



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1274

ANNO: 2014

A P P U N T I

STUDENTE: N.D.

MATERIA: Appunti Ingegneria Biomedica Bioimmagini

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.

04/03/13 STORIA

Sapere medico è collegato alla visione. È importante fornire una visione

• **1** via x la conoscenza de lo suo trasmissione

• Vesalio importante perché x primo divide il corpo x unità funzionali
visible
Human body

EVOLUZIONE TECNOLOGIA

• 1895-1920: Radiografia. Si conosce da tanto le prop dei raggi X ma era difficile catturare i raggi X che attraversano il corpo umano e produrre un'immagine
Miglioramenti tecnologici tre generazioni, interazione ^{col tessuto} e cattura dei raggi X

• 1945-1970 2 metodi: Ultrasuoni e gamma camera

• la gamma camera è il rivelatore che si usa in medicina nucleare che riprende radiazioni γ .

Ultrasuoni: onde meccaniche che interagiscono col corpo umano (ad es ecografi). Si sviluppano grazie a studi in ambito militare

• 1970, Nascono 3 tecniche: TC = Tac tomografia (assiale) computerizzata
Non è detto che sia assiale oggi

SPECT = è una tecnica di medicina nucleare

Tomografia computerizzata a emissione di singoli fotoni

Le materiale radioattivo emette fotoni

PET: emette positroni

• tomografia accumula le 3 tecniche; il suo concetto è che si fanno fare immagini di sezione del volume del corpo umano x poi ricostruire il volume 3-dimensionale.

La parte degli strumenti, ad es radiografici, dava immagini 2D e perde informazioni

Le tecniche tomografiche implicano le sezioni 2D e costruiscono un volume. Questo è possibile solo grazie a computer => ecco perché sono nati negli anni '70 in cui sono nati creati i primi chip = tecnologia sul silicio che permette calcolo potente in ~~spazi~~ spazi ridotti (semiconduttori).
Calcoli veloci a costi e spazi contenuti

• 80-90 - RM risonanza magnetica

• DSA angiografia digitale a sottrazione

• Spiral CT tomografia computerizzata a spirale

06.03.13

CLASSIFICAZIONE delle BIOMMAGINI

Sulla base della funzione

1) MORFOLOGICA = anatomica

2) FUNZIONALE = come funziona gli es

tecniche miste morf. funzionali

Sulla base dell' uso clinico

1) strutture anatomiche

2) patologie

3) diagnosi

4) monitoraggio ad es l'osteoporosi, il diabete

Sulla base delle caratteristiche

1) radiazioni ionizzanti o non ionizzanti

2) invasività (dal p.d.v della PERICOLOSITÀ)

3) somministrazione di mezzi di contrasto

1) C'è sempre in gioco una forma di energia. L'immagine nasce dall'interazione tra energia e tessuti; ma \exists diverse tipi di energia e diverse pericolosità se portate all'estremo e in alcune parti del corpo tutte le forme di energia sono pericolose (ad es anche ultrasuoni)

La radiaz. ionizzante riesce a produrre ioni nell'interazione col corpo ad es la radiazioni X. Le rad. ionizzanti sono pericolose perché la

materia è neutra, l'ionizzabile si crea coniche che si possono formare nuove composti \Rightarrow radicali liberi che interferiscono con reazioni nei tessuti

2 fenomeni ionizzanti sono governati da meccanica quantistica in cui i fenomeni hanno una certa probabilità di verificarsi

3) CONTRASTO = vedo differenza tra 2 elementi

2 mezzi di contrasto sono preparati che creano contrasto dove non c'è e sono somministrati dall'est.

Alcune tecniche richiedono: mezzi di contrasto che possono essere a base di metalli pesanti o devono essere metabolizzati da reni o fegato; altri hanno allergeni; altri sono disgregati da inguere

\Rightarrow i mezzi di contrasto danno problemi

In generale se voglio una biomm. che funzioni interat tra corpo e energia che mi serve è fornito dall'esterno

se C è basso \Rightarrow si fa fatica a vedere l'immagine

RISOLUZIONE

Ha 3 aspetti:

1) **Risoluzione spaziale**: la dimensione del + piccolo oggetto visibile oppure la minima distanza a cui vedo distinti 2 oggetti puntiformi
La risol. spaziale è il limite inferiore delle dimensioni degli oggetti di indagine clinica

In alcuni casi è importante avere risoluzione alta, ad es in oncologia la risoluzione dipende sia dalla tecnica con cui catturo l'immagine ma anche da come la elaboro ^{elaborata}

Nonché la risoluzione non si misura in lunghezze ma con "unità di misura" coppie di linee al mm \rightarrow c.l./mm

si conta qnt alternanze di linee chiare e scure si a sono in un millimetro. \Rightarrow misura \rightarrow \rightarrow nei dispositivi di radiografia per un motivo storico

Teoricamente dovrei dare una risoluzione per ogni direzione.

2) **Risoluzione temporale**: frame rate cioè # di immagini al secondo

È importante perché ci sono fenomeni estremamente veloci ad es nel cuore in cui la risoluzione temporale deve essere elevata ~ 100 immagini/secondo

3) **Risoluzione cromatica** cioè dinamica del colore che può assumere l'imm.

Un'imm a 8 bit ha 256 toni di grigio $\rightarrow 2^N - 1$

Devo ricordare la legge di Weber che determina il contrasto di soglia dell'occhio umano di un osservatore non esperto = qst è il contrasto sotto cui non vedo l'oggetto. $C_{th} \approx 0.02$ (2%)

Se faccio l'inverso di C_{th} vedo il # massimo di colori di grigio

$\Rightarrow \frac{1}{0.02} = 50$ toni di grigio che un osservatore inesperto può vedere.

\Rightarrow legge vale x scale monocromatiche e statiche. In altre condizioni il contrasto di soglia diminuisce \Rightarrow aumentano i toni di grigio percepibili

Saldando il metallo aumenta la probabilità che gli elettroni possano legarsi dal metallo e propagarsi

Un sottile a C mantiene il filamento e lo carica

● Emette elettroni in tutte le direzioni dello spazio: emissione isotropica (ogni direzione nello spazio ha stessa probabilità)

Ci son elettroni che vanno verso l'anodo

C'è una coppa focalizzatrice in metallo che arresta gli e- che non hanno la direzione verso l'anodo

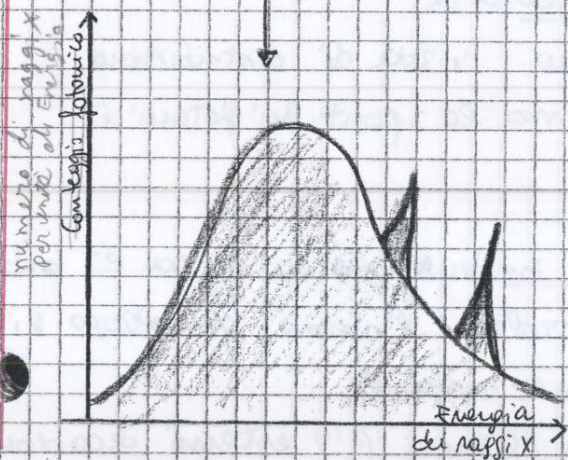
Il vantaggio di usare e- è che emi hanno carica elettrica: applicando ΔV tra anodo e catodo in li posso accelerare.

Quel gli e- escono dalla coppa focalizzatrice sentono tensione ~ 10 KV che li accelera. mantengono la loro diriz ma aumenta la vel.

● Quel arrivano nei pressi dell'anodo interagiscono con esso xke e di metallo e generano radiazione X

Cosa succede sull'anodo durante l'emissione?

Lo spettro di emissione di un tubo è fatto da una curva abbastanza continua con picchi a valori specifici in cui sono emessi met fotoni



Qst spettro si dice che ha 2 modalità di emissione:

- 1) da origine a curva continua emissione x frenamento
- 2) da origine a tanti fotoni a energia specifica \neq tubo: emissione caratteristica

Il grosso dell'emissione in bande X è data da emissione 1) cioè per frenamento. La radiazione per frenamento come avviene?

Un e- accelerato arriva a alta velocità vicino all'anodo e interagisce con metallo dell'anodo. (Gli atomi di metallo hanno nucleo elettronico con carica \ominus che respinge l'e- accelerato)
 \Rightarrow e- viene frenato perdendo Energia cinetica

Ma l' E_{TOT} deve essere costante

L'e- in parte è anche deflesso perché sent anche carica \oplus del nucleo.

E finale di e- $<$ E iniziale.

Le ΔE tra i vari orbitali è costante = ogni e^- che si sposta genera la stessa energia. Ogni fotone emesso ha la stessa energia riferita al salto quantico effettuato. E_2

● Qst fenomeno a cascata è usato anche nei LASER in cui tutti i fotoni hanno stessa Energia
più l'atomo è rapido, più i fotoni sono emessi in modo quasi contemporaneo.
"Light amplification by stimulated emission radiation"

Come "accendo" il tubo? Esso ha 2 alimentazioni: ^{independenti} corrente al filamento e tensione tra anodo e catodo che accelera gli e^- .

L'intensità ~~tra~~ I della corrente nel filamento e ΔV sono indipendenti. Qst 2 grandezze hanno impatto sul fascio generato.

* Se aumento ΔV tra anodo e catodo aumenta la velocità dei portatori
→ aumenta E_i e l'elettrone penetra di più nello strato elettronica quindi sarà $> \Delta E$. Se alto ΔV del tubo aumento energia dei fotoni emessi. Qst è importante perché se aumento ΔE , aumento f e posso generare + raggi X puri o diagnostici o molli a seconda di come vario tensione tra anodo e catodo

* Se invece aumento I nel filamento aumentano gli e^- emessi → se ho + elettroni sull'anodo aumento i fotoni emessi
⇒ se aumento I nel filamento aumento l'intensità del fascio emesso
che I è fatta + fotoni

NB Energia è caratteristica di I quanto

Se vario I vario l'intensità cioè I e \neq di fotoni emessi.

È obbligatorio avere regolazione viva e acustica quando il tubo è attivo. Il tubo è comandato da interruttore comandato dall'operatore. Se voglio disattivare del tutto il tubo devo interrompere la corrente nel filamento.

Il tubo è nell'^{scatola} involucro di vetro perché ^{il vetro} non interferisce con i raggi X prodotti. Inoltre all'interno del tubo c'è vuoto spinto e il vetro ^{si rompe} sopporta la pressione (non collassa se c'è vuoto dentro).
Nel tubo c'è vuoto spinto perché ^{si romperebbe} atomi di gas ^{se non c'è fosse vuoto} ostacolerebbero gli e^- e emetterebbero energia.

L'anodo di metallo è una specie di disco fatto ad ombrello circolare. Nel tubo l'anodo circolare è montato su un perno che è mantenuto in rotazione X girare che gli e^- impongono corrente nella stessa direzione.

$P_e =$ il Tungsten $Z = 74$ $\mu r 0.01$ cioè 1% è restituito in Energia X
Ma all'interno dell'1% alcuni fotoni vengono assorbiti perché la
radiazione utile (cioè a frequenza giusta) è minore

$\Rightarrow \eta \sim 0.1\% !!$

Il 99,9% è restituito in calore!

Il riscaldamento $>$ è sul anodo che cambia forma e ciò ha
impatto sulla macchina focale che sfuoca: si rischia che il pennello
a raggi X emesso è corto, instabile, etc.

La dissipazione di calore è importante ma \times evitare danneggiamento
dell'ea anodo ma \times avere una radiazione efficiente sul paziente.

DANNI

1) Effetti acuti: si manifestano ^{2,3 giorni} subito e sono causati da emissione

massiccia (ad es bomba atomica) \rightarrow necrosi cellulare, invecchiamento
precoce, morte. Sono usati approntamente in radioterapia

2) Effetti a lungo termine: caratteristici di tutte le esposizioni (anche a
bassa E). Si può danneggiare DNA: tumori, mutazioni somatiche,
leucemie (tumore al sangue), mutazione di cellule germinali

07.03.13

RADIOGRAFIA TRADIZIONALE

$T_{tradizionale} =$ analogica

IMMAGINI A RAGGI X

• I raggi X a f alta hanno alta penetrazione \Rightarrow possono attraversare la
materia $\sim 30-40$ cm nei tessuti

Nell'attraversare le strutture: raggi X perdono di intensità perché cedono
energia al tessuto (quadrupolo). L'energia persa è f.m.e delle caratteristiche
dei tessuti \Rightarrow ogni tipo di tessuto impone una attenuazione

• I raggi X inducono fluorescenza di determinati composti che reemettono parte
dell'energia nel visibile

• I raggi X possono agire in modo elettivo con alcuni tessuti \rightarrow hanno
azione chirurgica - funce (radioterapia)

MATERIA E RAGGI X

Un tubo a raggi X irradia uno strato di materiale di spessore infinitesimo
e uniforme

Voglio misurare l'intensità che esce da qst strato in qnt
parte dell'energia del raggi è assorbita. Voglio rapportare l' E che esce
allo spessore e al materiale



Se installo un dispositivo x radiografia la radiazione di fuga deve essere molto minore di un decimo di quella emessa! Non bastano 50 cm di cemento!

Per radiazioni γ si usano dei bunker di cemento armato

PILOTAGGIO di UN TUBO A RAGGI X

Ci sono 2 parti separati: una parte termica nel tubo e una conente al filamento

la tensione è **CONTINUA** ^{generatore di tensione} perché devo accelerare l'elettrone costantemente.

Serve alta tensione ~ 100 kV ma io lo genero in alternata

\Rightarrow a valle inserisco un rettificatore che rende la tensione

C'è un mA ampereometro che vede qnt consuma: se la corrente si discosta da certi valori non funziona correttamente

C'è un generatore di corrente (spuntino): controlla l'intensità del filamento in modo che passi proprio la corrente che imposto

Il # di fotoni \propto alla ~~temp~~ Temp del filamento \Rightarrow devo controllare la T del

filamento: controllo temperatura

Selettore di voltaggio è un controllo x l'utente (radiologo) che sceglie il

voltaggio variando l'energia dei fotoni - il selettore di voltaggio ha una serie di dimensioni possibili ad es (50 kV, 60 kV, 70 kV etc)

Questa limitazione deriva dal fatto che il costruttore ha caratterizzato lo spettro di emissione del tubo solo per alcuni voltaggi.

Si può lavorare in alcuni tubi anche con tensioni non indicate dal costruttore ma non conosco l'emissione

Il timer serve perché c'è un certo tempo in cui devo tenere acceso il tubo x

contenere l'immagine - bisogna dare il tempo ai sensori di catturare un

certo numero di fotoni in base all'energia. Generalmente serve meno di 4s

Inoltre se espongo troppo l'immagine non è leggibile (sovrapposizione) oltre al fatto che si rischia esponi a radiazioni dirette per poco tempo

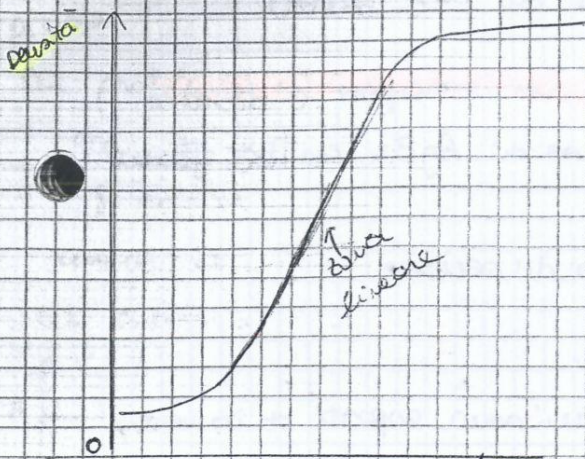
Il timer fa spegnere in automatico il tubo una volta passati i ms necessari

\Rightarrow l'esposizione termina automaticamente dopo un tempo minimo dalla

macchina in base alla tensione e alla parte del corpo

AET = automated exposure termination

Il timer non si usa nec radiologica se si usano di routine operazioni chirurgiche perché servono radiografie x molto tempo



È la curva sensitometrica delle pellicole radiografiche. In orizzontale c'è il logaritmo del tempo di esposizione. In verticale è come avere i toni di grigio con in alto il bianco.

Se espongo la pellicola a tempi molto alti la pellicola diventa bianca → saturazione. La curva non è lineare ma ha una

zona in cui c'è un'ipotesi quasi lineare → le pellicole si usano in questa zona.

La curva non parte da 0: anche a esposizione 0 non sono nere.

Il contrasto diminuisce se la curva sensitometrica è shiftata verso

l'alto. Inoltre le pellicole invecchiano velocemente, tendendo a diventare grigie.

08.03.13

RIVELATORI E RICEVITORI

1) rivelatori sono di 3 categorie

1) pellicole radiografiche: abb. usate anche oggi.

2) Amplificatori di brillantezza che forniscono un'immagine in tempo reale.

Sono come una telecamera in raggi X. Sono d'imp. totalmente analogica e vengono sempre usati nei dispositivi di emergenza o su radiografi portatili.

3) Sensori digitali (x radiografia numerica): sono sensori molt. simili a quelli delle fotocamere digitali.

Tutti i rivelatori hanno come caratteristica efficiente: capacità di produrre immagini sufficientem. luminose anche con ^{meno} piccoli fotoni a bast. bassi.

Efficienza di conversione: capacità di convertire energia raggi X in immagine.

Il sensore deve essere amorfo: assorbire il + possibile i raggi X. Non sono schermi (Pb, cemento...) ma una lamina interoginabile molto.

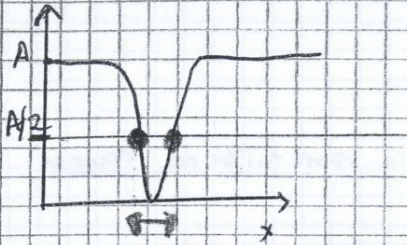
Se il sensore è molt. efficiente bastano pochi fotoni ⇒ minimizzato la dose al paziente.

2 sensori son molt. efficienti oggi e la dose è 1/10 rispetto a quelle di

piccola

Dal profilo di intensità si può calcolare la risoluzione spaziale (ma non in cm/mm) ma in unita di lunghezza.

Si taglia a metà il profilo di intensità: calando i punti in cui la curva di intensità interseca una linea orizzontale tracciata a metà del profilo.



La proiezione di questi punti sull'asse orizz è la risoluzione spaziale

FWHM = full width half maximum
cioè lunghezza piena a metà del max.

Non è detto che la risoluzione della y sia uguale! Posso calcolare la risoluzione anche verso y .

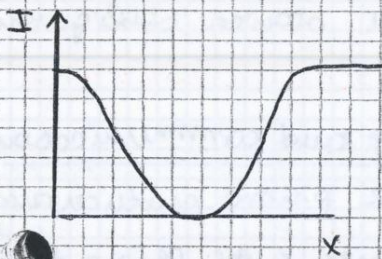
Se il fotone arriva sulle lamine senza interseca l'energia verrà confinata in una zona piccola della lamina

Se metto invece gli schermi intensificatori:



Quando arriva un fotone, c'è materiale e l'energia si disperde in una zona più ampia

=> se traccia il profilo di intensità ho una curva + larga



Se guadagno dal p.d.v. dell'efficienza perdo in risoluzione spaziale

Le pellicole generalmente in compresse in stock ~ 4000 € e costano da 2,5 a 5 euro - in un'azienda ospedaliera se ne usano molte e si spende molto e bisogna anche pagare i reagenti x sviluppate. Inoltre: reagenti vanno molti in modo corretto.

Nel tempo le fotografie si deteriorano e possono perdersi

Inoltre ci son problemi relativi al teleconsiglio o alla 3D ottimale che si può chiedere a un altro medico in cui è necessario trasferire in tutta la documentazione. Le lamine possono essere sviluppate in 1 sola copia tuttavia le pellicole in uso ancora in parte in molti tutti i grandi

produttori di pellicole (A, Xerox, Fuji) a mollare il business.

Essi hanno convinto alcune compagnie che le pellicole son irrinunciabili. Alcuni medici son convinti che le pellicole d'uso immagini migliori di

sono catturati in fotoni in λ nel visibile che restano intrappolati nel forforo
→ generano un'immagine fissa stabile nel pannello immagine esterne
il pannello è poi messo in uno scanner laser che crea un'immagine

● digitale

Il funzionamento dei forfori è analogo a quello della pellicola: + fotoni
arrivano + l'immagine è chiara. se arrivano + fotoni vuol dire che non
c'è materia in mezzo → stampa nero.

Dopo aver letto l'immagine il pannello di forfori è cancellato e
può essere riutilizzato

I pannelli hanno dimensioni uguali a quelle delle lastre

Qst sensori non sono effettivamente digitale nativo perché sono
richiede una doppia conversione: da energia raggi X a energia nel
visibile, da eu nel visibile → immagine

●

Qst tipo di sensori che richiedono più di una conversione sono i sensori
a conversione indiretta

Il disp. CR sono abo diffusi anche perché basta inserire pannello di
forfori al posto di lastre e comporre stampante con pannello CR

SENSORI DR

È un pannello di Silicio amorfo drogato con atomi di preparato scintillatore
di silicio ioduro di cesio (CsI). Gli ioni di CsI generano
carica elettrica (elettroni) e non fotoni! (come nei semiconduttori)

Leggere una carica è molto facile perché si può usare un condensatore:

● legge carica per effetto capacitivo.

serve creare un condensatore attorno al Silicio che è il dielettrico.

Si fa una leggera metallizzazione (non deve interferire con raggi X!)

→ strato di metallo di qualche μm

Sotto al pannello si creano tanti elettrodi piccoli: C'è una capacità tra
ogni elettrodo e la piastrina sopra ⇒ ogni elettrodo è come un pixel!

Più elettrodi inserisci, più è alta la risoluzione spaziale

Qst sensore è a conversione diretta

Al minimo la risoluzione è di 3,5 lp/mm ma ce ne sono anche a 10 lp/mm

Qst sensori non immagazzinano e non hanno materiale di consumo e sono

● veloci mini ma il costo è alto

Sarebbe bene che ogni mezzo di contrasto era esca dai vasi (altrimenti creerebbe contrasto diverso)

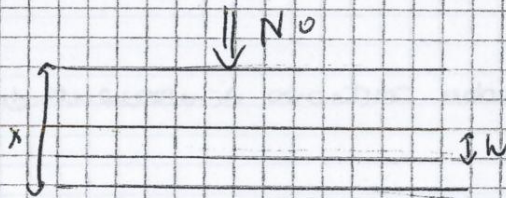
Il mezzo di contrasto rimane per DSA testano intravascolari

La DSA toglie l'informazione data da tutti gli altri tessuti, in modo da ripulire l'immagine e vedere solo i vasi. Si sottrae da quella con contrasto l'immagine iniziale senza contrasto = basale. Quindi a fare DSA come:

Un radiologo, con info di tipo Digitale (o da sensori DR o da lampi di brillantezza), au mezzo di contrasto, software per fare sottrazione delle 2 immagini.

Acquisisco prima l'immagine basale.

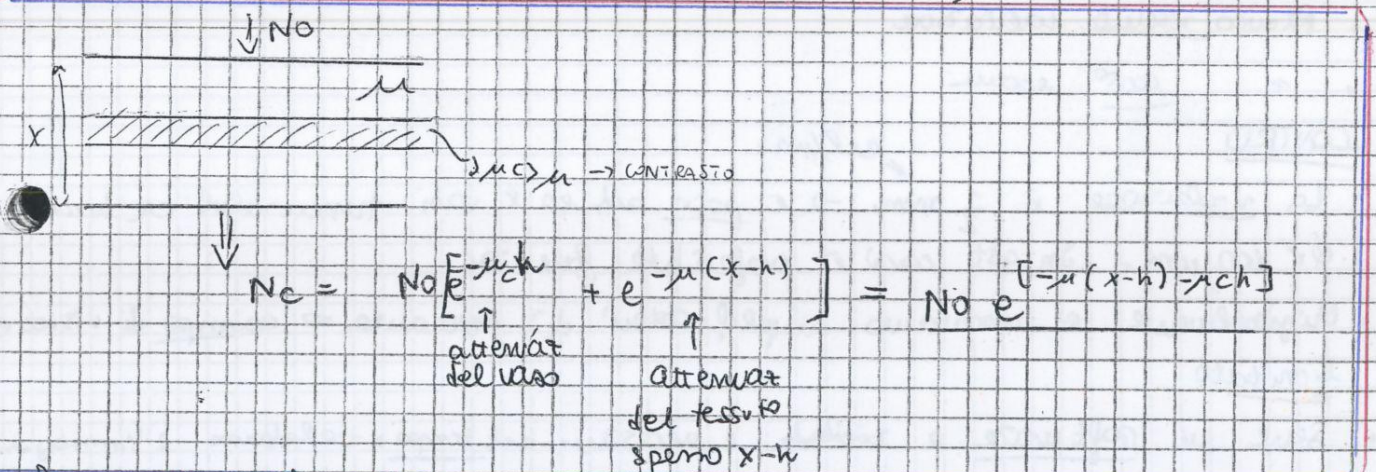
Se ho uno strato di materiale di spessore x con all'interno un vaso di spessore h e coefficiente di attenuazione μ (tessuto e vaso):



Calcolo il # di fotoni uscenti con la legge di Lambert-Beer:

$$\downarrow \boxed{N = N_0 e^{-\mu x}} \leftarrow \text{ho fatto ipotesi } \mu_{\text{tess}} = \mu_{\text{vaso}}$$

Ora inverte contrasto con coeff. di attenuazione $\mu_c > \mu$



$$\downarrow N_c = N_0 \left[e^{-\mu_c h} + e^{-\mu(x-h)} \right] = N_0 e^{-\mu(x-h) - \mu_c h}$$

\uparrow attenuat del vaso \uparrow attenuat del tessuto sopra $x-h$

Se faccio la diff delle immagini:

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

\uparrow è il valore che devo convertire numericamente ma ha esponenziale, non lineare.

Convertito in due momenti il lento delle differenze \Rightarrow

$$\text{vedo in numerico } \Rightarrow \boxed{D = \ln N - \ln N_c = h(\mu_c - \mu)}$$

\uparrow è grande $(\mu_c - \mu)$, meglio vedo l'immagine

c'è sempre nuovo e riprende vizio durante l'irradiazione raggi X

L'arco a C esiste in dimensioni diverse. Perché è migliore un arco

+ piccolo se non deve operare contemporaneamente (cardiologia)

mentre negli interventi è meglio un arco grande

Sono convenientemente ricoperti dal cellophane x non far sparire la copertura

ES: coronaroplastica (e angioplastica) di solito si fa con cateteri → miniminvasivo.

• Si può sbagliare a manovrare il catetere e bucare con la coronaria → x qst vanno fatti solo se c'è cardiocimiografia vivo

• Può occidere arresto cardiaco → c'è di deve sempre elettrodo x ECG e un catetere di fa da pace maker o defibrilla.

• Si può creare un trombo che vaga e può finire anche in arterie piccole del circolo cerebrale → ICTUS (non è raro!)

Posso inserire ~~se~~ dei filtri nel vaso che opero però possono nascere trombi a valle del filtro oppure trombi tappo piccoli.

NORMATIVA: NORMA CEI 62-2 (1998-2009)

È una normativa prevalentemente legata alla protezione dai raggi X

Il fisico sanitario si fa carico della fisica sui dispositivi medici

A noi interessano alcuni aspetti:

• Prescrive la protezione contro radiazioni di apparecchi alimentati con tensioni 10-400 KV → x diagnostica (non x terapia!)

Ci interessano le definizioni perché poi li troviamo nelle specifiche date dai costruttori nelle caratteristiche

• intenzione "uomo morto": serve ^{pressione} premibile continua da parte dell'operatore per ~~la~~ emettere le radiazioni

• Filtrazione propria! Il tubo a raggi X ha zona principale da cui esce radiazioni = finestra. La normativa prevede che tutto il resto del tubo abbia una GUAINA in Pb che ~~non~~ non fa uscire raggi X. La filtrazione propria è quella che nasce da qste componenti non appetibili (GUAINA) del tubo

• flusso utile: tutta la radiazione prodotta dal tubo radiogeno e che esce dalla finestra

Dopo l'intervento si fa esame istologico; nel referto sono riportate le lettere L, T, M

• L = linfonodi Si cerca di capire se il linfonodo è stato contaminato. Il linfonodo sentinella è il primo a essere vascolarizzato da linfa contaminata da tumore (che cambia fase da solido).

(L) = # di linfonodi contaminati ad es. L0 L1 L2 etc

• T = tessuto la lesione tumorale è una mutazione a causa di 1 o tipo di cellule = 1 tipo di tessuto

Poi la lesione si espande e contamina altri tessuti.

Se T contaminati = 0 → T = 0

• M = metastasi Bisogna stabilire se il tumore occupa spazio inaff. e va a colonizzare altri tessuti

Ad es. cellule polmonari cancerogene che vanno a colonizzare

cellule cerebrali (quindi la metastasi è fatta da cellule cancerogene

aliene in un tessuto)

l'unico modo x avere diagnosi L=0, T=0, M=0 bisogna fare

diagnosi precoce = PREVENZIONE. Il mammografo è lo strumento principale della prevenzione di tumore alla mammella

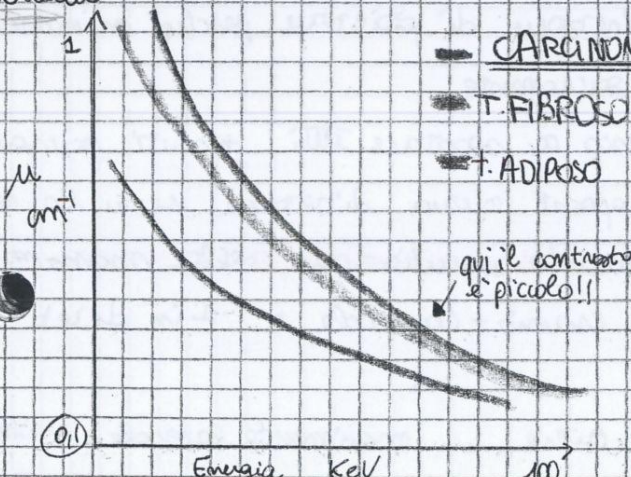
Il mammografo porta con sé un rischio → è una radiaz. ionizzante!

Il rischio di fare prevenzione è quello di fare un falso negativo

cioè non si vede un tumore e si dà x sano un oggetto positivo.

Il mammografo deve essere MOLTO ACCURATO x minimizzare i falsi negativi.

Se uno di L, T, M è ≠ da 0 le probabilità di sopravvivenza crollano → affievoliscono molto



— CARCINOMA

— T. FIBROSO

— T. ADIPOSO

Il grafico ha in orizzontale

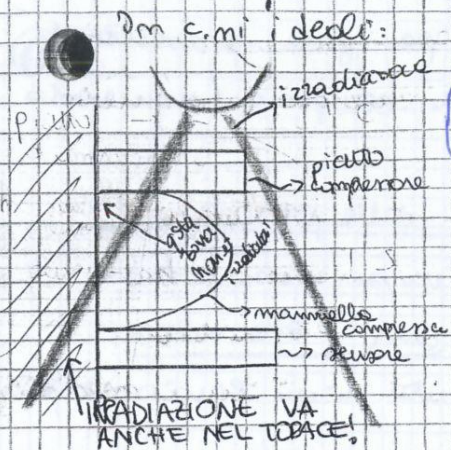
l'energia dei fotoni emessi

e in vert. il coeff. di assorbimento in cm^{-1} .

Le componenti adiposo e fibroso sono sempre presenti nella mammella in % variabili anche con l'età

la testa radiante può oscillare

la testa radiante deve anche poter oscillare avanti o dietro.



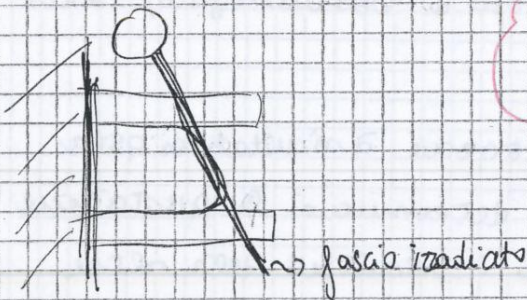
I modelli compressori stabiliscono forza di compr. ottimale a seconda del tipo di tessuto della mammella

Lo spazio alla sinistra non è vuoto ma c'è gabbia toracica della paziente → contiene organi che non devono essere irradiati. Non deve esserci retroirradiazione al torace

Se inserisco clinico tubo con fascio a ventaglio ho 2 problemi

- 1) irradia torace
- 2) non irradia tutta la mammella.

Genero un fascio tangente al tronco della paziente e il generatore deve essere il + vicino possibile alla mammella



→ la testa radiante deve poter essere messa nel vicino alla paziente in modo da poter inclinare il fascio

2m con critici si possono fare anche + di 2 proiezioni.

Sulla radiografia si deve stampare R o L per distinguere da dx e sx.

Spettre bisogna riportare anche il tipo di proiezione (obliqua o crania caudale).

Il compressore è fatto di materiale trasparente ai raggi X e anche otticamente trasparente per vedere se la mammella è nella giusta posizione (anche x avere stessa posizione in esami successivi).

⇒ ripetibilità dell'esame)

Nei moderni dispositivi ^{il posizionamento del} compressore e tubo radiogeno avviene in modo automatico.

(Alcuni mammografi hanno un imbuto nero che è una guida per fare biopsia (l'ago deve passare nella lesione → diagnosi differenziale))

Il mammografo ha elevatissima risoluzione spaziale: > 20 c.l./mm

perché deve fare buona prevenzione: le lesioni tumorali all'inizio sono

14.03.13

PROVE di COSTANZA

1) ISPEZIONE VISIVA: ^{Controllo} bisogna verificare anche la documentazione. Lo strumento di ispezione

può essere usato da diversi operatori. Alcuni tecnici, inoltre, possono usare diversi dispositivi. Gli strumenti completi possono essere funzionali specifiche \Rightarrow E' f. b. la presenza del manuale d'uso

L'ispezione visiva non è sufficiente perché non dà misura quantitativa della qualità dell'immagine!

2) DENSITA' dell'IMMAGINE: Le altre prove di costanza mirano alle condizioni

specifiche del mammografo. Bisogna dire 1) COSA si misura, 2) COME la si misura, 3) COME si decide se la prova è superata, 4) ogni QUANTO TEMPO va fatta.

AET = terminatore automatico di esposizione è presente nell'100% dei mammografi. Se AET funziona male l'immagine può essere più chiara o più scura \Rightarrow NON si legge l'immagine.

Emettono gli oggetti test o fantocci: ricolocano la compressione della mammella e devono dare un tono di grigio noto perché conoscano il materiale e lo spessore.

Uno i fantocci x ricavarne radiografie, segue il settaggio dell'AET e calcola la densità ottica dell'immagine che non si deve spostare di $\pm 0,2$ dalla prova di costanza iniziale. (densità $\in [-1, 1]$)
 \Rightarrow non deve variare + del 20% dalla 1° prova.

E' met importante perché se cambia la densità ottica la possibilità di falso negativo aumenta del 30% \rightarrow inaccettabile.
Per qst la prova si fa spesso 3 mesi

3) PRESENZA di ARTIFATTI possono essere ^{generati} da qualsiasi cosa tra tubo e sensore: supporto pari, compressore, filtri, collimatori e griglie x creare il fascio giusto \Rightarrow qsti elem. possono creare artefatti.

Si usa radiografia a vuoto e la si analizza con lente di ingrandimento 5x o 10x. Si fa qsta lente con la 1° ottenuta:

A volte sotto il tubo c'è una griglia che seleziona direzione dei raggi X. Se ci son artefatti la griglia si vede con tutte qle altre componenti tra tubo e sensore

Temperatura: 12 mesi!

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

Nasce per superare il limite della radiografia tradizionale = crea un'immagine

magiore planare di un oggetto 3D \Rightarrow è tecnica proiettiva

Non si vedono le strutture sovrapposte. Non si vede ad es tutto ciò che è sopra o sotto l'osso.

Inoltre, l'immagine ha un contrasto troppo alto che fa vedere solo le ossa e non si vedono i tessuti molli.

Non si possono osservare tessuti diversi nella stessa immagine.

La dinamica dell'immagine è limitata \Rightarrow poca sfumatura
Inoltre servono spesso dei mezzi di contrasto che danno problemi servono

Non ci si limita a fare irradiazione lungo solo 1 proiezione ma lo si fa in da punti di vista diversi = 2 tessuti sovrapposti non lo sono più. Giro attorno al tessuto

Quasi tutte le tecniche tomografiche ~~comp~~ comportano rotazione = MOTORELATIVO tra Diagnostico e paziente \Rightarrow MOVIMENTAZIONE

Tecnica tomografica = a partire da proiezione da angoli diversi crea una vista 2D o 3D mantenendo tutte le info su un volume 3D

VANTAGGI (rispetto radiografia)

- Ampliare la risoluzione in ampiezza \Rightarrow si sfruttano meglio i gradi intermedi \Rightarrow sono rappresentate contemporaneamente tessuti molli, ossa, tessuto adiposo etc.
- Visualizzazione 3D
- Calcoli di Volume = è molto importante ad es calcolare il volume di una lesione (x decidere terapia) oppure volume di camere cardiache o ad es se devo inserire protesi

SVANTAGGI

- un algoritmo complicato che elabora immagini 2D ma x il Teo di Shannon = ogni volta che elaboro i dati, l'info diminuisce \Rightarrow Diminuisce la risoluzione spaziale (è $\frac{1}{10}$ di quella radiologica!!)
 \sim 2,3 cl/mm
- L'immagine ha + rumore allo sfondo perché l'immagine è ricostruita \Rightarrow si generano artefatti a causa dei filtri
- Aumenta la dose perché degli giri attorno al paziente e irradiando 27

Bisogna cercare di velocizzare la scansione e di minimizzare gli artefatti.

Oggi si riesce a fare scansione di tutto il tronco + addome in 2 secondi

15.03.13

La curva che regge il μ radiogeno, i sensori etc... in chiave GANTRY
è difficile e costruire una singola fetta, ottenuta unendo tante proiezioni prese a angoli diverse

L'immagine che si ottiene dice come è distribuito μ secondo la legge di Lambert-Beer ma su un piano assiale (non schiacciato tutto su un piano) punto per punto volutamente il coefficiente di attenuazione lineare che però viene prima normalizzato:

Io rappresento $\mu(HU) = 1000 \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \rightarrow$ riesco a compiere la scala di grigi

μ è rappresentato in unità Hounsfield (zifum: μ_{H_2O})

Qst è possibile solo in ~~scat~~ TC e non in radiografia e grazie a est normalizzazione riesco a aumentare i toni di grigio perché "allungo" la scala di μ rappresentando in Hounsfield

Bisogna misurare μ_{H_2O} con quel dispositivo per normalizzare poi μ_{HU} .

Ogni volta che si fa la verifica si immette una sacca di H_2O demineralizzata e degasata.

L'acqua ha $\mu(HU) = 0$

$\mu(HU)$ può essere anche negativo ad es $\mu_{grasso} < \mu_{H_2O} \Rightarrow \mu_{HU}$ del grasso ha $\mu(HU) < 0$.

\Rightarrow tessuti che hanno $\mu > \mu_{H_2O}$ hanno $\mu(HU) > 0$

Il minimo della scala Hounsfield è -1000 (si suppone che $\mu_{gas(aria)} = 0$)

Non esiste un massimo ma da $\mu(HU) > 1000$ posso trovare solo ossa e metalli

In scala Hounsfield molti tessuti diversi ricoprono zone diverse

ossa corticale $\rightarrow \mu \sim 800 - 1000$

ossa spungiose $\rightarrow \mu \sim 80 - 200$

il tenore tumorale è molto vario e copre intervalli di HU che si ricoprono pure a altri tessuti umani \rightarrow potrei non vederlo

Se ho un'immagine formata da molti tessuti e voglio cancellare tutto tranne le ossa \rightarrow disegno solo i punti che hanno $\mu_{HU} > 500$

È corrispondenza precisa tra immagine e tenore dato dagli HU \rightarrow posso eliminare vari tessuti

Con ogni scanner 1 fetta è acquisita in 1 s.

IV generazione: c'è un anello intero di sensori attorno cui ruota solo il tubo che spara fascio che copre tutta la sezione del paziente.

1 fetta ~~è~~ si può acquisire anche in 380 - 500 ms

In 380 ms il tubo deve ruotare di almeno 180° .

Il diametro del gantry ^{buccia che contiene il fascio} è di circa 1 metro.

Qual è la velocità angolare del tubo? Molto alta \rightarrow non posso fermarlo e farlo ripartire ogni 180°

Il tubo ruota sempre e emette solo quando serve (180°)

Come si fa? Si usa la tecnologia slip ring che è in grado di dare tensione e corrente al tubo direttamente dai binari su cui

scorre \rightarrow il tubo è alimentato dai binari senza avere cavi.

Variazione di $I \rightarrow$ ampiezza del fascio

Variazione di $\Delta V \rightarrow$ energia del fascio

In ogni posizione il tubo deve avere sempre stessa V e $I \Rightarrow$ la tecnologia slip ring garantisce invarianza dell'impedenza lungo il gantry

BLOCCHI del SISTEMA TC

• Sistema di acquisizione: SCANNER ha il compito di gestire posizione del tubo e del paziente, di movimentarli contemporaneamente ^{gestire le irradiazioni e generare}

• Unità elaborazione dati: dati primari.

• Sistema visualizz. immagine: di solito si fa su PC a parte

• Una TC occupa dai 500 MB a 10 GB di dati. Serve un archivio.

Il PC collegato a TC ~~per~~ costa sui 20.000 € (deve anche pilotare lo scanner)

Il monitor è minimo 19 pollici e ha alta densità \rightarrow 3000/4000 €
la scheda video è ottima.

Nella TC si può selezionare il lo spessore della fetta del corpo umano, aprendo o chiudendo il collimatore. Il parametro è lo slice fitness.

• Più è sottile la fetta più devo fare x ricostruire il volume \rightarrow maggiore è la dose!

A volte per minimizzare il numero di fette si lascia un GAP tra le

2 fette.

Quando faccio una TC devo determinare: Volume, spessore fette, GAP

\Rightarrow posso calcolare il # di fette necessarie

Il vero vantaggio della colonoscopia virtuale è in caso di massa occludente.

In caso di colonoscopia ~~in vivo~~ con massa occludente bisogna fare un prelievo x biopsia che non si può fare in colonoscopia virtuale! La gastroscopia L'intestino tenue ha curve molto strette che non si possono vedere né con gastroscopia né con colonoscopia tradizionale.

18.03.13 MARTI 26 NO VERNI MA BALESTRA EMOLINARI

SENSORI TC

• SENSORI TC ALLO STATO SOLIDO → cristallo scintillatore + tubo fotomoltiplicatore + conduttore ottico

Non si usano più in commercio Sono ibridi = hanno un cristallo scintillatore (genera fotoni visibili di alta energia in banda X che lo colpisce)

Si usano per canali di controllo di sorgenti solide dei soli scintillatori

→ rivettano nel bimbi.

A volte c'è un conduttore ottico: pezzo di vetro che tira via i fotoni e li indirizza al tubo fotomoltiplicatore: ha stessa struttura dell'ampire di brillatura ⇒ alla fine si ha una corrente in uscita dal tubo

Oggi non si usano più questi sensori in TC (ma in medicina nucleare)

È un sensore a commerca indiretta: doppio passaggio energetico (minore efficienza totale)

Non si usano più perché sono costituiti da 3 parti ed è difficile disporre molti lungo l'anello. Inoltre i fotoni non possono essere utilizzati bene e potevano colpire i tubi di altri sensori.

In alcune TC x studio composizione delle materie si sono array di sensori che possono essere di qst tipo xke sono met simili (ad es scansioni di mat risonanza magnetica antica - un c'è problema di dose, di movimento e di solito i valori in picchi)

SENSORI A GAS

Esso delle camere di ionizzazione. Un'intercapedine chiusa in camera ^{nera di pub exhant} 'area ^{in un capedine} stagna in cui è pompato gas a alta P.

L'intercapedine è fatto da tante celle

+ facile da quel pane con fotone il gas ionizza ⇒ creare carica nella camera (paneti metalliche) e un elettrodo: misura la carica

prodotta per effetto capacitivo.

Il vantaggio è che sono a conversione diretta e che fanno da soli collimazione perché hanno set metallici: se un fotone arriva in obliquo

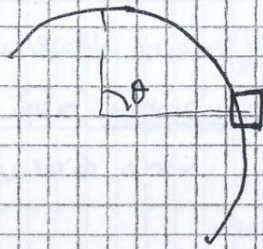
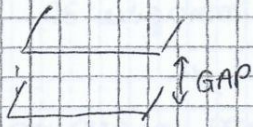
L'alto contrasto deriva dall'uso della scala Hounsfield \Rightarrow ciò che permette di vedere tessuti molli.

La risoluzione spaziale dipende ad es dai rivelatori.

Se ho sensori molto grandi l'immagine risulta a quadretti.

La grand. del sensore è correlata alle dimensioni del pixel dell'immagine.

Dipende anche dalla spaziatura delle fette = 7 mm GAP tra una fetta e l'altra. Inoltre il tubo radiogeno gira attorno al paziente



per almeno 180° .

Ma in qst 180° qnt letture devo fare?

$\int_0^\pi \dots d\theta$ Dovei misurare in $d\theta$

cioè a passi infinitesimi. Che spaziatura angolare faccio?

Ad es 1 volta ogni grado, ogni decimo di grado o ogni mezzo grado.

Quindi considero anche spaziatura del campionamento angolare.

La risoluzione spaziale dipende anche dall'efficienza dell'algoritmo di ricostruzione - il filtro di retroproiezione va approssimato perché altrimenti non si può costruire.

\Rightarrow RISOLUZIONE SPAZIALE dipende da

- 1) spaziatura angolare
- 2) GAP tra le fette
- 3) grandezza sensori
- 4) efficienza dell'algoritmo di back-projection

• In radiografia io ho quanti fotoni voglio variando I nel filamento.

" " si vede qnt "esposizione" che stata => tip integrale.

Le macchine in MN si basano sul CONTEGGIO dei FOTONI perché sono molto pochi perché le sorgenti emettono pochi fotoni (ma puoi alzare troppo la dose)
Questi fotoni non sono sufficienti a creare dettagli morfologici.

IMAGING FUNZIONALE

È reso possibile dal fatto che i preparati possono legarsi selettivamente a tessuti, organi o processi fisiologici.

Ad es lo Iodio si va a finire nella tiroide

il Gallio si fissa ai tumori e anche il Technetio (Tc) però il Tc anche a processi di tipo degenerativo o infiammatorio.

A seconda di cosa voglio monitorare devo usare un marcatore adeguato

Ad es Glucosio radiolattivo va nel cervello

Fanche marcatori A-specifici ad es il glucosio va anche nel fegato e nei muscoli

L'M₁ è bassa perché ci son pochi fotoni

Non vanno la porzione della risposta

Il materiale radioattivo è tossico → ne devo dare il meno possibile

→ do farmaci x agevolare l'espulsione del radiofarmaco e se non

è basta si usa la chelazione: farmaci chelanti che si fermano a atomi radioattivi e selettivamente si accoppiano a depositi radioattivi e possono essere trattati via. Ad es l'emoglobina è una molecola chelante per l'O₂

le terapie chelanti non sono met-specifiche: portano via Ca, Fe, Na...

gli elettroliti vengono eliminati → vanno ripristinati

RADIOATTIVITÀ

una molecola instabile che emette energia = ha attività radiante

Nonostante l'instabilità è dovuta a troppi neutroni rispetto a protoni.

la materia tende a equilibrio → i radioattivi si liberano di energia in eccesso e diventano preparati in eccesso

È difficile parlare in termini atomici. Ch insieme di atomi segue una statistica

A produrre decadimento spontaneo nell'unità di tempo

1 Becquerel = 1 disintegrazione nucleare / al secondo → 1 Bq

1 Curie = 1 Ci = $3.7 \cdot 10^{10}$ Bq

Non tutti gli atomi si instabilizzano contemporaneamente ma seguono

statistica di tipo Poisson:

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

λ = Costante di decadimento
 t = tempo

atomi ancora RADIOATTIVI

nella PET = emissione di positrone = ~~di~~ elettroni.

una volta generato, il positrone può incollare un elettrone \Rightarrow annichilazione
la massa e la carica e si annullano o si produce Energia secondo la

● legge di Einstein: $E=mc^2$ sotto forma di raggi γ
 \rightarrow si emettono (2) fotoni γ .

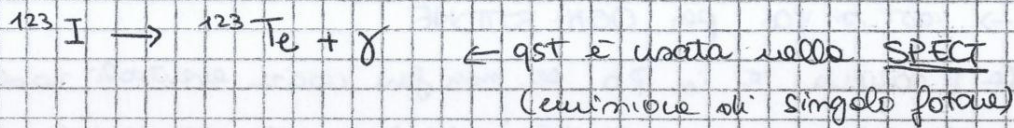
In PET sono generati 2 fotoni con 511 KeV ($E_{tot}=1022 KeV$)

In MN: fotoni sono catturati perché il decadimento genera al max 2 fotoni

• Catture di elettrone orbitale

Un atomo può avere buco in orbitale: $P^+ \rightarrow$ neutrone + ν

\rightarrow surplus di energia = raggi γ : (1) fotone γ



RADIOFARMACI

Molecole sintetizzate che normalmente sono iniettate e che vengono trasportate fino a fermarsi in una zona.

• X la MN generale (ad es scintigrafia) e per la SPECT: fotoni hanno energia 180-300 KeV.

• Nella PET: fotoni hanno $E \sim 511 KeV$.

μ diminuisce a E grandi \rightarrow è difficile rivelare fotoni della PET.

RIVELATORI

Si possono usare rivelatori a semiconduttore che erano resistenti e variabile

● se investiti da radiazione \rightarrow un'alpo a E de ha colpito il $^+$ sensore.

Ma la sensibilità è bassa e μ del Si troppo basso a E alte \Rightarrow μ bassissime

\Rightarrow non si usa.

Oggi si usano di + gli scintillatori inorganici che usano come sale lo [NaI] che è + lavabile e si droga con impurità + aumentare μ .

Quindi la rivelazione si fa per scintillazione \Rightarrow Conversione INDIRETTA

Il NaI ha comportamento + lineare rispetto a CsI \Rightarrow circa 30 fotoni luminosi ogni KeV di energia γ .

Ha risoluzione energetica del 10-15%.

Se ad es ho 2 fotoni con $E_1 > E_2$ con $E_1 >$ di almeno 15% ^{rispetto} E_2

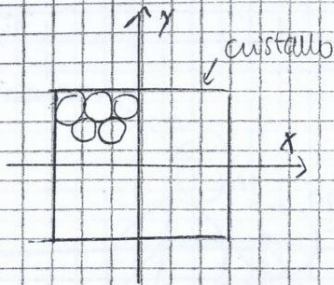
● $E_1 \rightarrow I_1$ $E_2 \rightarrow I_2$ se $E_1 > 1,15 E_2$ altrimenti se le E non differiscono del 15% le 2 I sono uguali

le collimateur ha diffratte diverse \Rightarrow m perle in riproduzione.

20/03/13

TUBO FORMATORIPLICATORE

concetto simile a ampl. di brillanza. Sono alimolui ϕ di pochi cm \Rightarrow se ne possono mettere di più al posto del cristallo scintillatore



se fotone arriva lungo z.

Come calcolo le coordinate x e y del p.to di impatto?

il punto su cui arriva il fotone deve corrispondere un corrispondenza sul video

se devo calcolare le coord e ho tanti tubi piccoli la precisione della coord

aumenta. Non posso fare tubi troppo piccoli perché x converte fotoni nelle visibili

serve un dimodo = sistema di amplificazione fatto da una serie di placchette metalliche disposte a tensione crescente

il fotone nel visibile arriva da sx alla 1° placchetta detta fotocatodo e genera elettroni. Una 2° placchetta ha ΔV 100V \Rightarrow gli e- sono accelerati e inizia a avere moto con traiettoria curva \Rightarrow si scontrano con la placchetta e a loro volta generano altri elettroni. Qui gli e- hanno

$E=mc^2$ maggiore e generano ancora + elettroni

\Rightarrow Dopo vari impatti sull'anodo raccolgo corrente in uscita

l'aver buone amplificazione serve a 10-12 placchette $\Rightarrow \Delta V \approx 1KV$

tra anodo e catodo: devo portare alta tensione nella camera

il tubo ha vuoto spinto all'interno ed è fatto di vetro

servirà in una camera di vuoto al max 40-45 Tupi formatoriplier

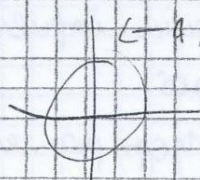
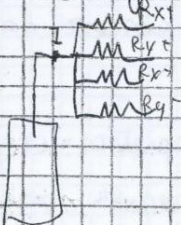
Ho disposizione 40 uscite per calcolare le coord.

il tubo dà un'uscita in corrente. Cosa succede se un fotone cade tra 2 Tpm?

Si usa l'antimetria di posizionamento = circuito che calcola in modo ANALOGICO

l'ampiezza delle coordinate del punto di impatto a partire dai pochi Tpm.

L'uscita di ogni tubo è divisa in 4 (con partitore di corrente)



Ogni una di qst 4 uscite codifica una direzione (dx, sx, sopra, sotto) chiamate convenzionalmente: y^+ y^- x^+ x^-

ha ormai come passato il colui matore. Le fotone difetto va cancellato perché andrebbe a codificare una coordinata sbagliata rispetto a ~~altro~~

• In alcuni casi non in ricerca si possono somministrare anche radio-

• farmaci diversi che emettono a E diverse.

Le misurano E del fotone per distinguere se esso deriva da 1 radiofarmaco o un'alta analizzando il livello E.

ANALISI livello E:

1° immagine presa da un fantoccio fatto in modo che non ci sia diffusione dei fotoni = SCATTERING

2° immagine: simulazione \leftarrow mi radi in cui c'è scattering ad es. immerendo H_2O che va a interagire con radiofarmaco. Questa immagine rappresenta tutti i fotoni senza analisi livello E.

3° immagine: Tronca un computer di soglia analizza livello E e

• riesce a recuperare info e evitare degradamento dell'immagine

Il segnale è una ~~sa~~ corrente \Rightarrow analogico

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA ad EMISSIONE \rightarrow PET \rightarrow SPECT

La medicina nucleare può acquisire immagini bidimensionali (scintigrafia) oppure 3D \rightarrow tomografia \leftarrow PET \leftarrow SPECT

Devo effettuare campionamento angolare ~~es~~ in modo da ricostituire la distribuzione 3dimensionale del radiofarmaco

- SPECT $\left. \begin{array}{l} \rightarrow \text{angolo fotone} \\ \rightarrow 2 \text{ fotoni a stessa energia (decadimenti } \beta^+) \end{array} \right\} \text{ in primis si differenzia con } x \text{ il radiofarmaco}$
- PET

SPECT

Si hanno alcuni radioisotopi con tempo di emivita e energia del fotone emesso da 70 KeV a un max a 300 KeV (in PET \sim 500 KeV)

Il tempo di dimezzamento è espresso in ore. Di solito il tempo di emivita è > 10 h (tranne ^{99m}Tc) quest è uno svantaggio dal pdu della radioattività del paziente

C'è un vantaggio x emivite lunghe: che tempo per fare acquisizioni ad angoli e ~~modalità~~ modalità diverse

Inoltre il radiofarmaco a emivita lunga ~~de~~ può essere ordinato

giorno x giorno e non deve per forza essere prodotto in ospedale

Il ^{99m}Tc ha 6 h di tempo di emivita: met conto. Esso si ottiene x decadimento β^- ed è prodotto in loco nella Camera Calda

Ma mano de allontanano la γ camera e' impossibile deprimere

In SPECT e' obbligatorio mantenere la γ camera il + vicino possibile.

Il soggetto non ha simmetria circolare ma ellittica. La γ camera si muove descrivendo un' ellisse. (puo' anche essere a contatto col paziente)

2 modalita di acquisizione

• STOP & SHOOT: si muove la γ camera, e fa l'acquisizione

• CONTINUOUS ROTATION: la γ camera si muove lentamente attorno al paziente. Svantaggio = effetto di trascinamento (immagini + sfocate)

Vantaggio = minimizza i tempi

zona immagine contenute del pdv clinico

APPLICAZIONE la MN e' l'esame gold standard per diagnosi del Parkinson =

colpisce i neuroni coinvolti in sintesi e uso della DOPAMINA \rightarrow motricita'

Questi neuroni stanno soprattutto nel mesencefalo e nuclei della base

X diagnostica del Parkinson si usa la SPECT utilizzando ^{123}I -ioflupano

• anche i parkinsonismi: PSP = parkinsonismo supranucleare progressivo \rightarrow parkinsonismo supranucleare

MSA = atrofia multi sistema \rightarrow

Che hanno sintomi simili ma decorsi diversi anche perche' non ci sono farmaci

TOMOGRAFIA a EMISSIONE di POSITRONI \rightarrow PET

Il tempo di dimezzamento dei radiofarmaci e dell'ordine dei MINUTI

I positroni hanno $E \sim 1\text{MeV}$

I radiofarmaci sono elementi comuni della chimica dei processi fisiologici

\rightarrow C, N, O, F, Ga, Rb

\rightarrow Posso monitorare molti processi \rightarrow VANTAGGIO

\rightarrow SVANTAGGIO: i tempi di emivita sono piccoli \Rightarrow e' obbligatorio avere impiantato un sistema di produzione di radiofarmaci basato su Ciclotrone = acceleratore lineare di particelle

Il ciclotrone costa 2 milioni, anche le PET, in + vanno schermati \Rightarrow la PET e' poco diffusa

Inoltre un vantaggio e' che la bassa emivita garantisce poche radiazioni cedute al paziente.

RIVELATORI: e' un bisogno rivelare fotoni a alta $E \Rightarrow$ se diminuisce

la γ camera non va tanto bene. la rivelazione e' bassa.

Si usano altre sostanze rivelatrici con μ + alto

Inoltre NaI ha alta costante di decadimento dei fotoni $\sim 230\text{ns}$

22/03/13

APPLICAZIONE Medicina NUCLEARE

Utilizzando traccianti comuni (C, N, O ...) si possono tracciare molti processi fisiologici.

In particolare oltre che in oncologia, la PET si usa in neurologia e cardiologia. In cardiologia si verifica l'ischemia del miocardio (post-ictus, post-infarto e malattie degenerative).

In neurologia si usa in molti casi, anche in neuro^{psicologia} e elettrofisiologia.

Per alcuni tumori il tracciante è molto specifico e può non essere necessaria la biopsia.

La PET è al centro della ricerca! Si vuole studiare il funzionamento in steady-state = il farmaco diffonde ma non resta lì per sempre. È difficile trovare la tempistica giusta tra diffusione, decadimento e espulsione. Negli animali si somministra il farmaco molto lentamente e poche volte alla volta.

Nelle immagini neurologiche l'emisfero destro è rappresentato a dx e quello di sinistra a sx (non si scambiano le 2 metà!).

Gli ultrasuoni possono essere focalizzati: dal generatore di US tutta l'energia è convogliata in piccoli spazi da lenti focalizzatrici x onde acustiche

Il problema è che l'US si propaga a una velocità che dipende dal tipo di tessuto. In radiologia i fotoni si muovono a velocità della luce. L'ultrasuono si propaga con un moto come quello del suono. Le proprietà del tessuto sono fondamentali per la buona propagazione degli US.

EQUAZIONI FONDAMENTALI

① Legame velocità, frequenza, lunghezza d'onda

$$v = \lambda f$$

unica diff. è che v = velocità nel mezzo

Ad es. $\left\{ \begin{array}{l} \text{nell'aria} \quad v \sim 300 \text{ m/s} \\ \text{nei tess. molli} \quad v \sim 1500 \text{ m/s} \\ \text{nell'osso} \quad v \sim 4000 \text{ m/s} \\ \text{e nei metalli} \end{array} \right.$

NB Nel vuoto gli ultrasuoni NON si propagano: non possono imporre deformazione.

In diagnostica l'aria è assimilata al vuoto: gli US non si propagano.

Alla f di 1 MHz la λ = lunghezza d'onda cambia nei vari tessuti, perché cambia v !

Ad es. $\left\{ \begin{array}{l} f = 1 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 1,5 \text{ mm} \\ f = 20 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 0,075 \text{ mm} \end{array} \right.$ con $v = 1500 \text{ m/s}$

È preferibile lavorare con US a λ piccole \rightarrow la radiazione può interagire con elementi + piccoli. La lunghezza d'onda dell'US è il limite inferiore della risoluzione dell'immagine.

Normalmente quindi è impossibile avere risoluzione come nei radiologi.

\Rightarrow per avere λ piccole voglio lavorare a frequenze d'onda + alte possibili.

② Impedenza acustica = Z ha stesso simbolo di imp. elettrica. Fisicamente è ρv un elemento tende a trasportare energia meccanica.

L'imp. acustica è data da:

$$Z = \rho v$$

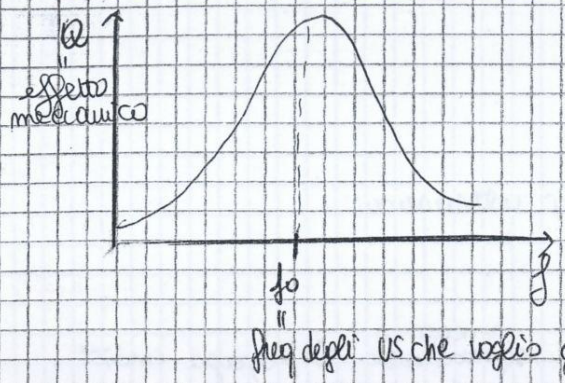
v = velocità di propagazione del mezzo
 ρ = densità del mezzo

NB = $Z \neq$ da densità! Sono proporzionali ma in mezzo c'è la velocità!

GENERAZIONE US } → effetto piezoelettrico INVERSO
 MISURA ECO RITORNO US } → effetto piezoelettrico DIRETTO

● Non conviene usare cristalli troppo grossi. Si preferisce usare più cristalli piccoli in serie tra loro. ⇒ SCHIERE di CRISTALLI

Quanto sono grandi questi cristalli?



I cristalli sono degli OSCILLATORI che risonano bene a frequenze precise. Hanno una curva di risonanza a campana detta CURVA di risonanza.
 (Ad es sopra un che rompe bicchieri oppure marcia su ponte che cade).
 Ad es costruzioni antisismiche che risonano alle f del sisma e risuonano.

● ma a altre frequenze.

La campana si sposta a seconda delle dimensioni del cristallo. Se ad es un cristallo ha $v = 4000 \text{ m/s}$ e voglio $f = 5 \text{ MHz}$ lo spessore del cristallo deve essere $h = \lambda/2$
 ⇒ max della risonanza si ha per lunghezze $\lambda/2$

ma $\lambda = v/f \Rightarrow h_{\text{max}} = \frac{\lambda}{2} = \frac{v}{2f} = \frac{4 \cdot 10^3}{2 \cdot 10^6} = 0.4 \text{ mm} \Rightarrow$ Cristalli met sottili

→ se voglio $f = 10 \text{ MHz}$ devo avere h metà

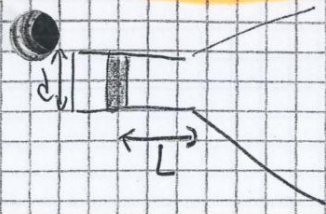
Cristalli + ~~bassa~~ spess risonano a f + basse e cristalli + sottili risonano a f alte.

All'interno del generatore di US ci sono cristalli con spessore inferiore al mm ⇒ se la sonda sbatte i cristalli si rompono (Sonda costa + 5000 €)

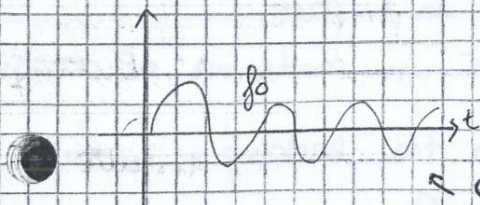
Oggi come cristallo non si usa più il QUARZO perché è molto fragile e perché ha la caratteristica che il suo reticolo cristallino si deteriora e cambia le sue proprietà: la curva di risonanza si sposta in frequenza in modo imprevedibile.

Oggi si usano materiali ceramici tra cui PZT ^{Bicarbonato}

GEOMETRIA del FASCIO US:



All'uscita del cristallo per un tratto L che dipende da h e f , gli ultrasuoni restano confinati in uno spazio sottile e dopo divergono.



l'eco ha ampiezza piccola, a meno che $R \rightarrow 1$

se Z_1 e Z_2 sono simili (come nei tessuti molli) l'eco è una sinusoidale di ampiezza piccola che rischia di essere persa nel rumore
 \Rightarrow problema di detectabilità dell'eco

• Altro problema: se Z_1 è trascurabile rispetto a $Z_2 \Rightarrow R \rightarrow 1$
 cioè a quell'interfaccia tutta l'onda torna indietro = gel. L'ultrasuono non attraversa il mezzo ed è impossibile fare imaging

\Rightarrow **NON si può fare ecografia all'osso e in presenza di GAS (POLMONI)**
 perché in quelle interfacce $R \rightarrow 1$

Anche l'ecografia addominale non funziona se c'è aria nell'intestino
 Per vedere il cuore si fanno ecografie con generatori che riescono a far attraversare la conca oppure si ingoia generatore transesofageo

Si ha lo stesso problema ad es se bisogna fare ecografia a appurato genitale femminile e al recto \Rightarrow 3 sonde transvaginale e transrettale.

La prostata è ricoperta in parte da osso = per farci non può fare propagare l'onda attraverso la vescica piena

• **ARIA e OSSO sono barriere che gli US non possono attraversare**

• And si fa ecografia come un gel
 se appoggia il generatore al tessuto potrebbero rimanere intrappolate bolle d'aria \Rightarrow l'energia torna indietro. Il gel toglie l'aria all'interfaccia sonda - cute. Il gel è fatto in modo da ~~essere~~ ^{adattare} tra sonda e corpo umano (compito raccomandato)
 i gel sono tutti idrosolubili

Ovviamente NON serve che il gel sia elettricamente conduttivo (come quelli EEG e ECG) e va usato a T ambiente

se la cute è ricca di pellicia l'aria non si riesce a togliere neanche col gel

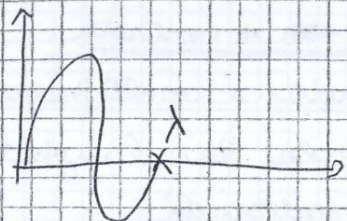
in una $f \sim 1,5-2 \text{ MHz}$ \leftarrow perde di risoluzione ma riesce a propagare (S anche attraverso grandi spessori di tessuti (distetti critici))

RISOLUZIONE

● il limite inferiore della risoluzione è la lunghezza d'onda λ

ma λ non è proprio uguale a risoluzione del sistema.

Qst è vero solo se è inviato esattamente un ciclo di sinusoidi

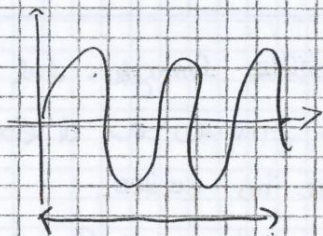


È SOLO in qst caso

$\lambda = \text{RISOLUZIONE}$

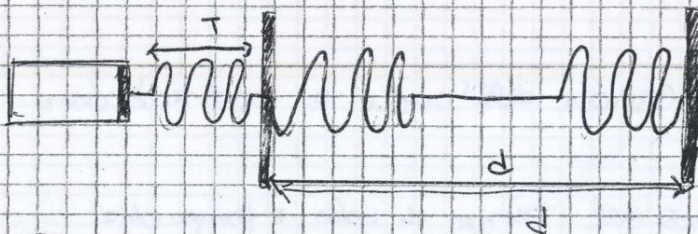
\rightarrow dipende da f

Nella realtà la sonda emette n cicli di sinusoidi, che durano un certo numero di λ



$T = n\lambda$ con n variabile

Se l'onda attraversa 2 interfacce distanti d con $d > T$, i 2 echi

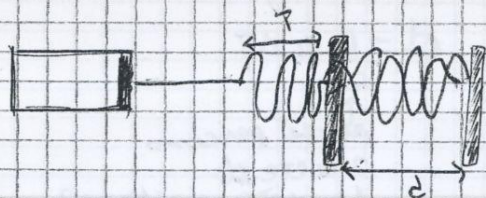


(riflessi giungono alla sonda

come distinti \Rightarrow posso capire

che ci son 2 interfacce separate

● Se $d < T$ (lunghezza del pacchetto delle sinusoidi), gli echi delle 2



interfacce si sovrappongono

\Rightarrow la sonda sente 1 solo eco

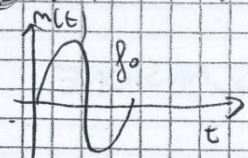
di ritorno e non capisce

che ci sono 2 interfacce

\Rightarrow in realtà le 2 interfacce \times essere sentite come separate devono essere separate distanti almeno quanto il pacchetto di sinusoidi = RISOLUZIONE

Quindi vorrei avere il pacchetto più piccolo possibile ed es

● $T = \lambda$. Ma qst non si fa perché la Trasformata di Fourier



di UN ciclo di sinusoidi è un rimp centrato a f_0

Per costruire immagine 2D devo avvicinare tante linee di scansione
=> costruisco una mappa di discontinuità di impedenza acustica
incontrate sulla linea di scansione.

Se vedo nero non vuol dire che c'è il vuoto, ma che non si sono generati echi perché non ci sono discontinuità => materiale omogeneo!

Dove è nero non vuol dire che la densità è bassa!

Si usano + cristalli affiancati x fare con facilità + linee di scansione

Sonde che lavorano a frequenze diverse hanno geometrie diverse.

26/03/13

Abb. detto che è fondamentale negli US. minuire il tempo di volo

Una sonda a US non emette di continuo, ma impulsi di durata breve => dispositivo a eco pulsato

L'ecografia è in realtème SISTEMA AD IMPULSI ECO

2 pinni a blocchi in alto si occupano della generazione e invio delle radiat

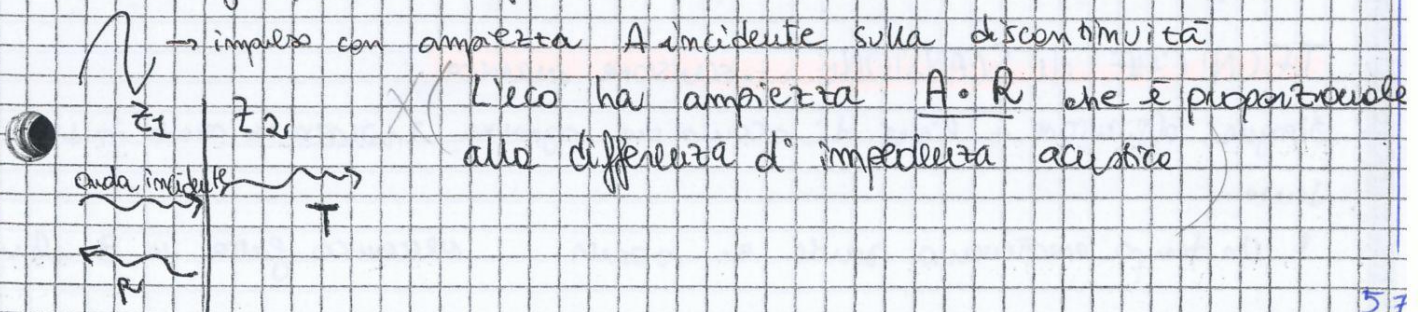
Gli stessi cristalli sono sfruttati alternativamente per ~~generare~~ ^{trasmettere} o ricevere gli US -> c'è un commutatore elettronico

Il tutto è comandato da un generatore di impulsi alla freq. desiderata e con num. di cicli giusto

Il ricevitore è anche comandato dal generatore perché ^{deve} bisogna sapere a che f stiamo lavorando

Il cristallo produce qualsiasi onda meccanica generata da corpo umano (ad es. chitarra violone cardiaca) e non solo son di ritorno. Tutte le on. meccaniche che producono segnale non alla freq dell'impulso vengono scartate

È per questo che non voglio un impulso molt largo in frequenza (Fourier) -> se allungo il numero di cicli dello impulso, la freq è + precisa => frequenza centrata che viene filtrata dal ricevitore e tutte le altre freq. sono tagliate



piezoelettriche a 120° . Qst elem. ruotavano e qnd il piezoelettrico arriva all'interfaccia con la cute sparava un impulso e aspettava echi di ritorno. Dei 3 elementi era attivo solo quello ~~che~~ con rivolto verso la cute. Se ad es $d = 10 \text{ cm} \Rightarrow t = 130 \mu\text{s} \rightarrow$ quindi l'eco arriva subito e la linea di scansione è ottenuta subito.

Ad esempio 100 linee $\Rightarrow 4,3 \text{ m/s}$ \Rightarrow qcs meno di 1000 scansioni al secondo (o 10??)

• TRASDUTTORE AD ARRAY

Si possono avere array lineari o che producano linee di scansione a ventaglio \rightarrow coprono grande volume.

Sopra i cristalli, a p fondo della sonda c'è l'elettronica di commutazione \Rightarrow spessore sonda di qualche cm.

Qst ~~se~~ le sonde a linee parallele sono le sonde lineari e hanno fino a 200-250 cristalli.

Le sonde con fascio a ventaglio si chiamano convex, hanno fino a 125 cristalli disposti attorno con una leggera curvatura.

• TRASDUTTORE PHASED ARRAY

È particolare perché ha elementi piuttosto da ritardatori in modo da arrivare a far arrivare gli impulsi ai cristalli a tempi diversi: si può generare fronte d'onda lineare o deflesso o focalizzare in un punto l'energia (= una specie di parabola che può essere sterrata: fascio rettilineo, sterrato o convergente).

Qst è la sonda che si usa nei distretti critici: traustoracico o transcranico perché la sonda è + piccola.

• SONDA MICROCONVEX PROBE

Ha cristalli disposti a ventaglio (con sonda convex) ma è fatta in modo da poter entrare nella cavità corporea.

Le sonde che possono essere montate su cateteri \rightarrow ecografia intra vascolare.

Da una parte voglio lavorare a f alte ma qst si propagano poco nei tessuti. Le sonde lineari sono quelle a f + alte (fino a 20 MHz), la dimensione del punto di appoggio di qst sonde è di $\sim 5 \text{ mm}$ \Rightarrow non riescono a raggiungere grandi profondità: al max 5 cm di profondità quindi sono usate x ecografie di organi superficiali e

Linee di discontinuità: costruisco grafico che vede come evolve le discontinuità nel TEMPO



Di solito si usa la risonanza phased array
=> genera un cono
(e non ha bordo superiore nell'immagine
come la convex)

ESONERO

MARTEDI 30

BIOIMM.

GIOVEDI 2

INFORMATICA MEDICA

La geometria consente di misurare bene la velocità \Rightarrow posso risalire a indicazioni di alla premiare.

PRINCIPIO DOPPLER

ha alla base un moto relativo tra sorgente e ricevitore.

La frequenza che percepisce il ricevitore è la freq emessa dalla sorgente solo se ricevitore e emettitore sono solidali.

Se invece \exists moto relativo tra i 2, il ricevitore sente frequenze più alta se i 2 si avvicinano o + bassa se si allontanano.

La frequenza cambia di una q.tà proporzionale alla velocità relativa tra sorgente e ricevitore.

L'effetto doppler vale x qualunque sorgente e ricevitore in moto relativo in USgrafia: se voglio misurare v in un vaso con un dispositivo a ultrasuoni devo pilotare la sonda, appoggiarla ~~alla~~ ^{nella} zona col vaso e la sonda fa da sorgente.

Chi è il ricevitore? È la sonda stessa che misura il ritorno.

In USgrafia sonda e emettitore sono la sonda che è ferma.

L'effetto doppler è generato dal bersaglio che si sposta = sangue che circola che c'è qualcosa che si avvicina (f + alta in ritorno) o si allontana (f + bassa in ritorno alla sonda).

Io misuro la velocità delle particelle corpuscolari del sangue. La parte solida del sangue è fatta da piastrine, globuli bianchi e globuli rossi (+ numerosi) in ogni ml. 10^9 10^5

Normalmente ci si riferisce alla v di interazione degli US coi globuli rossi \Rightarrow le particelle si chiamano anche eritrociti.

Essi si muovono rispetto alla sonda \Rightarrow rimandano onda con f diversa alla sonda.

La λ è importante perché la lunghezza d'onda dà la dimensione minima di oggetto con cui possa più interagire l'onda sonora.

\Rightarrow globuli rossi sono come dischi schiacciati al centro di $\phi \approx 10 \mu\text{m}$
 \Rightarrow molto + piccoli della λ degli ultrasuoni \Rightarrow NON generano

riflessione dell'onda ma possono solo creare DIFFUSIONE dell'onda.

Non si ha + linea di scansione! I glob rossi si comportano come isotropici.

Si sceglie questo tratto perché è il tratto della carotide in cui la pendenza è più simile a retta \Rightarrow ottengo selezione lineare
Normalmente si riesce a tenere la sonda tra 40° e 60° per tutti i vasi

Si misura la frequenza f_D legata alla velocità v dell'eritrocita.

È la f che a seconda del segno della velocità (allontanam. o avvicinam.)

è lo SCARTO rispetto f_0 . f_D può essere maggiore o minore di 0.

Cioè in ritorno alla sonda ho segnale a f : $f_0 \pm f_D$

Per f_D conta sia il modulo, sia la direzione (determina θ) e il verso (determina il segno)

$f_D \propto v$

Misuro f_D e poi calcolo:

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

Es Un globulo rosso che si muove nella carotide.

Flusso ematico nella carotide ha velocità di circa 1 m/s

Se $f_0 = 10 \text{ MHz}$ (è un vaso superficiale \Rightarrow sonda lineare) e $\theta = 60^\circ$

$$f_D = \frac{2 \cdot 10^7 \cdot 1}{1540} \cdot \frac{1}{2} = \frac{10^6}{154} = 6,5 \text{ KHz}$$
 è una frequenza comoda

perché è una frequenza nella banda dell'udibile!

Prima la flumimetria si faceva sentendo le onde di ritorno del vaso!

È buona norma ascoltare l'eco di ritorno del vaso.

Arterie diverse hanno nomi diversi e il suono cambia se ci sono patologie
Per le vene il flusso è costante: non si sente pulsabilità e non si può fare diagnosi x auscultazione,

invece nelle arterie il flusso e la v non sono costanti perché dipendono dalla pulsabilità ~~è~~ imposta dal cuore

MISURA VELOCITÀ : DEMODULATORE

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

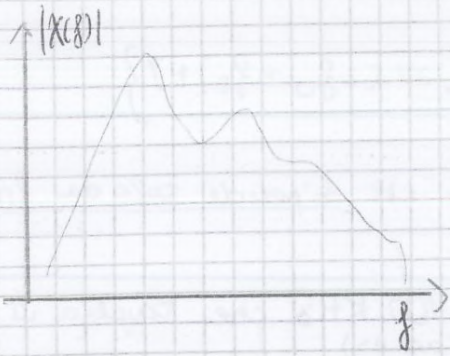
La sonda trasmette un coseno a f_0

Se c'è effetto Doppler si riceve onda con cos di $f_0 \pm f_D$

$$s_t(t) = A \cos(2\pi f_0 t) \leftarrow \text{onda trasmessa}$$

$$s_r(t) = A \cos(2\pi (f_0 \pm f_D) t) \leftarrow \text{onda ricevuta}$$

A me serve f_D e non f_0 . Un mixer moltiplica i 2 coseni e può essere utile tramite Portafeseri come somma di coseni



Se vedo la f + elevata dello spettro e la + bassa posso calcolare la N + alta e + bassa

Posso calcolare la velocità media, la velocità del > numero di eutroci

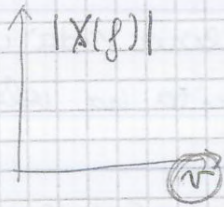
Posso avere una stima di quanti eutroci ci

sono? Si facendo l'integrale perché l'area sotto al grafico è proporzionale al # di eutroci.

In realtà io misuro una velocità \Rightarrow velocimetro

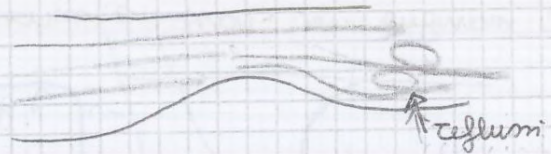
Si chiama fumimetro ^{e non velocimetro} perché faccio riferimento

C'è una proporzionalità tra f e N ; quindi posso tenere il grafico in



Se ad es. avessi moto turbolento e non moto laminare nel vaso (ad es. x alcune patologie oppure nei restringimenti dei vasi = stenosi)

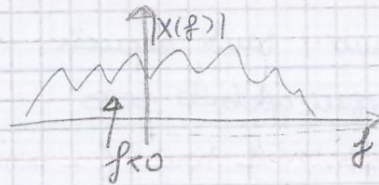
Se io con la sonda misuro il tratto a regime turbolento misuro



alcune velocità in allontanamento, altre in avvicinamento

$\Rightarrow f > 0$ e $f < 0$ \Rightarrow Nel grafico misuro anche f negative

\Rightarrow indicativo di malattia



• FLUSSIMETRI A ONDA CONTINUA: La sonda emette di continuo
• " " " " PULSATA: angolo tempo x ricalcola onda e ritorno

> Hanno campionamento met elevata: vedo anche variaz di velocità molto elevate rispetto a onda pulsata

Se il vortice emette di continuo, chi sente il segnale Doppler?

$N/2$ cicli della sonda emettit~~ore~~ e $N/2$ ritorno

oppure faccio una sonda con 2 schiere = una emette e una riceve
Vantaggio monitoro velocità elevate

Svantaggio posso usare metà dei trasduttori

NON posso selezionare una profondità:

La vena è + superficiale della arteria però io ottengo il velocitogramma dell'arteria => già perché ho usato flussimetro a onda pulsata

Se uso flussimetro a onda continua ottengo velocitogramma con comportamento sia di vene che arterie e di tutto ciò che è sotto la sonda

Il dispositivo a onda pulsata consente di selezionare profondità diverse e diverse sezioni del vaso

Nel vaso c'è sempre quasi laminare. La sonda pulsata emette e poi aspetta

Se partiamo volume campione al centro del vaso la macchina sa quanto dista dalla sonda -> calcolo il tempo di volo e moltiplo al demodolatore

solo i segnali nella finestra temporale che mi interessa, sulla base della tempistica di arrivo => cancello il segnale di arrivo ed es dalle vene

La lametta blu serve a dare misura di θ => nota la lametta blu

in modo che sia allineata con l'asse del vaso

PRF: come è pilotata la sonda

Il dispositivo a onda pulsata introduce PRF = frequenza di ripetizione degli impulsi
Periodicamente manda impulsi a frequenza PRF

NB: Non confondere frequenza ultrasonici -> MHz -> pacchetto ultrasonici
con PRF che è al più ~10 KHz -> tempistiche con cui mando un pacchetto e sto tutto, mando un pacchetto e sto tutto etc

Quindi la sonda emette un pacchetto, poi sta "tutta" e misura il segnale che ritorna e poi dopo un po' emette di nuovo

L'inverso del periodo $\frac{1}{PRF}$ = periodo di ripetizione degli impulsi
per dopo il quale viene lanciato un secondo pacchetto si chiama

PRF

La sonda resta la ^{parte del} tempo in ascolto

Questi blocchi possono essere inseriti prima del demodolatore e del filtraggio
passa basso perché la logica di controllo dice che va bene esso
viene campionato e lasciato passare. Se invece la logica di controllo
dice che il segnale non va bene esso è mantenuto e poi
cancellato dall'eco successivo S_{2H}

Quindi posso prima demodulare tutti i segnali e poi scegliere quali vanno bene
oppure sceglierli e poi demodulare solo quelli che vanno bene

Nel velocitogramma il segnale va interpretato! \Rightarrow non da info nel flusso
molto immediata

Alcuni strumenti codificano l'info flussimetrica anche in un modo più
similabile al medico \rightarrow

CODIFICHE COLORE = con il colore si codifica la velocità all'interno dei vasi
in tempo reale!

2 codifiche colore $\begin{matrix} 1 \rightarrow \text{COLOR DOPPLER} \\ 2 \rightarrow \text{POWER DOPPLER} \end{matrix}$

Il concetto di base della codifica colore è che in corrispondenza dei punti dove
immagini da cui ho ricavato il segnale appare colore l'immagine di un
colore diverso dal grigio: COLORE solo i punti in cui c'è MOVIMENTO = segnale
DOPPLER.

1) La codifica colore da colore solo rosso e blu che codifica la direzione
del flusso rispetto la sonda:

- **blu** = flussi ^{emessi} concordi a dir. di propagazione della radiazione
- **rosso** = flussi ^{emessi} discordi alla radiazione

Questa convenzione è mutuata dall'ambito cardiologico (si pensa di irradiare
il cuore e verso quel è la direzione del flusso di vene e arterie)

L'intensità del colore (ciano, giallo) è proporzionale al modulo del
vettore velocità \rightarrow sano vel. base e aneur vel. alte

L'immagine è in tempo reale ma diminuiscono il # di immagini al secondo

2) La codifica power non considera velocità e direzione ma il colore codifica
il flusso che è proporzionale all'energia del segnale Doppler = area del
segnale in trasformata di Fourier \Rightarrow numero di entropia

Non se è in allungamento o avvicinamento e se i globuli sono vicini
o lontani. Non confondersi col color non si usa mai rosso e blu

Da più pratico la modalità color dà + informazioni ma la codifica
power è indipendente dall'angolo $\theta \Rightarrow$ mappa colore indipendente da θ che
non può fare in diretti obliqui.

polmonari che sono fatti per far passare in fila i globuli rossi che hanno

$\Phi < 10 \mu\text{m} \Rightarrow$ la $>$ parte delle bolle non permeava il filtro polmonare

\Rightarrow le μ bolle vengono rotte da pressione ~~arteria~~ polmonare e poi vengono
con espinte \Rightarrow NON passano nel circolo arterioso perché non
passano nel filtro polmonare.

Senza questo di contrasto con bolle $< 10 \mu\text{m}$!

È diversi tipi di mezzo di contrasto ma tutti si basano su bolle rivestite
in modo da essere stabili, non si rompono subito e hanno diametro $< 10 \mu\text{m}$
Il mezzo di contrasto attuale è una μ bolle di esaffluoro di zolfo
rivestita completamente da uno strato di ^{fosfo}lipidi

Qst mezzo di contrasto è preparato allo stesso modo e si creano bolle con
diametro del minimo di 8 μm . La stabilità in circolo è superiore ai 5
minuti

Ogni bolle si comporta con un globulo rosso: + bolle inietta, + è ampio
il segnale di iniezione. Per qst mezzo di contrasto ci sono circa 10 ml/ml di
 μ bolle al ml.

Il leader mondiale x i mezzi di contrasto per US è italiano = BRACCO

Gli US sono in tempo reale e vedo subito l'arrivo ~~dei~~ delle bolle

È immagini bimode per vedere solo il segnale derivante dal mezzo di
contrasto. La bolle quindi colpita dagli ultrasuoni non si limita solo a

rifletterli, ma a sua volta ha un moto ^{di} risonatore non lineare

\Rightarrow la bolle restituisce anche la armonica a frequenza $2f_0$

(ad es la inietta a 10 MHz e lei risponde a 10 + 20 MHz)

Posso fare imaging di seconda armonica: col demodulatore elimino
i segnali a f_0 e rappresento solo quelli a $2f_0$, dati esclusivamente
(o quasi) dal mezzo di contrasto

Imodemi ecografi hanno parte ECO, parte Doppler e parte di gestione dei mezzi di
contrasto

(Se alto la potenza degli US posso demodulare colori, tinte, etc.)

È terapia basata su microbolle. In esse posso inserire ad es molecole di
farmaco = payload di specifiche sostanze e poi rompono in modo selettivo
con gli US.

Qst è sfruttato in Italia in centri selezionando ~~con~~ in un'applicazione:
nella terapia dell'ictus si lanciano le bolle con farmaco trombolitico

Qst è stato sempre negli USA perché c'è stato un decreto per 2-3 anni

RESONANZA MAGNETICA

È disponibile molto complicato dal pdu tecnologico

× risonanze magnetiche che costano meno di 1,5 mln di euro. Le non è
× molte versatili, bisogna spendere almeno 2 mln €)

Anche il costo di manutenzione è molto alta.

Sudape un compito importantissimo: mira esplicitamente ai tessuti molli
Quindi è una tecnica tomografica che massimizza la rappresentazione
dei tessuti molli

In TC alcuni tessuti avevano μ in Hounsfield che si sovrappongono.

In RM tessuti anche simili si possono vedere come distinti

La RM nasce negli anni '40 con gli studi di Bloch e Purcell

La RM nasce per la spettroscopia = studio della meccanica = serve
a misurare le transizioni energetiche tra i diversi stati di un atomo

È una tecnica che usa radiazioni NON ionizzanti ma cmq pericolose!

⇒ si usano campi magnetici molto elevati!

Non è pericolosa × i tessuti biologici ma interagisce tanto con altri oggetti.

⇒ si usano campi magnetici e elettro-magnetici = onde radio (non
ionizzanti)

Il dispositivo per MN è fatto simile a quello della TC: c'è un grande
gantry che ha il compito di generare intensi campi magnetici

La RM agisce sui NUCLEI degli atomi: è detta anche RM nucleare

La RM è nata per misurare le transizioni energetiche di una particella

Nei raggi X abbiamo visto che ci sono emissioni × frequenze ma

anche caratteristica = 2 livelli energetici E_1 e E_2 hanno E_1 diversa

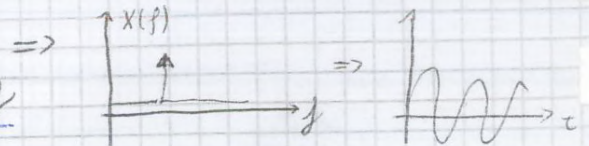
Se una particella si porta da E_2 a E_1 si trova con un surplus

di Energia perché $E_1 > E_2$

⇒ si libera energia in eccesso (equilibrio)

$$E = hf$$

$$E_1 - E_2 = \Delta E = \text{quanto di energia} = hf$$



Suppongo × avendo che una particella passa da E_2 e E_1 e emette
radiaz e-m e mettermi con un'antenna a misurare il campo e-m

⇒ se faccio la T. di Fourier ottengo, teoricamente, una δ di Dirac
centrata alla frequenza indicativa del salto quantico compiuto
Quel una particella "compie" un salto quantico emette energia elettro
magnetica sotto forma di sinusoidi = 1 sola frequenza

12/04/13

PRINCIPI + ISCI:

MOMENTO di SPIN

Di spin degli atomi seguono la legge di Einstein che Bose.

Se considero un nucleo di un atomo e lo modellizzo come una sfera:

si divide in fermioni e bosoni \Rightarrow la sfera non è immobile ma ha un (momento di) spin:

si fa l'ipotesi che la sfera sia in rotat. attorno a un asse \Rightarrow genera un momento angolare = spin

Dal p.d.v. della meca. quantistica il concetto sarebbe un po' diverso

Lo spin è una grandezza vettoriale: ha verso, direzione e intensità = modulo

Il modulo è detto numero di spin I

In natura ci sono delle categorie disomogenee:

- nuclei con # di spin frattionario ad es H ha spin = $1/2$
- nuclei con # di spin intero
- nuclei con # di spin nullo perché rotazione e controrotazione al netto annullano lo spin. Questi nuclei con spin = 0 in RM sono inutili!

Il # di spin determina a quale statistica i nuclei obbediscono:

numero di spin frattionario \Rightarrow obbediscono a statistica che fa sì che non possono trovare a + livelli energetici permessi

livelli en. permessi: sono $2I + 1$ \Rightarrow lo stesso atomo a seconda delle cond. si può trovare in più livelli energetici e il loro # dipende dal # di spin

La RM si basa sulla transizione energetica dei nuclei \Rightarrow per qst se

$I = 0$ lo stato energetico è solo 1 e non sono fruibili il nucleo in RM

Alcuni isotopi hanno $I = 0$, altri $I = 1/2$ \rightarrow ad es nell'H fatto da 1 solo protone nel nucleo e zero ^{neutroni} ~~particelle~~

Allo spin $I = 1/2$ ho # di livelli $2I + 1 = 2$ liv. energetici

Il deuterio ha anche un ^{neutrone} ~~protone~~ $\Rightarrow I = 1$

Il trizio ha 1 protone + 2 neutroni $\Rightarrow I = 1/2$

La RM si basa idrogeno puro = 1 protone

L'H è ~~in~~ abbondante nei tessuti umani \rightarrow 75% del tessuto di H_2O

MOMENTO MAGNETICO

Il protone = nucleo di H ha anche una massa \Rightarrow una massa conica in rotat. attorno a un asse genera un momento magnetico $\vec{\mu}$ che si calcola

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I}$$

con

γ = rapporto giro magnetico

quanti campi magnetici è generato a ogni giro

Il problema è che avere un campo magnetico molto intenso

Il c. magnetico applicato \vec{B}_0 si chiama campo magnetico statico = CMS

In RM poi si aggiungono anche altri campi magnetici ma non sono statici

Il valore del CMS determina tutte le altre grandezze coinvolte in RM

\Rightarrow il cuore del dispositivo è un enorme magnete che determina la qualità del dispositivo \Rightarrow il magnete è la parte + importante del dispositivo

$\exists \mu$ si orientano nella direzione di \vec{B}_0 e non nel verso.

H ha $I = 1/2 \Rightarrow$ 2 stati energetici possibili che sono caratterizzati se sono c'è \vec{B}_0
 $\&$ impauro \vec{B}_0 : 2 stati magnetici si manifestano perché alcuni nuclei si orientano // a \vec{B}_0 e altri in modo antiparallelo e non sono permessi altri stati.

\Rightarrow tutti i protoni su stessa direzione alcuni in un verso altri inq. opposto.

Nasce un vettore magnetizzazione $\vec{\mu} // \vec{B}_0$

$\&$ ho n protoni e applico \vec{B}_0 i protoni non si dividono a metà ^{in om} nel verso e in quello opposto perché in quel caso $\vec{\mu}$ sarebbe nullo

\exists prevalenza: questo parte dei nuclei sono con stesso verso di \vec{B}_0 ; però la prevalenza è bassa $\Rightarrow \vec{\mu}$ ha modulo piccolo.

$\&$ applico \vec{B}_0 poco intenso, esso non è sentito da tutti i protoni.

Nel vettore magnetizzazione sommo i $\vec{\mu}$ dei protoni che sentono \vec{B}_0

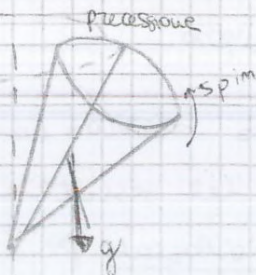
$$\vec{M} = \sum_i \vec{\mu}_i$$

\vec{M} quindi è funzione del campo esterno B_0 , delle proprietà della materia e della densità protonica del tessuto analizzato

NOTE di PRESSIONE di LARMOR

Se ho un $\vec{\mu}$ generato da moto meccanico, la sfera si muove con moto di precessione. Ad es. la trottola che genera, girando, un momento di spin la componente verticale bilancia \vec{g} , la componente nell'altro piano è quella che fa muovere la trottola.

La trottola gira sul suo asse e il suo asse gira attorno alla verticale



La stessa cosa succede al protone
Il \vec{B}_0 tende a attrarre il protone ma è bilanciato da una componente di $\vec{\mu}$

[Lo spin bilancia il mom. meccanico generato da \vec{B}_0

Il numero di protoni spin up è $>$ del numero di protoni spin down

Un protone può trovarsi in 2 stati quantici diversi \Rightarrow 2 livelli di energia diversi. Che uno stato a cui corrisponde energia maggiore = spin down perché il protone deve stare in equilibrio perfetto con $B_0 \Rightarrow$ EQUILIBRIO INSTABILE. La direzione spin up è a energia minore \Rightarrow EQUILIBRIO STABILE (e si riporta a B_0 lo riporta a posto). Quindi protoni spin up hanno livello energetico minore. Infatti il caso + protoni spin up perché la materia si porta a livello energetico minore.

$$n_{\uparrow} = \# \text{ protoni spin up}$$

$$n_{\downarrow} = \# \text{ protoni spin down}$$

$$\frac{n_{\uparrow}}{n_{\downarrow}} = e^{\Delta E / kT} \Rightarrow \text{segue statistica di Boltzmann con } \Delta E = \text{salto energetico tra i 2 livelli}$$

$T = \text{Temp assoluta}$
 $k = \text{cost di Boltzmann}$

Il # di protoni nei livelli energetici cambia al cambiare della temperatura

In RM lo devo perturbare i protoni x asservarli, ma devo sapere da che stato parto e

\Rightarrow devo mantenere costante la temperatura: ambienti termizzati, di solito si

mantiene a T $\&$ bassa \Rightarrow si copre il paziente

I livelli energetici dipendono da B_0 e dallo spin:

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

$$E_{\downarrow} = 1/2 \gamma \frac{h}{2\pi} B_0$$

Il $B_0 = 1 \text{ Tesla} \Rightarrow \Delta E = E_{\downarrow} - E_{\uparrow} \approx 10^{-7} \text{ KeV}$

e convertito in Hz trovo $\Delta E \approx 10 \text{ MHz}$
(tramite la costante Planck)

Tutte le volte che un protone fa un salto energetico emette energia con

sotto forma di onde radio (fr 40-60 MHz)

Il caso $B_0 = 1 \text{ Tesla}$ e $T \approx 310 \text{ K} \Rightarrow \frac{n_{\uparrow} - n_{\downarrow}}{n_{\uparrow} + n_{\downarrow}} \approx 3,3 \cdot 10^{-6}$
 \rightarrow PREVALENZA

Ogni milione di protoni ci sono 3,3 protoni in più spin up rispetto a spin down \Rightarrow è una prevalenza bassissima!

\vec{M} è un vettore di modulo molto basso

Per lungo tempo non si riuscì a misurare \vec{M} e ancora oggi non si riesce

il mondo è molto rumoroso dal p.d.v magnetico. Ad es il c.m. terrestre è

18 volte il c.m. generato dal corpo umano

All'inizio si è tentato ~~misura~~ di fare in modo che $\frac{n_{\uparrow} - n_{\downarrow}}{n_{\uparrow} + n_{\downarrow}}$ sia il + grande possibile variando ΔE o T .

Nell'espressione di \vec{M} compare $B_0 \Rightarrow$ serve un campo magnetico molto

Si applica nello std che B_0 è orientato su una \hat{z} su cui giacciono tutte le componenti longitudinali e nel piano xy giacciono le componenti trasversali che sono orientate casualmente

$\Rightarrow \vec{M}$ lungo piano trasversale = 0

$\vec{M}_z \neq 0 \Rightarrow \vec{M}$ ha solo componente longitudinale

LIMITAZIONE: M è misurabile solo con strumentazione particolare applicabile solo a piccoli volumi

anche in RM in 20 minuti effettivo acquisizione total-body

Misura M è complicata perché è piccolo ed è misura molto rumorosa

\Rightarrow non si fa dal pdv clinico

Si manda il sistema in Risonanza

① Applico B_0 e creo magnetizzazione

② Mando il sistema in risuonanza

③ lascio che il sistema da una di risonanza torni a uno di riposo

\Rightarrow si genera interazione energia materia che può finire

Il sistema è sensibile solo alle freq. di Larmor $\omega_0 = \gamma B_0$

La c.m.e di risuonanza è quella in cui se investo il sistema con energia a giusta frequenza, esso acquista energia, più di quella che consuma che compete: si porta a liv. energetico più alto.

Il livello energetico di base del sistema di protoni è determinato dalla prevalenza: un certo numero di protoni sono in più perché previsti da statistica di Boltzmann

Quando ci son 2 livelli energetici diversi \times portare ^{particella da} energia + bassa a + alta devo fornire un quanto di energia = campo elettromagnetico a freq. $\omega_0 \Rightarrow$ irradio con un'antenna e PUÒ accadere che un protone a caso si gira e si orienta ^{da} spin-up a spin-down. Ha così un c. elettrom. a giusta freq. sono in grado di indurre al cui protone a fare un salto quantico disturbando la prevalenza iniziale.

ES forniscono 1 quanto di energia ^{a protoni} a prevalenza iniziale

\Rightarrow 1 protone si orienta spin-up da spin-down

Spesso l'antenna. Il sistema si porta di nuovo al suo

A qst punto ~~ho~~ \vec{M} diretto verso $-\hat{z}$.

Cha anche se fornisco ancora energia la prevalenza non può più aumentare

Se stacco B_1 quando \vec{M} è in xy , il sistema deve riportarsi nelle c.m. energetiche originali \Rightarrow inizia a aumentare \vec{M}_z e diminuire \vec{M}_{xy}

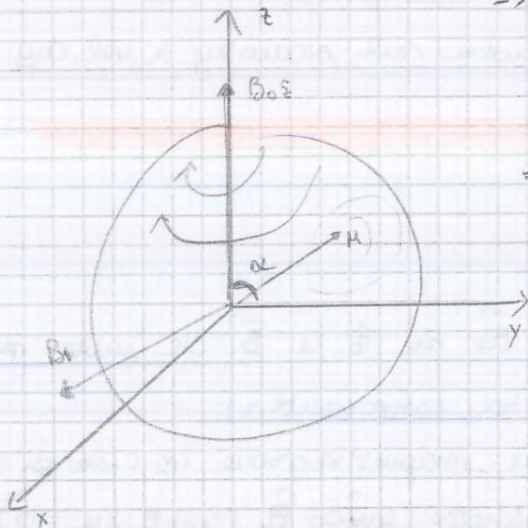
\vec{M} parte in c.m. // \hat{z} , nel 1° grafico ^(solido) ho rif di riferimento solido con \vec{B}_1 che ruota su xy a velocità ω_0 . Il moto che compie \vec{M} è una rotazione con qst rif di riferimento restandolo rigido e portandolo su piano xy .

Quando stacco B_1 , con qst rif, \vec{M} si riporta ruotando lungo \hat{z}

Con un rif di riferimento fisso, \vec{M} è diretto lungo \hat{z} e adesso \vec{B}_1 ruota

$\Rightarrow \vec{M}$ deve seguire moto di $\vec{B}_1 =$
moto circolare e contemporaneamente
moto di rotazione

$\Rightarrow \vec{M}$ descrive una spirale sulla
superficie sferica



CAMPO MAGNETICO TOTALE

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

generato istantaneamente da un nucleide.

(B_1 descrive una circonferenza - cosinus polari -)

Si vuole stabilire $\alpha =$ angolo di FLIP ossia angolo tra \vec{M} e \hat{z}

in 2 c.m. $\rightarrow \alpha = 90^\circ \Rightarrow$ prevalenza nulla

$\rightarrow \alpha = 180^\circ \Rightarrow$ prevalenza invertita (M sul piano xy)

In RM si parla di impulsi a 90° e $180^\circ =$ tempo per cui devo applicare \vec{B}_1 per deflettere \vec{M} fino a 90° e 180° rispetto B_0

Dopo un impulso a 180° M non ha componente trasversale ma solo longitudinale

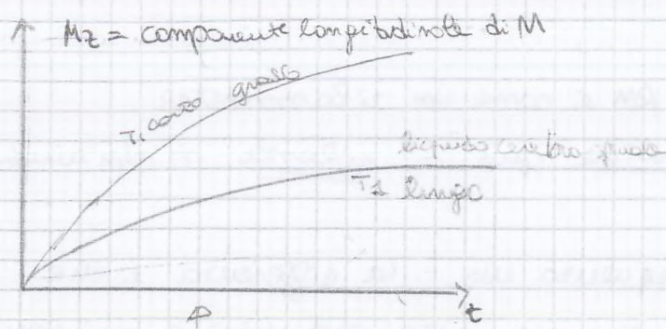
Dopo impulso a 90° M ha solo componente trasversale

Se ad es $\vec{M} = 0,5$ Tesla impulso a $90^\circ \sim 100$ ms = t_{90}

quindi sono impulsi molto brevi

In gergo si dice che il sistema è rilassato = il sistema si riporta in cond. m. di equilibrio

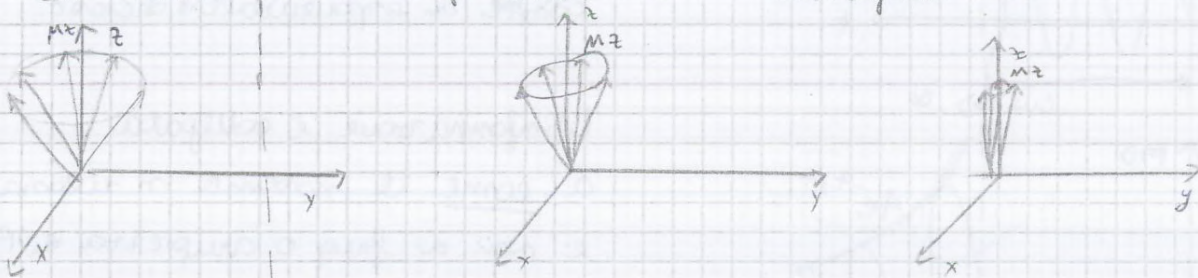
TEMPO DI RILASCAMENTO T_1 = spin-lattice



Parto da $\vec{M}_z = 0 \Rightarrow$ ho somministrato impulso a 90° il meccanismo spin-reticolo fa in modo che i protoni si allungino e tendano diversi da 0 la componente longitudinale.

annullando quella trasversale

Quindi \vec{M} giace su xy perché ho $M_T = M_T$. Per ripristinare \vec{M}_z i vari spin si muovono a ombrello = tornano con orientaz lungo $\vec{z} = M$ descrivono una circonferenza sempre + stretta sempre attorno \vec{z}
 Qst deriva dalle componenti e^{-t/T_1} del segnale FID



Il grafico in alto fa vedere che tessuti diversi hanno T_1 diversi: non riesco bravo in tempi diversi anche se hanno densità simili e non riesco avere differenza così grande con altre tecniche!

TEMPO DI RILASCAMENTO T_2 = spin-spin

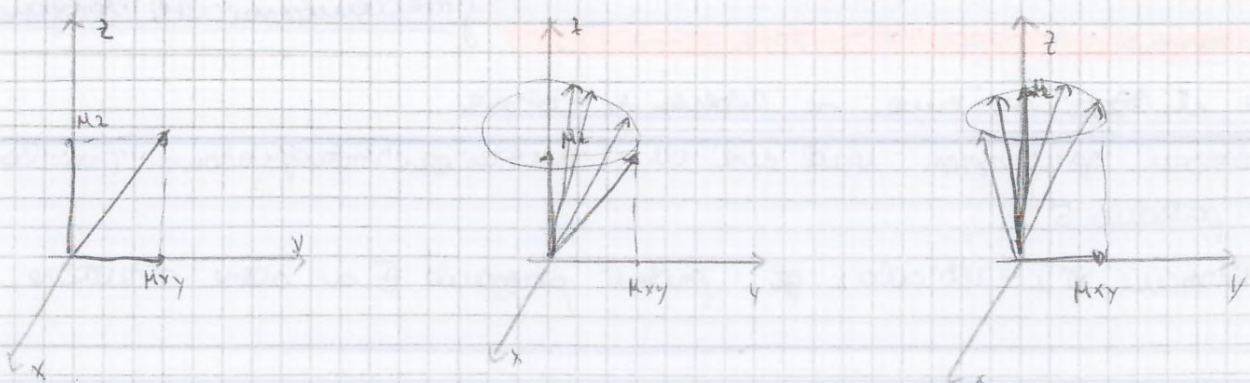
Fa sì che i protoni scambiano energia tra loro per annullare \vec{M}_{xy}
 \vec{M} è ripido \Rightarrow se annulla \vec{M}_{xy} ripristino anche \vec{M}_z .

Essa ha tempi T_2 che diverse rispetto a meccanismo spin-reticolo

Quel meccanismo \vec{B}_1 esso pilota gli spin magnetici su xy

Quel stato \vec{B}_1 tutte le direzioni sono equiprobabili e i vari \vec{M} si sparpagliano sulla circonferenza scambiando energia

Quel tutti i protoni si sono sparpagliati su xy, $\vec{M}_{xy} = 0 \Rightarrow \vec{M}_z$ è solo \vec{M}_z



E' p. le risonanze T_1 e T_2 perché i tessuti hanno diversi T_1 e T_2 .

Tutta la materia biologica ha sempre $T_2 < T_1$

Però in alcuni casi con tessuti molto simili hanno differenza grande di T_1

Ad es materia bianca e materia grigia del cervello in TC appaiono identiche perché manca contrasto nei tessuti molli; invece in RM hanno $T_1 = 350$ ms

(bianca) e $T_1 = 520$ ms (grigia) \Rightarrow traducendo in toni di grigio vedo

differenza tra materia bianca e grigia anche se i tessuti sono molto simili

La RM indaga come si rilascano i tessuti molli, guardando i protoni

In RM non si vede bene l'osso: c'è poca acqua \Rightarrow pochi protoni!
e le calcificazioni

Ad es muscolo cardiaco sano e con colesterolo infantile hanno T_2 che raddoppia \Rightarrow la RM è una metodica un po' + funzionale, mentre la TC è solo morfologica

La RM è una tecnica "mista" e ha risoluzione spaziale abb. buona
ma detagli morfologici che funziona

TEMPO di RIPETIZIONE degli IMPULSI: TR

Devo ripetere impulsi varie volte per 2 motivi:

- Voglio ricostruire immagini: devo indagare terzi punti diversi di un volume
- Ci sono molte cose che possono disturbare il rilassamento dei protoni che è mediata da comp. magnetica = B_0 . Ma il mondo è molto rumoroso dal p.dv magnetico \Rightarrow processo rumoroso. Si fanno + impulsi per togliere un po' di errori casuali e avere valori di T_1 più corretti

E' introdotto T_R = tempo di ripetizione impulsi ogni quanto ripeto i vari pezzi di una sequenza

Legge di Bloch: descrive il moto di \vec{M} nel tempo

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0)$$

Tutte le sequenze partono da qst legge = vogliamo imporre a \vec{M} un moto preciso.

$\frac{dM}{dt}$ = variaz di M nel tempo

Adx ci son le cause che generano la variazione

\vec{B} = campo totale sentito dai protoni $\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_1$

\vec{B}_0 sempre

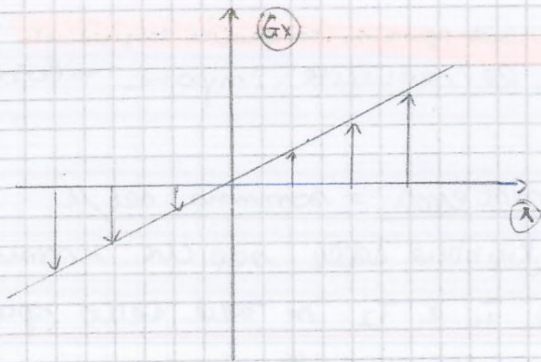
\vec{B}_1 solo in alcuni tempi

Interrogo i protoni individualmente in base a dove si trovano, facendo in modo che emettano campi diversi a seconda dello spazio. Il vincolo è che B_0 deve restare come statico. Non si può variare!

Anche perché è generato da un magnete fisso.

Se ne un campo magnetico aggiuntivo i campi magnetici aggiuntivi servono a codificare la posizione dei protoni e si chiamano campi gradienti. Essi sono generati da bobine e aggiungono a B_0 una q.tà positiva o negativa.

Genero un campo magnetico G_x



Suppongo di avere una dir. dello spazio x :

G_x vale 0 al centro del sist. di rif. e ha andamento di tipo LINEARE: conoscendo la pendenza so quanti

Tesla aggiungo per una data distanza

Nel semi-asse negativo è percepito un

G_x negativo, tanto maggiore quanto + sono distanti da 0

Per semplicità faccio finta che ci sono protoni solo su una x .

Sommiamo B_1 alla frequenza γB_0 a tutti i protoni. Quali risonano? Solo quelli che percepiscono gradiente nullo \Rightarrow quelli al centro! (Quelli lontani hanno energia data da $B_0 + G(x)$ quindi non risonano se applico $\gamma B_0 \Rightarrow$ nel FID sono muti!

Se applico eccitazione $\gamma[B_0 + G(x)] \rightarrow$ quelli che risonano solo sono quelli che si trovano a x !

In base a dove si trova un protone c'è una precisa freq. di risonanza!

Rispondono protoni in un certo p.to dell'axe a seconda dello radiofreq. che il emette

Se applico un gradiente anche nella direzione y e z ho che il campo

totale $\omega = \gamma (B_0 + G_z z) = \omega_0 + \gamma G_z z$ con $G_z = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2}$

freq. \uparrow campo totale

X codificare in modo univoco la posizione di un punto nello spazio con 3 gradienti

1 gradiente \rightarrow rispondono protoni su un piano

2 gradienti \rightarrow rispondono protoni su una retta

3 gradienti \rightarrow rispondono protoni di un punto

Interrogo un punto lo mando in risonanza e sento il segnale poi cambio