sani perché attraversa numerose fasi diverse.

Al variare dell'energia con cui viene alimentato un tubo a raggi X varia anche lo spessore degli schermanti (piombo e cemento armato).

Dal mezzo megavolt fino a decine di megavolt si hanno radioterapia e applicazioni veterinarie.

Come si installa un dispositivo? I costi sono enormi. Se vogliamo essere protetti bastano 1,4 mm di indumenti schermati in piombo.

Tutta la materia biologica ha un valore di coefficiente che non è molto diverso l'uno dall'altro: più è alta l'energia di irradiazione minore è la discriminazione di diversi materiali; minore è l'energia, maggiore è il contrasto.

PILOTAGGIO DI UN TUBO A RAGGI X

Tutti i tubi a raggi X sono alimentati da 2 rami separati tra di loro (uno controlla la tensione uno la corrente del filamento) → possibilità di pilotare indipendentemente tensione e corrente. Un solo componente è comune a tutti e due ed è il COMPENSATORE.

La prima cosa è l'interruttore di esposizione (interruttore a uomo morto): la norma obbliga ad averne uno, poi siccome i raggi X sono ionizzanti l'operatore deve avere un completo controllo dell'emissione dei raggi X → solo quando l'interruttore è azionato si ha produzione di raggi X. Per interruttore a uomo morto si intendono quei dispositivi che hanno bisogno di un'azione continua da parte di un operatore → deve esercitare una pressione continua sull'interruttore, quando

elettroni c'è sempre dal catodo all'anodo, ma non avranno una velocità tale da produrre raggi X. Tra un esame ed un altro si stacca la corrente, tra un'esposizione ed un'altra si stacca la tensione.

Il tempo di esposizione varia. Il terminatore automatico dell'esposizione è un dispositivo che termina l'irradiazione a raggiungimento dell'esposizione che ho programmato.

Noi diamo l'avvio dell'esposizione, la fine dell'esposizione avviene automaticamente. In presenza dell'AET l'operatore avvia l'esposizione agendo sull'interruttore, ma poi non è necessario che lo tenga premuto o lo stacchi perché l'AET lo stacca automaticamente dopo che l'immagine è stata acquisita.

L'APR. Radiografia automaticamente programmata: invece di regolare solo il tempo di esposizione, regola la dose (una grandezza che misura quanta energia ho ceduto). Siccome il colore della pellicola dipende da quanta energia è passata, l'APR controlla la quantità totale di fotoni X che piovono sul rivelatore in un certo lasso di tempo. L'APR è più versatile: si controlla una combinazione tra intensità del fascio e durata (dose). Questo consente agli operatori di lasciare la stanza della radiografia.

Nei dispositivi moderni c'è l'AET (che è un contatore sostanzialmente), l'APR richiede un misuratore di dose.

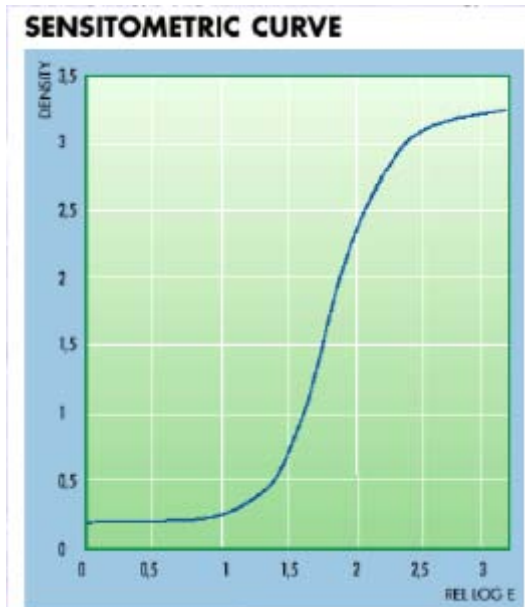
Nella testa radiante c'è una console in cui ci sono tutti i pulsanti (selettori) per le impostazioni e la testa radiante. Ci sono anche i display per la lettura dei voltmetri e amperometri. Quello che costa è il braccio per il posizionamento con un certo numero di gradi di libertà. Il lettino del paziente è passivo ed ha l'alloggiamento dei sensori che devono essere sulla linea di corsa dei raggi X.

I moderni dispositivi hanno un fascio di luce visibile che evidenzia la direzione esatta dei raggi X. I sensori di tipo analogico sono le pellicole. Quelli digitali hanno bisogno di alimentazione.

Come sono fatte le pellicole? I raggi X sono invisibili, quindi per riuscire a cogliere l'interazione abbiamo bisogno delle pellicole. Anche i sensori per radiologia funzionano secondo il principio dell'assorbimento (assorbono fotoni): un buon sensore avrà un coefficiente di attenuazione lineare ELEVATO. Quindi deve essere un metallo o un semimetallo! Grazie al potere della fluorescenza, alcuni materiali emettono luce dopo aver catturato fotoni in banda X.

Ci sono 3 categorie:

- Sensori tradizionali → pellicole (come quelle per la fotografia tradizionale). Tendono ad andare in disuso perché la pellicola costa, perché ha un'efficienza inferiore di quelle digitali, perché ha minore portabilità, perché l'elaborazione è più complicata, perché gli archivi sono più ingombranti (le pellicole bruciano molto bene quindi andrebbero perse in caso di incendio), perché c'è una necessità di sviluppo! Perché il supporto materiale nel tempo perde le sue caratteristiche (scolorisce), i reagenti delle pellicole hanno un impatto ambientale elevato.
- Amplificatore di brillantezza → è analogico, e funziona in real time, cioè fa vedere in tempo reale l'immagine creata su schermo. Quando è così importante? Durante un'operazione per esempio, oppure al pronto soccorso! È un tubo di vetro con uno schermo frontale di alluminio ricoperto da uno strato di CsI. Questi sono fotoeccitabili ed emettono fotoni nel visibile quando sono colpiti. Le radiazioni, dopo aver attraversato il corpo del paziente in esame, colpiscono lo schermo primario, eccitandone la fluorescenza. Lo schermo



L'efficienza delle pellicole è del 5% --> vuol dire che solo il 5% dei fotoni intercettati dalla pellicola sono utili per impressionare i grani di sale per formare l'immagine. Quindi spesso si utilizzano gli schermi o pannelli intensificatori: sono due pannelli, uno sopra e uno sotto la lastra che hanno il compito di catturare più fotoni e godono della proprietà della scintillazione, cioè una volta che vengono colpiti dai fotoni X emettono una radiazione luminosa nel visibile, ma la lastra è sensibile anche alla luce visibile, quindi va bene per l'impressione dell'immagine.

La presenza degli intensificatori ha anche degli svantaggi → guadagniamo in efficienza ma perdiamo in risoluzione.

Se abbiamo una lastra in cui piove un fotone su quella lastra si attivano i grani e abbiamo così un puntino. Se abbiamo invece una lastra con un pannello intensificatore con uno spessore maggiore ed arriva un fotone, i grani che vengono attivati sono molti di più → avremo quindi una macchiolina un po' più grande! Ecco il motivo per cui si perde in risoluzione!

La dimensione X del sensore è inversamente proporzionale alla risoluzione spaziale.

Quanto costa una pellicola? I formati vanno da un minimo di 15x21 fino ad un massimo di 30x56. Il formato più piccolo costa una decina di euro. Si vendono lotti da mille perché così si usa una sola sensibilità per tutte le pellicole.

NORMATIVE CEI 62-2

Si parla di radioprotezione, non sono compresi nella norma dispositivi per applicazioni industriali. Le norme normano, cioè prevedono un livello di protezione su 3 piani: DEVE, DOVREBBE, PUO'. Le definizioni servono ad accomunare i termini esatti.

L'esposizione = carica elettrica prodotta dalla radiazione ionizzante nell'aria, ed è una carica elettrica su massa: dice quanti ioni saranno prodotti nell'aria.

La dose assorbita è l'energia media trasferita dalla radiazione ionizzante dalla materia: è l'energia irradiata su massa e l'unità di misura è il Gray: tutti i dispositivi che misurano la dose danno indicazioni in Gray.

L'equivalente di dose è la dose per il numero di fotoni per un fattore geometrico → converte il Gray ed esprime il rischio di effetti nocivi; l'unità di misura è il Sievert (Sv).

Sono minimamente soggetti ad usura, cioè il cristallo di silicio è molto più resistente all'irradiazione rispetto al pannello di fosforo: hanno un'usura tale da durare almeno per tutta la durata del dispositivo, tranne per le applicazioni industriali dove si hanno delle irradiazioni continue e molto forti. I dispositivi digitali per essere convertiti in DR, si deve sostituire il supporto paziente, perché ci vuole una tensione di alimentazione ed elettrificare il dispositivo! In moderni dispositivi il lettino paziente è fatto tutto da sensori! Nei total body solo i sensori costano circa 600.000 euro. I DR non hanno grandi problemi: solo che sono dei cristalli, quindi molto fragili! Il supporto paziente non può essere fatto in metallo → deve essere fatto in materiale apposito che deve avere proprietà meccaniche precise, e radiologiche tale da consentire il passaggio dei fotoni senza alterarli (come la fibra di carbonio, anche plexiglass, polimetilmetacrilato PMMA).

AMPLIFICATORI DI BRILLANZA

È un tubo catodico al contrario: cioè invece di avere una superficie su cui si proietta un'immagine, è una superficie che riceve fotoni e trasmette fotoni indietro. È un tubo di vetro con sezione circolare, il diametro di questa faccia può variare da una decina a una trentina di centimetri e su questo amplificatore sono spalmate delle sostanze fluorescenti, come lo ioduro di cesio, che generano fotoni. Quando i cristalli sono colpiti da raggi X emettono fotoni nel visibile: sono generati nel catodo, che vengono convertiti in carica elettrica dal fotocatodo → vengono letti per effetti capacitivi e vengono tradotte in immagine in TEMPO REALE, cioè almeno 25 immagini al secondo.

VIDEORADIOGRAFIA

Dispositivo che mostra in tempo reale il risultato dell'irradiazione, vuol dire non solo che faccio una breve irradiazione ed ho l'immagine, ma posso anche fare un filmato dell'irradiazione. L'applicazione numero 1 è l'ambito chirurgico (interventi di emodinamica, oppure in ambito ortopedico). Il dispositivo è semplice: tubo, paziente, amplificatore di brillanza collegato ad una telecamera o ad un convertitore analogico digitale (che converte il tono di grigio in ogni pixel in un valore numerico), e schermi di output. Le scopie fanno vedere immagini in tempo reale. L'arco a C supporta il tubo radiogeno: il suo diametro influenza in modo massiccio l'applicabilità e l'usabilità dello strumento: per esempio suppongo di avere una scopia con arco a C di diametro ridotto, cioè tubo e sensori sono ravvicinati → qualunque organo irradiato verrà proiettato su un'area piccola. Se adesso ho un arco a C grande, la distanza tra il tubo e il rivelatore, l'organo durante la proiezione si dilata e si ingrandisce (fattore di magnificazione). In un dispositivo del genere la magnificazione è funzione del diametro dell'arco a C. I produttori hanno creato degli archi a C MOBILI.

Le scopie sono fatte quasi tutte così, cioè accanto al letto c'è un pannello che consente di regolare l'arco a C e poi comanda l'irradiazione tramite un pedale. Quando noi attiviamo il tubo automaticamente si avvia un contatore che ti dà sempre il conto di quanta radiazione hai fatto sul paziente, dato che andrà sulla cartella clinica del paziente. Questi dispositivi sono alla base della DSA, angiografia a sottrazione digitale → si utilizza per le occlusioni delle coronarie.

Il mammografo deve anche cambiare direzione, cioè il dispositivo è fatto apposta in modo da avere un certo numero di gradi di libertà → è un mini arco a C.

Perché il compressore è trasparente? Deve avere minime interferenze con gli X, perché quando si fa la mammografia si deve avere la certezza che gli esami vengano prelevati nelle stesse direzioni per poterli confrontare nel tempo. È obbligatorio anche stampare il lato e la direzione di una mammografia.

I mammografi sono strutturati allo stesso modo. Normalmente hanno una serie di accessori: uno molto importante è per l'agobiopsia guidata per prelevare dei campioni di cellule di lesioni con un ago con molta precisione.

La testa del tubo può anche andare avanti e indietro: perché? Si vuole irradiare solo la mammella! Quindi in base alla conformazione della donna si vuole evitare l'irradiazione del torace. Sotto il mammografo, sotto i sensori c'è una lastra di piombo che evita l'irradiazione degli organi che stanno sotto al torace.

Quanto costa il mammografo? I tubi in molibdeno dissipano meno calore, quindi hanno un tempo di vita più lungo, quindi una volta comprato ne devo comprare di meno! Il costo è molto minore degli altri radiogeni (100.000-200.000), quindi si può cambiare ogni 2-3 anni.

Un mammografo deve essere sempre controllato:

- Prove di qualità, prove di accettazione: ogni dispositivo deve essere sottoposto ad un certo numero di prove. Si stila un elenco di specifiche e si verificano: sono volte a verificare alla verifica delle caratteristiche richieste dall'utente (si fanno solo una volta nella vita del dispositivo).
- Prove di costanza: mantenimento nel tempo delle prestazioni del dispositivo
- Prove di status: sono delle prove intermedie tra le due, come quando nell'auto si deve cambiare un pezzo sostanziale.

Prova di accettazione: possono essere anche invasive per la verifica. Se danno esito negativo si rifanno le prove di accettazione fino a quando non danno esito positivo → si effettua ora la prima prova di costanza: valuta la qualità dell'immagine → i risultati di quella prova si devono tenere per tutta la vita del dispositivo (per legge): E' LA PIU' IMPORTANTE. Svolgo le prove di costanza. Nel tempo le confronto e procedo in base ai risultati ottenuti.

La norma cei 62/114, parte 2 riguarda le prove di costanza per gli apparecchi radiologici. L'ispezione visiva è necessaria ed importante per la sterilizzazione dei componenti: è considerata una prova di costanza.

Ci sono una serie di prove che occorre fare e registrare volte ad assicurarsi la sua efficienza e sicurezza nel tempo: accettazione status e costanza.

PROVE DI COSTANZA

Assicurarsi che le caratteristiche sono costanti nel tempo. La prima prova è di riferimento per le successive quindi è molto importante. Le vere prove volte a misurare che la qualità dell'immagine sia costante sono:

da 5 sferette metalliche la cui lunghezza totale è di 1 mm.. a partire dal bordo toracico vengono messe ortogonalmente: almeno 2 delle 5 sferette devono essere visibili e questa distanza deve essere di massimo 6 mm dal bordo paziente. VA RIPETUTO OGNI 6 MESI.

- Funzionamento del compressore: la forza di compressione non deve essere pericolosa per la paziente. Il fantoccio è un involucro di acqua e lo strumento è un dinamometro. Quanto vale il valore iniziale? Non si può dire perché ogni dispositivo comprime diversamente. Lo scostamento dal valore iniziale è di 10 N. Qualunque compressione sul corpo umano non deve superare mai una forza di 300 N.
- Contatto schermi di rinforzo-pellicola: si fa solo per quelli analogici. Quasi mai si usano le pellicole da sole, ma vengono messe dentro schermi di rinforzo in modo da avere più fotoni che imprime sulla pellicola. Ogni tanto tra lo schermo e la pellicola si infila aria! Si dovrebbe avere un "intimo contatto", però non ci devono essere evidenti bolle d'aria: la pellicola dovrebbe essere posta come la pellicola del cellulare. A vista non si devono notare degli aloni e delle difformità. Facendo una radiografia solo alla pellicola si può vedere se c'è un alone ed evidenziare eventuali bolle d'aria.

Se una prova non viene superata che si fa? Nella sede ci sarà un manuale di intervento che stabilisce delle procedure per intervenire. Per ogni prova bisogna sapere cosa si misura, come si misura e perché una prova è superata o meno.

Tanto più la prova è effettuata in tempi stretti tanta più informazione deve restituire. La norma prevede che le pellicole e gli strumenti siano sempre gli stessi e vengano conservati. Perché ci sono tante prove? Le prove sono volte a mettere in luce aspetti che alla fine portano alla stessa conclusione.

Data l'immagine di una paziente e fatto fare il referto al primo mammografista e uno al secondo c'è il 65% di concordanza che è molto basso!

ANGIOGRAFO DIGITALE A SOTTRAZIONE (DSA)

È un radiologico usato in modo un po' diverso. Questo dispositivo viene usato per studi di tipo vascolare. Per il problema della videoradiografia: in casi critici ci vogliono anche 30-40 minuti di irradiazione! C'è un modo per vedere quello che succede con una certa risoluzione senza irradiare continuamente? Si combina le potenzialità di manipolare le immagini e la possibilità di usare i mezzi di contrasto. La DSA è fatta da un certo numero di passi: si vede un distretto ben specifico, nell'immagine radiografica: tipicamente si vede tutto fuorché i vasi! Quindi si usa un mezzo di contrasto solo che invece di avere un catetere in loco, faccio un'iniezione endovenosa periferica; lascio un attimo di tempo al sangue per trasportare il colorante nel distretto e poi rifaccio la radiografia (pre e post somministrazione). Faccio quindi una sottrazione delle due, quindi posso vedere quello che rimane: il mezzo di contrasto! Rimane solo l'informazione di dove è andato a finire il mezzo di contrasto! Dalla differenza si disegna quindi il profilo dei vasi fino ai capillari più piccoli!

torace di un uomo, avrà un certo numero e sarà uguale in tutta la dimensione del blocchetto. Suppongo ora di avere il blocchetto ruotato di 90° . Faccio la stessa cosa e disegno il numero di fotoni che si proietta sul sensore. Chi avrà il prodotto μx maggiore avrà meno fotoni! A questo punto il blocchetto non lo vediamo, ma capiamo sicuramente che ci sono due materiali diversi! In generale la TC è una serie di radiografie fatte per direzioni diverse!

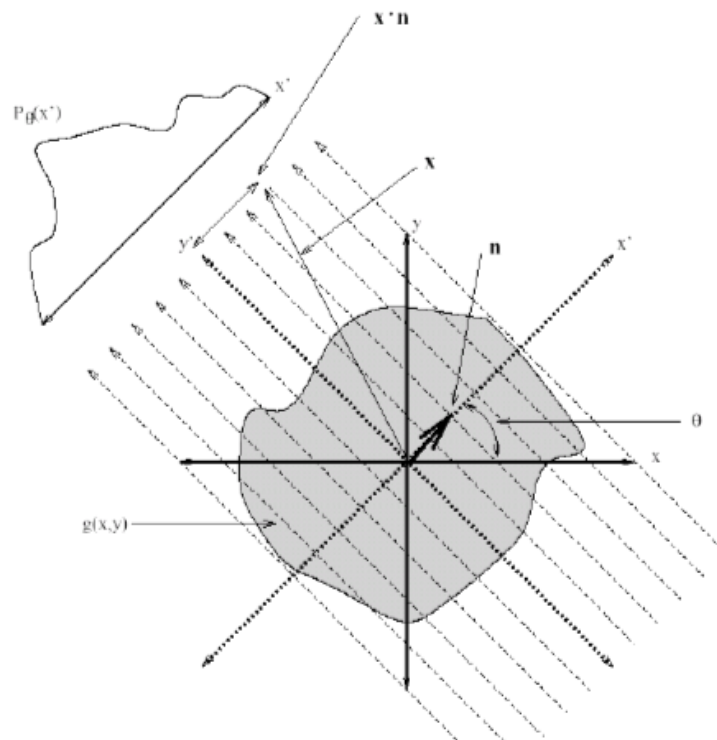
In radiografia si vedono sostanzialmente 2 tessuti: nulla (aria) e l'osso. Ci piacerebbe riuscire a produrre un'immagine che ci desse la possibilità di vedere qualche tessuto in più. Quindi l'altra parola chiave della TC è la risoluzione di contrasto.

È abbastanza chiaro che quando si parla di angolo, girare il tubo o la direzione del fascio di fotoni è la stessa cosa! La scelta tecnologica è quella di movimentare il dispositivo!

Si chiama tomografica qualunque tecnica che ci offre una vista 3D di un oggetto. Si intende NON FACENDO LA PROIEZIONE, ma selezionando un pezzo di quest'oggetto! Sostanzialmente la TC affetta il nostro corpo e poi grazie alla potenza di calcolo dei processori si ricostruisce un'immagine 3D del nostro corpo oppure posso anche scegliere quale fetta di corpo esaminare! La risoluzione di contrasto è molto maggiore e la possibilità di effettuare calcoli di volume! Gli svantaggi sono che perdiamo in risoluzione spaziale di circa 10 volte \rightarrow grosso modo si ha 1 cl/mm. Un altro svantaggio è che la dose che il paziente subisce è molto superiore! Oggi l'esame con dose più alta in assoluto è la TC toracica perché i volumi da analizzare sono elevati e quindi si necessita di più energia.

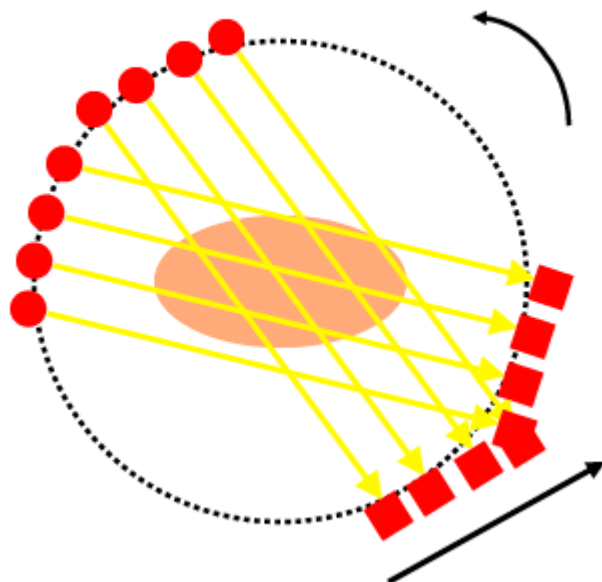
Problema del rumore. Gli algoritmi sulla carta sono perfetti, ma le approssimazioni che si fanno sui filtri che si usano non sono mai perfette, ciò significa che si introduce un certo grado di rumore: tutte le immagini SONO AFFETTE DA ARTEFATTI DA RICOSTRUZIONE. Dal punto di vista energetico si deve considerare l'introduzione di scorciatoie che producono rumore.

Come funziona?



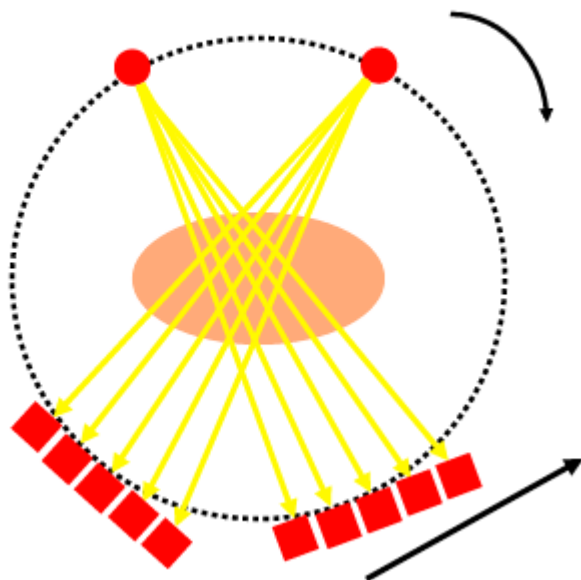
prima generazione. Questi avevano due movimenti: rotazione e traslazione.

Scanner: I generazione



Gli scanner di seconda generazione erano necessari due movimenti sia di sorgente che di recettori, ma il tempo di acquisizione è diminuito notevolmente di un fattore n .

Scanner: II generazione



Esistono anche gli scanner di terza generazione: hanno un ventaglio di sensori messi su un binario circolare, l'angolo da cui viene emesso il fascio è grande a sufficienza a coprire tutta la sezione del corpo umano! L'emissione del fascio è di tipo fan-beam, cioè a ventaglio.

alimentazione per 500 ms in 180° assume tutte le fette del corpo: sono così abbreviati di tantissimo i tempi di acquisizione → questa è alla base della TC spirale per compiere TC a grandi volumi.

Cos'è il collimatore? Per evitare skettering e perché devo essere sicuro che i fotoni percorrano la direzione voluta. Tutto il resto viene tolto di mezzo. Alla fine il collimatore non è altro che una lamella di metallo. All'inizio succedeva che le lamelle erano abbastanza sottili → quando il tubo iniziava a girare la forza centrifuga spingeva all'indietro il collimatore. Quindi ci sono voluti 10 anni per trovare il giusto materiale.

Quand'è che si riesce a ricostruire l'immagine? Quando abbiamo acquisito l'ultima immagine del nostro corpo.

Quando diciamo che stiamo facendo una ricostruzione, punto per punto ci può essere un coefficiente di attenuazione diverso. La TC dice che c'è modo di entrare nei tessuti e vedere punto per punto il coefficiente di attenuazione lineare. La materia infatti si assomiglia un po' tutta a parte i gas e l'osso: se in un range di valori piccolo ci sono tanti tessuti l'unico metodo per differenziarli è normalizzarlo cioè riscalarlo! La TC fa questo cioè riscalda i vari coefficienti rispetto all'acqua e la moltiplica per 1000 → la differenza in permillesimi tra quella dell'acqua e quella del corpo. Chiaramente un materiale può avere un coefficiente di Hounsfield negativo! Quando si annulla il denominatore IN HOUNSFIELD si ha un coefficiente nullo, nel caso dell'acqua.

Unità Hounsfield

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

Per quanto riguarda i gas, in unità Hounsfield sono il limite inferiore della scala perché μ alla peggio fa 0, quindi il coefficiente è -1000. Questa scala misura la radiodensità dei materiali.

Mettere in rotazione il tubo richiederebbe tempi molto lunghi e rischiamo di essere imprecisi per l'inerzia dello stesso. È nata una tecnologia di acquisizione: la TC spirale. È un metodo per usare un dispositivo con tecnologia slip ring → il tubo deve essere alimentato mediante una tecnologia senza cavi, dopo di che siccome rischio di essere impreciso per fare una TC di volumi grandi, lo faccio girare di continuo senza farlo fermare a velocità costante! In questo caso l'inerzia ci aiuta perché il tubo tende a stare in movimento da solo. A questo punto invece di spostare il paziente movimento il supporto paziente dentro e fuori dal Gantry. Il tubo radiogeno sul nostro corpo ha disegnato una spirale. Questa modalità di acquisizione serve a sveltire l'acquisizione quando dobbiamo acquisire volumi molto ampi come la cavità toracica o addominale.

Lo spessore di una fetta tomografica dipende dalla velocità con cui movimento il lettino! Se movimento lentamente il tubo disegna una spirale molto stretta. La TC spirale ha un prezzo da pagare: lo strumento non acquisisce una fetta ben precisa → introduce un altro errore nella ricostruzione oltre a quello introdotto dai filtri degli algoritmi. L'errore dei filtri è maggiore di

attraversato il paziente e ionizzava il gas perché il fotone in banda X è una radiazione ionizzante. Quindi più fotoni passavano dentro il setto tante più molecole di gas vengono ionizzate. Dentro il mini sensore si metteva un elettrodo parallelo ai setti che formava un condensatore ed automaticamente si leggeva la carica presente nel setto. L'efficienza era del 54%. Questi sensori avevano tre grossi vantaggi: 1- costavano pochissimo (perché fatti da pochi elementi). 2- si può costruire una corona di sensori. 3- intrinsecamente i fotoni erano già collimati grazie alla forma dei setti metallici e non ionizzava niente (il rapporto segnale rumore era molto elevato). La loro lavorazione era molto più complessa dei moderni semiconduttori. Il difetto qual era? C'era una diffusione di gas dall'interno all'esterno e periodicamente si doveva reimmettere il giusto numero di molecole e ritarare lo strumento.

Sensori a semiconduttore. Sensori a silicio drogato: si creano delle cariche negative e positive che fanno in direzioni opposte e in mezzo si forma la zona di svuotamento o deflessione. È un sensore a conversione diretta. Anche in questo caso la dimensione del cristallo di silicio non importa niente: quello che importa è la dimensione della zona di svuotamento e si determina dalla tensione che si viene a creare. Il pregio è che costano relativamente poco e si possono miniaturizzare fino a 50 micron alimentate a bassa tensione. Anche il silicio invecchia ma ci vogliono tanti anni prima che si debbano cambiare. Lo svantaggio è il RUMORE che è comune a tutti i semiconduttori: l'origine di questo è termico. Dal punto di vista termico si crea una corrente di fondo che alla fine disturba il segnale a causa del modo degli atomi in cui gli elettroni fanno dei grossi salti.

Qual è la qualità dell'immagine? 1-2 cl/mm. Perché si compiono una serie di errori ed approssimazioni. Si guadagna tanto dal punto di vista del contrasto → basta lo 0,5% per riuscire a distinguere due tessuti diversi.

Fan-beam=geometria a ventaglio base della TC. Succede che quando si hanno più sensori in parallelo il tubo emette sempre un ventaglio, però questo non cade più su un array solo ma su più array di sensori, ha quindi una terza dimensione → una sorta di cono rovesciato: cone-beam. L'algoritmo si chiama Felkham. Esiste una modalità di acquisizione a spirale: il paziente passa quindi molto velocemente perché il cono ha un'ampiezza abbastanza grande. Un matematico russo Kazievic che ha risolto il problema di ricostruire dati provenienti dalla cone-beam a spirale.

Colonscopia virtuale. Il carcinoma del colon è silente e molto lento. È molto importante la prevenzione con test di screening. Come avviene la preparazione del paziente? Deve bere una soluzione isotonica col corpo umano cioè non scambia sostanze con gli intestini, quindi tanti litri beve tanti litri deve espellerne. Si fa quindi la colonscopia virtuale. Si coprono dai 30 ai 40 cm (asse z) e il gap (che regola la velocità del lettino) è tra 0,6 e 1,2 cm.

MEDICINA NUCLEARE

Basata su fotoni in banda γ . Siccome i tessuti lasciano passare i raggi X in modo diverso, si disegnano sui sensori un'immagine anatomica. Non esiste una sorgente di emissione esterna! La sorgente è sempre endogena, cioè all'interno del paziente. Vuol dire che in qualche modo queste sorgenti le dobbiamo assumere. L'immagine non ci consentirà di ricostruire una forma ma una funzione! Quindi le immagini hanno una valenza anatomica o morfologica molto bassa ma hanno una valenza funzionale molto elevata!

Un grosso pregio è che se io voglio vedere come funziona una tiroide, questa usa lo iodio radioattivo esattamente come lo usa normale. Quindi non è per niente invasiva nel senso che posso vedere il processo fisiologico così com'è senza interferire.

L'attività è la capacità di un materiale di produrre radiazioni → alla fine questo atomo instabile si stabilizza emettendo quello che ha in più = disintegrazione nucleare che varia con una legge statistica.

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

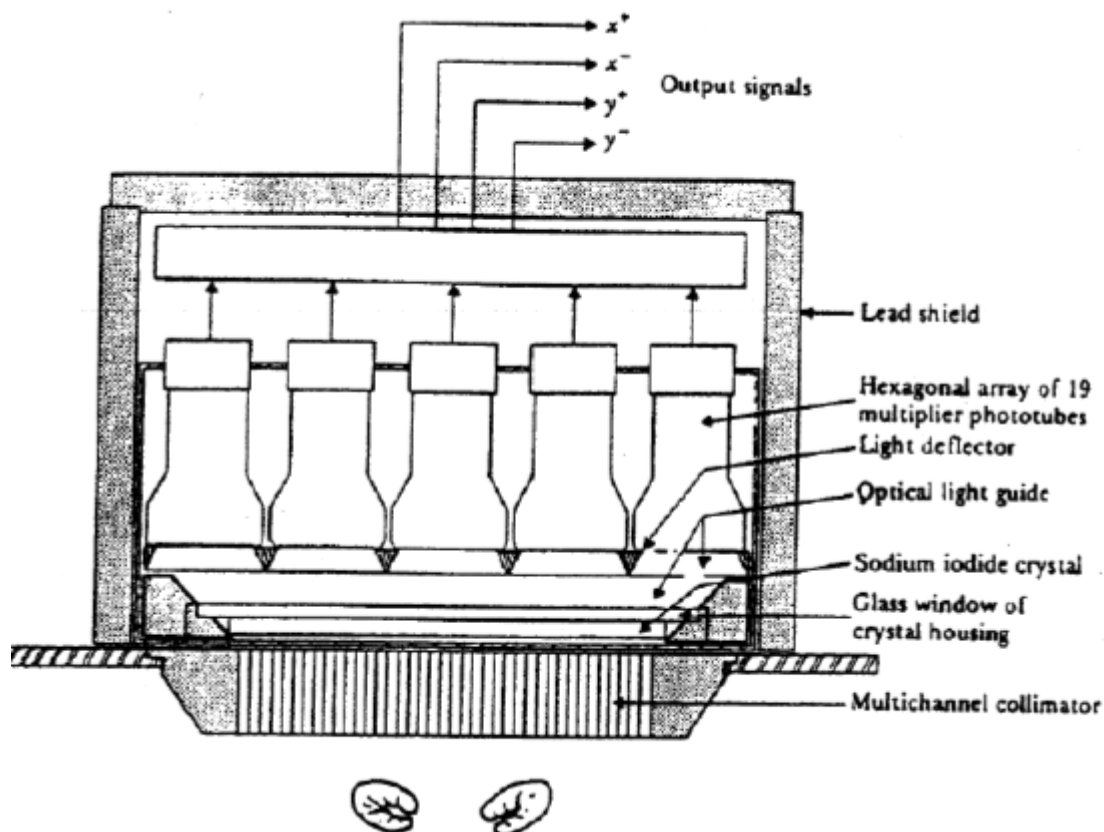
Le radiazioni sono ancora attive con un andamento statistico di tipo poissoniano dove la costante di decadimento del radionuclide è strettamente legata al tipo di materiale.

Per i radionuclidi si dà anche il tempo di dimezzamento: tempo dopo il quale $N(t)$ vale esattamente la metà. Anche in questo caso si ha un esponenziale decrescente quindi dopo una somministrazione teoricamente si rimane sempre radioattivi. Dopo la fine del tempo di emivita il farmaco diventa tutto sommato innocuo.

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

Quali sono i principali meccanismi di decadimento?

- 1- Decadimento α : dove il nucleo emette delle particelle alfa cioè una coppia di protoni e una di neutroni. Il peso atomico quindi diminuisce di 4. Queste non escono dal corpo umano e vengono bloccati dai tessuti e generano una grossa ionizzazione ma LOCALE. Non servono a niente per fare imaging.
- 2- Decadimento β^- : un neutrone si trasforma in un protone un elettrone e in un antineutrino. Il protone che porta tutta la massa impone una carica e rimane nel nucleo, quindi ci vuole una carica opposta e negativa. Il numero atomico aumenta di 1 e le particelle beta meno (elettroni) vengono catturate dal corpo umano → l'elemento da origine ad un elemento più un antineutrino ed un elettrone.
- 3- Decadimento β^+ : il protone decade e si trasforma nella coppia neutrone-positrone più un neutrino (l'elettrone con carica opposta è il positrone). È una particella con massa uguale ma con carica opposta → positrone. Un protone si trasforma in un neutrino positrone e neutrone. Positrone si prende una carica del protone mentre la massa viene divisa: il numero atomico diminuisce di 1. Il positrone non va da nessuna parte come gli elettroni, ma la probabilità che incontri la sua particella coniugata è molto elevata perché il nostro corpo è pieno di elettroni → se succede spariscono le masse e le cariche generando energia = fotoni γ . Dal momento in cui questo atomo decade, il positrone nel giro di 1 mm incontra un elettrone. Questo decadimento avviene solo per i nuclei in cui l'energia di annichilazione è almeno 1022 KeV. L'energia di ciascuno di questi protoni è sempre nota → PET.



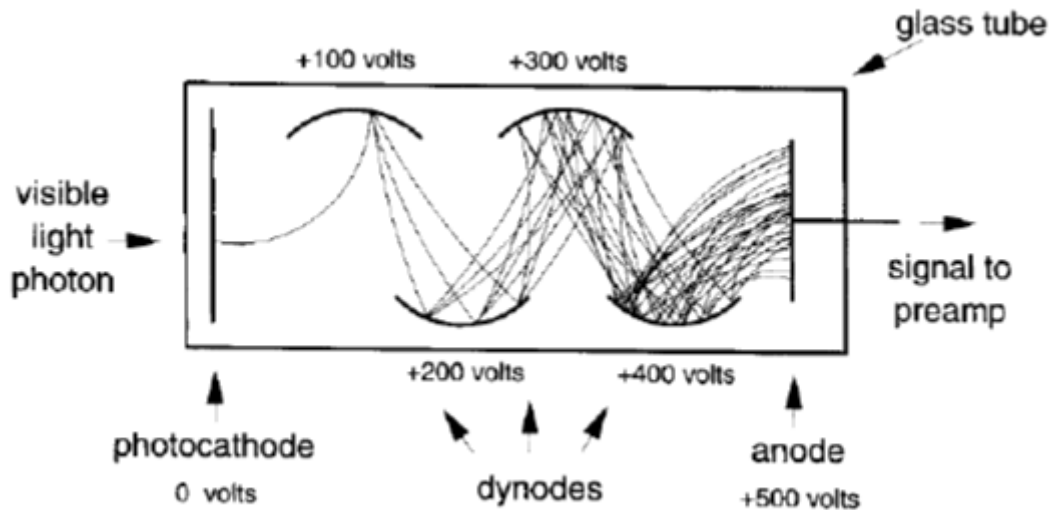
In questo caso il collimatore è a fori piani e paralleli ortogonali al piano del cristallo.

Altri tipi di collimatore. Fori divergenti, fori convergenti, pinhole. Quando si usano? Dipende dall'oggetto che vogliamo analizzare. Le pareti del collimatore devono assorbire ovviamente quindi normalmente è fatto di piombo perché devono assorbire i fotoni molli.

Subito dopo c'è il cristallo: riceve i fotoni che passano dalle linee, questi impattano sul cristallo su cui c'è una guida ottica che agevola il transito dei fotoni nel visibile, questo scintilla e i fotoni visibili vengono separati sui tubi fotomoltiplicatori; ricevono i fotoni nel visibile e li convertono in corrente elettrica. Questi non si possono miniaturizzare: ciascuno di loro ha un'uscita in cui passa corrente. L'aritmetica di posizionamento serve a calcolare le coordinate (x,y) del fotone sul cristallo.

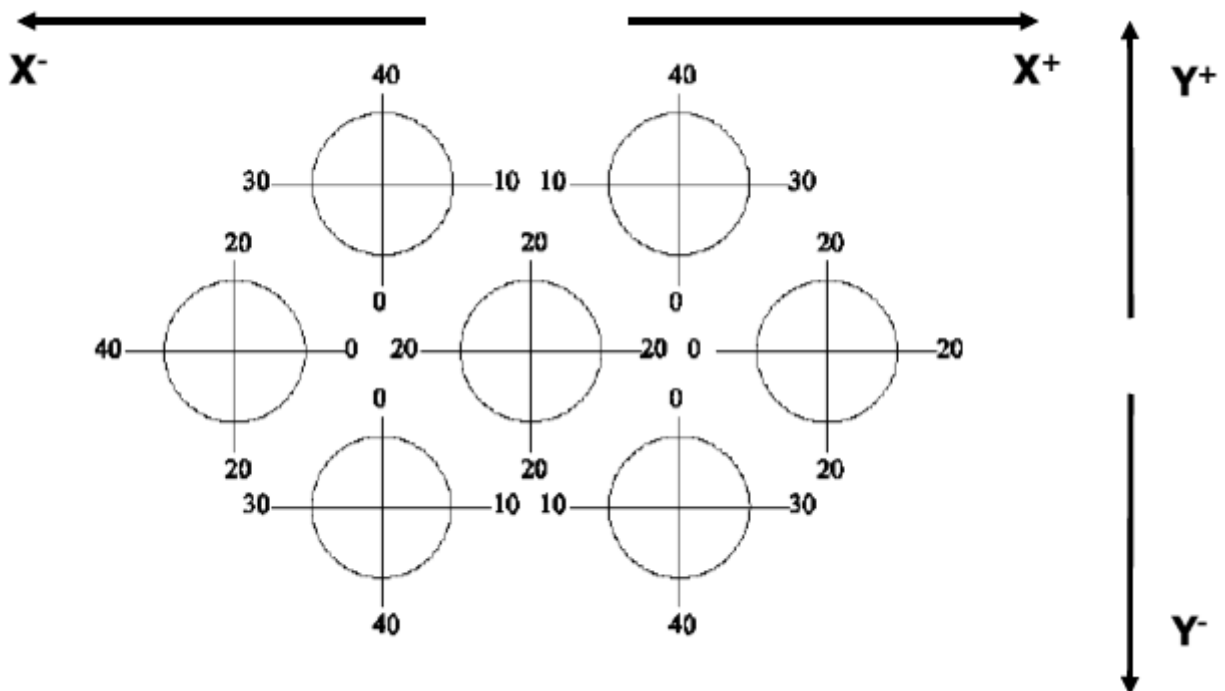
Tutta la gammacamera è chiusa in uno schermo di piombo. Perché? Perché non deve risentire di altre radiazioni e perché non si vuole dispersione di fotoni! Ciò che entra non deve uscire. C'è un solo elemento tra il collimatore ed il cristallo ed è un pannello di vetro: questo è trasparente ai fotoni nel visibile ed evita che entri l'umidità ed elimini le molecole di sale.

La risoluzione dipende dalla distanza tra il collimatore e la sorgente. Se è breve, il cristallo scintillatore scintillerà solo in una zona vicina alla sorgente.



Ci serve perché con questo metodo moltiplichiamo gli elettroni di un fattore di 10^6 : quindi un segnale relativamente piccolo viene amplificato diventando così analizzabile.

Funzionamento dell'aritmetica di posizionamento. Siamo in grado di coprire uno spazio grande con un numero basso di tubi fotomoltiplicatori. Ogni tubo ha un uscita in corrente proporzionale alla quantità di fotoni. Quando le gammacamere erano analogiche questa aritmetica di funzionamento era una soluzione.



Il rettangolo bianco è il cristallo scintillatore e i cerchi sono i tubi moltiplicatori. Si prende l'uscita di ogni tubo e la si divide in 4: questi vanno nelle 4 direzioni dello spazio bidimensionale. Essendo le direzioni dello spazio 4, ogni uscita del tubo è divisa in 4. Sono collegati 4 resistenze o condensatori per ogni tubo, succede che i pesi che mettiamo su ogni ramo sono unici per ogni tubo. Prendo quel tubo e i pesi che attacco ai rami devono essere indicativi di dove quel tubo si trova nel piano!

quantità di energia. Per rispettare le leggi di conservazione della massa e della quantità di moto questo dovrà emettere allora delle particelle ad alta energia: il fotone γ .

SPECT: usa una o più gammacamere con un certo numero di criticità. Aumentare il numero di gammacamere vuol dire che si devono tenere queste più lontane dal soggetto a scapito della risoluzione spaziale.

- Il campionamento angolare è di $5,6^\circ$ per 64 proiezioni con un totale di circa 360°
- Le immagini sono povere: 128×128
- La dimensione di un pixel è pari almeno a 3,2 mm.
- La terza dimensione è circa 3,2 mm cioè il minimo elemento che costituisce un'immagine tridimensionale SPECT.

Campionamento angolare: la SPECT ha comune con la TC, cioè, per la TC dobbiamo raccogliere le proiezioni su 180° e teoricamente questo movimento deve essere continuo per fare delle proiezioni in numero tendente ad infinito. Per coprire 360 gradi ci vuole un certo tempo! Se mi voglio spostare di 1 grado devo aspettare ancora di più e rischio che il radiofarmaco si esaurisca → avere un collimatore con dei fori piccoli o setti lunghi permette di selezionare in modo elevato i fotoni migliorando la risoluzione dell'immagine anche se il collimatore assorbe troppi fotoni! Quindi devo trovare una via di mezzo per non far assorbire troppi fotoni al collimatore.

Si acquisisce il segnale su un binario ellittico perché bisogna stare vicino al contorno per aumentare la risoluzione con cui si rappresentano le immagini.

La modalità di acquisizione. Come esiste la TC spirale, anche in SPECT esiste un analogo: 1) stop and shoot: piazzi la camera e aspetti i fotoni, ruoti la camera e aspetti i fotoni e così via. Almeno un secondo per ogni posizione è necessario aspettare. 2) rotazione continua: la gammacamera si muove in modo molto lento e intanto continua a ricevere fotoni. Questi vengono conteggiati e alla fine si fa la media ogni 3-6 gradi → si commette un errore perché si fa muovere il rivelatore formando un artefatto da movimento (un'immagine un po' sbavata) → si ha un'immagine più immediata ma affetta da averaging.

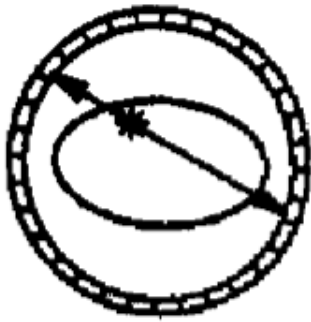
PET (Tomografia ad emissione di positroni)

La PET utilizza radioisotopi che emettono due fotoni (una coppia) per ogni disintegrazione: i positroni. Si usa il decadimento β^+ per questo tipo di esame diagnostico: è osservabile in atomi ricchi di protoni → uno di questi interagisce con un antineutrino per formare un neutrone e un positrone.

Come funziona la PET? Toglie di mezzo il collimatore. È l'unico esame che si può fare senza collimatore fisico!

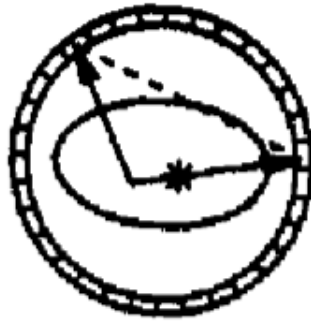
Il vantaggio è che tutti i radioisotopi che decadono β^+ hanno tempo di emivita bassissimo (ordine dei minuti)! Si deve produrre l'isotopo in loco → si fa con il ciclotrone. Un radiofarmaco PET è meno dannoso.

Un altro vantaggio: i traccianti non sono invasivi nel senso che si tracciano in modo diretto i processi biochimici e fisiologici senza asportare pezzi di organi.



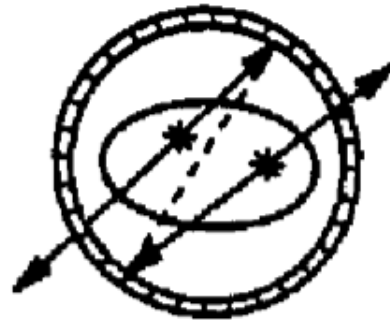
True coincidence

Coincidenza rivelata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento



Scatter coincidence

Coincidenza rivelata in corrispondenza dei due fotoni gamma emessi da un singolo evento di decadimento, ma uno dei quali è stato deflesso durante il percorso



Random coincidence

Coincidenza rivelata in corrispondenza di due fotoni gamma emessi da differenti eventi di decadimento

È risolvibile il problema dello scatter coincidence? Sì! Il fotone deviato è molto meno energetico, quindi il livello Z sarà diverso e quindi se a livello del Δt l'evento è accettabile i due fotoni si eliminano e non si considerano. La random coincidence è una coincidenza rivelata in corrispondenza di due fotoni gamma emessi da differenti eventi di decadimento. Siccome le due annichilazioni diverse sono contemporanee, se ricostruisco la linea dell'evento ne ricostruisco una e perdo 2 fotoni. Questo problema NON E' RISOLVIBILE.

Un'altra applicazione è anche la cardiologia: è un esame che si fa per valutare la funzionalità del miocardio dopo l'infarto!

ULTRASUONI

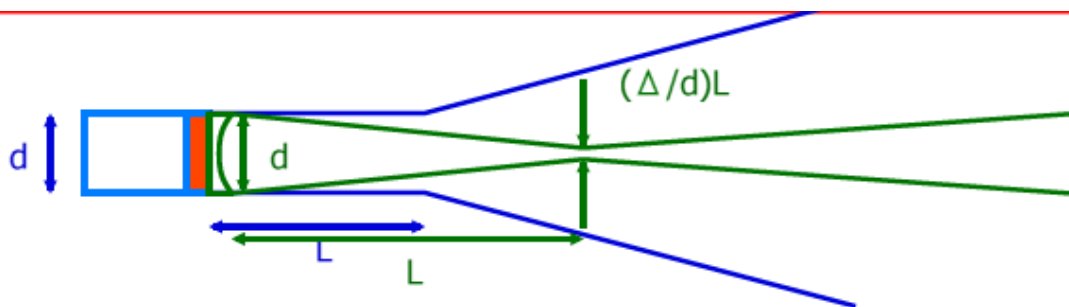
Il fenomeno base è la riflessione → rimanda ad una parte di radiazione che ritorna indietro. Cosa sono gli ultrasuoni? Hanno una frequenza oltre la frequenza della soglia udibile maggiore a 20 KHz. Sono puramente onde meccaniche → l'energia veicolata è meccanica, quindi non ci sono campi né ioni in gioco. Si propaga SOLO se c'è un mezzo tra il bersaglio e la sorgente a differenza delle onde elettromagnetiche. Un suono è una sinusoide perché ci sono degli istanti in cui l'onda è negativa e positiva e avviene con una frequenza ben precisa in base al tipo di suono. Quando facciamo propagare l'onda, durante la semionda positiva il tessuto viene compressso, stirato quando è negativa. A che velocità si propaga la radiazione? Dipende dal mezzo in cui propaga: mezzi elastici e anelastici permettono propagazioni diverse. Infatti l'impedenza acustica è data da:

Il quarzo è anisotropo però ha una resistenza meccanica bassa! Quindi dopo un po' di sollecitazioni questo diventa non lineare. Un altro problema è che il quarzo è molto delicato → subisce molto lo stress meccanico.

Cosa avviene durante la propagazione? Si fa sempre l'ipotesi di incidenza verticale!

Fino a che un ultrasuono si propaga in un mezzo omogeneo, non si generano echi di ritorno perché il coefficiente di riflessione è nullo! Alternativa. Se succede il contrario c'è una superficie è iper riflettente.

A cosa serve il gel? Se prendo la sorgente di ultrasuoni e il corpo qua deve esserci CONTINUITA' di mezzo! Quindi il gel serve a dare continuità ed evitare che si intrappoli dell'aria che ha un'impedenza molto più bassa. Il gel non ha proprietà cosmetiche! Riscaldare il gel fa perdere le sue caratteristiche meccaniche.



Nel fascio emesso da un singolo trasduttore si individuano due zone: una prossimale dove il fascio converge ed una distale dove il fascio diverge. L'estensione della zona prossimale è dato da:

$$L = d^2 / (4\lambda)$$

Questa è modificabile tramite l'applicazione di opportune lenti che deviano il percorso del fascio di ultrasuoni.

Questi, essendo onde, obbediscono alla legge di Snell.

Semplice regola mnemonica

La frequenza in MHz generata da una piastrina di spessore h (in mm) vale:

$$f = \frac{2}{h}$$

Significa che non si può fare una scansione a profondità infinita → Se R è una frazione dell'onda, l'eco di ritorno risulterà quindi ulteriormente attenuato! C'è quindi una massima profondità di scansione generata dalla massima attenuazione → l'osso introduce un'attenuazione che va da 4 a 10 volte maggiore degli altri tessuti molli che vale circa 1. In alcune condizioni si può fare l'ecografia cerebrale.

Tessuti diversi impongono coefficienti diversi, ma il problema è che i tessuti attenuano di più per frequenze elevate → l'ultrasonografia qui diventa una questione di compromesso.

Tessuto	Assorbimento (dB/MHz cm)
Aria	-
Grasso	0.5
Muscolo	2
Fegato	0.7
Cervello	1
Osso compatto	4-10
Acqua a 20° C	0.002

Non posso però alzare la potenza indiscriminatamente → ci sono dei limiti fisici e normativi tali per cui con gli US possiamo arrivare a 10-15 cm di profondità.

Il fatto che l'osso assorba così tanto si può usare a nostro vantaggio. L'osso è fatto di calcio e questo gli dà le proprietà. I calcoli si mangiano tutti gli ultrasuoni che arrivano, tendono ad oscillare e quindi vibrando si danneggiano → LITOTRITORI → distruggono le componenti più calcifiche e dannose. Un altro strumento funziona allo stesso modo → distrugge depositi calcarei: disincrostatore dentale.

La risoluzione. In questi dispositivi, la sonda emette un impulso per un breve tempo ed ascolta se no non sentirebbe gli echi. La sonda ovviamente deve funzionare sia in modo diretto sia in modo inverso. La sonda emette un pacchetto di US che contiene un certo numero di oscillazioni: al minimo deve esserci un ciclo di sinusoidi; di solito se ne mettono 3-5 cicli.

In ultrasonografia esiste il dualismo spazio-tempo. La sinusoidi possiamo vederla sia come onda nel tempo o nello spazio. La stessa cosa capita quando decidiamo tramite la sonda un certo pacchetto di US fatto da un certo numero di cicli di sinusoidi. Siccome esiste questo dualismo possiamo dire che l'impulso dura T oppure che ha una durata di 3λ a seconda che lo misuriamo in nanosecondi o il numero di lunghezze d'onda che c'è dentro → è la stessa cosa. Suppongo che una sonda emette un impulso di durata T. Sulla linea di propagazione c'è una prima discontinuità e una seconda posta ad una distanza d dalla precedente: l'US si propaga, arriva alla prima e si genera un eco di ritorno (uguale all'impulso scalato dal fattore di attenuazione), arrivato alla seconda discontinuità (succede la stessa cosa). Se le due discontinuità sono più distanti della lunghezza dell'impulso emesso, i due impulsi ovviamente arrivano in tempi diversi! Quindi la sonda capisce che sulla linea di propagazione c'erano 2 discontinuità! Se però le discontinuità sono ravvicinate, nel momento in cui si genera il primo eco, c'è subito la sovrapposizione al secondo e la sonda non riesce a distinguerli! È chiaro che la durata del pacchetto è il limite inferiore della risoluzione spaziale!



Devo assumere che il moto è rettilineo uniforme. La velocità di propagazione la conosco già che è in media 1540 m/s (QUESTO VALORE E' IMPOSTO). Come calcolo d? il tempo di volo è il tempo per cui l'impulso ha viaggiato dentro i tessuti. In questo tempo, lo spazio totale percorso è due volte d!

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

Intrinsecamente c'è un errore dovuto alla differenza di velocità reale in ogni tessuto.

La riflessione e l'attenuazione dei tessuti si sommano! Parto con un impulso ben preciso come ampiezza: quando arriva sul bersaglio questa è diminuita di un fattore esponenziale! Si genera un eco, ma questo non è tutto l'impulso, bensì una parte, determinato da R! Quando rappresento su un'immagine l'ampiezza dell'eco, mi interessa solo l'eco generato dalla discontinuità, non come è cambiato l'impulso! Il TGC sta per time gain compensator → è un amplificatore! Prende tutti gli echi di ritorno e li amplifica di una quantità proporzionale alla distanza dopo che un processore ha calcolato il tempo di volo del segnale! Cioè l'eco che ha viaggiato di più viene amplificato di più togliendo quindi l'effetto della profondità! Devo misurare Δt , conosco quindi d e so già di quanto devo amplificare l'eco: si lascia invariato solo l'effetto di R anche perché l'informazione sulla profondità è già insita in Δt . L'amplificatore sarà quindi logaritmico perché deve compensare l'esponenziale decrescente.

L'eco di ritorno viene chiamato segnale grezzo! Si può coprire una dinamica di circa 80 dB. Dopo il TGC, la dinamica viene ridotta a circa 40 dB. La dinamica utile è solo di 30-35 dB perché i restanti 5 sono di rumore → bastano quindi pochi bit per codificare l'immagine.

Massima risoluzione



SEGNALE GREZZO

Dinamica di circa 80 dB → 10000 livelli di grigio codificati su 13 – 14 bit (in pratica su 2 byte per comodità)

SEGNALE DOPO TGC

Dinamica di circa 40 dB

SEGNALE UTILE

Dinamica di circa 35 dB → 56 livelli di grigio codificati con 6 bit (solitamente si utilizza 1 byte)

Risoluzione effettiva

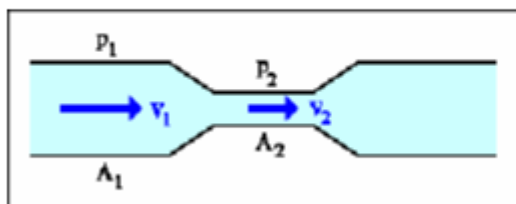
La terza modalità è la M motion. È la modalità dei cardiologi perché rappresenta su un grafico temporale il movimento di alcune specifiche parti di tessuto. Emette un'unica linea di scansione ed emette un impulso ad un determinato istante di tempo, emette un altro impulso poco dopo e vede dove queste interfacce si sono spostate. Si confrontano e si vedono le differenze di posizione.

FLUSSIMETRI

I dispositivi per flussimetria nascono per misurare la velocità del flusso ematico in modo non invasivo. Dalla misurazione siamo in grado di sapere se il regime è corretto o no. Si misura la velocità perché è una cosa semplice da fare e soprattutto molto precisa. Le variabili fondamentali che ci interessano sono la velocità la pressione e la sezione del condotto → pressione arteriosa. Un certo numero di leggi lega queste grandezze tra di loro: equazione di continuità.

Continuity equation $A_i v_i = \text{cost}$

Venturi effect (derived from Bernoulli's theorem)



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

Misurare la sezione di un vaso non è semplice. Misurare la pressione del vaso senza essere invasivi è impossibile! L'unico modo per farlo è infilare un catetere. Misurare la velocità in un punto qualunque del vaso è una banalità! Riesce ad essere molto accurato sulla misura e molto selettivo sul vaso. Si sfrutta l'effetto Doppler. Cosa dice l'effetto? Se la sorgente è in avvicinamento la frequenza sembra maggiore di quella che sia, se si allontana la frequenza sembra che sia più bassa. Ogni volta che c'è un moto relativo tra sorgente e ricevitore la frequenza percepita è proporzionale alla velocità con la quale si avvicina al ricevitore.

Nel nostro caso i corpuscoli fanno da sorgenti e di fatto riesco a capire in che direzione vanno e con quale velocità!

Flussimetria Doppler: misurazione di una velocità. Parlando di pressione non è quella sistolica o diastolica, ma è la pressione in quella sezione di quel vaso!

Sorgente e ricevitore sono la stessa cosa cioè la sonda! Questa si occupa di generare e misurare il segnale di ritorno tramite l'effetto piezoelettrico. Chi si muove? Il sangue in transito! Quando il flusso è in avvicinamento ci sembrerà che la frequenza sia più alta di quello che è, e viceversa. Supponiamo di avere un vaso dove mediante una sonda dall'esterno si iniettano US alla frequenza prestabilita e non cambia!

Un grosso problema della flussimetria è l'angolo θ . Se questo è 90° il coseno vale 0, quindi alla sonda torna la stessa frequenza irradiata. L'ideale sarebbe avere $\theta=0$ perché la dipendenza dell'angolo sarebbe annullata e quindi anche l'attenuazione dovuta all'inclinazione della sonda, ma questo praticamente non è possibile! Il coseno non è lineare!! Se io inclino più o meno la sonda la frequenza varia in modo non lineare! Si deve mantenere la sonda inclinata di $40-60^\circ$ per ovviare il problema della non linearità perché si tenta di ovviare al problema del coseno che in questo intervallo è PIU' O MENO lineare.

Che devo fare per misurare la velocità? Devo misurare f_d e calcolo la velocità di ogni particella. Suppongo di avere una particella che viaggia con una velocità v_1 e darà origine ad uno scarto doppler pari ad f_{d1} . Sento con la sonda il segnale di ritorno, estraggo dal segnale v_1 e se rappresento su un grafico cosa succede, scopro che in quel segnale rimane solo f_{d1} . Se faccio la trasformata di Fourier troverò una delta di Dirac centrata alla stessa frequenza. Se compare una seconda particella che viaggia a velocità v_2 e da origine ad una frequenza di f_{d2} , nel segnale ci sarà anche f_{d2} ! La trasformata di Fourier saranno 2 delta di Dirac a quelle 2 frequenze! Se $v_1 < v_2$ allora $f_{d1} < f_{d2}$. Queste due delta hanno la stessa ampiezza! Perché sono echi generati dalla stessa particella insonata dalla stessa onda acustica. Se una terza di muove a v_1 , cosa succede alla trasformata? Sull'asse delle frequenze non cambia niente, solo che la prima f_{d1} raddoppia in intensità!! Quindi se in generale, rappresento la trasformata del segnale in funzione della frequenza otterrò una certa distribuzione di frequenze! Questa dice che in tutti i punti in cui questa distribuzione vale 0, vuol dire che non c'era neanche una particella che viaggiava alla velocità corrispondente a quella frequenza! Quindi frequenza e velocità sono strettamente correlate! Il valore che io leggo ad una frequenza è proporzionale al numero di particelle che avevano quella velocità! Più alta è l'intensità a quella frequenza, più particelle si muovono a quella velocità che corrisponde a quella frequenza! Se calcolo l'area del segnale intero (energia totale del segnale), questa è proporzionale al numero complessivo di particelle che passa sotto la sonda durante l'insonazione indipendentemente dalla velocità → FLUSSO.

Inoltre la trasformata ha segno proporzionale alla direzione della velocità. Se tutto fosse corretto il profilo di velocità dovrebbe essere una parabola → flusso laminare. In realtà è circa un cerchio: vicino alle pareti ha quasi velocità nulla, invece al centro del vaso si ha la velocità massima. Quindi la foto degli eritrociti dipende dalla posizione in cui si trovavano dentro il vaso! In caso di problemi si possono avere dei moti turbolenti e quindi la trasformata di Fourier può anche avere regioni negative!

Tutti i dispositivi flussimetrici hanno un altoparlante che fa sentire all'operatore in tempo reale il flusso di quel vaso. Il suono che sentiamo è proporzionale al regime di velocità! Ci sono degli strumenti che non hanno monitor e hanno solo l'altoparlante. Lo scarto doppler NORMALMENTE cade dentro la soglia dell'udibile umano quindi un buon ecografista riconosce la bontà del flusso dal solo suono prodotto.

Per misurare f_d come si fa? Si usa il demodulatore coerente (o mixer). È una tecnica molto semplice per estrarre f_d dalla frequenza che riceve la sonda. Suppongo di avere in trasmissione la sonda f_0 : il campo è modellizzata da una sinusoidale. Nell'ipotesi che ci sia una sola particella la mia sonda riceve $f_0 + f_d$ ipotizzando che sia in avvicinamento. Il mixer fa il prodotto di due sinusoidi.



Il picco rappresenta la fase sistolica perché il ventricolo impone un'accelerazione a tutto l'albero vascolare e quindi all'interno del segnale doppler si avranno delle frequenze più alte perché gli eritrociti vanno veloci! Quando andiamo verso la fase diastolica ovviamente le frequenze diminuiscono e quindi in questo caso la velocità diminuisce! Il velocitogramma è una serie di trasformate di Fourier girate in verticale con la velocità al posto della frequenza e vediamo come le velocità variano nel tempo! Succede che dove ci sarà il colore più intenso ci saranno più eritrociti che si muoveranno a quella velocità.

Come sono fatti i dispositivi flussimetrici? Esistono 2 tipi di dispositivo: ad onda continua (monitora di continuo, come i flussimetri) e ad onda pulsata (manda l'impulso e poi ascolta come gli ecografi). È una differenza rispetto ai dispositivi di ecografia che ha solo un eco pulsato.

I dispositivi pulsati in alcuni casi non stanno dietro a delle variazioni di velocità molto veloce → non avremmo una frequenza di campionamento abbastanza alta! Se ho un flusso con una velocità molto alta avrò una frequenza molto alta e devo avere una sonda che campiona ad una frequenza ALMENO doppia di quella del segnale. Quindi le frequenze in teoria devono tendere ad infinito (devono essere molto alte). Se ho una sonda che emette di continuo chi riceve? In tutte queste sonde continue ci sono 2 schiere di cristalli perché una si occupa di trasmettere e l'altra di ricevere! Le sonde ad onda continua ovviamente avendo il doppio dei cristalli costeranno molto di più! Con queste sonde NON posso calcolare la profondità del vaso che sto analizzando perché essendo un segnale continuo non riesco a calcolare il tempo di volo dell'eco di ritorno → si perde la selettività.

Questi dispositivi non sono particolarmente diffusi e normalmente i flussimetri clinici fanno solo ad onda pulsata!

I dispositivi ad onda pulsata emettono un impulso: dall'eco di ritorno si capisce la profondità e dal segnale vero e proprio manda in demodulazione e si capisce il segnale vero e proprio! La

ne rosso ne blu e invece di codificare direzione e velocità si codifica l'energia totale del segnale doppler! Si calcola quindi l'area della trasformata di Fourier del segnale che è arrivato al ricevitore da quel distretto.



C'è quindi più energia al centro del vaso invece che ai lati del vaso. Consente di avere immagini meno rumorose e più precise nel caso anche di vasi molto piccoli. Un'altra differenza: si può dimostrare che l'immagine power è sempre la stessa per qualunque angolo di inclinazione θ della sonda perché la velocità non ci interessa!

Il mezzo di contrasto disegna il flusso: da segnale solo dove è presente e si può cancellare tutto il resto! Questi si usano quando la risoluzione spaziale dell'apparecchio non è sufficiente ad analizzare vasi molto piccoli. Quali sono i materiali che ci servono per creare contrasto? Deve avere impedenza acustica molto diversa da quella degli altri tessuti, del sangue nel nostro caso. Ma i tessuti umani hanno impedenza simile tutto sommato → il mezzo più conveniente è il gas! Se iniettano gas dentro un vaso ritorna un eco molto alto! Si iniettano delle microbolle nei vasi per evitare che si creino emboli → sono bolle gassose microscopiche che hanno il compito di girare nell'albero vascolare e quando vengono colpite da US generano un eco molto elevato.

Come si costruiscono? Si fa per reazione di alcuni componenti. Le bolle all'interno di un distretto vascolare vengono frantumate subito non durano tanto → riescono a reggere la pressione del liquido e quella della sonda! Queste sono tenute insieme da fosfolipidi. Una volta iniettati circolano per una decina di minuti dopo di che si rompono: la membrana esterna da sola stabilità meccanica. Il gas contenuto dentro è l'esafluoruro di zolfo. In genere non si hanno effetti collaterali! Il diametro delle microbolle sono minimo di 1 μm a 6 μm perché devono passare nei polmoni! Perché passando dai capillari polmonari rischiano di rompersi o di ostruirli!

specifiche: normalmente è quantizzato da -1 a $+1$. Tutti gli isotopi che hanno elettroni e protoni uguali hanno numero di spin pari a 0. Tutti gli isotopi con due soli livelli energetici hanno spin pari a $\frac{1}{2}$ (caso dell'idrogeno).

Il fatto di considerare solo i protoni è una scelta tecnologica! Perché? È il componente più abbondante del corpo umano! Il numero di spin deve essere diverso da 0: una sfera carica che ruota su se stessa produce un momento magnetico che è proporzionale al numero di spin.

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I} \rightarrow \text{rapporto giromagnetico}$$

Il rapporto giromagnetico dice ogni giro quanto campo magnetico si è prodotto. Se guardiamo i diversi nuclei scopriamo che oltre ad essere il più abbondante nel corpo lo ione idrogeno ha un rapporto giromagnetico di oltre 42 → è un vantaggio perché si deve interagire con i protoni e quindi la base di questa interazione deve essere particolarmente forte!

$$\gamma = e/2m$$

Se prendiamo una porzione di tessuto e vediamo come sono distribuiti i momenti magnetici (che è una quantità vettoriale), in condizioni di riposo si dimostra che complessivamente quel tessuto non è magnetizzato perché siamo in una condizione in cui ogni momento è orientato casualmente nello spazio. Adesso applico al tessuto un campo magnetico esterno B_0 statico: questo è il campo principale della RM ed è un campo che normalmente viene applicato in un sistema di riferimento cartesiano PARALLELAMENTE all'asse z, cioè la direzione cranio-caudale. Se applico questo campo adesso i momenti magnetici sono forzati ad allinearsi alla direzione del campo magnetico.

In figura si vede che alcuni protoni sono antiparalleli al campo magnetico: ciò è dovuto al fatto che gli ioni idrogeno hanno due livelli energetici, per cui alcuni tendono ad orientarsi parallelamente ed altri antiparallelamente al campo magnetico. Qualunque altra direzione non è consentita!

Se ho un corpo umano e voglio parlare col maggior numero di protoni il campo magnetico deve essere di intensità più alta possibile perché riesco ad orientare i protoni anche in profondità! Dal punto di vista pratico è chiaro che se si vuol fare ciò questo campo deve essere molto elevato. Quanto? L'ordine di grandezza è del Tesla: milioni di volte in più del campo magnetico terrestre.

Come si genera un campo così forte? Si usano i superconduttori. Questi dispositivi a superconduttori non si spengono mai!

Se ho un insieme di atomi, impongo B_0 , molti protoni hanno un moto di precessione orientati verso $+z$ e altri verso $-z$ che sono i due stati energetici permessi. In realtà ce ne sono di più verso $+z$ perché il vettore magnetizzazione ha componente positiva in $+z$.

È possibile sapere che velocità hanno questi protoni? Sì, tramite γ (rapporto giromagnetico) e la forzante esterna! La velocità quindi è la frequenza di Larmor

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

frequenza di Larmor

So quindi a che frequenza gira attorno all'asse z . La frequenza di Larmor è la frequenza di precessione ed è IMPORTANTISSIMA.

L'asse lungo cui è diretto B_0 si chiama longitudinale. Il piano perpendicolare a questo a livello dell'origine del sistema si chiama trasversale (piano xy).

M in questo caso non ha componente trasversale, più precisamente le componenti trasversali ci sono, ma hanno componenti che si annullano tra di loro perché sono equidistribuite nello spazio.

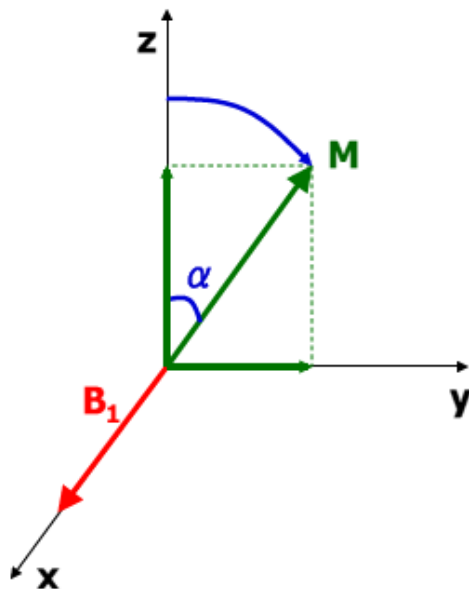
Le due orientazioni dei protoni si chiamano spin up (concorde all'asse z) e spin down (discorde all'asse z). I due livelli energetici non hanno la stessa energia! Quale dei due ha uno stato energetico maggiore? Quello spin down perché è in una condizione di equilibrio instabile per cui se per caso ha una piccola rotazione B_0 lo porterebbe su!

Il rapporto tra quanti protoni nei due stati dipende dall'energia, dalla costante di Boltzmann e dalla temperatura → se varia la temperatura varia il rapporto! Essendo M una somma vettoriale, questo diventa più grande o più piccolo → in un esame RM la temperatura non deve variare mai! Quindi i locali in cui si fa RM sono termostati. Se durante l'esame varia la temperatura varia il rapporto e quindi varia anche il vettore magnetizzazione: la temperatura è compresa tra i 22 e i 24 gradi.

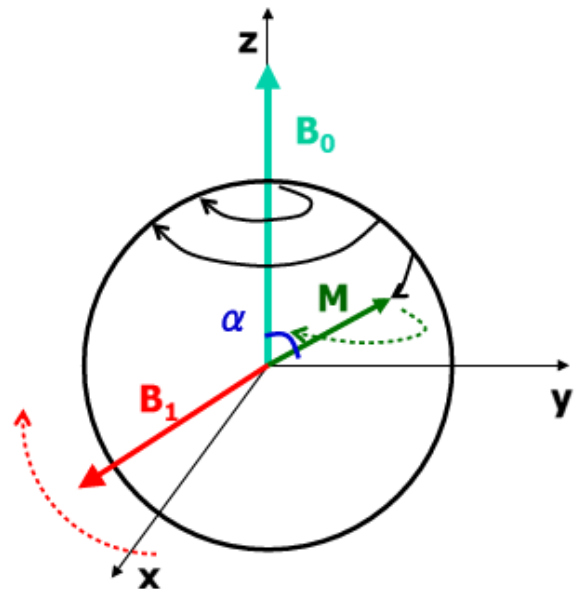
$$\frac{n \uparrow}{n \downarrow} = e^{\frac{\Delta E}{KT}} \approx 1 + \frac{\Delta E}{KT}$$

Ogni milione di protoni ce ne sono 3 in meno in orientazione spin down di quelli con orientazione spin up orientativamente → questo effetto si chiama effetto Zeeman. È alla base della nascita del vettore magnetizzazione. L'unico modo per capire com'è fatto il tessuto è cambiare le sue proprietà portandolo in risonanza → coinvolte frequenza e scambi energetici a quella frequenza.

Il segnale non "trattato" sarebbe molto debole e quindi scarsamente rilevabile con precisione adeguata. Per aumentare l'effetto di questa differenza di protoni con orientazioni differenti si porta il sistema in risonanza!



**Sistema di riferimento
solidale con B_1**



**Sistema di riferimento
solidale con B_0**

Se continuo a tenere acceso B_1 avrò M che rimarrà nella stessa posizione e non farò altro che sovraccaricare il sistema surriscaldandolo però i protoni da quella posizione non si muoveranno più! L'angolo α in figura di chiama angolo di deflessione. Ci interessa quando vale 90° e 180° .

RISONANZA MAGNETICA \rightarrow magnetizzare il sistema e poi deflettere M fino a portarlo in una posizione che interessa.

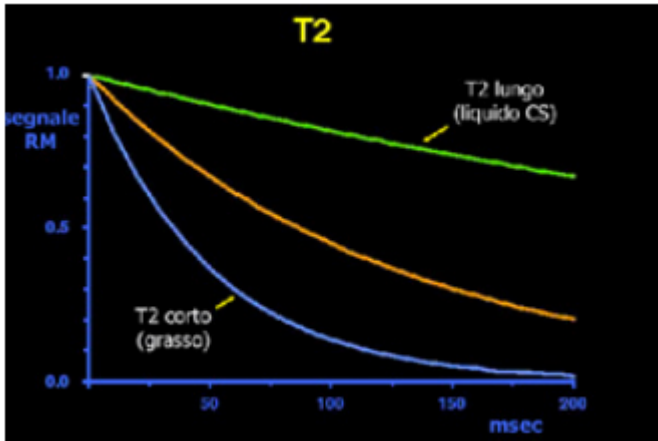
Nel piano xy tutti i momenti magnetici tendono ad allinearsi a $B_1 \rightarrow$ si fa quindi la composizione del moto e la punta del vettore M disegnerà una spirale.

È possibile calcolare per quanto tempo devo tenere acceso B_1 :

$$\alpha = \Omega t_\omega = \gamma B_1 t_\omega \rightarrow \text{tempo di applicazione del campo rotante}$$

Posso calcolare quanto ci vuole per ottenere un angolo che si vuole raggiungere. Il vero modo per capire com'è fatto il tessuto è metterlo nelle due condizioni estreme.

La risonanza magnetica crea un'immagine in base alle sue risposte agli impulsi a 90° e 180° . B_1 si spegne quando il sistema è entrato in risonanza: ci si chiede come reagisce il sistema \rightarrow il vettore M si riporterà alle condizioni di partenza quando staccherò l'alimentazione e allora tutta l'energia fornita il sistema me la restituisce: il sistema riporterà i protoni da spin down a spin up (che è uno stato energetico minore) \rightarrow l'energia in eccesso viene espulsa tramite una radiazione elettromagnetica ed è questa che noi dobbiamo catturare! Quindi avremo bisogno di un'altra antenna che riceverà il segnale di ritorno! Il sistema modifica la sua energia e siccome adesso ne ha di più, quella che ha in eccesso ce la restituisce. Questo segnale si chiama segnale di induzione



Quindi sfrutto questi grafici per cercare di distinguere due tessuti diversi in base al tempo che impiegano per ritornare allo stato di equilibrio: userò il meccanismo di rilassamento nel quale la differenza sarà più evidente.

I protoni riescono ad assumere quanti di energia ad una frequenza ben precisa (ω_0) → avremo provocato la risonanza del sistema: questo farà sì che il vettore magnetizzazione M aumenterà in modulo.

Il sistema complessivo dei protoni ci restituisce gradualmente energia attraverso i meccanismi di rilassamento che sono 2: spin-reticolo e spin-spin. Questi danno origine a 2 comportamenti leggermente differenti, ma quello che succede diciamo che è uguale → M ritorna ad essere parallelo all'asse z e concorde ad esso a causa della presenza del campo B_0 .

Nel caso della RM il tempo (costanti di tempo specifiche) che M impiega a tornare in una condizione di equilibrio è discriminante dell'immagine.

Per tutti i tessuti vale che c'è il meccanismo 2 più veloce del meccanismo 1.

$$T_2 \leq T_1$$

È stato osservato che preso un tessuto, una parte di questo è normale e un'altra parte è patologica. Se si guardano i tempi di rilassamento tra i due tipi ci possono essere delle differenze che possono arrivare al 100%! Si riescono ad evidenziare patologie e disfunzioni molto chiaramente.

Sequenze=quello che importa in B_1 sono importanti l'impulso a 90° e quello a 180° . È stato dimostrato che alternando questi due impulsi è possibile enfatizzare o il meccanismo di tipo 1 o di tipo 2 → quando noi otteniamo il segnale FID, questo ha una frequenza specifica ω_0 modulato da due esponenziali decrescenti con diverse costanti di tempo! Da un solo segnale non riusciremo mai a calcolare T_1 e T_2 , ne servono 2! Quindi le sequenze servono a rendere uno dei 2 predominante. L'andamento nel tempo del segnale è dato da:

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

Se conosciamo la pendenza del gradiente sappiamo già quanto deve valere il valore di frequenza in funzione dello spazio e avremo la mappatura della frequenza di risonanza nello spazio! Si fa lineare perché si ha una proporzionalità diretta tra posizione e frequenza → è molto facile risalire dallo spazio alla frequenza e viceversa. E poi perché i campi gradiente di questo tipo sono facili da generare → con le bobine di Helmutz.

La pendenza del campo è direttamente proporzionale alla corrente che scorre nelle bobine. Con un gradiente maggiore la risoluzione dell'immagine è migliore perché protoni vicini risuonano con una frequenza molto diversa! Quindi la pendenza più alta è meglio è!

Se faccio l'elettromagnete più forte sarà più grande l'interazione con il magnete che genera B_0 ! Ad un certo punto questa sarà eccessiva e non sarà più accettabile. I campi gradiente non sono sempre presenti → solo quando faccio la lettura del FID, quindi dentro le bobine non scorre una corrente continua ma una ad impulsi solo quando è necessario. B_0 quindi è statico, B_1 è applicato per un certo periodo ad una certa frequenza variabile nello spazio ad impulsi! È stato dimostrato che può creare qualche disturbo, in particolare nausea perché va ad interagire con dei protoni nel nostro corpo che si trovano nel flusso linfatico, per esempio, perché non c'è una pompa come nel caso del circolo sanguigno. Più si aumenta la pendenza, maggiore saranno i sintomi, quindi c'è un vincolo al gradiente → 40-60 mT/m.

Geometria. Con un gradiente nello spazio seleziono un piano, con due gradienti nello spazio definisco i protoni che stanno sulla retta di intersezione dei 2 piani. Se metto tre gradienti posso far risuonare un solo punto! Di solito si fa la lettura di tutti i protoni che stanno o sulla linea o sul piano!

Se ogni protone ha una frequenza diversa cosa devo fare? Dentro B_1 , invio tante frequenze quanto bastano per far risuonare tutti i protoni appartenenti a quel piano. Quando spengo B_1 tutti i protoni si rilassano e leggo tutte le frequenze di rilassamento → grazie a Fourier riesco a risalire alla frequenza con la quale ognuno ha risuonato e quindi risalgo alla sua posizione nello spazio.

Più la sequenza è lunga più l'immagine è definita e ad alta risoluzione.

DISPOSITIVO RM

Non c'è solo una forma di energia, ma ce ne sono almeno 2! Campi elettromagnetici, magnetici e variabili! È evidente che un dispositivo non funziona senza un microcontrollore che controlla tutto! B_1 deve andare d'accordo con ω_0 . Dobbiamo quindi pilotare B_1 in modo apposito in base a quante frequenze vogliamo far risuonare. La bobina a RF ha il compito di generare B_1 (antenna per irradiare verso il paziente B_1). Poi si hanno 3 bobine per i gradienti ognuno per le 3 direzioni e poi il magnete che è quello che genera B_0 . Nella catena di ricezione abbiamo l'antenna che misura il segnale FID dopo che abbiamo interrotto l'eccitazione, collegata alla catena di amplificazione. Per riuscire a sapere qual è il segnale corretto il segnale che mando lo devo mandare anche al ricevitore perché deve sapere la frequenza irradiata.

- 1) I colori distinguono nel caso delle frecce azzurre l'energia erogata dal dispositivo al paziente.
- 2) Nel caso delle frecce rosse paziente-dispositivo
- 3) Le linee blu radiofrequenza
- 4) Le linee verdi il segnale di controllo

- 1) Corrente elettrica distribuita uniformemente sulla sfera: all'interno della sfera il campo è uniforme.
- 2) Corrente elettrica costante uniformemente distribuita su un solenoide di lunghezza infinita: non è praticamente realizzabile.
- 3) Campo magnetico che c'è tra espansioni polari parallele (ferro di cavallo): le linee del campo tra le due estremità sono parallele ed omogenee tra di loro. Questa oggi non si fa più!

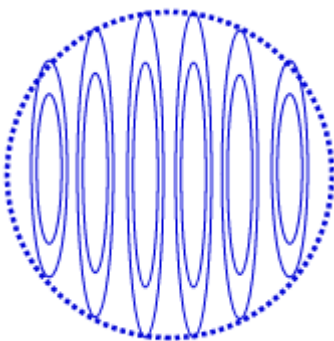
I primi due tipi di modello hanno dato origine a due tipi di magneti: resistivo e a superconduttore mentre il terzo tipo è in disuso.

Come si fa lo shimming? Si ha che capita che il campo magnetico data una direzione, non è costante ma ha delle variazioni indesiderate. Bisogna prendere il magnete, installarlo e portare tutte le correzioni sotto le 100 parti per milione in ogni direzione dello spazio.

Una volta installato si corregge l'omogeneità del campo "manualmente" con delle barrette che si infilano in degli appositi spazi lungo la circonferenza del Gantry → shimming passivo=questa correzione non si cambierà mai più!

Shimming attivo → tutte le parti metalliche a contorno deformano il campo magnetico! Di volta in volta ho bisogno di poter correggere in tempo reale le disomogeneità del campo magnetico. Si usano delle bobine aggiuntive: annullano le variazioni del campo magnetico in una certa direzione. Sommo praticamente un termine uguale e opposto alla disomogeneità in modo da annullarla e farla rientrare entro l'intervallo di 100 parti per milione.

Il primo tipo di magnete è resistivo: tenta di copiare la geometria ideale di correnti di superficie di una sfera. Per riuscire a sfruttare la geometria è fare una sfera con due metà leggermente separate oppure simulare una mela col torsolo separato. La sfera viene fatta da piastre metalliche concentriche.



Mettendole vicine, sembra che complessivamente sia una sfera cava, per cui posso collocare al centro il paziente. Il secondo modo è analogo!

Tutte queste corone sono fatte da alluminio anodizzato: la conducibilità termica è fondamentale (è il limite reale). Queste piastre messe vicine simulano una sfera e si fa scorrere un liquido di raffreddamento per portar via il calore in eccesso (di solito è acqua).

Supponiamo di avere un solenoide. Il campo è proporzionale al numero di spire e alla corrente. Se lo mettiamo in superconduttività si ottiene un campo magnetico di intensità maggiore → aumentando la corrente la temperatura critica si abbassa, cioè si deve abbassare la temperatura per rimanere in condizioni di superconduttività! Se variamo bruscamente la corrente o la temperatura variano tutti i parametri: tutto deve essere perfettamente stabile.

Un magnete quasi ideale è quello fatto da un solenoide ideale → srotolando le spire queste misurano circa 20 km. I filamenti sono di nichel titanio e niobio intrecciati. Lo schermo esterno è tenuto a circa 4,2 K.

La geometria: è come se fosse un enorme cilindro. Dove c'è il metallo c'è un involucro che contiene l'azoto liquido, poi di elio liquido e poi tutto attorno c'è il vuoto, perché lì il calore si propaga molto male quindi si minimizza lo scambio termico → una sorta di 3 camicie concentriche.

Il foro del Gantry è molto ridotto: non più di 60 cm. In alto c'è un abbozzo sul soffitto che da la mandata dei gas refrigeranti.

L'unità fondamentale è quella che consente di mantenere la temperatura: criostato. Com'è fatto? È uno scambiatore di calore: prende il calore generato dai filamenti e lo dissipa. Ci sono una serie di schermi che mandano fuori il poco calore prodotto dai filamenti. Quali sono i consumi? Per i vecchi magneti a superconduttore i consumi sono VEDI SLIDE.

Il magnete viene refrigerato con lui stesso in funzione. Quanto costa? 50-60 mila euro l'anno di rabbocco di gas. Pochi anni fa si sono diffusi dispositivi che erano dotati di un refrigeratore meccanici (inverter): riesce a fare il ciclo di Carnot per raffreddare ulteriormente il gas. Questo aggiunge il 10% al costo del dispositivo ma si riduce di un fattore 10 sull'elio liquido. Nei primi dispositivi era necessario fermare la macchina → si doveva aspettare che il metallo uscisse dalla temperatura di superconduzione, fermare tutto e poi riavviare tutto da capo! Ci volevano 24/36 ore. Si aveva così una spesa di 30-35 mila euro! Oggi i dispositivi RM sono sempre attivi!

Il metallo può uscire improvvisamente dalla temperatura critica → quenching. Suppongo di avere il solenoide percorso da una corrente molto elevata. Per qualche motivo succede che questo va ad una Temperatura superiore alla Temperatura critica. Succede che immediatamente la legge di Ohm ritorna valida, c'è una tensione e c'è effetto Joule con una corrente elevatissima → il magnete si distrugge istantaneamente e si fonde.

- 1) Se vario la corrente in modo brusco varia anche la Temperatura critica (si abbassa) → il metallo si trova ad una Temperatura superiore alla Temperatura critica.
- 2) Per qualche motivo il circuito di raffreddamento può andare in blocco. In genere succede perché si buca un tubo e c'è espulsione di gas criogenico. Se si buca fuori dalla stanza del dispositivo non succede nulla. Ma in alcuni magneti nelle prime versioni avveniva dentro la stanza magnete → c'è un ambiente chiuso! Si aumenta il volume della stanza, poi la pressione! Fino a buttare giù la parete.

Per evitare il quenching da rilascio di gas dentro la stanza magnete c'è il tubo di quenching che non è altro che un tubo di aspirazione che viene azionato automaticamente o manualmente che evacua eventuali perdite di liquido refrigerante. La centralina misura anche la percentuale di ossigeno in aria → se ci fosse una perdita anche piccola di gas, la percentuale di ossigeno diminuisce! I tasti rossi sono i pulsanti di quench → va premuto solo in caso di emergenza: piano

TEMI D'ESAME

ULTRASUONI

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

v. domanda 3

esercizio:

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

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

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

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

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

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

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

I pacchetti di impulsi vengono emessi ad una frequenza ben precisa, detta Pulse Repetition Frequency, e per ognuno di essi ottengo un eco di ritorno. La PRF determina la massima profondità di scansione in quanto l'eco deve tornare alla sonda prima che avvenga la trasmissione del pacchetto successivo.

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

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

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

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

Per misurare f_D si usa il demodulatore di fase:

Il demodulatore coerente è utilizzato per misurare lo scarto doppler f_D

$$N=192$$

$$PRF=1/T$$

$$T=1/PRF \text{ finestra utile di ascolto } > T_2=T-T_1=T-DC \cdot T$$

$$\frac{1}{2} v T_2=x > \text{max profondità di scansione}$$

$$FR= PRF/N$$

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

La misura della velocità ematica mediante ultrasuoni si basa su tre principi fisici.

In primo luogo supponiamo di utilizzare come modello fisico valido del sangue un fluido incomprimibile, allora la legge di continuità dice che il prodotto dell'area della sezione del tubo attraversata da un fluido non comprimibile per la velocità del fluido stesso è costante: $A \cdot v = \text{costante}$. Quindi se il vaso si stringe la velocità del liquido aumenta.

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

L'effetto Venturi è descritto dalla formula: $p + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{costante}$.

Infine, l'ultimo principio fisico su cui si basa la flussimetria, è l'effetto Doppler che afferma che tutte le volte in cui c'è un moto relativo tra una sorgente ed un ricevitore, questo percepisce una variazione della frequenza emessa dalla sorgente proporzionale alla velocità relativa ed alla direzione.

Per aumentare la qualità dell'immagine sono state introdotte due codifiche: la color doppler e la power doppler. La codifica color colorisce di blu il flusso concorde con la direzione di propagazione della radiazione e di rosso il flusso discorde (convenzione indipendente dalla tipologia di vaso che può essere invertita a piacimento).

Il colore è determinato dalla direzione del flusso, quindi nel caso di un flusso vorticoso saranno presenti entrambi i colori. L'intensità del colore invece determina il modulo della velocità. L'intensità varia al variare dell'angolo, quindi la codifica color è sensibile all'angolo di insonazione.

La codifica power codifica, invece, l'intensità di spettro di potenza del segnale ricevuto in quel punto. Si utilizza una scala di giallo/arancione. La codifica Power è indipendente dalla velocità e dall'angolo di insonazione, ma è dipendente solo dal numero dei globuli rossi. L'intensità del colore è funzione della potenza dell'eco, per cui non abbiamo più informazioni riguardo la direzione del flusso.

8. Supponendo che un dispositivo ecoDoppler sia equipaggiato con una sonda lineare a 10 MHz, formata da 256 cristalli, e volendo garantire una profondità di scansione almeno pari a 10 cm,

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

$$A = A_0 e^{-z \mu_{lin}} = 1 \cdot e^{-2 \cdot 1,259} = 0,0806$$

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

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

RAGGI X

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

I principali blocchi di un sistema TC sono:

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

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

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

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

La mammella viene compressa in modo da diminuire il più possibile la sovrapposizione delle strutture e vengono acquisite, generalmente, almeno due proiezioni, una dall'alto verso il basso e una obliqua. La mammografia ha una produzione di immagine eccellente, con una risoluzione spaziale doppia rispetto ad un normale radiografo.

Le sostanziali differenze tra un radiologico tradizionale ed un mammografo risiedono, quindi, nella quantità di energia usata, nella maggior risoluzione spaziale, nella direzione del fascio (colpisce solo la zona interessata) e nel supporto paziente specifico indispensabile (dispositivo di compressione).

3. Descrivere la strumentazione ed i passi necessari per condurre un esame angiografico con mezzo di

Quando il fotone X interagisce con le molecole di gas genera cariche elettriche che vengono accelerati da opportuni elettrodi a forma di setto. Vi è quindi una conversione diretta dei raggi X in energia elettrica. La geometria a setti funziona anche da collimatore riducendo gli effetti di eventuali fotoni X deflessi o provenienti da altre zone. L'efficienza di questo tipo di sensori è del 54%.

6. Disegnare lo schema di un tubo radiogeno e spiegarne il funzionamento. Specificare dettagliatamente i materiali costituenti le parti del tubo. Infine, descrivere quali sono le grandezze elettriche in grado di regolare energia ed intensità del fascio a raggi X in uscita.

Il tubo radiogeno è costituito da due parti, l'anodo (solitamente in tungsteno-reniato o in molibdeno per la mammografia) ed il catodo.

Il catodo è la parte che emette gli elettroni, l'anodo è la parte che viene bombardata. Questi elementi sono inseriti in un'ampolla di vetro all'interno della quale viene creato il vuoto spinto.

Il filamento, tipicamente fatto in tungsteno, viene alimentato da una corrente elettrica, il riscaldamento del filamento produce una emissione di elettroni direttamente proporzionale alla corrente di alimentazione del filamento. Questi elettroni vengono indirizzati da una coppa focalizzatrice verso l'anodo ed accelerati tramite l'applicazione di una differenza di potenziale tra anodo e catodo. Quando gli elettroni colpiscono il metallo dell'anodo, questo emette una radiazione elettromagnetica, se la velocità di impatto è sufficiente la radiazione sarà nella banda X.

L'anodo è inclinato, di solito 30°, per consentire l'emissione dei raggi X attraverso una zona dell'ampolla detta finestra dove il vetro è assottigliato. I fotoni che vanno nella finestra sono gli unici utili, tutti gli altri vanno bloccati. Per farlo si ricopre il bulbo con una guaina di piombo che lascia scoperta solo la finestra.

L'interazione tra anodo ed elettroni crea un surriscaldamento dello stesso, per cui si applica un rotore all'anodo in grado di farlo ruotare cambiando il punto di collisione.

L'intensità del fascio è modificabile intervenendo sulla tensione di alimentazione, facendo ciò modifico 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 posso agire sulla corrente di alimentazione del filamento, ciò comporta una maggiore emissione di elettroni che impattano sull'anodo.

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

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

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

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

tempo minore di quanto avviene con i radiofarmaci utilizzati per la SPECT. Inoltre nell'esame PET non è necessario l'utilizzo di collimatori per conoscere la posizione della sorgente perché basta intercettare due fotoni gemelli uscenti e ricavare la direzione lungo la quale è avvenuta l'annichilazione.

Grazie a questo meccanismo la PET ha una risoluzione spaziale maggiore della PET, ma ha costi decisamente più elevati.

2. Disegnare lo schema dell'aritmetica di posizionamento utilizzata in una gamma camera. Descrivere come si risale dallo schema alla posizione di impatto di un fotone e come sia possibile una discriminazione energetica dei diversi fotoni.

Ogni fotone nel visibile viene visto da ciascun fotomoltiplicatore con intensità inversamente proporzionale alla 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: $X = (X^+ - X^-)/Z$ e $Y = (Y^+ - Y^-)/Z$.

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 mi permette, quindi, di fare una discriminazione energetica di diversi fotoni emessi contemporaneamente, ad esempio, da più radiofarmaci.

3. 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 funziona come una vera e propria fotocamera in banda gamma, posta in prossimità della zona che mi interessa 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 dalla "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 addeba al calcolo della posizione dei punti, 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.

magnetizzazione presente sull'asse longitudinale al momento dell'impulso a 90°) dipende solo dalla densità degli spin (densità protonica), se la sequenza viene ripetuta in maniera rapida (T_R , tempo di ripetizione dell'impulso, nell'ordine di T_1), il sistema non ha il tempo di tornare allo stato di equilibrio, e quindi la magnetizzazione iniziale sarà quella che si è riuscita a ripristinare nel tempo T_R , e quindi dipendente da T_1 .

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

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

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

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

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

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

In un magnete a superconduttore la geometria ideale 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 il fenomeno fisico per cui sotto una temperatura critica si annulla la resistenza di un materiale. Non essendoci quindi nessuna resistenza sparisce l'effetto Joule e si possono quindi creare campi magnetici di intensità superiore al Tesla.

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

una componente fino ad ottenere un'omogeneità <100 ppm. Questo lavoro si fa per tutte le direzioni (x, y, z).

Invece mediante lo shimming attivo, fatto periodicamente, verifico che i valori delle bobine di correzione non subiscano variazioni.

La principale differenza dello shimming per un magnete resistivo ed uno a superconduttore risiede nei tempi e nei costi decisamente più elevati per quanto riguarda il magnete resistivo. La sua geometria infatti genera un CMS altamente disomogeneo, a differenza di quello generato da un magnete a superconduttore.

8. Si consideri una sequenza saturation recovery. Supponendo che il valore di T_1 per il liquido cerebrospinale sia compreso nell'intervallo 0,8-20 s, qual è l'intervallo di valori di T_R che annulla il segnale di tale liquido cerebrospinale? (Si ricorda la formula del segnale per una saturation recovery: $S = k\rho(1 - e^{(-T_R/T_1)})$).