



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1405A -

ANNO: 2015

A P P U N T I

STUDENTE: Pala

MATERIA: Bioimmagini + Eserc. Prof.Molinari

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

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

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

Bio Immagini (dispositivi per Bio Immagini)

03/03/14 1

Obiettivo: Riconoscere i principi di funzionamento dei dispositivi di Imaging nel mondo medico (non si tratta di diagnostica)

DISPOSITIVO DI IMAGING → TECNOLOGIA → Principi (molto importante) fisici (averli presente)

Capire il PERCHÉ dell'importanza dell'immagine nella diagnostica clinica

IMAGING ≈ 70% di tutte le diagnostiche in medicina

→ Diversità di approcci nello storia: Saper e trasmissione del sapere non sempre stati legati alla visualizzazione di un'immagine

Medioevo: Approccio distaccato (iconografico) ⇒ il medico guardava me altri operava

Rinascimento: Approccio personale (il medico deve vedere) ⇒ perite ancora oggi nei disp. di imaging

Parte Storica:

Leonardo da Vinci: Luce del dettaglio anatomico → sistema d'iniezione sist. circolatorio umano ^{scoperto dal}

Andreas Vesalius: Serie di disegni con vari stadi di dissezione

Manuali d'Anatomia: Note le tabelle anatomiche di Netter (introd. del colore) per far capire la funzione

Immagine di tipo: MORFOLOGICO: come è fatto

FUNZIONALE: come funziona

Visible Human: Nato nel 1986. È stato il 1° progetto di Anatomia reale, cioè ricostruzione di dettagli anatomici a partire dal corpo reale di un soggetto

→ Corpo imballato in un blocco di H₂O distillata, colorato con un colorante azzurro. Poi il blocco congelato è stato fessato con lo spessore di 1/3 di millimetri a partire dalla testa facendo una foto dopo ogni fessatura.

Evoluzione Tecnologica:

Primi dispositivi di Visualizzazione: 1895 circa (inizi del 1900)

Evoluzione in Tecnologica → FORMA ~~dei dispositivi~~ dei dispositivi utilizzati } l'unica cosa che ad oggi è rimasta è il PRINCIPIO FISICO
 → QUALITÀ dell'immagine prodotta

Distribuzione tra i dispositivi:

- Apparecchi Radiologici (RAGGI X)
 - Tradizionali (radiografie antiscalan)
 - Tomografia Computerizzata (TC)
- Apparecchi ad Ultrasuoni (es. ecografia)
- Apparecchi a Raggi γ
 - Scintigrafia
 - PET, SPECT
- Apparecchi per Risonanza Magnetica

Famiglie di dispositivi più utilizzati in Uomo

Metà degli anni '80 :

- Nasita della Risonanza Magnetica
- Angiografia Digitale a Sottrazione
- TC Spirali

3

Concetto di Risoluzione Temporale : Numero di immagini che il dispositivo produce al secondo

↓
FRAME RATE

degame con il tes del campionamento ($f_c > 2f$ dell'evento che studio)

2000 :

- Radiografia Digitale (RX digitale)
- fMRI Risonanza Magnetica FUNZIONALE
- MEG Magnetoencefalografia (traduce in immagine le correnti magnetiche nella superficie del cervello).

DEFINIZIONE DI UNA BIOIMMAGINE: Cos'è una bioimmagine?

Forma qualunque della rappresentazione dell'Anatomia o della Fisiologia delle parti interne del corpo (di quelle esterne non faccio una immagine)

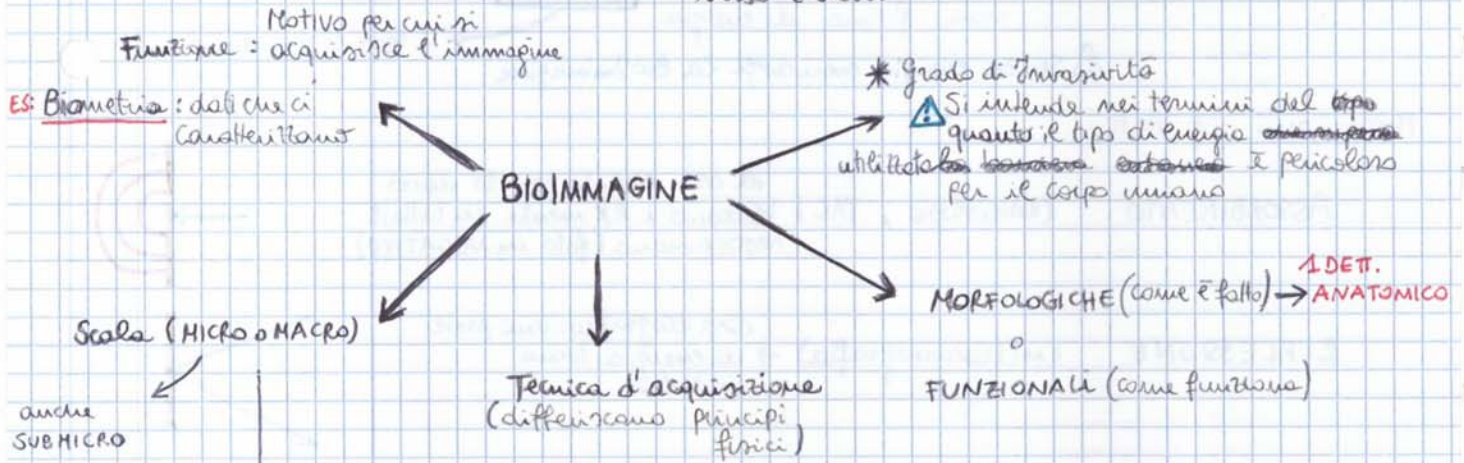
Convenzione delle Radiografie ^{logiche}

(serve ad evitare gli errori di op. ortopedica all'auto sbagliato, circa 1/3)

: da destra Anatomica è ^a ~~la~~ sinistra nell'immagine e viceversa

⚠ Il paziente si guarda dai piedi verso la testa

⚠ Nelle lastre la punta tende ad essere posizionata verso l'alto.



sono bioimmagini sia un ingrand. al microscopio che un radiografia total body

Differisce dall'invasività dei Disp. Medici * della 9342: infatti i a parte l'endoscopia i dispositivi per IMAGING non sono invasivi nel senso che lo strumento supera la barriera cutanea (quello che vuole indurre la non-invasività 93-42)

3

Parametri Fisici descrittivi di un'Immagine :

CONTRASTO : Immagine a basso contrasto ha anche bassa qualità diagnostica

Rappresenta la variazione relativa del valore assunto dai pixel appartenenti ad una zona dell'immagine rispetto allo sfondo.



Oggetto dello stesso colore dello sfondo → Contrasto 0

Variazione del colore da oggetto a sfondo

Variazione del contrasto

TANTO PIÙ VARIA IL COLORE
TANTO PIÙ VARIA IL CONTRASTO

CODIFICA DI UN NUMERO ALL'INTERNO DELL'IMMAGINE : Si usano solo numeri interi per rappresentare il valore di un punto nell'imm. digitale

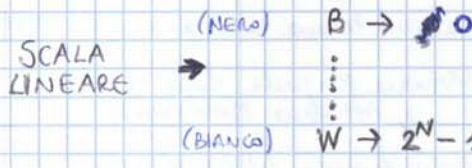
! IMM. MONOCROMATICA

Per convenzione, ad ogni numero associa un colore in una scala di grigi che varia dal nero al bianco

Numero più basso : NERO → 0

Numero più alto : BIANCO → dipende dalla dinamica (o ampiezza)

E la dinamica dipende dal n° di bit usati per codificare. Perciò ad esempio con $N=8$ otteniamo una scala di grigi con



→ Negativo? Ribalto la scala
(B) Nero = 255
(W) Bianco = 0

$$C = \frac{i_a - i_s}{i_s}$$

i_a = valore medio dell'imm. valutata sull'oggetto (i numeri dell'oggetto)
 i_s = valore medio dell'imm. valutata sullo sfondo (i numeri dello sfondo)

Se $i_a = i_s$ il contrasto è nullo

Il contrasto può avere segno Negativo (dipende dal segno del numeratore) capita nel caso di oggetti scuri su sfondo chiaro

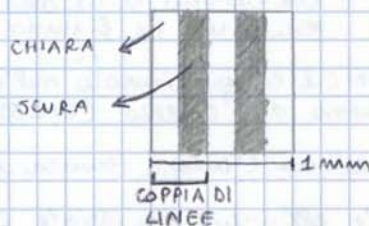
RISOLUZIONE Spaziale: capacità di vedere come distinti gli oggetti piccoli

↓ oppure

Valore ~~spaziale~~ per cui due oggetti ~~distinti~~ puntiformi non distinti (se li metto più vicini di quel valore ne vedo uno solo)

Soltanto la risoluzione spaziale è una distanza (mm)

! DISTINZIONE → Per dispositivi Radiologici è indicato in cl/mm (coppie di linee al millimetro)



la Ris. spaziale è di 2,5 coppie di linee al millimetro

Maggiore è il num. di coppie di linee al mm (alternanza CHIARO-SCURO), Migliore è la qualità dello strumento.

FONDAMENTI DI RADIOLOGIA

I raggi X sono stati la prima forma di energia utilizzata per Bioimmagini

PRES. DEL DISPOSITIVO $\begin{cases} \rightarrow \text{PRINCIPI FISICI} \\ \rightarrow \text{COME GENERO E INVIO L'ENERGIA} \\ \rightarrow \text{COME CATTURO L'ENERGIA DOPO L'INTERAZIONE} \end{cases}$

Radiazione **IONIZZANTE**: radiazioni con cap. di rompere leg. atomici e molecolari del bersaglio

↓
Creazione comp. Ionici non presenti nella materia

↓
Tossicità di quasi tutti i comp. ionici sul corpo umano

aluni immediatamente

aluni a lungo termine

Effetto Evidente: Formazione di Cheloidi (pedigiani dopo) ovvero formazioni fibrose nel sottocute

Effetti Tumorali (anche anni dopo) o mutazione genetica

Raggi X sono Ionizzanti → Normative per minimizzare gli effetti biologici

↓
Potenzialmente Pericolosi

↓
Irradiazione solo sulla parte interessata (si sta molto attenti a proteggere le zone genitali, che sono le più delicate perché contengono le cellule progenitrici)

Il raggio X è un Campo elettromagnetico, come gli altri tipi di raggi: si differenziano per la loro frequenza.

NOME	FREQUENZA (Hz)	LUNGH. D'ONDA
ONDE RADIO	$1 \cdot 10^5$	3 Km
MICRO ONDE	$3,0 \cdot 10^{10}$	0,01 m
INFRA ROSSO	$3,0 \cdot 10^{12} - 3,0 \cdot 10^{14}$	100 μm - 1 mm
VISIBILE	$4,3 \cdot 10^{14} - 7,5 \cdot 10^{14}$	700 nm - 400 nm
RADIAZ. UV	$7,5 \cdot 10^{14} - 3,0 \cdot 10^{16}$	400 nm - 10 nm
RAGGI X MOLLI	$3,0 \cdot 10^{16} - 3,0 \cdot 10^{18}$	10 mm - 100 pm
RAGGI X PER DIAGNOSTICA	$3,0 \cdot 10^{18} - 3,0 \cdot 10^{19}$	100 pm - 10 pm
RAGGI X PER RADIOTERAPIA	$3,0 \cdot 10^{19} - 3,0 \cdot 10^{21}$	10 pm - 100 fm

→ Banda molto stretta per quanto riguarda le frequenze

↳ Infatti non irradiamo le onde elettromagnetiche

rosso (colori) basso f

violettino (colori) alto f

Radiazioni Ultraviolette: **NON** sono ionizzanti → ma sono lette dallo cute come rad. irritanti, sono toniche per le cellule che producono melanina che le assorbe

Distinzione fra raggi X

→ Molli: f tale per cui penetrano nel corpo ma non escono (non utili per una bioimmagine) Δ ASSORBITI DALLA MATERIA

→ Per Diagnostica (comunemente utilizzati)

→ Per Radioterapia: f ed energia talmente elevate che attraversando il corpo, il neutrone e poi si disperdono. Non esistono neuroni che collidano bene questo raggio.

Se un'area ripetutamente è bombardata con questi raggi, muore. Utilizzato nei tumori

Il discriminante tra le onde elettromagnetiche è la **FREQUENZA** e ad essa associata la **LUNGH. D'ONDA**

Necessità di

- qualcosa che generi e^-
- qualcosa che vada verso l'anodo
- un'energia tale che la radiazione sia in banda X → è uno dei problemi

Equivalenza Onda - particella:

Possiamo vedere una ^{radiazione} ~~onda~~ come un campo (onda elettromagnetica) o come qualcosa che veicola energia portato da particelle elementari. es: illuminazione si può vedere come pioggia di fotoni (insieme di particelle elementari con una quantità energia, insieme particelle con un quanto di energia)

Radiazione Elettromagnetica o Insieme di particelle → Sempre qualcosa che si propaga emettendo liberata

CATODO:

Generazione elettroni: Riscaldare un materiale ricco di elettroni (metallo) tramite una corrente che pone in un filamento che pone in un filamento

✓ LEGGE DI RICHARDSON: emissione di elettroni in prop. a quanto si scalda (temperatura)

Il metallo più adatto ha più alto punto di fusione (tungsteno) perciò emette un alto numero di elettroni

⚠ Fattore importante: Costo e Disponibilità del materiale

EMMISSIONE ISOTROPICA: Una particella può prendere casualmente una direzione dello spazio quando viene emessa oppure tutte le direzioni dello spazio sono equiprobabili

COPPIA FOCALIZZATRICE:

Coppia focalizzatrice: Serve ad indirizzare l'elettrone all'anodo; se la direzione è giusta arrivano all'anodo in alternativa la coppia li arretra emendo di metallo.

ANODO:

Arrivati all'anodo gli elettroni devono avere un'alta energia (non si crea e non si distingue) Per produrre fotoni X me: e^- non ha tanta energia ed ha una massa piccola

Necessità di

- 1) Un certo numero di e^- che arrivino
- 2) Devono essere sufficientemente energetici

Per avere un'energia maggiore o per accelerare l' e^- tramite un CAMPO ELETTRICO quindi tra anodo e catodo sviluppa una ddp (differenza di potenziale) che accelera gli e^- da catodo ad anodo in modo da permettere l'emissione di un fascio.

Quindi: serve una tensione di alimentazione.

Caratteristiche del tubo a Raggi X

FILAMENTO IN TUNGSTENO (T. FUSIONE 3410°C)

SUPPORTO CATHODICO IN NICHIEL

NUM. e^- DA AUA CORRENTE NEL FILAMENTO (RICHARDSON)

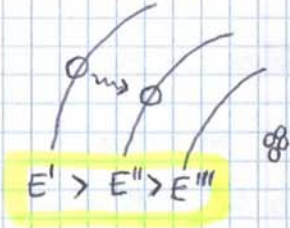
ANODO COSTIT. DA DISCO ROTANTE

↳ può essere anche più per altre applicazioni diverse da quella medica
Materiali più utilizzati: TUNGSTENO o MOLIBDENO

DDP catodo-anodo VA DA 15 - 150 KV (anche a 250 amiro)

↳ la tensione deve essere continua, diretta nello stesso verso perché deve accelerare le particelle

Dato che il metallo ha molti e liberi ne acquista un'alta mobilità, lo ferma nell'orbitale e stabilizza l'atomo.



Quindi quando un e- passa da un livello energetico E' verso E'' (e. magg. ad e. minore), la diff. viene emessa come fotone in banda X.

⚠ In tungsteno e Molibdeno per ogni salto di livello energetico c'è un fotone emesso. **SALTO QUANTICO**

Quindi l'energia di emissione del fotone X in questo caso è una **VARIABLE PREDEFINITA** ed è il motivo per cui l'emiss. caratteristica comporta l'emissione a determinate energie (dipende dal salto quantico).

La generazione dei fotoni X è anche em. isotropica (direzione casuale)

↓
Potrebbe essere pericoloso per radiazioni ionizzanti quindi nei moderni raggi X c'è una direzione di propagazione mentre le altre sono schermate.

⚠ Per questo l'anodo non è piatto ma ha i lobi inclinati perché con un determinato angolo i fotoni vengono per la maggior parte emessi verso il basso.

Filtro: zona in cui i fotoni escano dal tubo (il vetro lì è molto sottile) per irradiare

! Tutti i fotoni devono uscire da lì oppure devono essere assorbiti

↓
tramite un materiale molto denso (es. Piombo)

la durata del tubo è di circa 1200 ore di funzionamento

Per questo il tubo a raggi X è protetto da una guaina in piombo (assorbente)

⚠ Essa è insensibile e obbligatoria da norma

N.B. Se anziché il vuoto nel tubo c'è l'aria:

1) gli e- avrebbero un'alta energia

2) Si cortocircuitano anodo e catodo perché gas percorso da alta corrente si ionizza.

Quindi l'ampolla è di vetro: questo perché **NON ALTERA** l'energia del fotone che esce

Problema dei raggi X: DISSIPAZIONE DEL CALORE

EFFICIENZA DELL'ANODO: $\frac{\text{energia radiante emessa}}{\text{energia catodica incidente}}$ (e. utile anodo) / (e. da spendere)

$$M = Z V \eta_0$$

NUM. ATOMICO ANODO (Z), TENSIONE D'ALIMENTAZIONE (V), COST. 10^{-9} (η_0)

Cioè quasi tutta l'e. catodica → CALORE

mentre una piccola percentuale → RAGGI X

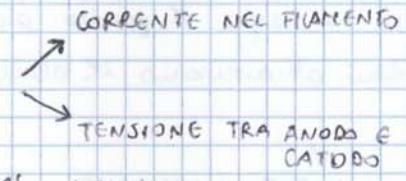
→ rappresenta un problema

Supponiamo una V d'alimentazione di un centinaio di KV, col numero d'isomeria del tungsteno anodo ad una efficienza dell'1%. Per 100W che uso per alimentare ne ho 1 in banda X.

10/03/14

13

Si è detto che il tubo ha raggi X ha 2 sorgenti d'alimentazione



Svantaggio: **EFFICIENZA BASSISSIMA:** Ideale per scaldare l'ambiente ma non per produrre raggi X

Vediamo ora due famiglie di dispositivi a raggi X: DISP. A RAGGI X per RADIOGRAFIA TRADIZ. / DISP. A RAGGI X per RADIOGRAFIA DIGITALE.

L'unica distinzione è il tipo di sensore utilizzato ma non il tipo di emissione che è lo stesso per tutti i radiologi.

↓
 Ci può essere qualche differenza per quanto riguarda l'anodo (a livello di materiale) → la grande differenza è costituita dal RIVELATORE

I fotoni X sono importanti in campo terapeutico come già detto per una serie di proprietà:

Penetrazione: penetrare ed emergere dai tessuti umani a patto di avere sufficiente energia e portarsi con loro l'informazione

Fluorescenza: RX invisibili all'occhio umano ma possono creare la fluorescenza di alcune sostanze (che quindi vediamo)

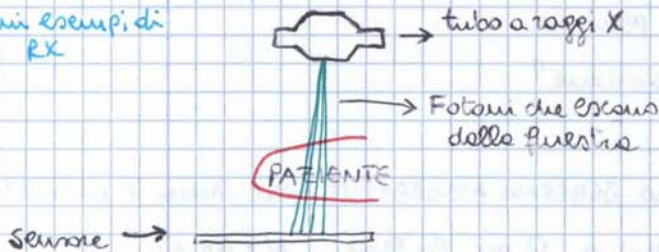
Azione Chimico-Fisica: interazione quando con i RX voglio fare terapie antiche diagnostiche

↓
 Questo si fa aumentando l'energia erogata sui tessuti

↓
 incidendo su un determe. tessuto con raggi X se ne può creare la necrosi (e quindi le distorsioni)

Si è detto che il disp. a raggi X è il disp. più semplice: SORGENTE + RIVELATORE

SLIDE 3) Primi esempi di DISP. RX



⚠ Il sensore cattura l'interazione tra energia e materia

↓
 Il mecc. di interazione nell'immagine radiologica è ASSORBIMENTO

È regolato dalla legge di Lambert-Beer:

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

FOT EMERGENTI (under N) / FOT INCIDENTI (under N₀)

13

Quindi È impossibile annullare totalmente la radiazione ma è possibile attenuarla ad ~~una~~ un valore sufficientemente basso.

La Lambert Beer dice che l'attenuazione è determinata dall'esponente μx : perciò possiamo ottenere lo stesso ~~effetto~~ effetto con:

① ALTO ASSORBIMENTO
PICCOLA SPESSORE

② BASSO ASSORBIMENTO
ALTO SPESSORE

Per questo tutte le norme NON specificano quasi mai il materiale ma

l'ATTENUAZIONE INTRODOTTA (il valore dell'esponente μx)

es: $\mu x = 0,692$ l'esponentiale vale $\frac{1}{2}$ → lo schermo si mangia la metà dei fotoni perciò è uno
SCHERMO O FILTRO DIMIZZANTE

$\mu x = 2,3$ l'esponentiale vale circa $\frac{1}{10}$ → SCHERMO DECIMANTE

Perciò dato il valore di μ e lo schermo che devo realizzare posso risalire allo spessore. Non interessa No! ⚠

Quindi Conclusioni di Lambert Beer:

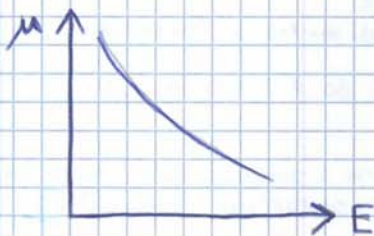
1) Attenuazione \propto NON SI PUÒ FARE

2) Non importa il materiale ma l'accoppiamento tra μ ed x

La Normativa regola la radiazione residua, cioè quella che scappa dallo schermo.

- **differenza tra densità e coeff. μ :** la densità è una cost. fisica della materia quindi dipende solo da essa. Invece μ dipende dall'energia dei fotoni che attraversano il materiale:

All'aumentare dell'energia, μ diminuisce



→ all'aumentare dell'energia dei fotoni che attraversano il materiale, esso è sempre MENO ASSORBENTE

quindi per esempio ad energia E_1 per un fascio di 2 mm di materiale; lo stesso caso non avviene ad energia E_2

Questa legge fisica vale per tutto la materia: ALL'AUMENTARE DELL'ENERGIA IL MATERIALE ASSORBE MENO

Sapendo che se l'energia aumenta il coefficiente μ diminuisce e sapendo che tra i vari materiali il coeff. μ si discosta di poco: più aumenta l'eu. di inadestazione e più questi valori sono simili

CAPACITÀ DI DISCRIMINAZIONE SEMPRE MINORE

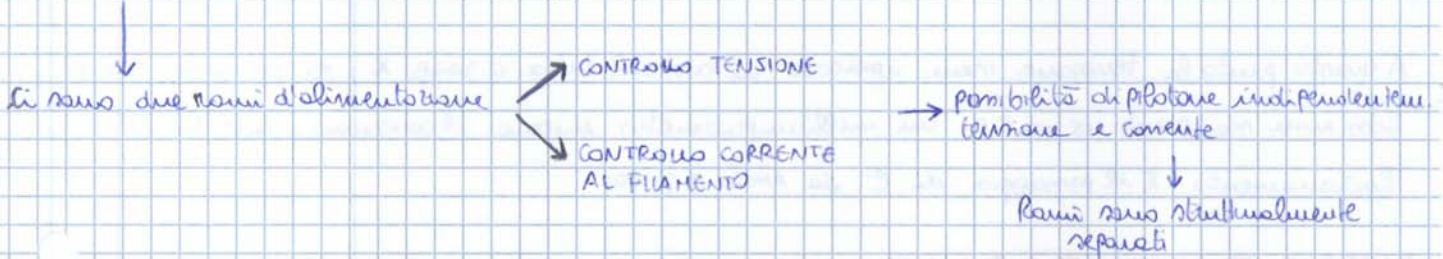


Maggiore l'eu. inadestazione, Minore è il CONTRASTO

PILOTAGGIO DI UN TUBO A RAGGI X DAL PUNTO DI VISTA CIRCUITALE:

Alimentazione:

- decine di KV
 - centesime di mA
- grande dissipazione energia



Componente Comune ai Rami: COMPENSATORE (dialogo con entrambi i rami)

COMPONENTI: RAMO DI CONTROLLO TENSIONE

Interruttore di Esposizione:

- obbligatorio per norma. Dato che i raggi X sono radiazioni ionizzanti, l'operatore deve avere un controllo precisissimo o meno sull'emissione dei raggi X

↳ solo quando è azionato si ha emissione di RAGGI X

la normativa lo definisce INTERRUITORE \uparrow ~~ON~~ MORTO

Richiesta di Azione Continua da parte dell'utente (nel nostro caso premiare)

o volte controllato anche da un timer o da un dispositivo di programmazione

di comunicazione con il timer si ha perché:

- 1) il tubo a raggi X emette per un tempo massimo; dopo questo l'esposizione viene troncata in ogni caso
- 2) il tubo ha efficienza termica bassissima (quindi un uso continuo fa ~~scaldare~~ scaldare l'anodo). Il timer evita l'uso continuo e quindi protegge il tubo stesso

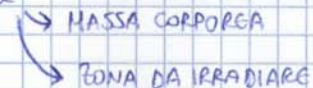
Selettore di Voltaggio:

È essenziale perché la tensione applicata modifica anche lo spettro di emissione di energia (tensioni alte - alte energie e viceversa).

Per questo il costruttore mette a disposizione un range di tensioni per le quali ha caratterizzato lo spettro d'emissione del tubo

Es: da 20 KV ai 180 KV con un det. passo

! Se aumento il voltaggio i raggi saranno più penetranti, perciò il raddoppio bene conto di



Per emere scintille che il tubo non emetta neanche un fotone foto:

INTERROMPERE TENS. AUMENTAZIONE ALTURA

INTERRAMPERE CORRENTE D'ALIMENTAZIONE AL FILAMENTO

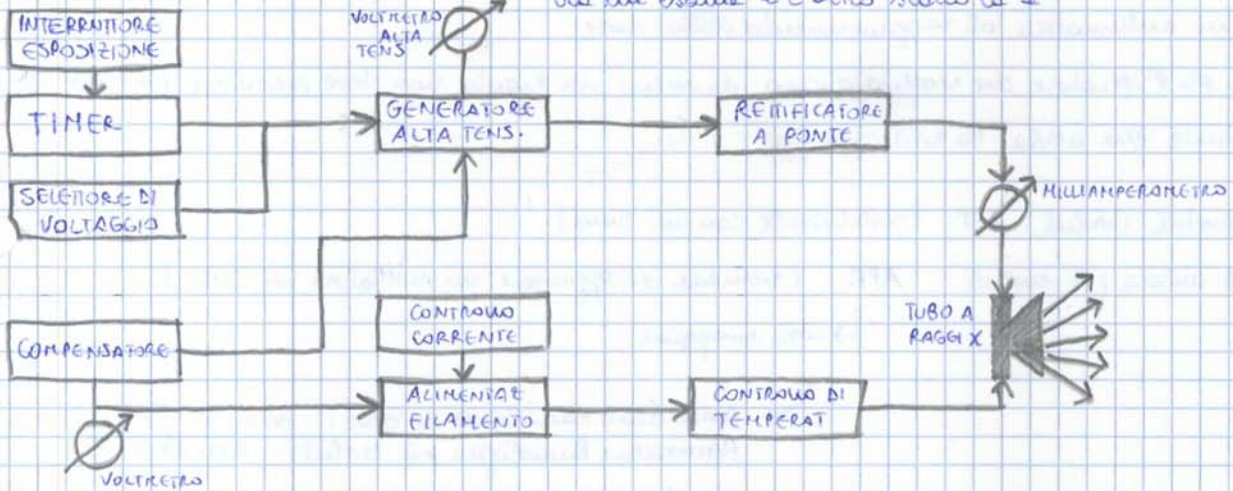
Quello che ci dà più sicurezza è INTERRAMP. LA CORRENTE AL FILAMENTO PERCHÉ

NO FUSCO
DI E

ANCHE LASCIANDO
LA TENSIONE D'ALIMENTAZIONE
NON CONSUMO

Però quando poi vanno riprendere l'emissione il tubo e filamento deve saldarsi → NON EMISSIONE
→ CAPTIVA EMISSIONE

Per questo per l'uso che si fa dei tubi: tra un'esposizione e l'altra stacco la V
tra un'esposizione e l'altra stacco la I



GRANDEZZE E REGOLAZIONI:

Tensioni applicabili: 25 kV - 150 kV (oggi si arriva oltre)

Potenza emessa: 100W - 150 kW

Tempi di esposizione: alcuni ms - decine di minuti

Dispositivi a comando dei radiologi:

DISPOSITIVO AET (Automatic Exposure Termination)

Per esposizione intendo il momento in cui il soggetto è esposto alla radiazione X. Il tempo di esposizione varia la qualità dell'immagine acquisita (es. immagine sovraesposta → bianca immagine sottoesposta → scura)

→ anche in radiologia funziona allo stesso modo: a seconda dell'oggetto più o meno assorbente va esposto per tempi diversi. Il disp. AET automaticamente spegne il tubo radiogeno al raggiungimento dell'esposizione che ho preimpostato. Esso è collegato al timer. Quindi l'operatore avvia l'esposizione e l'AET lo blocca a prescindere del fatto che l'operatore prema una sola volta il tasto o lo tenga premuto

RIVELATORI

Dato l'impossibilità dei RX ho bisogno di uno strumento in grado di captare l'intensità e l'energia e materia; inoltre dato che il principio che sta alla base è l'ASSORBIMENTO anche i rivelatori funzionano per assorbimento di fotoni.

Una buona sensore a raggi X avrà un **coefficiente di attenuazione μ ELEVATO**

↓
Proprietà dei metalli (in particolare che presentano fluorescenza)

Li sono 3 tipologie di rivelatori (tutte attive ed in commercio)

PELICOLE (analoghe alle pellicole della fotografia tradizionale)

↓
Però anche la radiografia in sta piano piano comprendendo dalla pellicola al digitale

→ Tengono ad andare in disuso per gli stessi motivi per cui la fotografia digitale ha sostituito l'analogica:

- COSTI DELLA PELICOLA
- SENSORI SONO PIÙ EFFICIENTI DELLE PELICOLE (esposto per meno tempo)
- PORTABILITÀ
- ELABORAZIONE (in digitale è molto facile)
- SPAZIO (anch'ora esistente ha un rischio di incendio all'improvviso)
- NECESSITÀ DI SVILUPPO (la pellicola va sviluppata quindi l'immediato non è pronto istantaneamente)
- SUPPORTO MATERIALE perde qualità nel tempo (robustezza)
- PELICOLE hanno grande IMP. AMBIENTALE

AMPLIFICATORI DI BRILIANZA: dispositivo analogico ma in real time cioè fa vedere subito il risultato, ovvero mentre si irradiava si visualizzano il risultato sullo schermo

↳ questo è estremamente importante durante un'operazione (in interventistica) ma anche al pronto soccorso.

DISP X RADIOGRAFIA NUMERICA

PARAMETRI CARATTERISTICI DEI RIVELATORI:

EFFICIENZA: il rivelatore è un convertitore di energia: cattura dalla banda X e la trasforma in un modo che lo faccia vedere.

La conversione di energia causa anche perdite (tutta l'energia assorbita dal rivelatore ma non convertita in info utile è energia persa)

↳ Energia persa significa dose di radiazioni ionizzanti al paziente

POTERE DI RISOLUZIONE: capacità di mantenere l'informazione spaziale

↳ la risoluzione spaziale è importante per i dettagli

Caratteristiche principali: all'interno ci sono schermi intensificatori

23

Parte colorata ma meno
notto (è OPACA, di piombo)
perché schermo i RX

l'altra parte è TRASPARENTE
ed è rivolta verso i RX

↓
Piombo per evitare che i
fotoni escano dal
nivelatore

La presenza degli intensificatori fa guadagnare in efficienza ma fa perdere in risoluzione: infatti gli intensificatori fornendo altri fotoni permettono che vengano attivati altri grani distanti dal fotone principale (sviluppendo anziché un puntino vedono una macchia)

Quindi: la dimensione X del sensore è INVERSAMENTE PROPORZIONALE alla risoluzione. Perciò se mi serve un'alta risol. spaziale non uso gli intensificatori.

COSTO DELLE PELLICOLE: formati di pellicole vanno da un minimo di 15×24 (foglio A4) fino a circa 30×56 (A3).

Formato più piccolo: $\approx 10 \text{ €}$ (per la pellicola)

↓
venduti in botti da 100 (hanno una det. curva sensitometrica)

NORMA CEI 62-2

Protezione contro le radiazioni negli apparecchi radiologici per uso medico funzionanti con tensioni da 10 kV a 400 kV

APPLICAZIONE:

No appl. industriale
(solo medica)

e

↓
appl. X diagnostica
(tensioni da 10 kV a 400 kV)

SCOPO: Specifica provvedimenti e mezzi di protezione di paziente e personale contro RX da adottare nelle appl. sopra descritte

RAZIONALE: (perché si fa?) → i mezzi di protezione assicurano la protezione del paziente ma non del personale medico e degli occupanti le aree circostanti.

OBBIGO: Hanno 3 livelli di imposizione

↓
↓
↓
dove
dove
può

Definizione Principali (vedi dalle slides)

ESPOSIZIONE: Carica elettrica prodotta dalla radiazione ionizzante nell'aria

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \left(\frac{C}{Kg} \right)$$

→ indica quanti ioni sto creando nell'aria (fa capire l'effetto della radiazione ionizzante)

DOSE ASSORBITA: Energia media trasferita dalla radiazione ionizzante alla materia

$$D = \frac{dE}{dm} \quad \left(\frac{J}{Kg} \right) = \text{Gray (Gy)}$$

→ esame RX migliore: buona risoluzione e buona dose

STRATO ENIVALENTI: Spessore di un materiale necessario per ridurre l'int. di esposizione alla metà del valore iniziale

~~ESPOSIZIONE~~ di ~~DOSE~~

23

Già sono disp. f.iri per leggere il pannello e portatili (attraverso una sorta di lettore di codici a barre).
 Il pannello di fosfori tende poi a perdere la fluorescenza o naturalmente oppure facendo scorrere una corrente elettrica. Con questo radiografo non c'è consumo di pellicola.

Il CR è a CONV. INDIRETTA perché: fotoni banda X → fotoni nel visibile
 fotoni nel visibile → convertiti in imm. dopo essere stati letti da un'altra energia

VANTAGGIO: Questi pannelli trovano alloggiamento nello stesso alloggiamento del cassetto portolastrie

SVANTAGGI: Occorre un pezzo in più (il lettore di pannelli) che determina anche la qualità dell'immagine

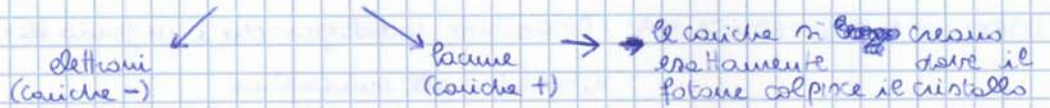
⚠ Anche i fosfori sono sensibili alla luce visibile perciò per non bruciare l'immagine devono essere protetti quando si estraggono dal cassetto portolastrie

Il pannello dopo varie irradiazioni perde la sua fluorescenza e va sostituito: un pannello può durare intorno ai 5 anni e la sua sostituzione costa il quantitativo di 5 anni di pellicole.

Sensori DR: Sensori a CONV. DIRETTA. Traducano l'ee. in banda X direttamente in una forma di energia che genera l'immagine.

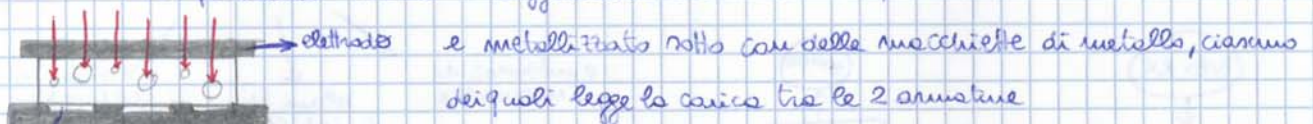
DIGITAL RADIOGRAPHY (circa 1995)

Costituiti con sistema tecnologia dei semiconduttori. Sono pannelli di silicio (monocristallo) con delle impurità di TIOURO O CENIO che conferisce al cristallo la scintillazione (tutte le particelle che un fotone arriva su un cristallo lo ionizza → produce delle cariche)



In elettronica la lettura delle cariche è facile tramite un CONDENSATORE.

Il pannello viene leggermente metallizzato sopra → ARMATURA DEL COND



Ogni elettrodo nella parte di sotto è un pixel dell'immagine. La carica letta in quel punto viene convertita nel valore corrisp. dell'immagine.

La conversione è DIRETTA: fotoni in banda X → carica elettrica

I sensori DR sono minimamente sottoposti ad usura: cristallo di silicio molto più resistente all'irradiazione di quanto lo siano i fosfori, in ambiente ospedaliero i sensori resistono per tutto il ciclo vita, mentre per applicazioni industriali no.

I dispositivi digitali o nascono così oppure devono essere convertiti modificando il supporto paziente (che va elettrificato). Perciò passare da analogico a DR è più difficile che passare da analogico a CR.

COSTI: un pannello di sensori total body (grande circa 160-180 cm) costa circa 60.000 €:

Questi dispositivi sono montati su un supporto dello "ARCO A C": il suo diametro influenza l'applicabilità e l'utilizzabilità dello strumento.

↳ es: se arco a C ha diametro ridotto → generatore, tubo RX e sensori sono ravvicinati tra loro quindi qualunque organo irradiato è proiettato sul rivelatore su un'area piccola

es2: se l'arco a C è molto grande la distanza tra i componenti AUMENTA: quindi lo stesso organo si allontana da sorgente e rivelatore e quindi lo proietta su un'area più grande

Questo si indica con FATTORE DI MAGNIFICAZIONE: in questo dispositivo è funzione del diametro dell'arco a C

COSTO ARCO A C
 ≈ 50000 €

Dato che i chirurghi avevano esigenze diverse i produttori hanno creato archi a diametri molli.

L'arco a C viene inclinato tramite un pannello di controllo di fianco al lettino negli apparecchi per scopie; inoltre l'interruttore di uomo morto per l'irradiazione è a pedale. Una sirena indica l'inizio dell'irradiazione.

⚠ All'accensione del tubo a RX si avvia un contatore che conta il tempo di esposizione, per cui alla fine dell'operazione questo si riporta nella cartella.

I dispositivi di questo tipo sono molto utilizzati per verificare l'albero vascolare, perciò è alla base della

DSA (digital subtraction angiography) → ANGIOGRAFIA A SOTTRAZIONE DIGITALE

È l'applicazione più consolidata della videangiografia.

Esempio: Rimozione di Stenosi Coronarica (occlusione a una coronaria)

Una ripresa è prodotta dall'amplificatore di brillantezza, viene aggiunto un mezzo di contrasto, introdotto tramite un catetere inserito all'abocco del seno coronarico, che rende le coronarie opache.

Sappiamo che per ogni tecnica di imaging c'è un contrasto diverso: tra la coronaria ed il resto del tessuto il contrasto è 0% perciò per vederla bisogna conferire alla coronaria un colore diverso dall'immagine. Il mezzo di contrasto può essere somministrato o inpush.

Dato che quest'intervento si fa in cateterismo, parto dalla femorale. Oltre al catetere principale si manda anche un catetere che all'occlusione fa da pacemaker, stimolando il muscolo cardiaco nel corso stesso intervento.

Quando si individua il problema si manda un cavo guida con un becco uncinato che si ancorano all'apice cardiaco: su di esso sono lo stent che viene montato, tirato e montando si gonfia e spiana il percorso (rimuove ~~occlusione~~ blocchi nella coronaria).

Se poi tutto va bene (non ci sono altre occlusioni) e poi si ritira il cavo guida.

L'intervento dura circa 20 minuti, con un tempo di irradiazione di circa 2 minuti.

⚠ Con costi più elevati si può usare dei sensori digitali al posto dell'amplificatore di brillantezza ed utilizzarli come video camera.

M (metastasi) 0 : non devono esserci; il tumore non deve essere in fase metastatica
 T (tenuto) 0 : il tumore ~~de~~ nasce all'inizio in un solo tenuto e poi può espandersi negli altri; T0 indica che è rimasto incapsolato in quel tenuto.

Lo stato N o M o T o è uno stato di prognosi favorevole che garantisce entro 5 anni una sopravvivenza del 95%. Oltre 10 anni di sopravvivenza il tumore si intende rimosso.

⚠ Per tutti i casi tumorali il tempo di sopravvivenza si dà in % di sopravv. all'anno.

Se uno dei 3 valori varia, la prob. di sopravv. a 5 anni varia: se varia M tale probabilità diventa meno di $\frac{1}{3}$

↳ Per questo è importante la **DIAGNOSI PRECOCE**

Perché non usare altre tecniche di imaging che non abbiano radiazioni ionizzanti per la mammografia? Perché gli altri dispositivi hanno una probabilità troppo alta di

→ FALSO NEGATIVO
 → FALSO POSITIVO

Quando si commettono errori diagnostici si hanno 2

casi: paz. PATOLOGICO o NON PATOLOGICO

- CASO 1) Azzecco la patologia quando c'è
- CASO 2) Dico che non c'è quando è presente
- CASO 3) Dico che c'è ma in realtà non c'è

⚠ Il caso 2 per noi è più grave mente per le spese dell'ospedale è il caso 3

↳ tutti i dispositivi mi devono garantire un certo numero di FALSI POSITIVI e NEGATIVI

PROBLEMA DELLA MAMMOGRAFIA: A meno che non ci siano fattori di rischio (es. ereditarietà) non ci si sottopone alla mammografia prima dei 40 anni perché la composizione della mammella prima dei 40 anni è ancora prevalentemente di tenuto fibroso e non adiposo perciò se anche ci fosse un carcinoma si confonderebbe con il tenuto fibroso.

↳ Per i soggetti con il carcinoma della mammella in età precoce si è dimostrato che l'esame è quasi inutile perché si fa fatica a vedere la lesione per la composizione.

La degenerazione del tenuto e trasformazioni in tenuto adiposo aiuta all'individuazione della lesione.

A seconda dei casi l'esame è ripetuto ogni cinque, due o anche ogni anno (in alcuni casi come secondo esame si fanno anche gli ultrasuoni).

Considerando la vita media di una donna (85-87 anni), ci sono più o meno 40 anni di visite mammografiche, perciò una buona esposizione alle radiazioni. Per questo è un dispositivo da progettare con molta attenzione.

COMPOSIZIONE DI UN MAMMOGRAFO:

È dotato di un pezzo che gli altri radiologi non hanno: **COMPRESSORE** che ha il compito di comprimere la mammella.

Infatti comprimendola riduce lo spessore e necessità di fotoni meno energetici che mi permettano di discriminare i tenuti.

Il tubo radiogeno inoltre può avvicinarsi all'utero della paziente: questo perché data l'anatomia della donna meglio evitare di irradiare il torace.

Inoltre il supporto sotto ~~il mammografo~~ ^{il mammografo} è in piombo: questo perché meglio evitare l'irradiazione degli organi riproduttivi.

COSTO DI UN MAMMOGRAFO:

↓
100-200 mila €

Tubi con Anodo in Molibdeno irradiano ad energie minori perciò:
 • Durata di vita
 • Costano di meno

Perciò il mammografo costa relativamente poco e viene cambiato circa ogni 2 anni (cercando di diminuire le dose)

VERIFICA DI QUALITÀ DELLE IMMAGINI:

⚠ Non ci si può permettere che un mammografo fornisca immagini di scarsa qualità in quanto va a determinare l'esito della diagnosi.

Per quanto riguarda un mammografo parliamo di:

PROVE DI COSTANZA: Prove eseguite su un dispositivo al fine di verificare l'efficienza ed il mantenimento delle prestazioni nel tempo.
 ← SI FANNO PERIODICAMENTE

CONTRAPPOSTE
A

PROVE DI ACCETTAZIONE: Prove volte a verificare l'aderenza delle prestazioni a quelle dichiarate dal produttore e richieste dal cliente in fase d'acquisto.
 ← SI FANNO UNA VOLTA ALLA VITA DEL DISPOSITIVO

⚠ A fianco anche prove di STATUS (intermedie): si fanno quando si cambia un pezzo sostanziale. Le prove di accettazione possono essere anche molto invasive (richiedono tecnico del produttore); quando vanno a buon fine

↓
1° PROVA DI COSTANZA: valuta la qualità dell'immagine prodotta dal dispositivo ed i suoi risultati si tengono per tutta la vita del dispositivo

↳ Prova più importante perché tutte le prove di costanza successive fanno riferimento ai parametri della prima prova di costanza

↓
 Se la qualità dell'imm. si è deteriorata deve procedere secondo il sistema di qualità dell'azienda

NORMA CEI 62-114 (parte 2): Prove di ~~costanza~~ costanza per app. radiologici X mammografia

Scopo:
 → Costanza prestazioni
 → qualità esame
 → costi minimi ⚠

→ Risultati delle prove da confrontarsi con 1° PROVA DI COSTANZA

→ Devono essere utilizzate X le prove pellicole, sensori e misurazioni dello stesso lotto (sono sicuri così che il problema è dello strumento)

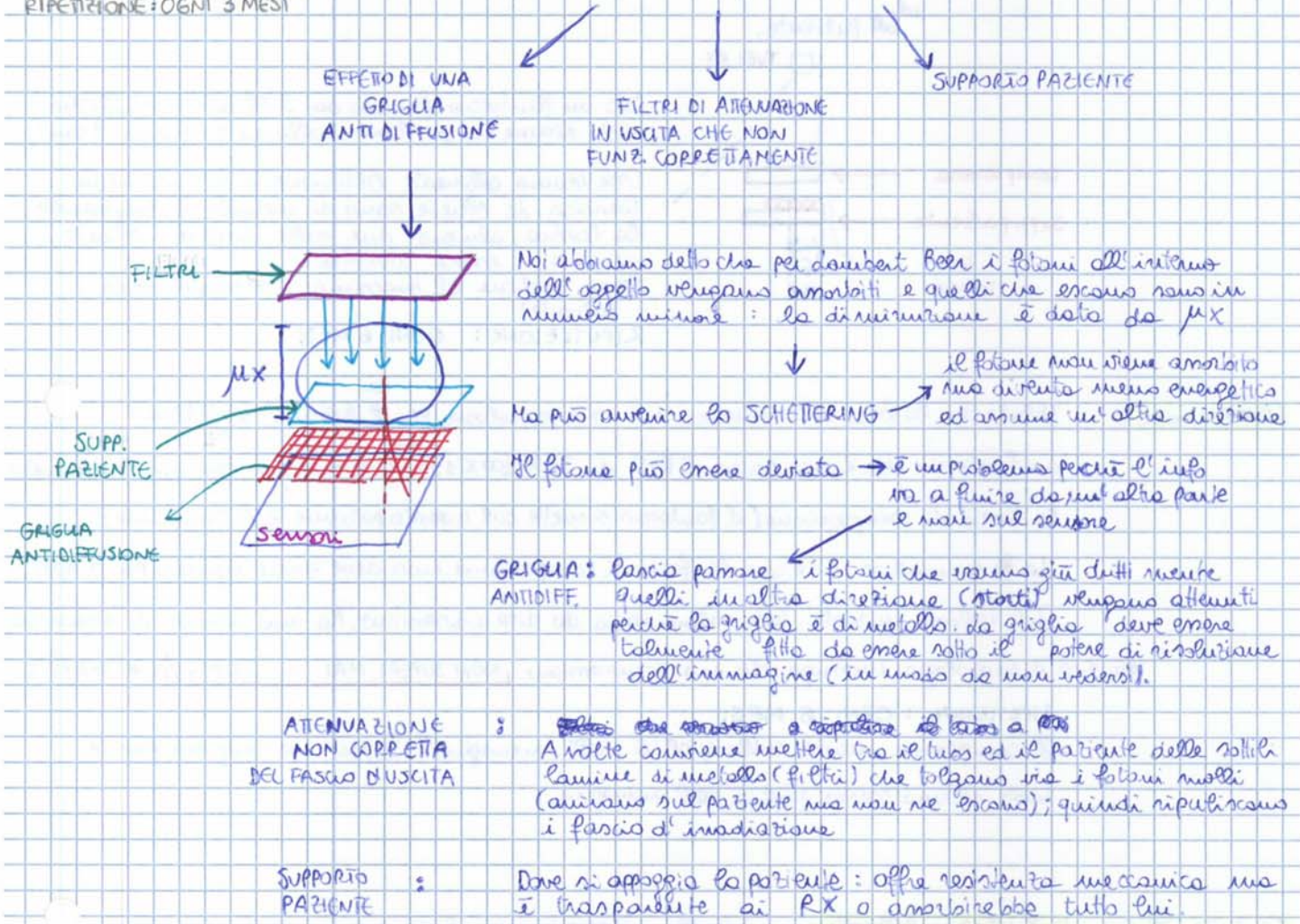
Ispezioni Visive: accertarsi della presenza di componenti, dati di tarpa, documenti come ammessi

da prova una ripetuta ogni 3 mesi perché è stato appurato che un'immagine SOVRAESPOSTA o SOTTOESPOSTA **NON HA VALENZA DIAGNOSTICA.**

Se il dispositivo è analogico o misto si usa un densitometro ottico facendolo passare sull'immagine; esso fa l'integrale della luce che passa sull'immagine (misura della densità quindi).

Se si usa un densitometro va usato sempre lo stesso

Presenza di Artefatti : Verifica della presenza di artefatti sulla lastra
 RIPETIZIONE: OGM 3 MESI



Col tempo i materiali potrebbero cambiare proprietà e si avrebbe generazione di artefatti (se la proprietà cambia in un determinato punto). da prova ancora che andando a risolvere tutto ciò che c'è tra tubo e sensore non ci siano artefatti.

COME SI FA? Si esaminano le matrici con un negatoscopio

NEGATOSCOPIO: Serve a guardare immagine come che hanno bisogno di essere retroilluminate.

↳ Poi con una lente si vuole che non ci siano artefatti e soprattutto che non si veda la griglia antidiffusione (che è l'elemento più critico)

DENSITÀ DELL'IMG. e PRESENZA DI ARTEFATTI sono le uniche 2 prove che si ripetono ogni 3 MESI

Risoluzione ad alto contrasto:

Valuta la risoluzione spaziale dell'immagine

↳ Utilizza fantocia in PMMA (polimetilmetacrilato) da 40 mm di spessore. Sul fantocia si pone una griglia metallica con LINEE I e II e l'oggetto si allinea al bordo del paziente e si irradia.

VALUTARE LA RISOLUZIONE:

Si contano le coppie di linee in entrambe direzioni. La prova è superata se la risoluzione standard non è deprecata di più di 2 cl/mm rispetto ai valori iniziali.

ANGIOGRAFO DIGITALE A SOTTRAZIONE (DSA)

Dispositivo utilizzato solo per studi di tipo vascolare (vasi)

↳ È nato per ovviare a problemi di videoradiografia quando viene utilizzato per scopi di tipo vascolare

↓
la dose di irradiazione è elevata (con i rischi di 40 anni)

Necessità di visualizzare l'albero vascolare senza tenere il tubo acceso e con una determinata risoluzione

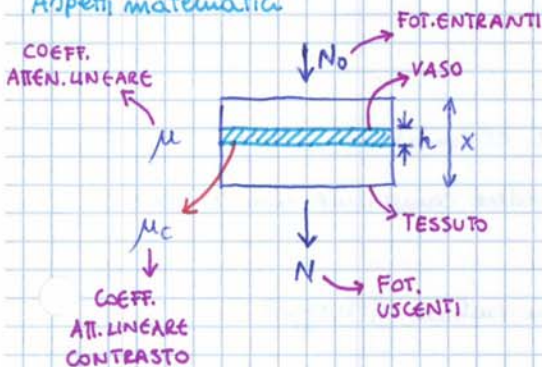
↳ puntata sul cuore

Con i disp. digitali si combinano :
1) Potenza del disp. digitale (manipolare le immagini)
2) Utilizzo del mezzo di contrasto

Come avviene?

- 1) Si ricava l'imm. vascolare del distretto: tipicamente si vede tutto tranne i vasi (inoltre il campo di vista è limitato).
- 2) Somministrazione del mezzo di contrasto tramite iniezione endovenosa periferica (lobo); lancio il tempo al sangue di trasportare il mezzo di contrasto e faccio un'altra radiografia dello stesso distretto (immagine POST INIEZIONE MEZZO DI CONTRASTO)
- 3) Faccio la sottrazione delle due (quella POST - quella PRE) e rimane solo l'info che indica dove è andato a finire il mezzo di contrasto. Si sono quindi delineati tutti i vasi fino ai capillari.

Aspetti matematici



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

PRIMA DELL'INIEZIONE

Aggiungendo il mezzo di contrasto ho 2 termini di assorbimento differenti:

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

↓ VASO ↓ TESSUTO

DOPO LA ~~ASSORB~~ INIEZIONE DEL MEZZO DI CONTRASTO

Differenza

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

↓ termine d'attenuazione trascurabile ↓ termine che mi interessa

Per togliere l'esp. passiva ai logaritmi

$$D = \ln N - \ln N_c = h(\mu_c - \mu)$$

↓
 $\mu_c - \mu \neq 0$

↗ dipend. da Spessore Vaso
↘ dipend. da coeff. attenuaz.

• Se nel vaso non ci fosse il mezzo di contrasto la differenza sarebbe nulla: inoltre essa è PROP. alla dimensione del vaso:

⚠ VASI GRANDI assorbono MOLTO
VASI PICCOLI assorbono POCO

$\mu_c - \mu > 0$ perché il mezzo di contrasto è fatto per creare un coefficiente di attenuazione maggiore di quello del tessuto.

25/03/14

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

DT

Il tomografo è un dispositivo radiologico ma ci sono dei vantaggi in
 → MOD. DI SCANSIONE
 → MOD. DI RIVISUALIZZAZIONE

Dal punto di vista dell'emissione energetica non cambia nulla rispetto al tubo RX già visto (e delle caratteristiche dello radiot. utilizzata)

da T.C. è recente (anni '70) → necessità di calcoli per poter ricostruire l'immagine: perciò si sviluppò quando la potenza di calcolo fu disponibile a basso costo.

↓
 bisogno di elaborazione dell'info prima di avere il dato in uscita

da T.C. è uno degli esami più versatili.

A differenza della radiologia tradizionale, la T.C. permette l'osservazione di più tessuti rispetto ai radiologici planari

VANTAGGIO

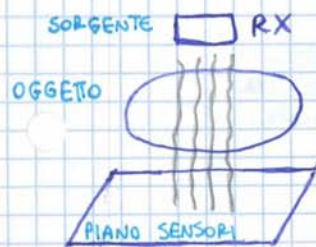
↓
 la risoluzione di contrasto è molto più alta rispetto alla radiologia tradizionale

⚠ TAC: termine superato perché la tomografia può non essere ASSIALE (piano ⊥ alla colonna vertebrale)
 → prima era obbligatoria la proiezione assiale

PERCHÉ È NATA LA T.C. ?

Problema della sovrapposizione dei tessuti: uno dei problemi della radiografia planari è una fotografia a RX (cioè prende una scena 3D e la stampa sul piano) → OPERAZIONE DI TIPO PROIETTIVO (dato che il piano dei sensori è 2D (piano unidimensionale))
 Con un disp. tradizionale non posso risolvere problemi del tipo un oggetto sopra o sotto la mano.

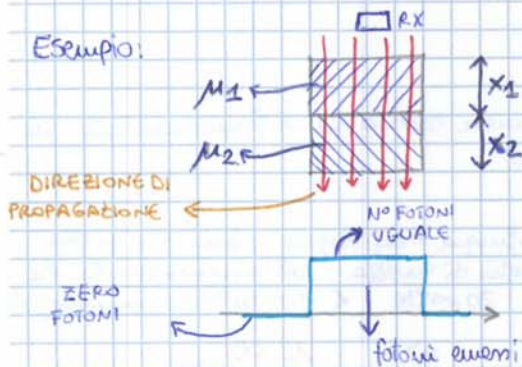
da direzione con cui i fotoni arrivano, il corpo è quello di PROIEZIONE (tutte tutto schiacciato). Non ho problemi per una RX mano, ginocchio



MA Radiografia torace ⚠: contiene organi vitali diversi, messi in modo diverso e con conformazioni geometriche differenti

↓
 SCHIACCIARE TUTTO SU UN PIANO DIVENTA UN PROBLEMA

Esempio:

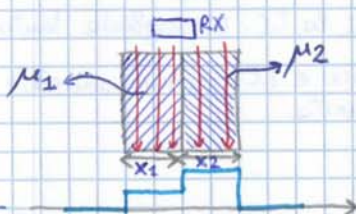


Dati 2 strati di materiali diversi sovrapposti, con coeff. di attenuazione μ_1 e μ_2 , se li metto sotto una sorgente ad RX posso in grado di vedere che sono due materiali diversi?
 No, vedo solo un cubo uniforme.

Per rendermi conto della sovrapp. devo girare il blocchetto di 90° (cambiare direzione di proiezione)

! TUTTO CIÒ CHE È SOVRAPPPOSTO IN UNA DIR. DI PROPAGAZIONE, NON PUÒ ESSERLO ANCHE IN UNA DIREZIONE ORTOGONALE QUALSIASI

Se invece avessi:



Qual'è il numero di fotoni uscite adesso?

È discriminabile se il prodotto μx per stabilire quale gradino è più alto

il prodotto μx più alto attenua di più e quindi avrà numero di fotoni più basso

ORA È PIÙ FACILE CAPIRE CHE CI SONO 2 MATERIALI

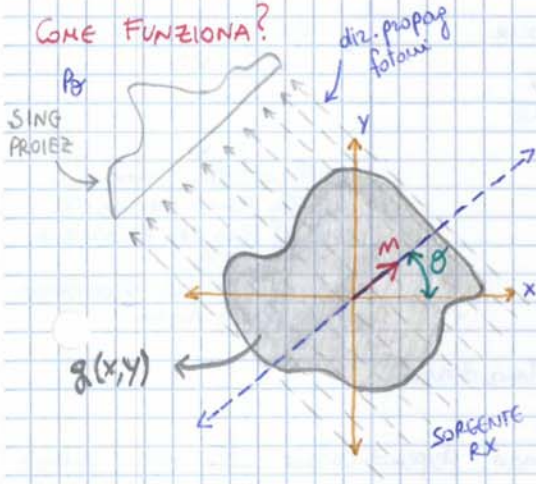
Rumore introdotto dai filtri

→ Gli algoritmi della ricostruzione tomografica presentano degli errori per la presenza di un filtro; per questo dobbiamo usare delle approssimazioni

↓
Tutte le immagini T.C. sono affette da artefatto di ricostruzione (però l'immagine non è originale al 100%)

Quindi l'informazione di una Radiografia piana è più "pulita" di un T.C.

COME FUNZIONA?



Nella T.C. si proietta una fetta per volta: dopo aver ricostruito tutte le fette, si impilano e si ha il volume

↓
la procedura più difficile è la ricostruzione della singola fetta tomografica

Supponendo la sorgente $P(x)$, dall'altra parte vedo a vedere il numero di fotoni uscenti che dipende da:

- quanto tessuto attraverso
- quanto assorbe il tessuto.

⚠ Ogni volta che cambio direzione cambia il profilo dei fotoni emessi → SINGOLA PROIEZIONE

Quindi l'operazione è emettere col tubo RX, ruotarlo, ricevere RX e così via raccogliendo le proiezioni della stessa fetta per angoli diversi. So che devo raccogliere le proiezioni su una proiezione di 180° in quanto vedere l'oggetto con θ o con angolo $\theta + \pi$ è la stessa cosa.

Nell'arco dei 180° dovei muovermi a passi di θ infinitesimi ma:

- è difficile spostarsi di pochi centesimi di gradi
- si inietta troppo perché ogni volta che mi sposto di $d\theta$ devo sparare raggi X.

↓
Per questo di solito si fanno 180 proiezioni perciò spostando di 1° il tubo (al minimo 1°)

⚠ Se mi sposto con angoli più grandi però in qualità ed introduco un errore nella T.C. (perché sto introducendo una approssimazione)

Una volta fatte le 180 proiezioni devo rimetterle tutte insieme → **RICOSTRUZIONE BIDIMENSIONALE**

Questo si fa prendendo la singola proiezione e rispalmandola sul piano; sovrapposizione tutte ricostruisco l'immagine. Un punto dell'immagine sarà la sommatoria dei contributi provenienti da tutte le direzioni differenti. → **PROCESSO DI RETROPROIEZIONE**

Però si ha un **ALGORITMO DI RETROPROIEZIONE**.

(FBP)

Ma la retroproiezione va filtrata perciò l'algoritmo prende il nome di **ALGORITMO DI RETROPROIEZIONE FILTRATA**. Per questo motivo il filtro è molto importante: se viene messo o sbagliato l'immagine ricostruita è inaffidabile.

Per quanto si cerchi di fare bene il filtro faremo sempre un errore nella retroproiezione.

Applicazione: Fantoma di Shep Logan: imm. costituita da 10 ellissi di colore \neq e con \neq disposizione spaziale. Simula una fetta assiale trasversale. La sovrapp. funziona se si riesce a ricostruire il colore giusto

Introduzione di più sensori (un array di sensori) lineare

Scanner di 2° Generazione

41

(ORMAI SUPERATI)

Non era sufficiente a irradiazione tutto in una volta solo quindi con lo stesso meccanismo si spostava.

Necessari ancora 2 movimenti: TRASLAZIONE e ROTAZIONE

Il numero di sensori andava dai 10 ai 30 e l'angolo coperto circa 10°

Ventaglio di sensori: disposizione su un binario circolare

Scanner di 3° Generazione

Ora l'angolo di emissione è abbastanza grande da poter eliminare la traslazione

Necessito dopo l'irradiazione solo della rotazione del tubo che ruota in maniera radiale con i sensori (non articolati ad un binario circolare)

qualche migliaio circa ~~di~~ rivelatori disposti ad arco e radiali con la sorgente

PROIEZIONE FAN-BEAM (a ventaglio)

emiss. fascio



Negli scanner di 1° e 2° generazione le linee del fascio erano rettilinee e parallele

Ora non c'è più il parallelismo ma le linee sono angolari equidistanti

introduzione di un errore, ma dato che l'errore introdotto col ventaglio è << dell'errore introdotto con il fetto, questo si trascura

Scanner di 3° generazione danno un grosso vantaggio sui tempi. Essi si trovano nei disp. industriali, scanner loggati e disp. di diagnostica dentale.

C'è 1 solo movimento (rotazione) ma ruotano sia sensori che sorgente

Introdotta quando i sensori hanno ridotto dimensioni e prezzo. Scanner di 4° generazione

Anello di sensori → Si muove solo il tubo

geometria a ventaglio che colpisce i sensori centralizzati: quando ruota cambiano i sensori colpiti.

Occorrono qualche decina di migliaia di sensori. Unico pezzo che si muove è il tubo.

Tempo di scansione di una fetta: < 1 secondo
perciò tempo d'acquisizione di una fetta: 450-500 ms.

Il diametro del foro del Gantry si aggira attorno ai 110-115 cm (con i sensori arriva a ≈ 170 cm). Se il tempo di scansione è così breve ed il gantry ha un diametro troppo grande

41

BLOCCHI PRINCIPALI DI UN SISTEMA TC:

43

① Sistema di Scansione (Scanner)

↓
immagazzinamento dei dati
prima della ricostruzione.
Sorgenti e rivelatori recuperano
info per ricostruire la fetta 2D

: Elaborazione dati di posizione
Elaborazione dati assorbimento
Gestione del riferimento di intensità
Calibrazione strumento

② Unità di elab. dei dati:

↓
! la retroproiezione funziona bene se
lo punto indietro con lo stesso
angolo con cui ho irradiato.

• Elaborazione dati di posizione
• Elaborazione dati di assorbimento
• Gestione del riferimento di intensità
• Calibrazione strumento (CICLI DI CALIBRAZ.)
Anche lei ha una calibrazione

③ Sistema di Visualizz. immagine:

• Schermi Video B/N o falso colore
↳ Acque di alta qualità ma nessuno ~~non~~ qualunque monitor
da 20 a 100 volte la
qualità di un 19 pollici = $\approx 6000€$!
• Memoria Video per rapida Visualizzazione
(devo vedere un volume in 2D, devo poterlo ruotare)
↳ Workstation: 50-60 mila €

④ Unità di Immagazzinamento dati:

• Pochi Memorie Video
• Dialogo con memoria centrale
• Unità di MEM DI MASSA
• Eventuale stampa in linea in falso colore
(256x256 pixel)

CONVERSIONE DI μ IN UNITÀ HOUNSFIELD:

2D

Nella ricostruzione di una fetta, è come se noi prendessimo un'immagine in cui ogni punto presenta un coefficiente di attenuazione lineare differenziale: quindi una fetta tomografica è una distribuzione del coefficiente μ che può essere \neq da punto a punto. Ricostruendo una fetta sono in grado di calcolare il coefficiente μ in quel punto della fetta (impossibile in geometria proiettiva). Con la TC girando attorno ho il valore numerico di ogni singolo punto. Però per fare di meglio posso ancora normalizzare il coefficiente μ .

Dato che in natura i tessuti sono più o meno simili, l'unica cosa che posso fare è "stirare" l'intervallo μ normalizzare (cosa che fa la TC). Perciò la TC normalizza μ rispetto a quello di riferimento dell' H_2O e lo moltiplica per 100.

$$\mu(HU) = 100 \cdot \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

! $\mu - \mu_{H_2O}$ è la diff in $\%100$

Un materiale può avere HU NEGATIVA (basta che $\mu < \mu_{H_2O}$); ma il $\mu(HU)_{H_2O} = 0$

43

31/03/2014

TC SPIRALE

45

Si è detto precedentemente che uno scanner di IV generazione usa la tecnologia SUP RING. Il tubo ruota ad una velocità altissima (avendo anche una sua corsa): può mettere in moto il tubo, acquisire la fetta, fermarlo, portare il paziente e farlo ripartire diventa un problema, si rischia di essere imprecisi. L'imprecisione sale tanto più il volume è grande.

Per questo è nata una nuova tecnica: la TC spirale di acquisizione

idea di permettere di p. con SUP RING → tubo RX deve essere alimentato dalla tecnologia SUP RING

Dato che penso molto tempo e rischio di essere impreciso quando devo fare la TC di grandi volumi, il tubo allora è in continuo movimento (a $v = \text{costante}$). → L'INERZIA ORA CI AIUTA

Il supporto paziente in questo caso lo inserisce o lo estrae dal gantry mentre il tubo radiogeno gira. Questa modalità di acquisizione serve per volumi molto grandi

↓ e irradia

CAVITÀ TORACE - ADDOME
TOTAL BODY

Il tubo gira di continuo ed il paziente è movimentato lentamente. Ad ogni giro acquisisce 2 fette tomografiche.

Inoltre lo spessore della fetta dipende dalla velocità di movimentazione del letto.
↳ 0,3 mm

DETAGLIO: Con la SUP RING non ho fette distinte perché mentre acquisisco l'oggetto è in movimento

→ questo porta un errore che si aggiunge a quello di ricostruzione
ma

⚠ l'errore dei filtri è sempre maggiore di quello introdotto dalla fetta incompleta.

Non ha cura: si usano scanner di III e IV generazione

⚠ Si chiama TC spirale perché se il tubo descrive una corsa circolare ed il paziente è lentamente infilato nel gantry, il tubo disegna una spirale perché nel frattempo il paziente si muove.

precisò TC SPIRALE: molto veloce, ampi volumi, qualche imperfezione

SENSORI DELLA TC

Non esistono TC analogiche ma solo digitali.

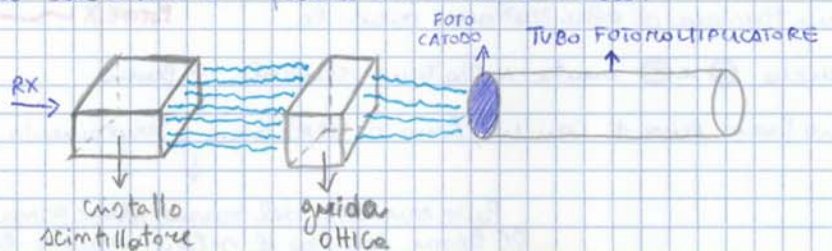
I sensori usati oggi sono a semiconduttore. I primi sviluppati sono allo stato solido, detti anche IBRIDI.

SENSORI IBRIDI

Costituiti da 3 parti diverse, il fulcro è un cristallo scintillatore (scoperto da RX emette fotoni nel visibile). I fotoni nel visibile tramite una guida ottica vengono convogliati verso un fotomoltiplicatore che è uno strumento che converte i fotoni in carica elettrica.

precisò questo sensore è a CONV. INDIRETTA

Bando X - Visibile - Cariche elettriche



45

Il sensore è a calori diretta.

⚠ Non importa la dimensione delle zone di silicio, ma solo quella delle zone di deiezione: tale dimensione si può determinare tramite la tensione applicata.

↳ tensione più alta : sensore + spesso
 tensione più bassa : sensore + fine

Hanno bassi costi, facilmente miniaturizzabili

↓
 Conoscere il valore da 50 μm

SVANTAGGIO : Riguarda i semiconduttori → le particelle fanno dei salti quantici elevati

↓
 Si sviluppa un rumore termico elevato

QUALITÀ DELL'IMMAGINE:

Si perde in risoluzione spaziale :

↓
 perdita ≈ 10 volte

MAMMOGRAFIA: 20 cl/mm

RAD. PLANARE: 10 cl/mm

TC : 1-2 cl/mm → per esami ed approssimazione

↓
 Non vedo cose più piccole di 1,5 cm

Si guadagna in Contrasto :

↓
 guadagno ≈ 10 volte

RAD. PLANARE : 5%

TC : 0,5% → riesce a vedere come DISTINTI 2 tessuti che differiscono solo dello 0,5% per il μ

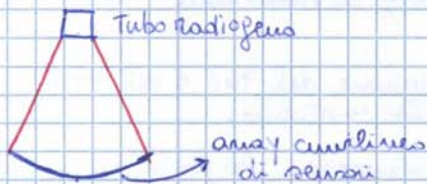
Dispositivi TC più complicati :

Antiche un anello di sensori ne fanno mettere N per ottenere 2^N fette. In commercio fanno TC ad 8, 16, 32 ... canali : si usava nei casi più particolari a 320 canali di sensori

↓
 P. SOCCORSO

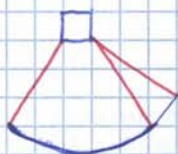
Questo comporta un Gantry più grosso.

Perciò con una TC tradizionale : **Geometria FAN BEAM** (fascio a ventaglio)



Algoritmo di ricostruzione non complicato (conoscenza geometrica applicata)

Con tanti sensori in parallelo, il fascio non cade più su un array di sensori, ma su tanti array di sensori e quindi c'è anche una terza dimensione : **Geometria CONE-BEAM**



In questo caso l'algoritmo di ricostruzione è stato ideato dal matematico Feldkamp

Si è inoltre pensato che se utilizza una TC spirale con il CONE-BEAM vede ancora più veloce perché ad ogni giro posso acquisire tante fette avendo un ventaglio solido.

Soluzione ISOTONICA significa SALATA (perciò già dopo il primo mezzo litro fa vomitare).
Spesso il paziente non riesce ad assumere nel modo corretto la soluzione, e la colonscopia viene male.

43

Imhoffe con una massa nel colon (qualsiasi tipo di infezione) con la colonscopia tradiz. puoi avere un'oclusione e non riuscire ad esplorare tutto il colon. Oppure potrebbe capitare che l'endoscopio tocchi la massa e questa reagisca chiudendosi sul tubo (muscolatura con una det. funzione): in questo caso si usa l'anidride carbonica per rilassarla e allargare di nuovo il percorso.

Per ovviare a questi problemi si utilizza il **Protocollo di Colonscopia Virtuale**: dato che il colon è molto lungo (parte da sotto il diaframma) e si muove, è ~~non~~ necessario la TC spirale perché bisogna essere veloci.

Quindi si acquisiscono tante fette: si coprono dai 30-40 cm lungo l'asse Z (col. vertebrale) ed il gap (spostamento del lettino) è regolato in modo da avere fette che stanno tra 0,6 cm ed 1,2 cm.

MODALITÀ D'ACQUISIZIONE: → Supina
→ Prona

questo perché se somministriamo al paz. un marcatore del materiale fecale, nelle posizioni prona e supina vedo dove si depositano e posso eliminarlo dall'immagine



C'è quindi un minimo di preparazione

la Colonscopia Virtuale è possibile solo con la TC spirale

Il colon va disteso lo stesso con l'ANIDRIDE

Ovvia al problema delle masse occludenti

Im parte ovvia alla prep. del paziente: egli assume solo 0,5 l di marcatore del mat. fecale

Unico problema: se nella TC fuori dei tenui sospetti è necessaria una biopsia, che sarebbe possibile nello stesso momento con la colonscopia tradizionale

↳ perciò in quel caso occorre COLONSCOPIA VIRTUALE + COLONSCOPIA TRADIZIONALE

Il processo inverso è la GASTROSCOPIA: Non esiste quella VIRTUALE

perché: • le pareti dello stomaco sono troppo in movimento
• la gabbia toracica disturba

- richiede solo il digiuno e non preparazione
- Non viene insufflato gas
- Si fa sempre una biopsia per cercare il Helicobacter pilori

Endoscopia da Gastrosocopia ~~non~~ e colonscopia: lo stesso.

44

DIFFERENZE TRA RADIOGRAFIA e MEDICINA NUCLEARE

51

- Campi EM in banda γ anziché in banda X :
 - 1) È più facile fare dei campi che emettono raggi γ (Camp. che emettono RX : Cobalto)
 - ↓
 - non schermabile
 - 2) Si costruisce l'imm. quando i fotoni γ sono all'esterno.
 - ↳ perciò servono i fotoni più energetici possibile e quindi l'attenuazione in banda γ è minima (INV. PROP ad E).

- Non conosco la posizione di introduzione della sorgente : Non è come per i RX dove ho imaging proiettivo (so dove arrivano i raggi)
 - ↳ In questo caso devo ricostruire il percorso dei fotoni dal loro punto di arrivo per determinare la posizione della sorgente
 - ↓
 - ⚠ Ho bisogno della direzione
 - ↓
 - Non posso fare a meno di un BUON COLIMATORE, che sono dei filtri spaziali cioè dispositivi che selezionano le direzioni

- Durata dell'esame : in radiologia è il tempo d'esposizione che dipende da \neq fattori :
 - SENSORI e LORO SENSIBILITÀ
 - NO DI FOTONI
 - DISTRETTO CORPOREO

Il tempo d'esposizione è calibrato e noto.

In MN la durata dipende dal farmaco, ovvero dal tempo di **DECADIMENTO RADIOATTIVO DEL RADIOISOTOPO**; quindi l'emissione si ha per un periodo limitato.

↳ Quindi bisogna acquisire le info e costruire l'immagine durante questo lasso di tempo.

- Regolazione dell'emissione : In radiografia posso stabilire l'intensità del fascio
 - ↘
 - I : det corrente (INDIP)
 - V : det energia (TRA LORO)

In MN il farmaco fa da sé perciò col tempo ho un numero di fotoni sempre minore.

Questo ha cambiato il metodo di rivelazione

RADIOGRAFIA : rivelazione di tipo integrale : Dopo un tempo t so quanti fotoni sono caduti.

MED. NUCLEARE : Conta fotoelettrica : rivela i fotoni uno per uno

⚠ Dato che il numero di fotoni che vengono conteggiati è basso, in MN le imm. hanno scarsa qualità (ris. spaziale insignificante)

51

• **Localizzazione Non Controllabile:** alcuni radiofarmaci che sono marcatori delle cellule tumorali, marcano anche i processi infiammatori

ES: Scintigrafia di sogg. di 85 anni → il farmaco identifica anche le artrosi

↓
Problematiche di interpretazione

• **Tossicità del materiale radioattivo:** Iodio, Gallio, Tecnezio non sono materiale presenti nel corpo (iodio si ma non emette Rγ).

Il farmaco vengono espulsi per VIA RENALE o EPATICA

↓
il farmaco si stabilizza nella vescica per essere eliminato (non fa di certo bene)

GROSSO PREGIO: Metodica di imaging funzionale

↓
Non vedere strutt. interne e processi fisiologici senza interferenze.

ES: Iodio per la tiroide → la tiroide funziona lo stesso non importa che lo iodio è radioattivo

ALTRO ES: Glucosio radioattivo per il cervello.

RADIONUCLIDI:

Radioattività: emissioni di radiazioni da parte di un atomo, dovuta allo sbilanciamento nel rapporto neutroni/protoni nel nucleo

↓
atomi o elementi radioattivi sono lo stesso elementi dove si è modificato il numero neutroni-protoni nel nucleo

↳ crea uno sbilanciamento di energia → emette per riequilibrarsi

Attività: Cap. del materiale di produrre radiazione mediante un certo numero di DISINTEGRAZIONI SPONTANEE nell'unità tempo (tipic. al secondo)

↳ l'atomo instabile si stabilizza emettendo

Unità di misura dell'attività: **Bequerel** : $1 \text{ Bq} = 1 \text{ disintegrazione nucleare al secondo}$

ma per semplicità: **Curie** : $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ → att. radiante di uno dei composti da loro scoperti

Emettendo radiazioni gli atomi ritornano al livello base ma non lo fanno tutti

insieme ma con una legge statistica di Poisson: tale legge coincide con la legge di Lambert Beer:

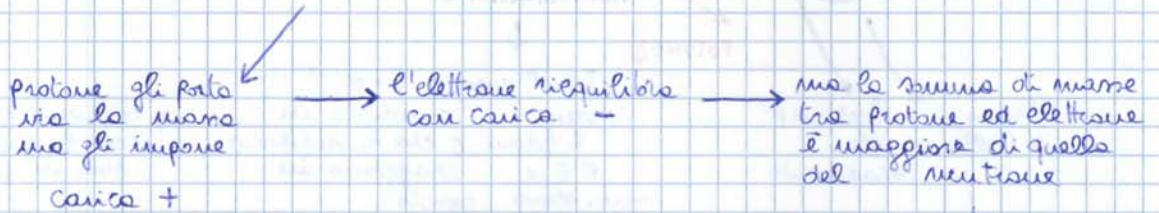
$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

← Numero di atomi ANCORA RADIOATTIVI dopo un tempo t
 ↓ numero di nuclei radioattivi iniettati
 ↳ costante di decadimento del radionuclide (dimensioni di s^{-1})

Decadimento β^- : Metodo usato per sintetizzare il tecnezio, che è un utile radiofarmaco.

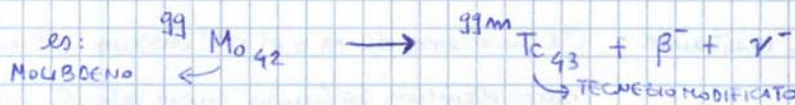
Accade che un neutrone si trasforma in $1p^+$
 $1e^-$
 1 ANTINEUTRINO

! Dato che il neutrone ha una massa e una carica NULLA



Il numero atomico aumenta di 1 (n diventa p^+)
 Particelle β^- vengono catturate dal corpo umano

allora aggiungo una particella con massa NEGATIVA l'ANTINEUTRINO



Il peso atomico non varia perché si conserva la massa ma dato che la situazione non è esalt. uguale per la massa \leftarrow dell'antineutrino pesa atomico modificato.

! Il $^{99}\text{Tc}_{43}$ è uno dei più famosi radiofarmaci per Scintigrafia (ricerca di lesioni tumorali). Perciò dal Molibdeno $^{99}\text{Mo}_{42}$ posso produrre il $^{99m}\text{Tc}_{43}$ perché il Mo_{42} ha tempo di emivita molto lungo (se voglio accelerarlo basta scaldarlo).

Quindi nei reparti di medicina nucleare a seconda degli esami da fare il fisico tecnico prende le n unità di Mo_{42} e le introduce nella "camera calda" che accelera il tempo di decadimento del molibdeno.

Decadimento β^+ : β^+ è un positrone, cioè una ~~particella~~ particella con la massa dell'elettrone ma con carica positiva.

Nel decadimento accade che un protone si trasforma in 1 neutrone
 1 POSITRONE β^+
 1 NEUTRINO ν^0

Il numero atomico diminuisce di 1 ($p^+ \rightarrow n$)



Il positrone (emendo di fatto un e^-) viene schermato ma la probabilità che esso incontri la sua particella ANTI è molto elevata (il nostro corpo è pieno di elettroni liberi).

Quando particella ed antiparticella si incontrano sparisce la massa e tutto viene emesso sotto forma di energia che va all'esterno.

→ energia in bande γ (fotoni che escono all'ext)

È stato studiato che dal decadimento dell'atomo e quindi formazione del positrone, esso trova un elettrone \approx nel giro di 1mm.

Il decadimento avviene solo per quei nuclei la cui ANNICHILAZIONE

INDICATORI E FARMACI

57

RADIOFARMACI

Composti marcati con Radionuclidi → legame tra molecole radioattive e biologiche specifiche

↓
emettono fotoni γ
o positroni

Iodio : collocazione particolare : elementi base del funzionamento tiroide

Glucosio Radioattivo : marcatore delle aree cerebrali ma il glucosio viene assorbito da ogni organo

↳ quindi ci sarebbe una scarsa localizzazione : per questo vi è una

CONIUGAZIONE con molecole biologiche per andare

ad associarsi a

Specifici Tessuti
Specifici Organi
Specifici processi fisiologici

↓
Però un radiofarmaco ha parte attiva : emissione di fotoni

parte farmacologica : permette di veicolare dentro il corpo umano

Requisiti per avere interesse in MRI:

- 1) Non alterare quello che vuoi vedere (non interferire con i processi)
- 2) Avere localizzazione specifica

differenze nei Radiofarmaci:

INDICATORE: Veicolato nell'organismo mediante trasporto meccanico vascolare e respiratorio

TRACCIANTE: Veicolato nell'organismo mediante trasporto metabolico

A noi non importa la somministrazione, ma dove va a finire il farmaco e come si rilassa

EMISSIONI UTILIZZATE:

→ decadimenti di tipo cattura dell' e^- nell'orbitale : 80 - 300 KeV

→ decadimento β^+ : fotoni con 511 KeV ciascuno

↓
 $\Delta E = 1022 \text{ KeV}$

57

Importanza della Risoluzione energetica: ad ogni KeV produce Tot fotoni, se riesco a misurare da quanti fotoni ho prodotto, l'intensità di un fotone in KeV.

Per avere immagini decenti devo eliminare tutti i fotoni che seguono percorsi strani.

in questo caso compie un cammino maggiore e perde energia

Questi fotoni meno energetici vengono eliminati

(un fotone diretto arriva a 80 KeV, uno deviato ne potrà avere 70)

Più si saffiamo discriminare la risoluzione energetica, più riusciamo a capire quali sono i fotoni adatti

Risoluzione energetica: 10 - 15 %

Dispositivo per la MN - CAMERA DI ANGER (Gamma camera)

la camera non emette niente, ci sono solo rivelatori (ascolta solo i fotoni che arrivano)

CONSTITUZIONE: involucro che contiene il cristallo: dato che il cristallo ricevendo fotoni

emette fotoni nel visibile, dopo di esso c'è tutta una parte ottica che converte l'informazione (fotoni → cariche elettriche).

l'uscita della γ camera è una corrente PROPORZIONALE all'intensità di energia del fotone arrivato nella camera stessa

la costruzione dell'immagine avviene dal segnale il conteggio, cercando di ricostruire da quale parte del cristallo è arrivato il segnale.

⚠️ Possiamo avere più camere di Anger: la dose è sempre la stessa, però mappo meglio i fotoni e ne perdo di meno

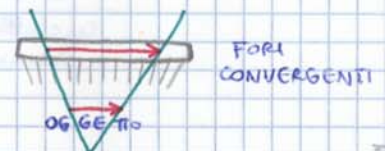
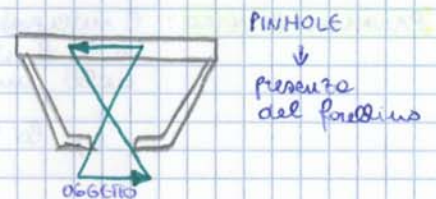
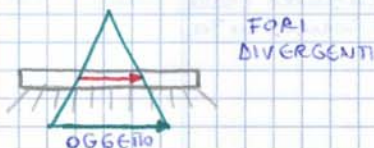
le dim. della γ camera vanno dalla fronte fino a sotto il torace ($\approx 40 \times 40$ cm): il rivelatore deve:

- farci capire quando arriva il fotone
- dove arriva il fotone (coord. punto d'impatto)

Dallo sorgente radioattiva partono una serie di fotoni in qualsiasi direzione diretti verso il cristallo scintillatore: ma per sapere qual'è l'esatta direzione di provenienza sono necessari dei collimatori

COMPONENTE OBBLIGATORIO E FONDAMENTALE

TIPICI DI COLLIMATORI:



⚠️ Tubi fotomoltiplicatori: difficilmente miniaturizzabili (perdono molta efficienza). Hanno la dimensione di un rotolino interno di carta igienica.

Ma uno spazio di $\approx 40 \times 40$ ne dispone qualche decina con disp. esagonale perché voglio minimizzare gli spazi liberi.

Quindi mappo un piano dimensionale con qualche decina di punti, ma così facendo mappa molto male!



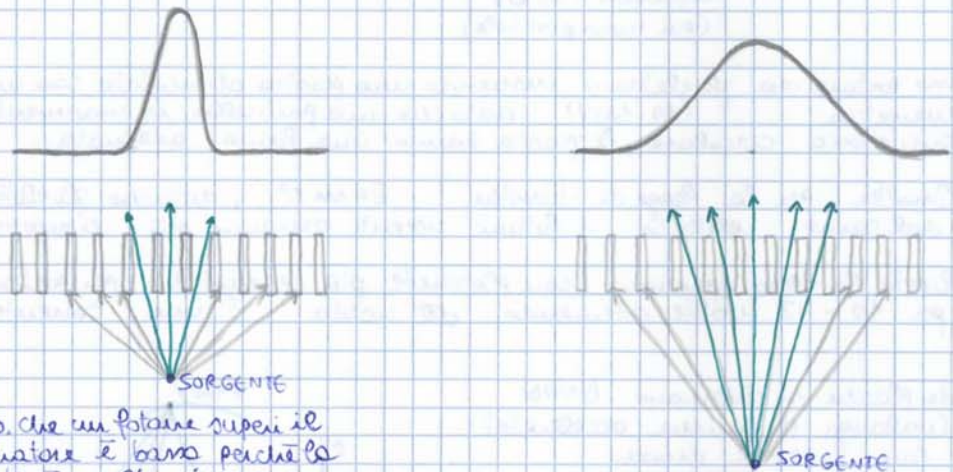
Allora all'uscita del tubo fotomoltiplicatore il segnale va ad una circuiteria particolare dove c'è un sistema di accuratezza per il calcolo delle posizioni.

Si è detto che il COLLIMATORE è di grande importanza (obbligatorio) ma ho 2 problemi:

- Atroube tutti i fotoni con direzioni sbagliate
 ↳ ma già il numero di fotoni è basso e l'efficienza è del 13%. quindi di minimisce ancora il numero fotonic
- la risoluzione con cui si può dire dove il fotone è caduto sul cristallo dipende dal collimatore ma in particolare

!!!
 000 della distanza SORGENTE - COLLIMATORE

↓
 esempio



Prob. che un fotone superi il collimatore è basso perché la sorgente è molto vicina e solo poche sono le direzioni buone.

↓
 SORGENTE VICINA: poche direzioni ammesse ed elevata risoluzione sul punto di impatto

SORG. VICINA: AREA + STRETTA RISOLV. MAGGIORE

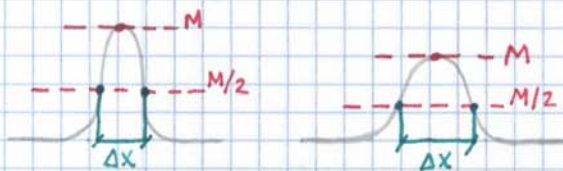
Allontanando la sorgente, le direzioni buone per superare il collimatore crescono.

La zona dove vanno i fotoni ne è più estesa; l'area di scintillazione è maggiore ma la RISOLUZIONE è minore

SORGENTE LONTANA: AREA + LARGA RISOLV. MINORE

Quindi la risoluzione dipende dalla distanza della sorgente dal collimatore.

Metodo di misura della risoluzione spaziale: FWHM : larghezza piena a metà altezza



↓
 prendo il massimo della curva, taglio a metà, progetto ed ho la larghezza piena che rappresenta la risoluzione spaziale

↳ la risoluzione spaziale migliore è questa (tanto più il numero è piccolo)

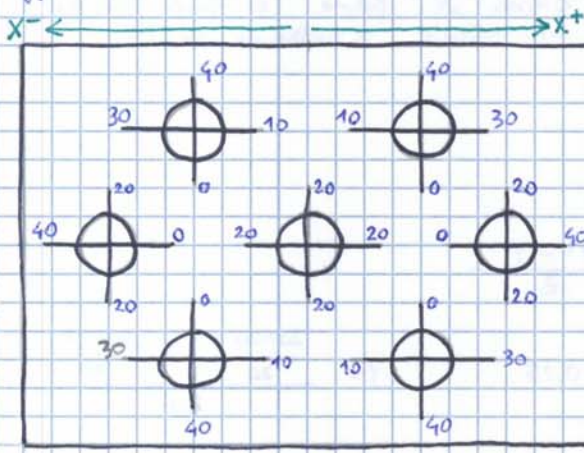
ARITMETICA DI POSIZIONAMENTO :

Necessità : Coprire il piano (grande) del piano scintillatore con un numero (piccolo) di tubi fotomoltiplicatori.

↳ Miniaturizzazione è impossibile : devo cercare allora di migliorare l'informazione da quelle che già ho

⚠ Ogni tubo ha un'uscita in comune

d'Arbitrarietà di Posizione era l'unica soluzione quando le camere erano analogiche (ad oggi il 70% ancora lo sono).



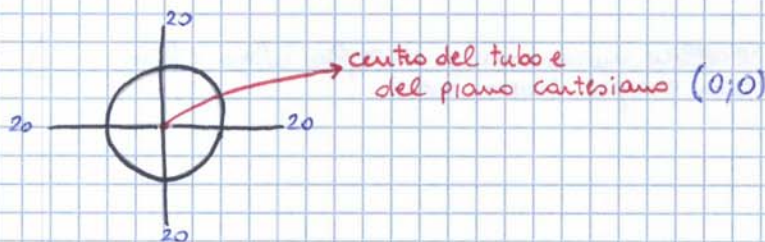
Vedendo il cristallo scintillatore dall'alto:
i cerchi riflettono la posizione dei tubi fotomoltip.
l'uscita di ogni tubo è divisa in 4 rami diversi
che vanno nelle 4 direzioni bidimensionali:

dim. ORIZZONTALE	crescente a destra	X^+
dim. ORIZZONTALE	crescente a sinistra	X^-
dim. VERTICALE	crescente in alto	Y^+
dim. VERTICALE	crescente in basso	Y^-

Poi si identifica il fotomoltiplicatore che sta al centro del piano e le 4 uscite vengono collegate a delle resistenze (o condensatori) chiamate pesi. I pesi per ogni tubo sono unici, devono identificare univocamente la posizione del tubo.

⚠ I pesi possono essere quelli che vogliamo (2, 3...) ma l'unico vincolo è che la somma dei pesi di ogni tubo fotomoltiplicatore deve essere lo stesso

Consideriamo il tubo fotomoltiplicatore centrale:



Calcolare da pesi le coordinate

$$\begin{aligned} X &= X^+ - X^- \\ Y &= Y^+ - Y^- \end{aligned}$$

Sono somme e sottrazioni; elettronicamente mi bastano 4 sommatore

Ma spostandosi da un tubo all'altro, se voglio avere un parametro più adatto devo denominare per la somma dei pesi: esiste un'altra grandezza $Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$

quindi per normalizzare il piano ho che

$$\begin{aligned} X &= \frac{X^+ - X^-}{Z} \\ Y &= \frac{Y^+ - Y^-}{Z} \end{aligned}$$

- di eliminare i segnali troppo deboli

Significa che il fotone non arriva direttamente dalla giusta direzione ma ha allungato il suo percorso perdendo quindi energia. Con un comparatore di soglia verso il basso posso togliere anche i segnali troppo deboli.

- di discriminare tra fotoni ad energia differente

Infatti a caso dei farmaci con un doppio meccanismo di decadimento

emettono fotoni ad alta energia (es 320 KeV)

emettono fotoni ad energia più bassa (es 100 KeV)

magari il farmaco ha atomi diversi con meccanismi \neq

Per fenomeni di trasporto potrei avere la localizz. in un organo dell'energia più alta e in un altro di quella più bassa (stera caso si ha somministrando 2 farmaci)

Con il solito comparatore di soglia posso separare i due radiofarmaci per produrre due immagini distinte

Il grosso del lavoro dell'analisi ^{di analisi:} è per abbattere i fotoni diffusi.

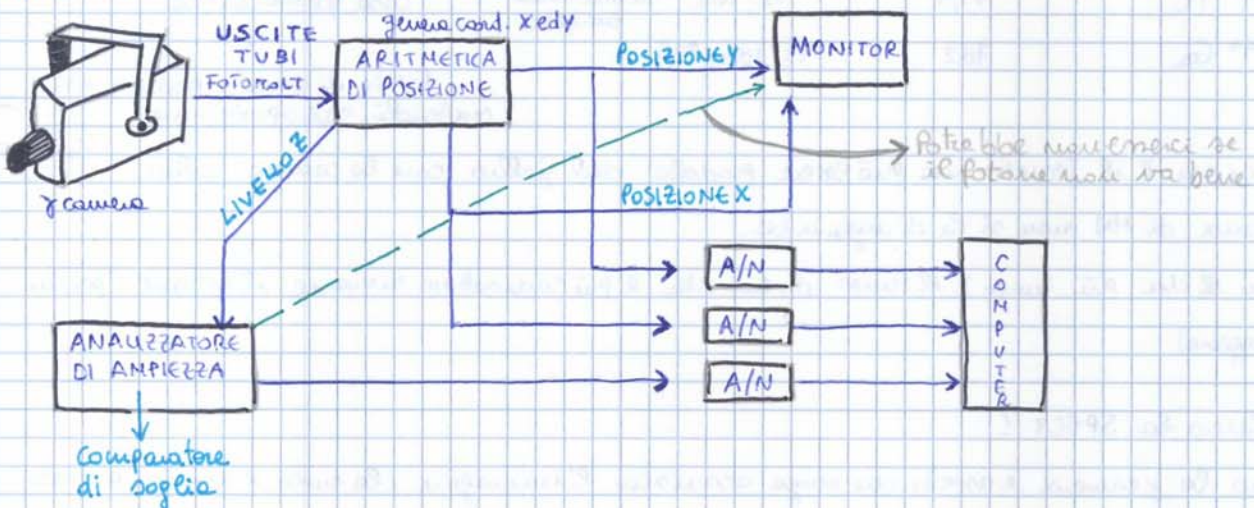
infatti data una camera che funziona bene l'immagine ha una qualità minima

Se interveniamo i fotoni diffusi l'immagine diventa ancora più incomprensibile

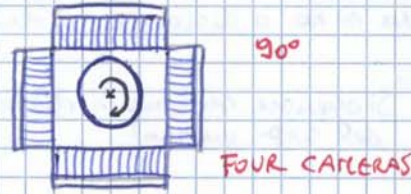
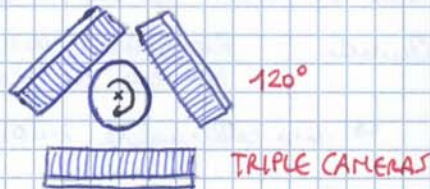
Framite l'analisi del livello Z riesco a recuperare qualcosa perché tolgo i fotoni diffusi (Poco energetici) con il comparatore

Opacizzazione dell'immagine

SCHEMA DI UTILIZZO DELLA GAMMA CAMERA:



SPECT a più camere: (il suo completo vale solo per la singola camera)



08/04/14

Si è detto che lo SPECT può essere effettuato aumentando il numero di gamma camere, ma se aumento il numero di camera \Rightarrow aumento la distanza delle camere dal soggetto

↓
questo fa peggiorare la risoluzione spaziale per un effetto geometrico introdotto dal collimatore

- Quindi con più camere:
- Risoluzione spaziale peggiore
 - Efficienza fotografica migliore perché la sorgente emette in ~~ogni~~ ^{direzioni} casuali e mettendo più gammacamere ottano poco raccogliere più fotoni

CARATTERISTICHE DELL'ESAME SPECT:

- Si acquisiscono 64 proiezioni spaziate angolarmente di $5,6^\circ$ \rightarrow campiona 360° per la ricinenzza e lontananza della sorgente
- immagine di uscita 128×128 (ma non ci interessa ris. spaziale)
- dimensione del pixel è pari almeno $3,2 \text{ mm}$ \rightarrow essa è il lim inferiore della risoluzione spaziale
Se fosse intorno ai 6 mm sarebbe perfetta
- Spessore di una fella tomografica (III° dimensione): $\approx 3,2 \text{ mm}$ \rightarrow l'elemento di un immagine 3D SPECT è un cubo ~~di lato~~ di lato $3,2 \text{ mm}$
- Collimatori più usati: a fari paralleli \rightarrow compromesso tra risoluzione spaziale ed efficienza di rivelazione

Dipendenza della RISOLUZIONE SPAZIALE nella SPECT: è influenzata da parametri come

CAMPIONAMENTO ANGOLARE: aspetto comune tra SPECT e TC.
Normalmente si campiona ogni $5,6^\circ$ (piatto la camera - irradiatore - rotazione di $5,6^\circ$ e così via).

Se noi and di 1° ho più immagini da acquisire e l'imm. migliore: $5,6^\circ$ è un COMPROMESSO tra buona risoluzione e buon conteggio fotografico; se avessi 360 proiezioni (passi di 1°) ci sarebbe molto più tempo ed il farmaco finirebbe.

Quindi $5,6^\circ$ era bene per le tempistiche di radioattività del farmaco.

La Neurodegenerazione ha due stadi: • le demenze (Morbo di Alzheimer, senile, vascolare)
• neurodegenerazione di altro tipo (es. Parkinson)

È una sottoclasse dei parkinsonismi
↓

Sintomi sono gli stessi, ma l'evoluzione e l'esordio della patologia sono diversi, sia per modi che per tempi.

Il morbo di Parkinson si chiama Parkinson idiopatico

SINTOMATOLOGIA: • Tremore muscolare → classico sintomo *
• Incoordinazione muscolare

* Perché si ha il tremore?

Dato una sinapsi il cui trasmettitore è la DOPAMINA (si chiama neurotrasmettitore perché il segnale elettrico che arriva lungo l'assone del neurone, arrivato al botone sinaptico, spaccia il neurotrasmettitore nello spazio sinaptico e poi apre dei canali ionici nella membrana bersaglio)

↳ traduce per via chimica un pot. elettrico, dalla zona afferente al bersaglio

Gran parte dei neuroni interessati al movimento muscolare hanno un metabolismo DOPAMINERGICO

Il Parkinson fa sì che questi neuroni muoiano: quanto si

manifestano i sintomi della patologia in media sono andati persi già il 70% di questi neuroni.

Eri hanno sede nel mesencefalo, dove arrivano i fasci della corteccia per poi innervarsi nel midollo spinale.

Come si fa a dire che è Parkinson (il tremore è ASINTOMATICO):

Esiste un marcatore a base di Iodio (^{123}I -ioflupano) che marca il neurotrasmettitore rilasciato nello spazio sinaptico: se in quell'area cerebrale trova una buona quantità di marcatore posso concludere che i neuroni sono vivi (o ci sono e non funzionano).

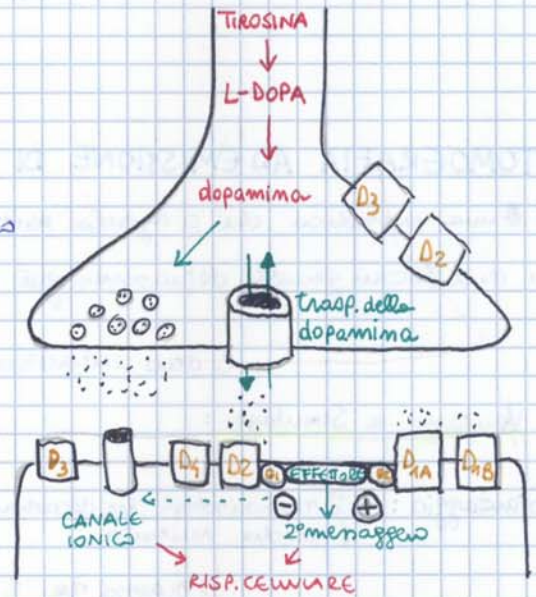
Il marcatore è a base di Iodio perché la catena è a base di Tirocina (aminoacido tiroide): somministrandolo esso va a finire nella tiroide che va a distribuire tirocina e vedo come si distribuisce.

⚠ Il mesencefalo è Simmetrico

Cosa si fa col Parkinsonismo? Terapia di supporto: si cerca di rallentare la patologia o di togliere i sintomi.

↳ la malattia è comunque degenerativa con una tendenza negativa, anche se può essere più lenta o più veloce

Allora dato che ho pochi neuroni che metabolizzano la dopamina, ne fornisco in eccesso cercando di ricreare una situazione pre morte neuronica.



ALTRO SVANTAGGIO DELLA PET: I RIVELATORI

71

~~Fluoro~~ Fluoro di Bario: capacità di scintillazione

BGO, LSO, GSO: elementi sintetici → ceramiche sintetizzate in modo da avere capacità di scintillazione

Le 2 cat. sono state proposte perché lo ioduro di Sodio (NaI) ha un problema nello PET:

- i fotoni PET hanno $E \approx 511 \text{ KeV}$ (nella spect max arriva a 300 KeV)



NaI fa fatica e ha una efficienza ↓
 Perciò aumenta la possibilità che il fotone arrivi sul cristallo e non vi sia scintillazione

- inoltre la COST. DECADIMENTO del NaI è molto alta (230 ns): in questo tempo il cristallo emette fotoni nel visibile



dato che viaggiano a $3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$
 in 230 ns il percorso è lungo

Per quanto riguarda il BaF₂: ha un'efficienza molto bassa (5%)

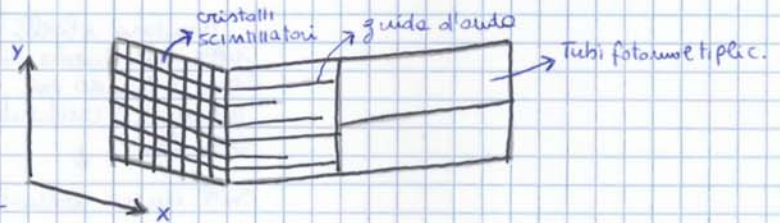
la tradizionale gamma camera non funziona con la PET perché questo cristallo è inefficiente e lento: inoltre nella PET ad ogni disintegrazione si generano il doppio dei fotoni.

Inoltre la posizione della gamma camera non permette l'acquisizione dei 2 fotoni gemelli contemporaneamente.

Allora: in PET non si usa la gamma camera ma una struttura di rivelatori fatta ad anello simile a quella del TC.

Il rivelatore sono cristalli scintillatori divisi a cubetti e adiacenti un certo numero di tubi fotomoltiplicatori: la struttura costituisce un anello base. Se li mette uno dietro l'altro ho ottenuto un cerchio.

- Inoltre: se costruisco un anello di sensori ho una probabilità maggiore di catturare entrambi i fotoni della coppia



Quindi le gamma camera in PET sono inutili per l'impossibilità di un collimatore dato che il positrone annichilandosi e creando la coppia fotonica ha già una direzione



quindi la collimazione è di tipo elettronica.

71

PROBLEMI DELLA PET :

NON RISOLVIBILI :

- 1) Con la PET non vedo dove sono le sorgenti, ma dove si annichila il positrone. Ma esso prima di annichilirsi statist. compie il cammino di 1mm (perciò ho un'incertezza nel posizionamento della linea dell'evento).
- 2) A volte tra le 2 direzioni dei fotoni si forma un angolo diverso da 180° (tra dai 175 ai 180). Questo porta una linea dell'evento sragliata



FALSE COINCIDENZE :
(prob. principale)

Potremo non capire quali sono i fotoni gemelli

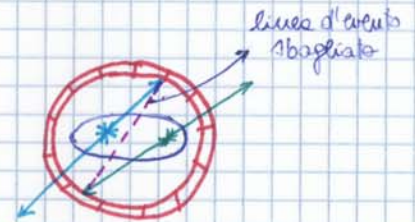
COINCIDENZA VERA (TRUE COINCIDENCE) : Tutto avviene nel modo giusto

SCATTER COINCIDENCE : dopo la ~~de~~ annichilazione c'è la deflessione di un fotone. Perciò la linea dell'evento è sragliata

↓
Problema risolvibile perché il fotone deviato è meno energetico: facendo l'analisi del livello Z lo eliminiamo

RANDOM COINCIDENCE : 2 eventi di annichilazione contemporanei ma in ogni evento uno dei 2 fotoni non è captato dai sensori ed esce fuori. I fotoni non captati cascano nell'int. di coincidenza uguale e quindi si genera una linea d'evento tra loro (sragliata)

Non è risolvibile in quanto: Non c'è deflessione stessa int. di coincidenza



CONFRONTO PET - SPECT (Vantaggi)

Ris. Spaziale migliore (No COLLIM.)

Migliore efficienza di rivelazione

Migliori traccianti biologici

Migliore qualità globale dell'imm.

Costo molto minore (fattore 10)

Prep. industriale dei radiofarmaci (non bisogno del ciclotrone)



COSTI :	SPECT : 400.000 €	SING. & CAMERA
	650.000 €	TRIPLO & CAMERA (SOLOCRANIO)
PET :	2.000.000 €	+ 2.000 € (necessità del ciclotrone installato in sede)
		+ BUNKER

Strutturalmente la PET è fatta come una TC senza parti in movimento.

Ci sono sistemi integrati PET + TC : Gantry contiene sorgenti radioattive, tutti i sensori TC e tutti i sensori PET

→ Perciò si hanno sia RX che RX

DISPOSITIVI AD ULTRASUONI

Gli ultrasuoni hanno delle caratteristiche che li differenziano dalle altre sorgenti:

1) ! Non sono radiazioni ionizzanti.

Sono radiazioni che non hanno mai evidenziato effetto biologico negativo in diagnostica clinica (N.B. in ambito industriale con gli US si demoliscono muri).

Essendo una forma di energia non pericolosa consente:

- indagini diagnostiche in pazienti a rischio (es. gravidanza)
- misure prolungate nel tempo (monitoraggio)

2) Metodica di imaging con più elevato RISOLUZIONE TEMPORALE

↓
quanto bene vedo le cose
in movimento

le indagini ad US richiedono alta ris. temporale: ci sono macchinari con risoluzioni di qualche centinaio di $\mu\text{m/s}$

es: mare, per ecocardiografia: 250 $\mu\text{m/s}$ di un cuore visione 9 camere

3) Fenomeno base: **RIFLESSIONE** → rimanda indietro una parte di informazione

Generalità sugli Ultrasuoni:

Sono suoni con una $f >$ dell'udibile umano ($f > 20 \text{ kHz}$) → gli animali riescono a sentirli
 voce $\approx 8 \text{ kHz}$

gli US sono onde meccaniche → unico tipo di en. vibrato e meccanica

⚠ Non si propaga nel vuoto ma solo in presenza di un mezzo

un suono è schematizzato come una SINUSOIDE perché ha istanti di Onde positive e Onde negative, a seconda della frequenza.

in termini di propagazione all'interno di un tessuto:

- SemiOnda POSITIVA → Tenuto COMPRESSO
- SemiOnda NEGATIVA → Tenuto STIRATO (dilatato)

⚠ I tessuti con questa proprietà sono ELASTICI
 Tanto più il tessuto è elastico, tanto meglio si propaga l'US.


Come le onde acustiche, le onde meccaniche si focalizzano facilmente

Velocità di propagazione:

- nei casi dei campi EM → velocità della luce (independente la direzione o il mezzo)
- nelle onde meccaniche → accoppiamento molto forte con il mezzo

↓
 la velocità di propagazione dipende dal mezzo. Nel vuoto la vel. di propagazione è nulla.

Per questo in Ultrasonografia si prende come riferimento per la vel. di propagazione un valore che è la media dei valori dei tessuti molli

Tale valore è pari a 1540 m/s 
 all'interno del corpo
 (press da tutti i costruttori di ecografi)

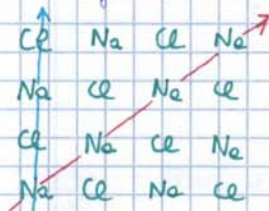
→ Americani usano 1550 m/s: leader nell'ecografia addominale

Chi si differenzia un po' è il polmone ma che appartiene al Parenchima Polmonare e ARIA. costituito da

Generazione degli Ultrasuoni:

Comportamento di un gas: inaccio l'atomo → restituisce energia su tutto lo spazio

Cristalli: a causa di una disomogeneità nel reticolo cristallino, generano in modo diverso: nel sale da cucina (NaCl) il reticolo ha un'alternanza Na-Cl in verticale ma in diagonale ho atomi uguali: i cristalli di questo tipo emettono in



maniera **ANISOTROPA**

Proprietà:

- conduttività termica
- suscellività termica
- elasticità
- eff. fotoelastico
- eff. foto ottico
- piezoelettricità

PIEZOELETRICITÀ:

I cristalli piezoelettrici accoppiano una deformazione meccanica ad una variazione di grandezza elettrica.

→ Scoperto dai fratelli Curie

EFFETTO PIEZOELETRICO

(in entrambi i casi sono tensione e defl. meccanica)

DIRETTO

INVERSO

- Ad una variazione della dim. cristallo (deformazione meccanica cristallo) corrisponde una variazione di potenziale tra le facce del cristallo

es: sensori di tana accendigas

- Applicando una tensione ai capi del cristallo, esso si deforma meccanicamente

es: diffusori piezoelettrici



La deformazione di un buon cristallo deve essere lineare. La piezoelettricità è la base per la generazione di ultrasuoni.

Se devo generare un US con un cristallo piezoelettrico alla $f = 1\text{MHz}$ uso l'effetto PIEZOELETRICO INVERSO.

da legge $R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$ dice che:

1) Se un US si propaga in un mezzo omogeneo (impedenza Z sempre Z_1) non c'è eco di ritorno ($R=0$ perché si annulla numeratore)

2) Se un US sbatte contro un interfaccia in cui un'impedenza è trascurabile rispetto all'altra:

se $Z_1 \ll Z_2$: $R = 1$
 o se $Z_2 \ll Z_1$

Ritorno indietro tutto e quindi non serve in grado di misurare un'immagine

! Superficie "iperreflettente" (tutto US torna indietro)

es: OSSO e ARIA

↓
 Barriere diff superabili per gli US

3) Se Z_1 non è trascurabile ma è un valore piccolo



R è grande lo stesso (vicino ad 1)

Perciò ho poca US che si propaga e dopo un po' non ho più ultrasuoni che si propaga.

4) Se Z_1 è molto simile a Z_2 :

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

numero molto piccolo: la frazione di US che torna indietro è molto piccola e rischio di non sentirlo perché nel rumore di fondo: **PROBLEMA DI DETTABILITÀ.**

Eco grafici che riconoscono l'eco se rumore è > di 20dB: 150mils €

Eco grafici che riconoscono l'eco quando è > 20dB del rumore: 5mils €

↓
 dipendenza dai cristalli piezoelettrici dai

UTILITÀ DEL GEL:

• Toglie l'aria tra la sonda e la cute in modo che non c'è aria interpollata, che blocca gli US

1) No GEL IONICI (quello va bene per l'EEG)

2) No proprietà cosmetiche

3) Non si scaldano il gel = perde le proprietà metalliche

4) Il gel si tiene a testa in giù: la gravità lo fa depositare verso il basso e non verso apitalo, operazione che non le balle d'aria nel campo

5) Gel è idrosolubile

d'ultrasuografia quindi diventa una questione di compromesso:

PRIMA: Volerlo lavorare alla f più alta possibile per avere una qualità maggiore dell'immagine

ORA: Mi accorgo che più alto la f , più avrò attenuazione (ammorbamento \uparrow)

Quindi per arrivare per ad una data profondità con una f maggiore del normale devo alzare anche la potenza



Ci sono dei limiti fisici per non danneggiare i tessuti fornendo una potenza troppo alta

Quindi con gli US al massimo arriviamo a **10-15 cm di profondità**: questo valore va bene perché questa profondità racchiude tutti gli organi di indagine clinica (su un normosteneo).

PROBLEMA CON GLI OBESI: Fare un'ecografia ad un organo che sta 15 cm di grasso sotto la cute è abbastanza difficile.

Parlando dell'osm: il fatto che abbia un μ così elevato (fa da barriera) ha delle implicazioni terapeutiche:

infatti si può fornire una quantità tale di US in modo da farli assorbire dall'osm fino al danneggiamento della struttura

→ l'osm è fatto di calcio, che gli dà le proprietà acustiche

Un'alta componente calcifica è presente in:

- Calcoli (biliviari e renali): hanno struttura cristallina molto forte.

**DISPOSITIVI
LITOTRITORI**



Amorbano gli US inviati e tendono a oscillare ma usano resistenze essendo rigidi; allora si rompono e vengono espulsi

- Tartaro (calcio presente per il 80-85%). Utilizzo del distruttore dentale (può ad US che stacca il tartaro dai denti).

Modificando l'energia degli US, è possibile fare anche

TERAPIA AD ULTRASUONI:

- tramite ablatori ad US, si mira una zona con un alto numero di US tale da creare uno stress meccanico che distrugge le cellule.

- tramite strumenti per ^{ultrasonici} distruzione di Adipociti

↳ utilizzato per eliminare cellulite; è poco selettivo perciò tira via anche masi e ciò che trova.

Differenza: US terapia: bersaglio mirato → molto selettivo senza danneggiamento di altri tessuti

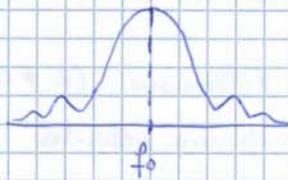
US per estetica: bombardamento poco selettivo → bassa selettività che quindi distrugge un po' tutto.

⚠ le leggi delle riflessioni degli US sono sconosciute per l'imaging, ma conosciute per far terapia.

Perciò con un pacchetto contenente più cicli di sinusoidi facendo le trasformate ottengo



⇒



Quindi è fondamentale la conoscenza della frequenza f_0

↓

Non posso emettere un pacchetto corto perché non ritorerei più f_0 , ma un intervallo di frequenze che comprende anche f_0 .

Quindi si va da 3 o 5 lunghezze d'onda all'interno del pacchetto (o comunque tutti pacchetti dispari)

VANTAGGIO: Pacchetto più lungo : transf. di Fourier più stretta in frequenza

Si crea così una differenza tra le applicazioni :

FLUSSIMETRIA : ho bisogno di un pacchetto lungo

ECOGRAFIA : devo riconoscere discontinuità più vicine; si preferisce stringere il pacchetto

Per queste cose che le Sonde sono MULTIFREQUENZA e MULTIBANDA

↓
range ampio di f

↓
emissione di pacchetto lungo o corto

↓
PACCHETTO LUNGO
BANDA STRETTA IN f

↓
PACCHETTO CORTO
BANDA LARGA IN f

La Risoluzione assiale è la risoluzione in profondità; esistono anche una risoluzione laterale ed in elevazione (quanto è largo e quanto è alto il fascio). Solitamente non sono settabili.

INCIPO SUL CRISTALLO AD US:



fascio emittente del cristallo

Backing : presente in tutti i piezoelettrici.

Senza backing : EFFICIENZA - 35% (rende del 35%)
VITA MEDIA - 75% (rende del 75%)

- Funzionalità :
- Riceve l'oscillazione
 - Dispositivo passivo (è incollato al piezoelettrico)
 - Materiale che assorbe tanto
 - Impedenza acustica deve essere adatta a quella del cristallo

Problema principale da risolvere : se non ci fosse il backing l'onda continua ad oscillare perché irradierebbe l'aria che ha un coefficiente di riflessione $R \approx 1$ perciò tutto verrebbe riflesso e si accumulerebbe non nel backing ma nel cristallo, che si danneggia in modo permanente.

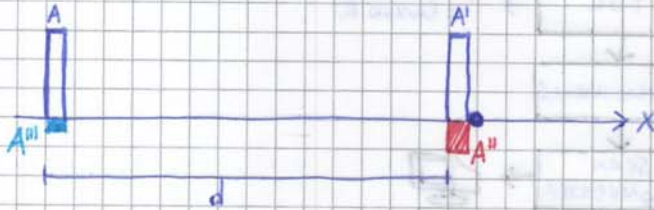
Quindi il Backing :

- PROTEGGE IL CRISTALLO
- PROTEGGE L'OPERATORE

AMPIEZZE: Vi è la somma di Riflessione ed attenuazione del tessuto

↓
 L'ampiezza dell'onda dell'eco di ritorno è diversa da quella iniziale, emendata
 una diminuzione esponenziale (attenuazione del tessuto)

↓
 Inoltre l'eco è una parte dell'impulso (dipendente da R)



$$A' = A e^{-\alpha d} \quad \text{con } \alpha = \text{coeff. attenuazione del tessuto attraversato}$$

Generazione del 1° eco con ampiezza A''

$$A'' = A' \cdot R$$

Vi è poi una retropropagazione di ampiezza A''' :

$$A''' = A'' e^{-\alpha d} = A \cdot R \cdot e^{-2\alpha d}$$

interne per posizione dell'eco

interne per avere l'intensità dell'eco

→ Dato A''' , conoscendo A, posso ricavare R?

↓
 ! Mi serve conoscere α : dato l'esistenza di un tessuto molle medio, esiste anche un coefficiente di attenuazione medio

Quindi per l'immagine, ~~conoscere~~ ^{per l'} ampiezza dell'eco mi interesso sapere il valore di R e non la profondità dell'eco. Per poter rispondere queste due componenti, nello schermo a blocchi del disp ad ultrasuoni è presente un dispositivo TGC.

↓
Time Gain Compensator: è un amplificatore che prende tutti gli echi e li amplifica di una quantità proporzionale alla distanza

Se la distanza ↑, l'amplificazione ↑ perciò perde l'effetto della profondità e mi rimane l'effetto di R.

Questa è una compensazione del guadagno basata sulla profondità ovvero sul tempo di volo

↳ Per il mismo Δt , posso conoscere α e so di quanto devo amplificare

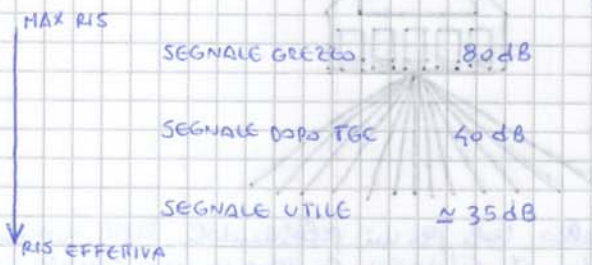
Dopo l'intervento del TGC rimane l'effetto di R, perciò il fatto che gli echi siano alti o bassi dipende esclusivamente da quello.

RISOLUZIONE DI UN SISTEMA PULSED-ECHO

- d'eco di ritorno quando arriva alla sonda è diminuito segnale grezzo.

In base alla gamma di valori di R interni al corpo umano si ricopre una dinamica di ≈ 80 dB (10 ass livelli di grigio)

- Dopo il passaggio nel TGC che lascia solo la componente di R la dinamica si riduce a 40 dB
 - Normalmente 5-10 dB del segnale sono rumore, quindi il segnale utile è di ≈ 35 dB.
- Con questi dB mi bastano 56 livelli di grigio codificabili con pochi bit.



Applicazione:

Eco Oftalmologia → ricavare le info per patologie neurologiche

Per l'ecografia dell'occhio è necessario togliere il cristallino perché la sua struttura attenua molto l'ultrasuono

Fare ripetute scansioni al cristallino porta ad una cataratta prematura.

Nell'ecografia vedo un'eco ogni volta che c'è un cambio di mezzo nella prop. degli ultrasuoni.

La dimensione dell'occhio è data dalla distanza tra il primo e l'ultimo eco.

L'ampiezza dell'eco dipende da R, quindi diff. di impedenza acustica minore (eco più basso) e viceversa.

Creo l'immagine affiancando tante linee di scansione parallele dato lo spessore di tanti cristalli ottenendo così un'immagine 2D

Però creazione di un'immagine in ecografia:

Misurare il tempo

Mis l'ampiezza di ogni eco

→ per ogni linea di scansione

Come generare più linee di scansione?

SONDE A SCANSIONE MECCANICA: Tre piezoelettrici disposti a 120° su una consola circolare, che ruota ad una ω costante. L'unico cristallo che emette l'eco è quello affacciato sul paziente; esso aveva il tempo di

- emettere
- raccogliere eco di ritorno e spostarsi.

Il frame rate era di 0,2 - 0,3 immagini/s

Ci volevano parecchi secondi per una immagine



Sonda phased Array: Punto d'applicazione molto piccolo

↓
distretti molto piccoli: es. passaggio degli US tra le costole (ecografia cardiaca)

Il fascio una volta superata la lamina delle costole è orientabile (può divergere).

È in grado nell'adulto di fare ECOGRAFIA TRANSCRANICA tramite delle zone del cranio più disposte al passaggio di US, delle finestre temporali:

- 1) Zona temporale → Orzo sottile, trabecole orientate INT → EXT
- 2) Zona mandibolare (otto) → US passa dal foro della cavotide interna
- 3) Zona occipitale → US passa dal foro dei nervi cranici

⚠ Nell'adulto, 1 soggetto su 4 non riesce comunque a fare ecografia transcranica (causati 1 su 2)

Neonato: Mettendo la sonda sulla fontanelle vedo tutto il cervello

Frequenza: versatile (2-10 MHz)

Sonda Microconvex probe: Molto piccole ma i cristalli sono messi su un arco

↓
f = 4-10 MHz

Utilizzo: ecografia transesofagea (durata dai 20 ai 40 minuti)

ecografia transvaginale
ecografia endorettale

→ l'US richiede continuità di mezzo, perciò se all'interno è tutto vuoto non vedo nulla

↓
la vesicola al momento dell'esame deve essere piena

Può funzionare anche ad un'alta f ma per l'ecografia addominale non avrebbe senso dato che sono già all'interno e non ho più la lamina come da riprendere.

STRATEGIE DI VISUALIZZAZIONE

A-Mode (Amplitude): Non si crea un'immagine vera e propria ma viene creato un segnale; ogni volta c'è una discontinuità

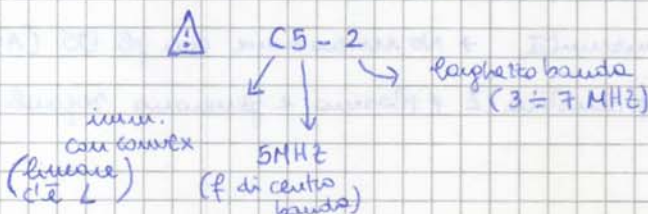


Non è più implementata su ecografi moderni mentre è ancora usata per alcune analisi: difetto dei materiali oppure per vedere microfessure su pezzi metallici in campo industriale

B-Mode (Brightness): Produce un'immagine 2D. Per ogni linea di scansione accende un pixel il cui colore è proporzionale all'ampiezza dell'eco generato da quel punto.

↓
Modalità più importante

L'utilizzo di sonda lineare o convex è indifferente (cambia solo la forma dell'immagine)



FLUSSIMETRIA DOPPLER

Dispositivi per flussimetria nascono con l'unico compito di misurare la velocità del flusso ematico dall'esterno ed in modo non invasivo tramite US.

Dalla v del flusso posso sapere se il regime di flusso ematico è corretto, quindi vedere se una specifica arteria sta funzionando correttamente

Patologia: Aterosclerosi → formazione di placche all'interno dei vasi arteriosi che perturbano l'emodinamica tradizionale.

Si misura la v perché è l'unica misurabile

- in modo non invasivo
- con un'accuratezza

Dato un fluido non comprimibile all'interno del condotto mi interessa:

- sezione del condotto
- v del flusso nel vaso
- pressione esercitata sulle pareti del vaso

Eq. di Continuità: $A_i v_i = \text{costante}$ (legge di conservazione)
 ↓
 sistema di irrigazione

La pressione compare in una derivazione del tes di Bernoulli,

l'Effetto Venturi: la pressione più un termine prop. al quadrato della v è costante

$$p + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{cost} \quad (\text{se aumenta } v, p \text{ diminuisce})$$

Misurare la sezione di un vaso in modo non invasivo dall'esterno è difficile, misurare la pressione in un det. punto di un vaso è molto difficile.

Invece misurare la velocità all'interno di un vaso (punto qualsiasi) con US è molto facile ed è una misura accurata.

Questo avviene tramite

EFFETTO DOPPLER:

da sorgente di irradiazione emette ad una certa ^{frequenza} ~~energia~~ f_0

- se la sorgente è in **AVVICINAMENTO** percepisco una f più alta (fronti d'onda si compattano)
- se la sorgente è in **ALLONTANAMENTO** percepisco una f più bassa (fronti d'onda si allungano)

Perciò, ogni qualvolta c'è un moto relativo fra una sorgente ed un ricevitore = la frequenza percepita dal ricevitore è più alta o più bassa a seconda del moto della sorgente ed è dipendente (proporzionale) della velocità di avvicinamento/allontanamento.

Alta velocità in Avvicinamento → Alta f ricevuta.
 Basso velocità in Avvicinamento → Basso f ricevuta

(sonda) ora l'unico caso che

Nella flussimetria doppler sorgente e ricevitore sono la stessa cosa: ~~la sonda della~~

~~la sonda della~~ si muove rispetto all'alto è il sangue. Se una sonda inserita in un vaso e all'interno del vaso ho dei corpuscoli (sangue) che si muovono più o meno velocemente ed in direzione concorde o discorda alla sonda, della f inviata dalla sonda essa ne riceverà un'altra che

Parte corpuscolare è formata da eritrociti :

- PIASTRINE (decine di migliaia /ml)
- GLOBULI BIANCHI (centinaia di migliaia /ml)
- GLOBULI ROSSI (milioni /ml)

Si parlano \approx un fattore 10

Perciò dato la numerosità, allo fine misurare la v del sangue è misurare la v dei globuli rossi

Supponiamo un globulo rosso che viaggia con velocità v nel vaso; esso passa sotto la sonda (che finge da sorgente e rivelatore).

Il globulo è in AVVICINAMENTO alla sonda (poss. dire che v flusso ematico e v ultrasuoni sono DISCORDI)

il segnale rimandato alla sonda non è solo f_0 , ma è

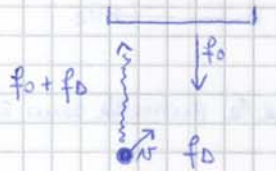
$f_0 + f_D$ con f_D che è lo scarto doppler

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

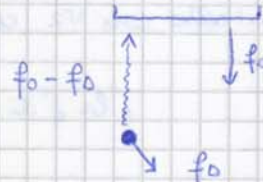
f_0 onda
 v particella
 v prop. US nel tessuto (1540 m/s)

⚠ f_D NON è la f che arriva alla sonda, ma è lo scarto doppler cioè la f che arriva in più o in meno dato una particella in movimento

Esempio:



AVVICINAMENTO



AVVANTANAMENTO

quindi f_D è solo una quantità in più o in meno rispetto ad f_0 che sente la sonda

f_D dipende da: velocità particella in movimento (incognita)

f_0 (imposta da me)

c (1540 m/s \rightarrow grandezza imposta)

$\cos \theta \rightarrow$ NON lo conosciamo

!! Problema della flussimetria

- se $\theta = 90^\circ \rightarrow \cos \theta = 0$ quindi $f_D = 0 \rightarrow$ non ho eff. doppler!

Quindi non si riesce mai \perp al vaso (non ho né AVANTI né AVVIC)

- Ideale è $\theta = 0^\circ \rightarrow \cos \theta = 1 \rightarrow$ non ho dipendenza dall'angolo

Ma per queste condizioni bisogna mettersi parallelamente al vaso (impossibile per arterie femorale, carotide, aorta)

Quindi per conoscere θ il disp. permette di impostare un angolo ragionevole

Il vero problema è però che la funzione $\cos \theta$ è una relazione NON LINEARE quindi inclinando la sonda, la f non varia in modo lineare all'angolo, ma varia con il coseno dell'angolo.

Questo è risolvibile mantenendo un valore di θ compreso tra 40° e 60° perché in quell'intervallo il coseno è quasi rettilineo perciò posso far conto che sia una relazione quasi LINEARE (quindi vedo che la f_D varia quasi proporzionalmente al valore dell'angolo e non del suo coseno).

CASO DI FLUSSO ENATICO CORRETTO



CASO DI FLUSSO ENATICO NON CORRETTO



Dato la relazione $f_D = \frac{2f_0 v}{c} \cos\theta$ ed ipotizziamo $f_0 = 5 \text{ MHz}$
 $c = 1540 \text{ m/s}$
 $\cos\theta = 1/2$

HP) $v = 80 \text{ cm/s}$

f_D ammonta a 3 KHz: infatti

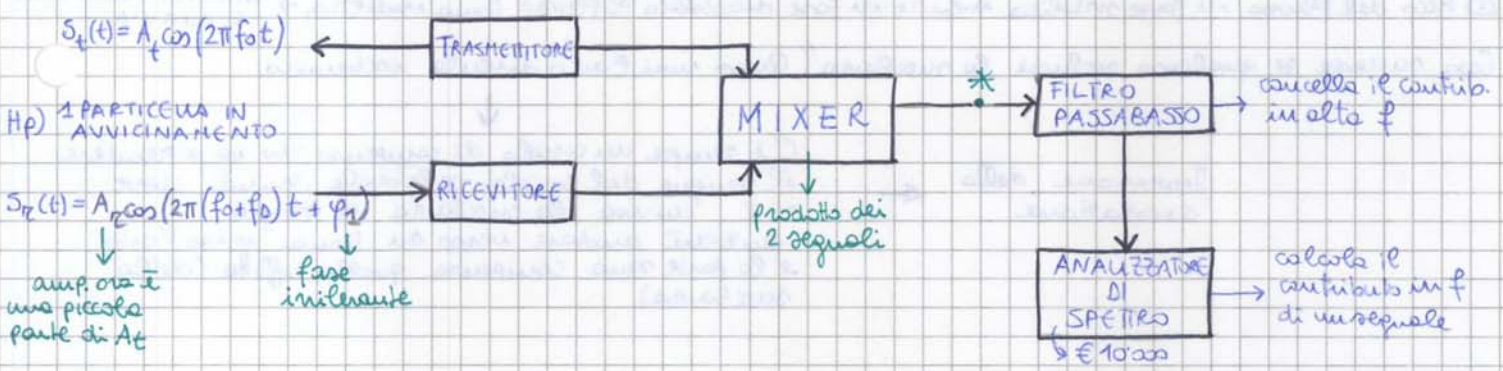
ricade in un intervallo da 1 a 10 KHz e questo ricade nella banda dell'udibile umano.

Per questo i dispositivi flussimetri hanno un altoparlante che fa sentire all'operatore il segnale proveniente dal vaso: dal suono è possibile capire se il flusso è corretto o meno.

MISURAZIONE DI f_D :

Si utilizza un DEMODULATORE COERENTE: serve ad estrarre lo scarto Doppler f_D dalla frequenza complementare che arriva alla sonda.

NECESSITÀ DI SEGNALE RICEVUTO + INVIATO



$$* S_t(t) S_r(t) = \frac{A_t A_r}{2} [\cos(2\pi f_0 t + \varphi_2) + \cos(2\pi (2f_0 + f_D) t + \varphi_1)]$$

freq. di KHz (bassa frequenza) freq. di MHz + KHz

Dopo il filtro passabasso ho solo $\frac{A_t A_r}{2} \cos(2\pi f_0 t + \varphi_1)$

d'analisi di spettro mi toglie fuori f_0 e da lì calcolo la velocità. Mettendo assieme tutte le v ho ottenuto lo spettro totale del segnale DOPPLER