



Indagini radiologiche

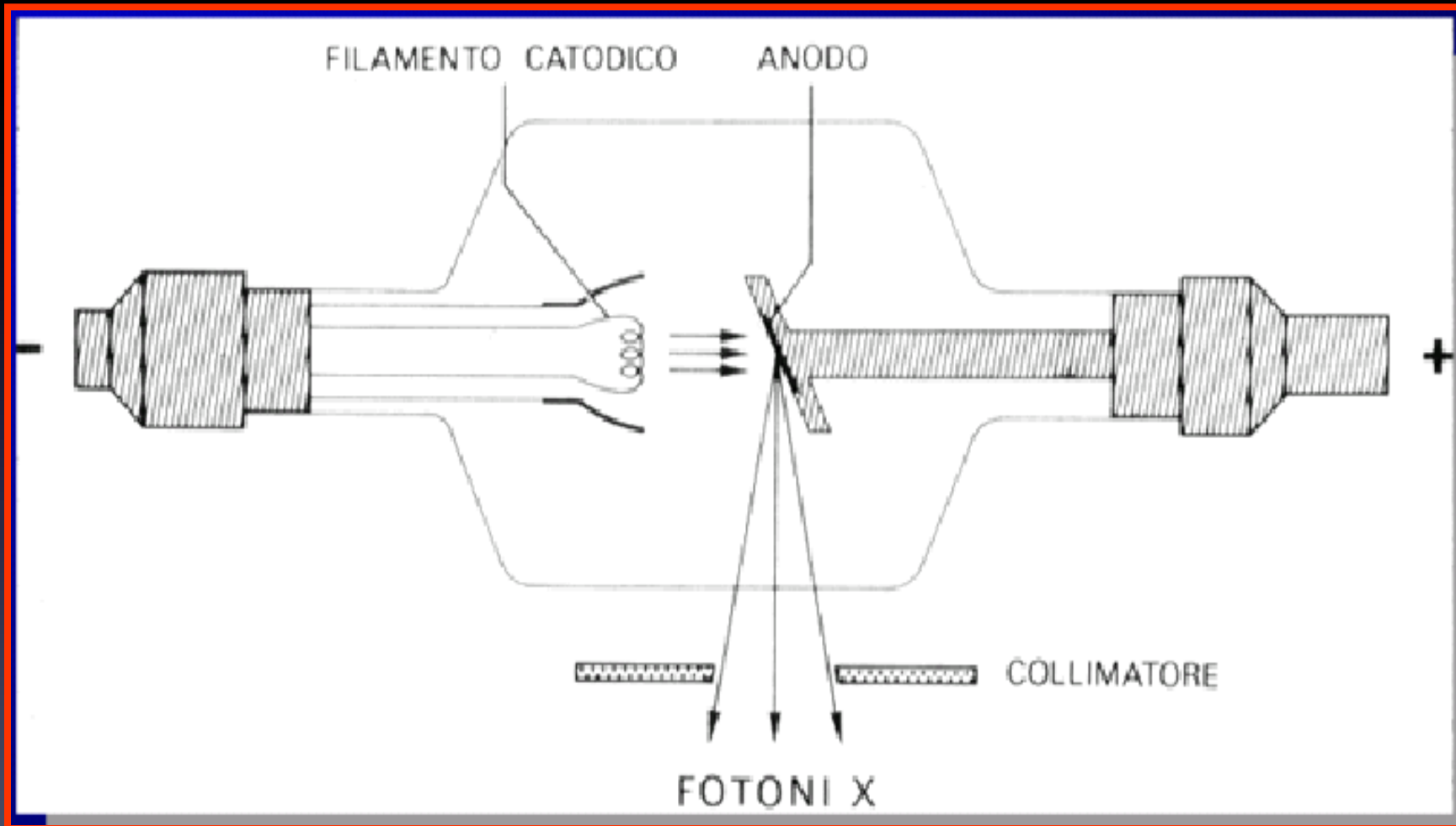
Dott. Riccardo Cau

Riccardo.cau@unica.it

X-ray tube

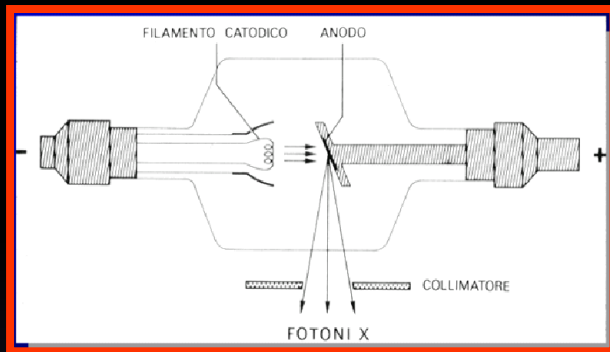
- X-ray beams are generated in a vacuum x-ray tube. In the x-ray tube are a negatively charged cathode and a positively charged anode. The cathode generally consists of a tungsten spiral. Passing an electrical current through the cathode will cause powerful heating ($\geq 2200^{\circ}\text{C}$) of the spiral. The heating causes emission of electrons.

I raggi X vengono prodotti da apparati detti tubi "radiogeni" il cui prototipo è il tubo di Coolidge (ideato nel 1912)

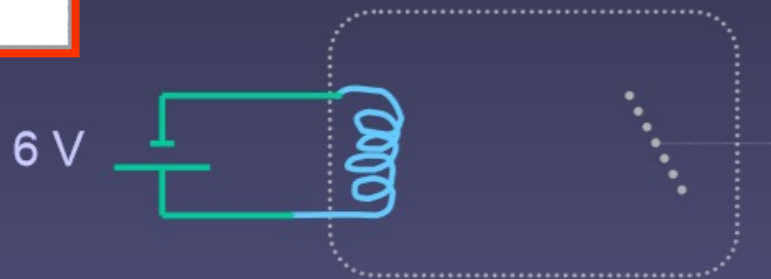


Il **catodo** è costituito da un filamento metallico che, se portato all'incandescenza (attraverso un proprio circuito di alimentazione) libera elettroni dalla propria superficie (**effetto termoionico**).

L'**anodo** è costituito da una placca di metallo ad elevato numero atomico, generalmente **tungsteno** ($Z=74$), e ad elevata temperatura di fusione.



IL FILAMENTO



$$Q = i \times V \times t$$

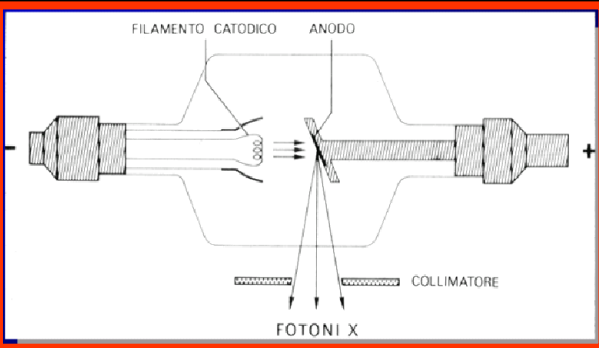
Q = calore prodotto

i = corrente

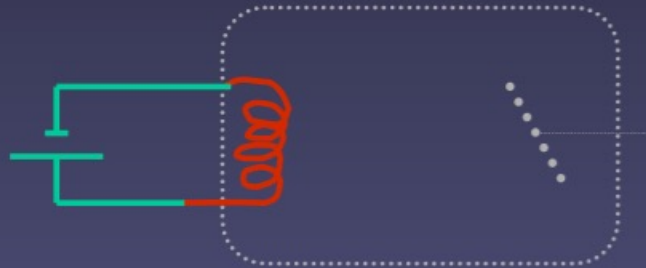
V = tensione

t = tempo

- Collegando il filamento del catodo ai capi di un alimentatore a **bassa tensione (3 ÷ 6 volt)**, si ottiene un **riscaldamento** del filamento per effetto termico della corrente (effetto joule)



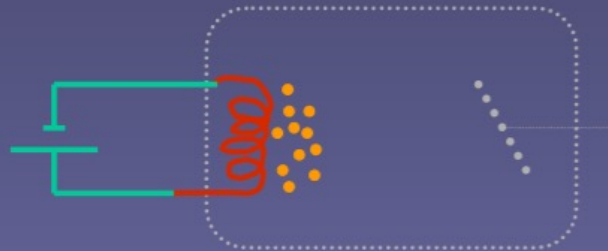
IL FILAMENTO



- Il **calore** prodotto per effetto joule fa aumentare la **temperatura** del filamento
- Il filamento si scalda tanto da diventare **incandescente** ($500 \div 800 \text{ }^{\circ}\text{C}$)
- Il filamento **resiste** alle alte temperature perché il tungsteno ha una temperatura di fusione molto elevata.

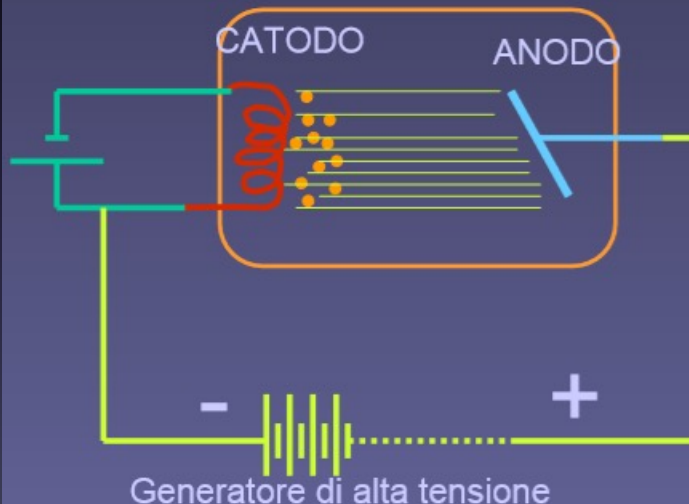
EFFETTO TERMOIONICO

- L'**energia** cinetica degli elettroni **aumenta** con la temperatura;
- Se l'energia cinetica dovuta all'agitazione termica è elevata, può **strappare gli elettroni dagli atomi** del filamento;
- Questo effetto è chiamato: **effetto termoionico**.



ENERGIA DEGLI ELETTRONI

Collegando catodo e anodo rispettivamente ai poli $-$ e $+$ di un **generatore di alta tensione**, gli elettroni emessi dal catodo vengono attratti dall'anodo.



Quando gli elettroni arrivano all'anodo hanno una **energia elevata**:

$$E_c = e \times \Delta V$$

E_c = energia cinetica degli elettroni;
 e = carica dell'elettrone
 $1.6 \times 10^{-19} \text{ C}$
 ΔV = differenza di potenziale tra catodo e anodo

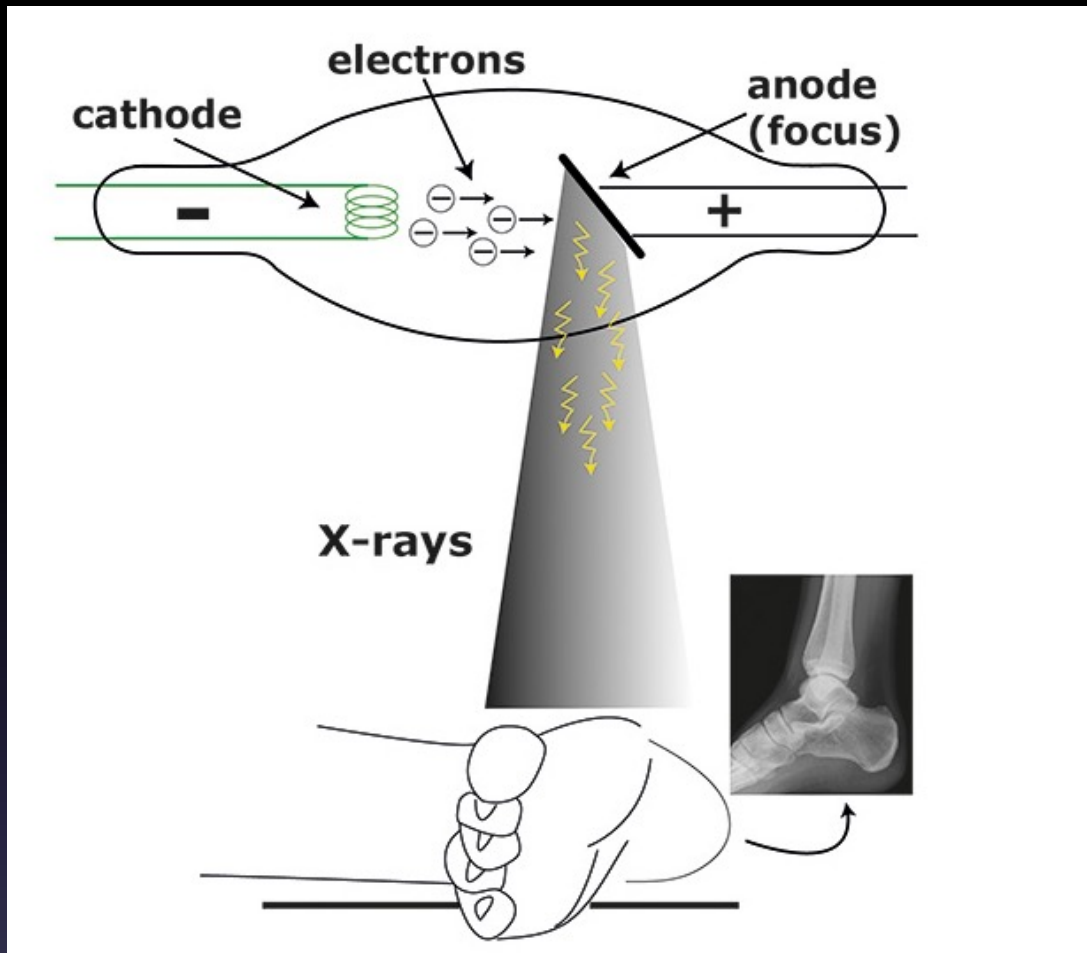
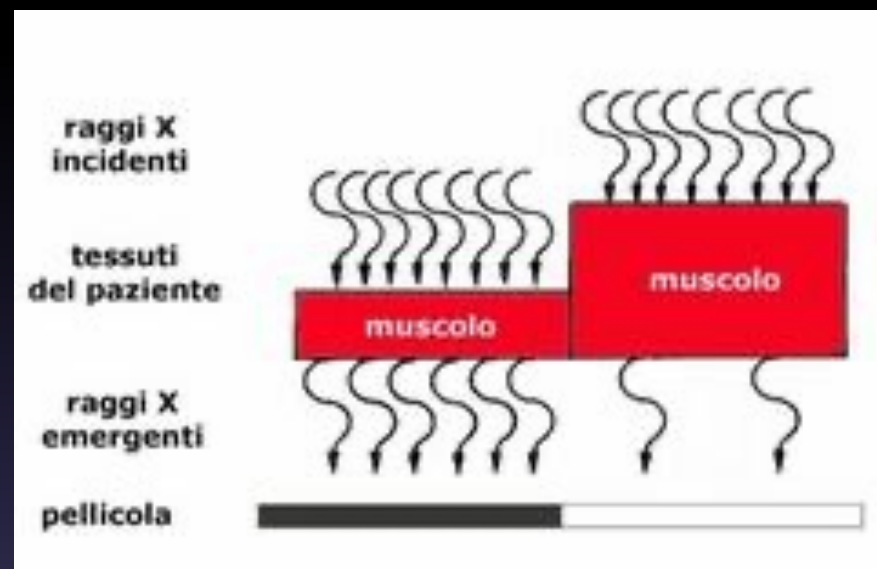
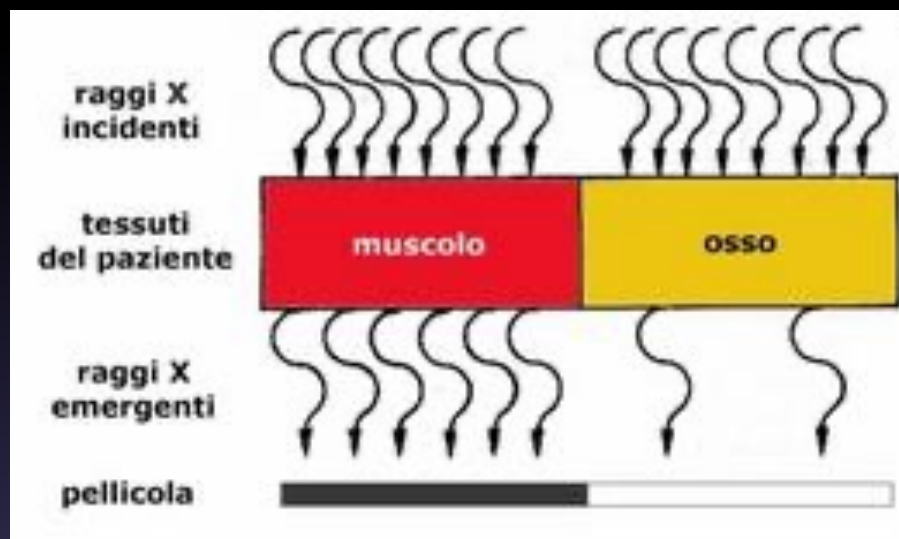


Figure 1. X-rays are generated in the x-ray tube. The x-ray beam passes through the body part and hits a phosphorus plate/detector.

The tube charge is expressed in kilovolts (kV) and the tube current is expressed in milliamperes (mA).

- i raggi X sono in grado di attraversare i corpi
- al passaggio, il fascio viene assorbito: l'assorbimento è in rapporto alla quantità e alla qualità della sostanza attraversata
- Densità del tessuto
- Spessore del tessuto



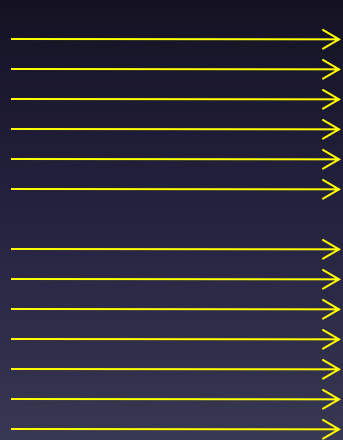
tessuto poco denso

trasparente al fascio o **radiotrasparente**

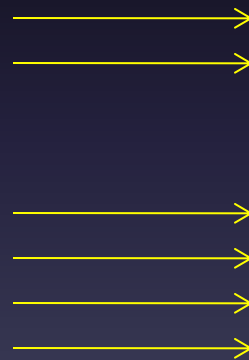
tessuto denso

fascio si definisce **radiopaco**

Termini radiologici:
Radiopaco
Radiotrasparente

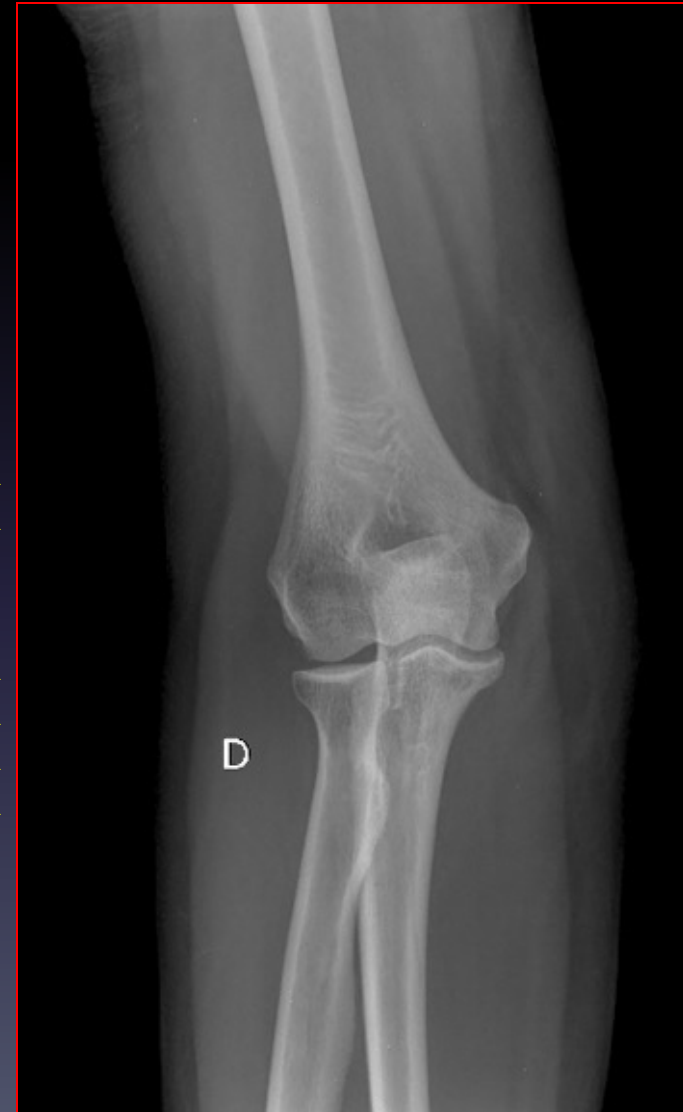
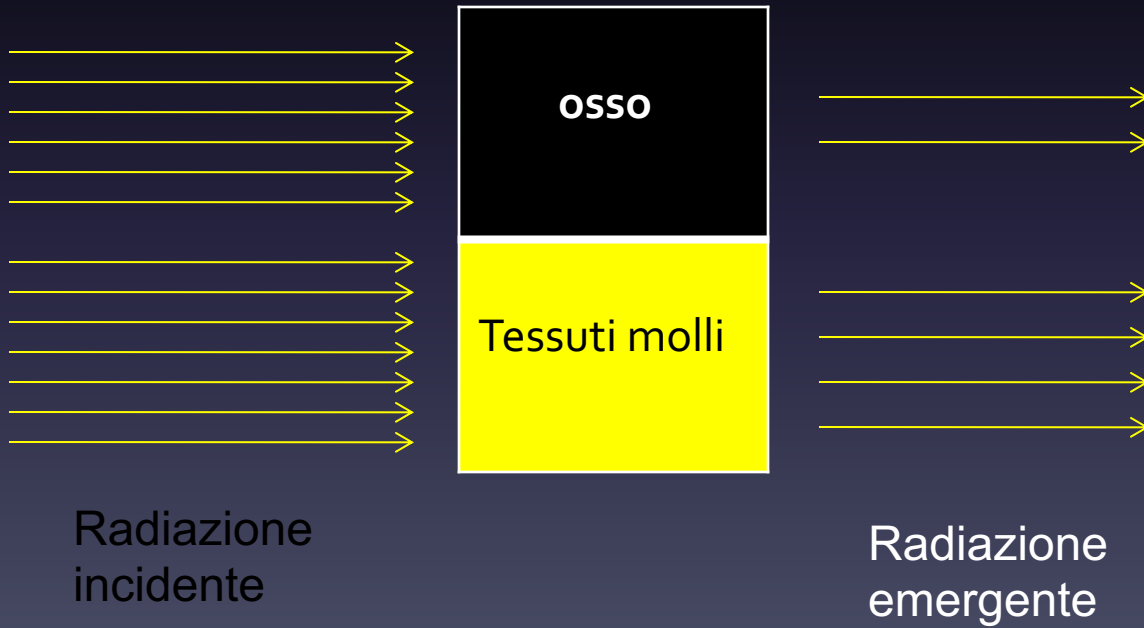


Radiazione
incidente



Radiazione
emergente



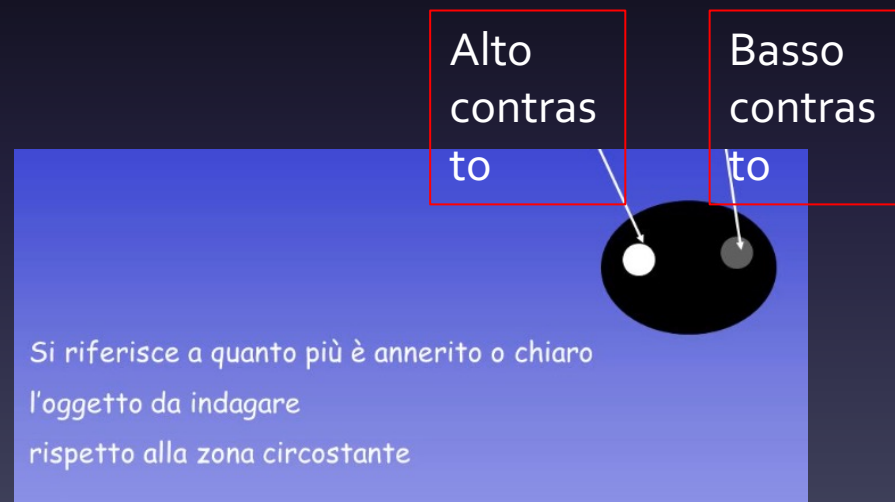


Le differenze di densità
tra le diverse componenti anatomiche sono
alla base del **contrasto naturale**
In generale, tanto maggiore è il contrasto
naturale, tanto più è agevole riconoscere
le diverse componenti anatomiche

- Non si evidenziano differenze di assorbimento tra muscoli, cute e tessuto adiposo



- Il contrasto è la possibilità di poter distinguere due punti contigui sulla base della loro differenza cromatica (differente tonalità di grigi)
- Possono esserci immagini radiografiche molto contrastate, cioè in cui le differenze cromatiche sono molto evidenti ed immagini poco contrastate, immagini nelle quali le differenze tra i vari punti sono più sfumate





Poco
contrast
o



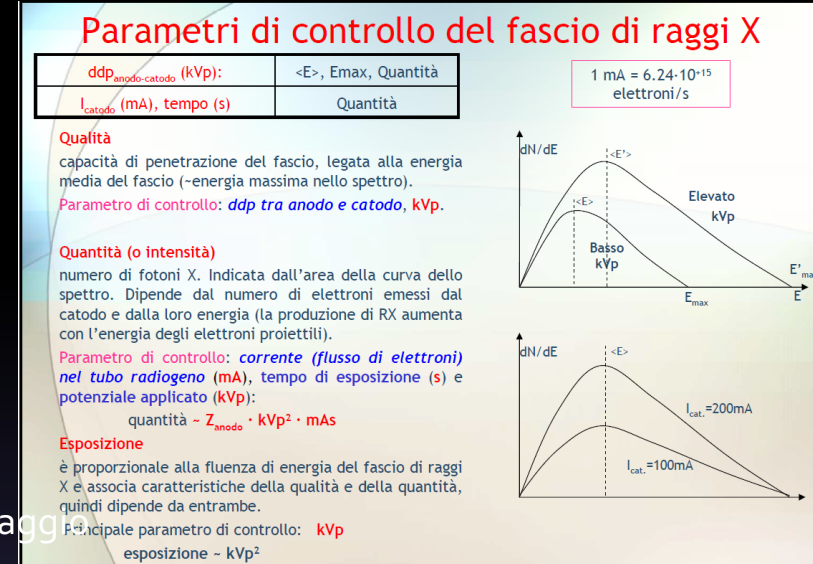
Molto
contras
to



La formazione dell'immagine radiografica dipende

- 1 Dal raggio x : KV-Mas
- 2 Dall'interazione dei raggi X con la materia (tessuti organici : ionizzazione o l'eccitazione)
- 3 Dal contrasto inerente il soggetto (spessore tessuti)
- 4 Quantità di radiazione diffusa
- 5 Geometria del fascio

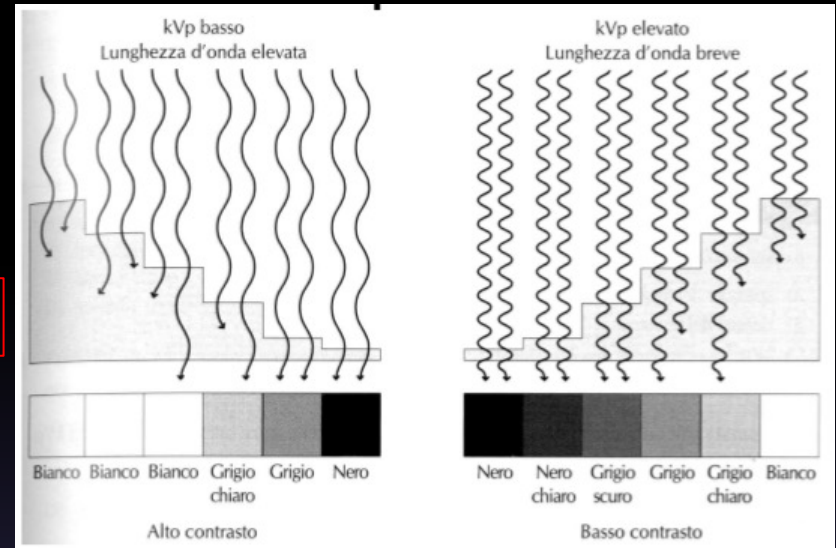
1: Tre parametri controllano i raggi x emessi:



- KV: la ddp regola l'energia acquistata dagli elettroni nel passaggio catodo-anodo (penetrazione)
- mA: misura la corrente del flusso di elettroni; determina il numero di elettroni emessi dal catodo (quantità)
- Tempo di esposizione (s): controlla la fluenza di energia

Kv

Range valori di KV: 20-150



- La densità radiografica può essere modificata anche incrementando l'energia dei raggi X, cioè la loro capacità di penetrazione
- Questo fattore viene regolato dalla differenza di potenziale (KV) tra i due elettrodi del tubo radiogeno
- La stessa quantità di raggi X può annerire in maniera differente la pellicola se viene modificata la loro energia
- All'aumentare dei KV aumenta l'energia dei raggi X, aumentano le radiazioni diffuse generate attraverso l'effetto Compton

➤ *Scala di contrasto*

numero di densità tra il nero ed il bianco.

➤ *Immagine a basso contrasto (long scale):*
presenta molte densità tra nero e bianco,
più dettagli

➤ *Immagine ad alto contrasto (short-scale):*
presenta poche densità tra nero e bianco

➤ Elevati valori di kVp danno origine ad un
fascio di raggi X più energetico e
penetrante e determinano produzione di
immagini a basso contrasto e in genere con
più dettagli

➤ Bassi valori di kVp producono immagini ad
alto contrasto (short scale)

➤ Modifiche del contrasto per applicazioni
specifiche con *trasformazioni del livello di
grigio*

↓ alto kVp
Contrasto basso o *long-scale*



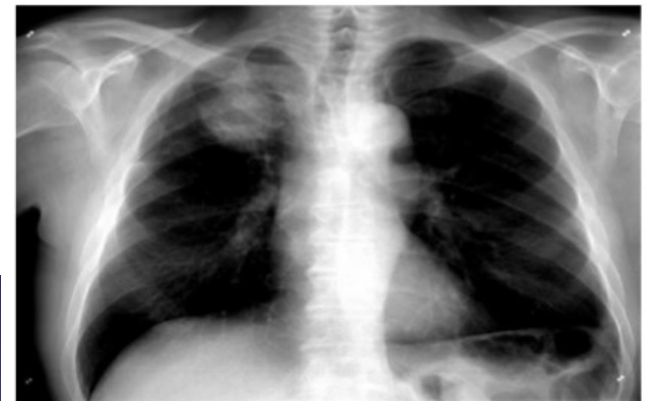
↓ basso kVp
Contrasto alto o *short-scale*



Contrasto basso



Contrasto alto



TENSIONI UTILIZZATE : 20-150 kV

mammografia <20 kV

dentali 70 kV

torace 90 kV

CT 120 kV

• la scelta della tensione dipende dal segmento corporeo:

40 kV dita

95 kV colonna vertebrale

- In generale quando si studia lo scheletro si tende ad ottenere immagini molto contrastate quindi elevati mAs e bassi KV
- Quando si studiano distretti quali torace o addome è necessario utilizzare una tecnica con elevati KV e bassi mAs così da ottenere immagini poco contrastate nelle quali la scala di grigi lunga permette di vedere anche le strutture meno dense come i vasi polmonari più sottili

Tipici valori di KV: 20-150

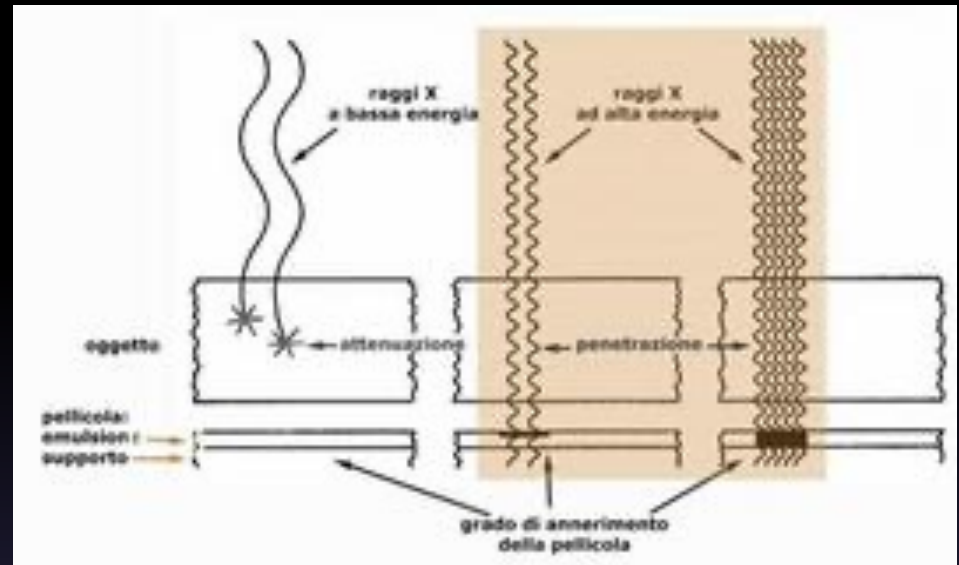
mA: rx 100-1000mA con tempi di esposizione

<0,1 sec

mAs

mA: rx 100-1000mA

con tempi di esposizione <0,1 sec



La densità radiografica e' influenzata principalmente dalla quantità dei raggi X

- La quantità dei raggi X è regolata sia attraverso l'intensità (mA) sia attraverso il tempo di esposizione (secondi); perciò si utilizza il prodotto dei due fattori (mAs)

- I mAs e i KV devono bilanciarsi: l'aumento o la riduzione dell'uno e dall'altro fattore verrà effettuato sulla base del risultato da raggiungere e della struttura anatomica da studiare

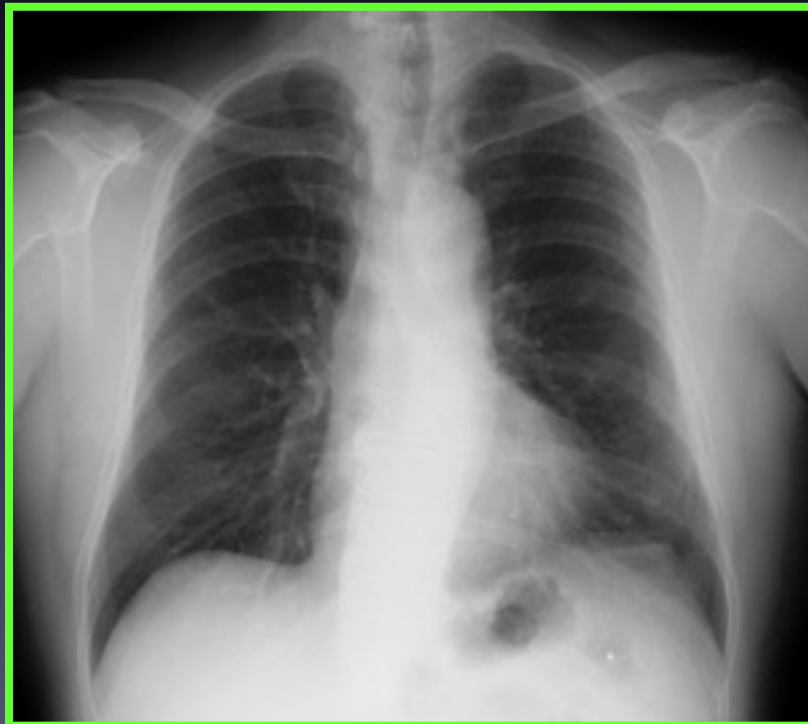
A seconda dello spessore e della consistenza del corpo da esaminare, il fascio incidente deve possedere intensità e penetrazione (energia) appropriate. Per variare queste grandezze l'operatore agisce, tramite il tavolo di comando, sulla combinazione di tre fattori: potenziale elettrico applicato al tubo, intensità di corrente del tubo, tempo di esposizione.

Ad esempio, se il paziente è molto grosso e muscoloso, è necessario usare radiazioni più penetranti, a minore lunghezza d'onda; se l'organo da studiare è dotato di movimenti involontari (cuore, **stomaco**), è necessario ridurre al minimo il tempo di esposizione.

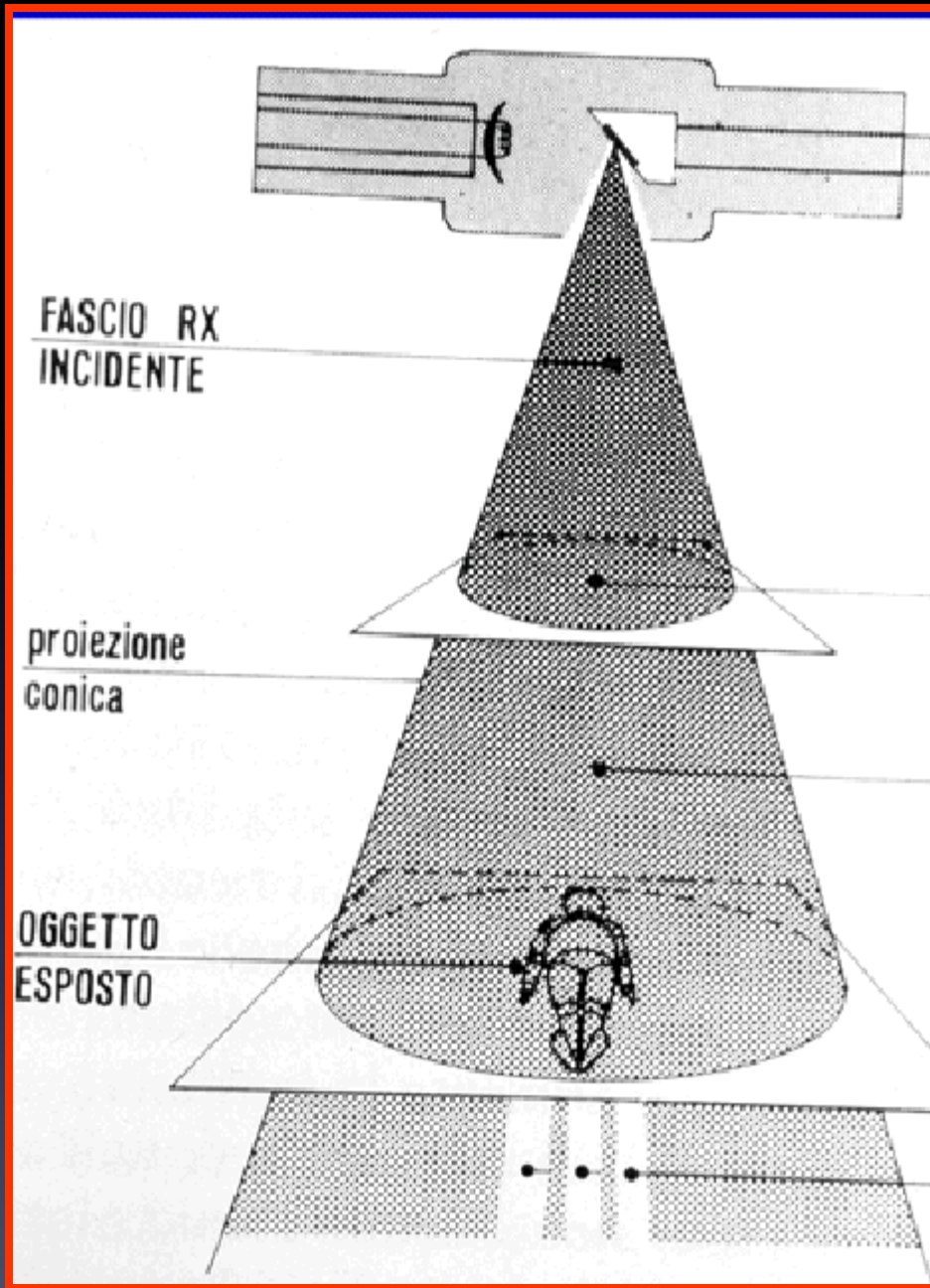
Se invece l'oggetto è ben fermo (osso) il tempo di esposizione può essere relativamente lungo e si può incrementare l'intensità del fascio. L'immagine che ne deriva è più definita e più ricca di dettaglio.

Each X-ray is evaluated as if you are standing in front of the patient; so the right side of the image is the patient's left side and vice versa.

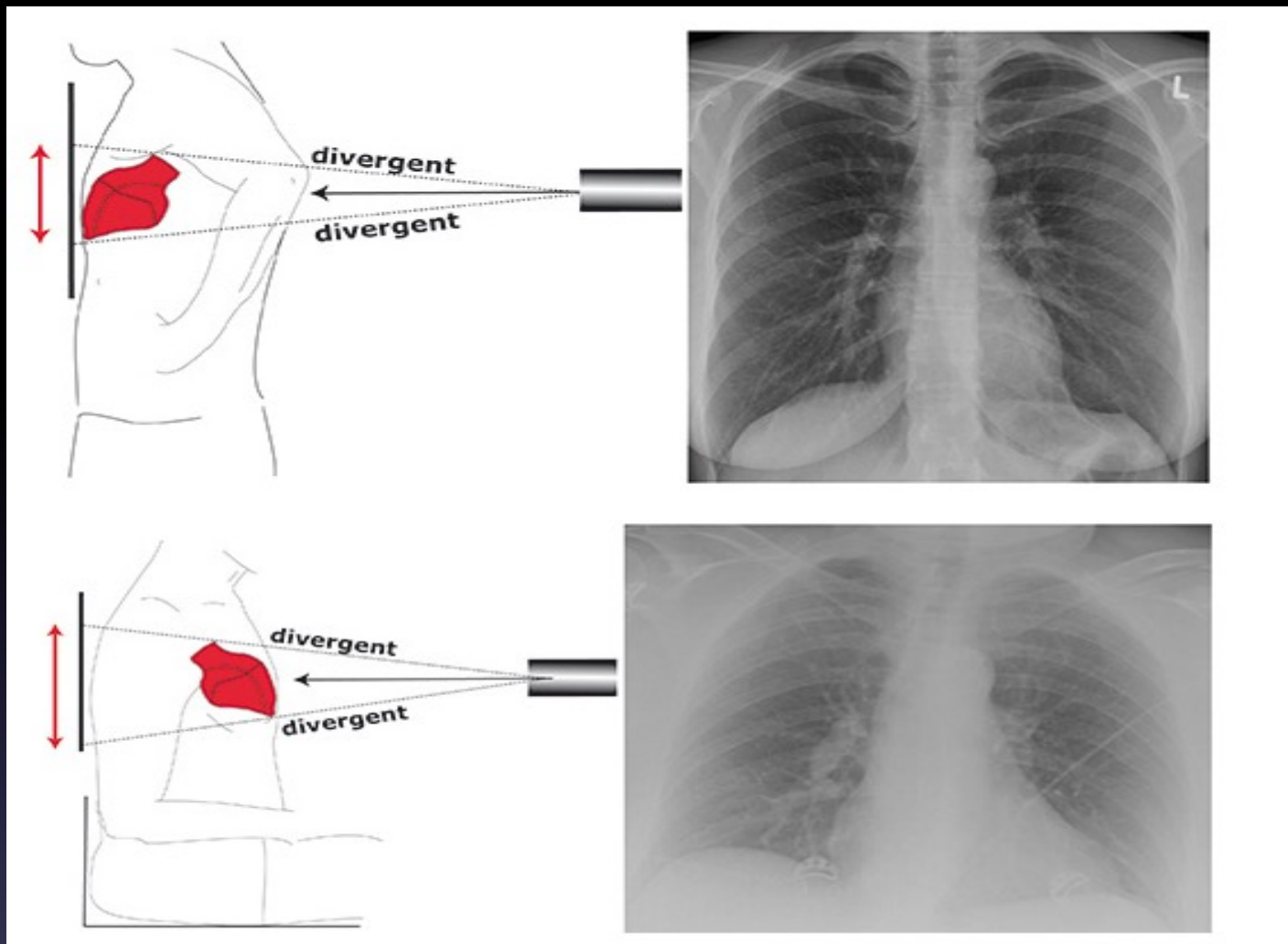
R



L



- Il fascio di raggi X generato dal tubo radiogeno ed utilizzato ai fini diagnostici può essere schematicamente rappresentato come un **cono** con apice puntiforme (fuoco) in corrispondenza dell'anodo e con base in corrispondenza dell'oggetto in esame.



the X-ray beam has a divergent property. This means it widens as the distance to the X-ray tube increases. A drawback of this phenomenon is that tissues/structures farther from the plate are imaged larger. This is relevant when evaluating the size of the heart in a chest x-ray

- Indicazioni
- Studio patologia polmonare
- Patologia degenerativo-traumatica dell'osso
- Addome acuto: ricerca aria libera, livelli I.A.
- Calcoli



La radiografia rappresenta
l'indagine di primo livello per la
capillare distribuzione delle
apparecchiature sul territorio,
per la relativa rapidità di
esecuzione e per i costi di
impianto e di esercizio inferiori
rispetto alla altre metodiche.

La radiografia è una tecnica ad **alta risoluzione spaziale** (numero di linee riconoscibili per millimetro) per ciò che riguarda strutture ad elevato contrasto naturale, come il tessuto polmonare o quello osseo.

Il limite maggiore della radiografia rimane la **scarsa risoluzione di contrasto**, ovvero la incapacità di discriminare strutture contigue con modeste differenze di densità, come i tessuti parenchimali o i tessuti molli in genere, per cui si parla di “**barriera del grigio**”.



TC



- La TC genera immagini dei tessuti e degli organi del corpo umano sfruttando le proprietà fisiche dei raggi X
- Come le altre radiazioni elettromagnetiche i raggi X diffondono da una sorgente puntiforme in linea retta e in tutte le direzioni generando un campo elettrico e un campo magnetico ad alta frequenza

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

E' un procedimento radiologico digitalizzato, non invasivo, che fornisce una serie di immagini sezioni assiali o parasagittali del corpo di spessore finito consentendo di distinguere i vari organi e tessuti in base alla loro densità.



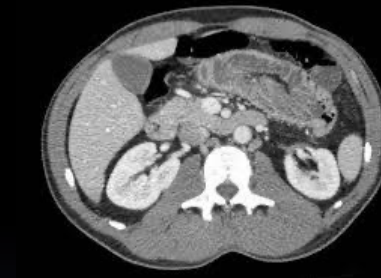
- Le immagini TC vengono acquisite mentre il tubo radiogeno ruota a 360° intorno al paziente ed emette un fascio di raggi X collimato in modo tale da inglobare nella sua divergenza il corpo del paziente
- L'intensità del fascio emergente, attenuato dai tessuti e dagli organi, viene rilevata da una filiera di detettori che ruota simultaneamente con il tubo radiogeno (TC di terza generazione) o è fissa e disposta in modo circolare intorno al corpo del paziente (TC 4 generazione)

RX vs TC

- Strutture in immagini 2D con perdita di una dimensione (assenza della profondità) e confusione di dettagli
- Tutti i piani del paziente paralleli alla pellicola sono sovrapposti. Nell'esempio: coste, polmoni, e tessuti molli sovrapposti nella stessa immagini
- Perdita di contrasto, in particolare per i tessuti molli.
- Ad esempio i vasi sanguigni non distinguibili dal muscolo



TC vs RX

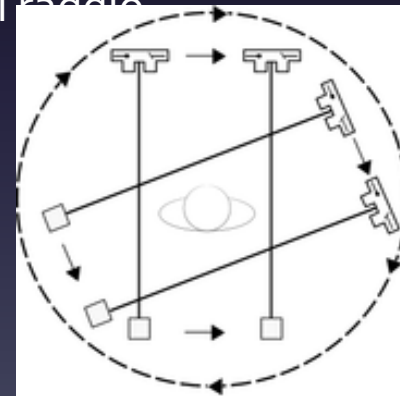


- Immagine TC: stesso principio di generazione, di interazione e rilevazione della radiografia
- Metodo per eliminare il problema del limitato contrasto e per recuperare la terza dimensioni (profondità)
- Generazione di immagini di sezioni non solo trasversali (fette) del corpo del paziente
- Poiché non c'è sovrapposizione delle strutture il contrasto dell'immagine è migliorato (contrasti del soggetto $<1\%$ facilmente visibili)
- Ricostruzione dell'immagine realizzata al computer, con grande quantità di calcoli

Le generazioni TC

- Fascio lineare di raggi X; per eseguire una scansione il tubo radiogeno compiva prima una traslazione e poi una rotazione di un grado; questi due movimenti venivano ripetuti per 180 volte fino ad ottenere una rotazione completa di 180° intorno al paziente
- Unico detettore in grado di rilevare l'attenuazione del raggio

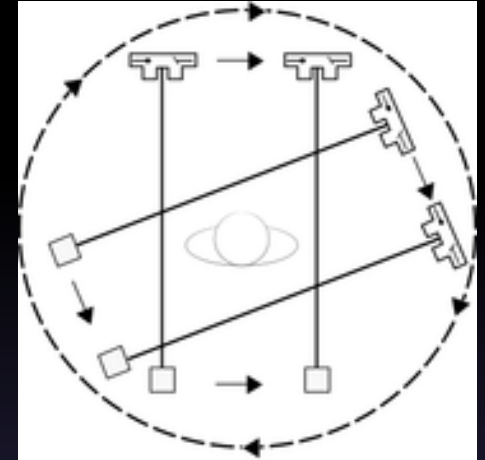
- Immagini assiali



I generazione TC

Sistema traslazione

- usato per la TC cranio
- Cranio: tempi di scansione di 4 min
- Tempo di ricostruzione 7min
- Risoluzione spaziale 5mm
- Matrice 80x80
- Tempo totale di scansione circa 9 ore!



Scanner Development

301. 1A

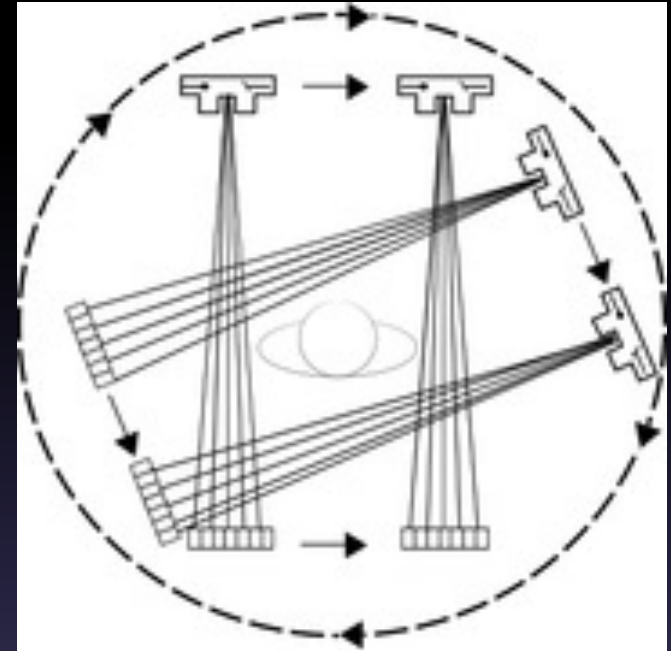
- Early scanner ~1972
 - early images taken away overnight for processing
 - 80 x 80 matrix

UMC, 22nd May 2001

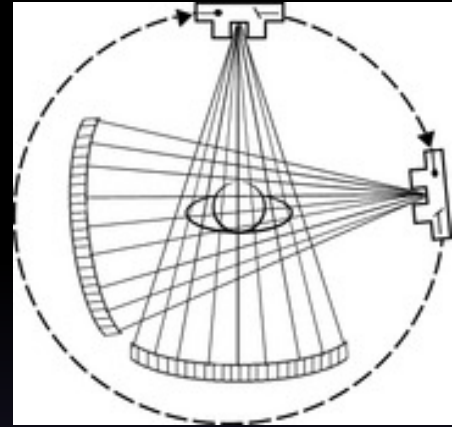
4

II generazione

- Aumenta il numero dei detettori (20-30)
- Fascio RX più ampio
- Traslazione e rotazione
- Cranio: t. acquisizione 3-5-min
- Addome: t. acquisizione 5-10 min



III Generazione

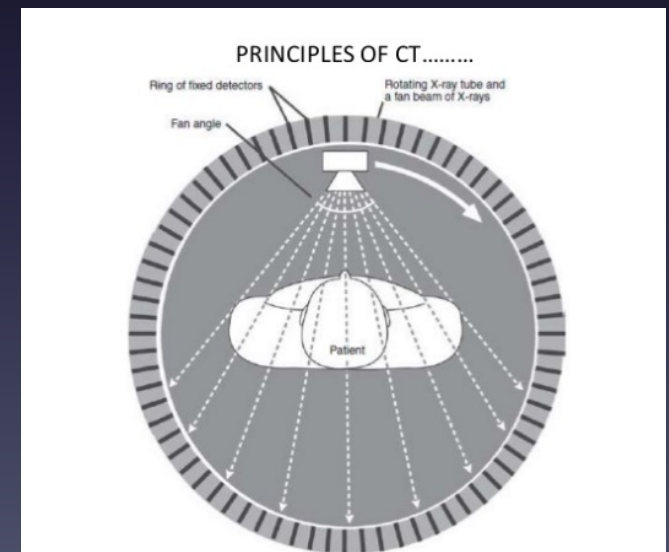
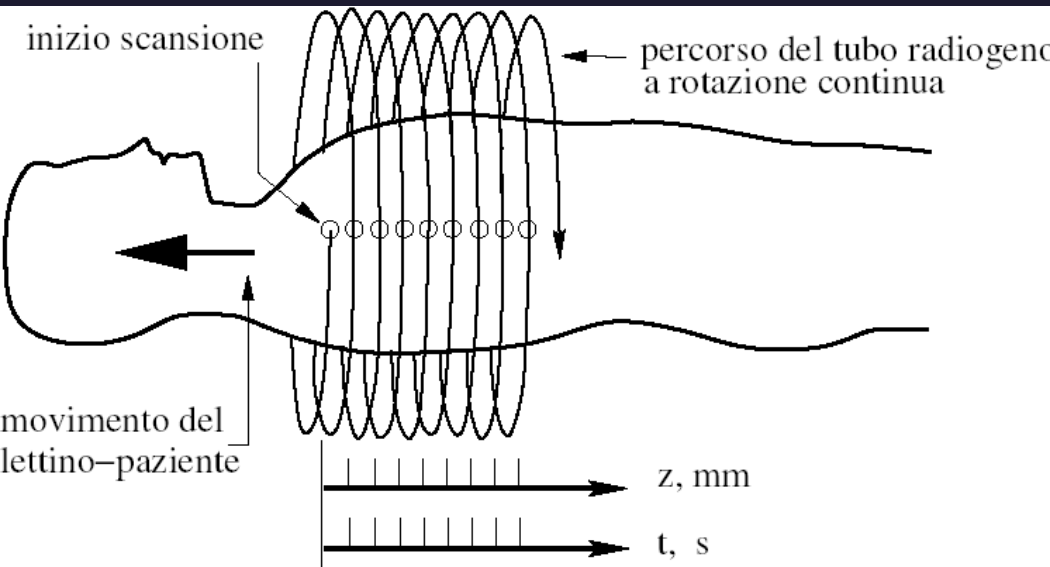


- Fascio suff ampio (30-50 gradi) tanto da riuscire a comprendere l'intera porzione anatomica da studiare
- Aumento dei detettori (500-700)
- Solo rotazione completa del tubo intorno al paziente: riduzione tempo di acquisizioni a pochi sec, riduzione dose al pz
- Ridotto tempo di ricostruzione delle immagini

- Nel 1987 con l'introduzione della tecnologia «slip ring» vengono poste le basi della tecnologia spirale
- L'acquisizione dei dati avviene in maniera CONTINUA (acquisizione volumetrica)
- Durante tutto il tempo di scansione il lettino del paziente compie un movimento di traslazione a velocità costante
- T. acq. 1,5-3 sec

- Nei tomografi a rotazione continua unidirezionale infatti il tubo radiogeno e i rilevatori sono montati su un anello rotante che si alimenta a «contatti striscianti» (slip ring), che consente l'acquisizione in modo continuo: mentre il tavolo che porta il paziente si muove su un piano di scorrimento, i piani di scansione descrivono un'elica attorno al paziente ottenendo una scansione a spirale

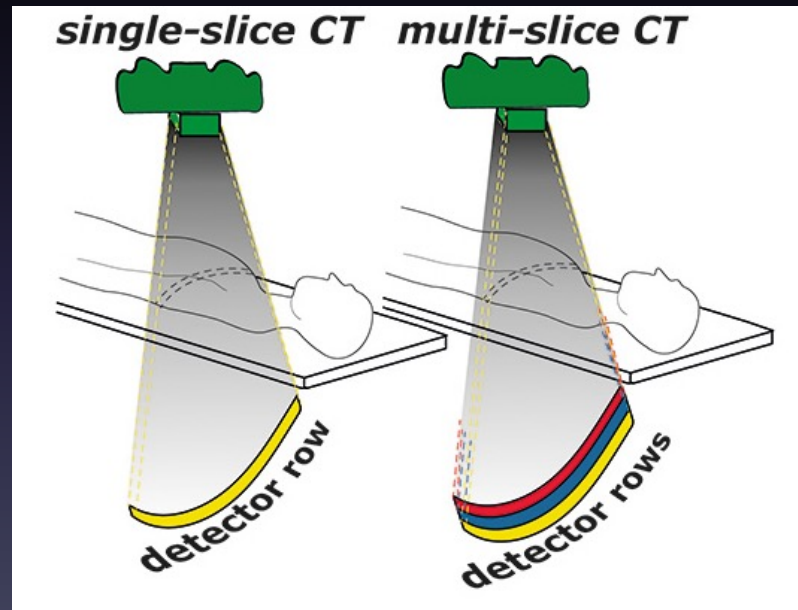
La tomografia spirale

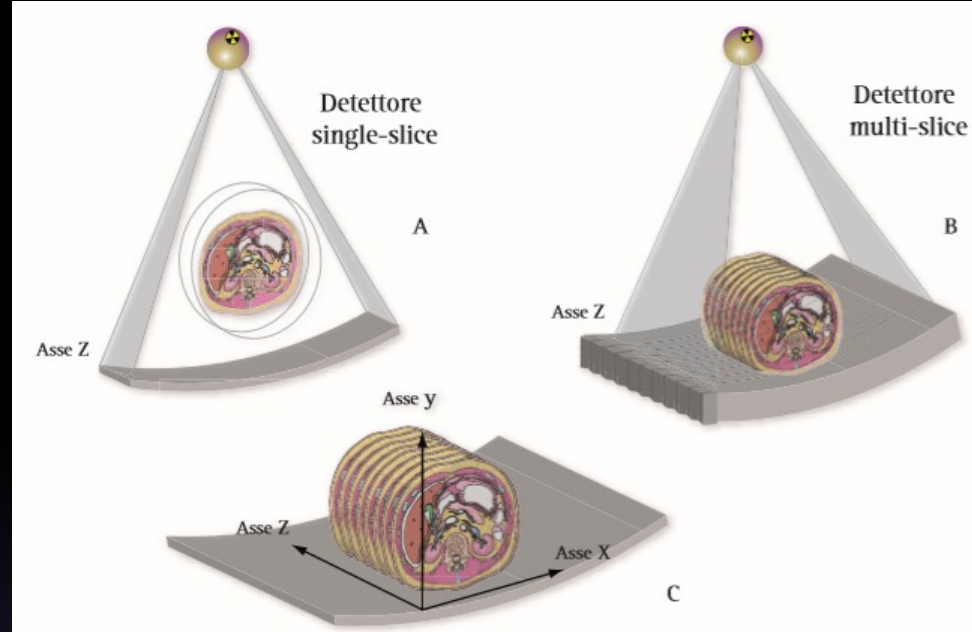


TC multi/single-slice

- La differenza tra le due apparecchiature è rappresentata sostanzialmente dal numero dei detettori, che nella TC a single slice sono rappresentati da un'unica fila, mentre nella TC multi-slice sono montati parallelamente a costituire una serie di file adiacenti tra loro

- 1998



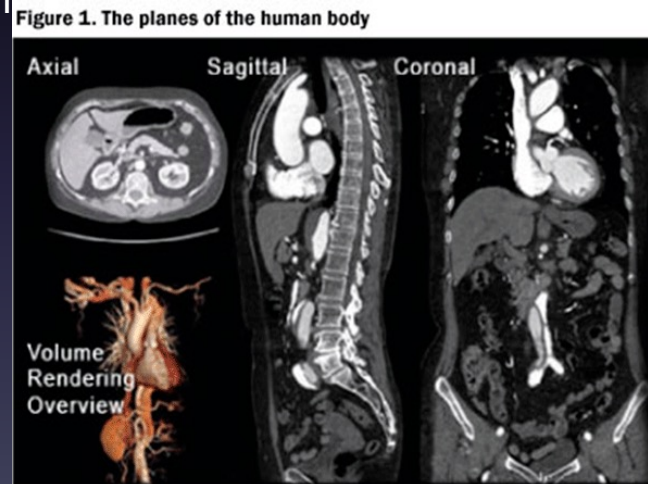


- TC singolo strato: l'operatore ha la possibilità di definire a priori lo spessore della fetta da esaminare, che varia normalmente da 1 a 10 mm e stabilito in base alle dimensione della struttura da studiare
- La metodica spirale prevede invece una continua rotazione del tubo radiogeno durante l'avanzamento del tavolo, pertanto i dati vengono acquisiti e rielaborati dal computer su un "volume" di tessuto e non da una fetta

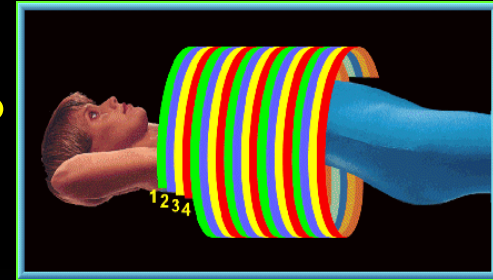
Dalla TAC alla TC

- La TAC ha avuto in incredibile sviluppo negli ultimi anni; dal termine TAC si è passati a TC in quanto la tomografia può studiare qualsiasi piano dello spazio (assiali, sagittali e coronale), con il vantaggio di avere un enorme numero di informazioni in più.

- Acquisizione volumetrica
- Ricostruzioni multiplanari



Perche' "piu' veloce" e' meglio ?



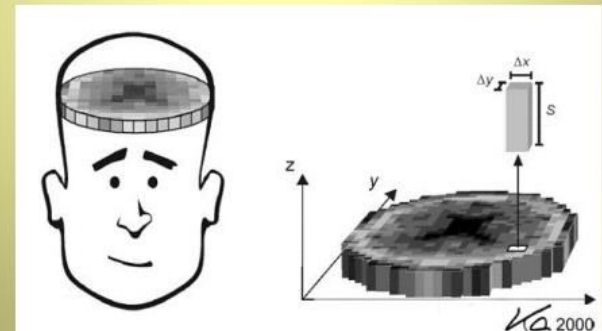
- ☐ *Migliorata risoluzione temporale*
- ☐ *Migliorata risoluzione spaziale*
- ☐ *Migliorato rapporto segnale/rumore*
- ☐ *Migliorata efficienza di utilizzazione del tubo radiogeno*
- ☐ *Possibilita' di ricostruzione retrospettiva con fette piu' sottili*
- ☐ *Possibilita' di ricostruzioni 3D*

FORMAZIONE DELL'IMMAGINE

- Durante l'acquisizione di un volume, il tubo radiogeno ruota intorno al paziente mentre emette radiazioni, pertanto ciascuna immagine è prodotta dalla rielaborazione di un numero elevatissimo di dati ottenuti con il sistema tubo-detettori posizionati nelle diverse direzioni dello spazio rispetto al soggetto esaminato

Misura dei profili di attenuazione

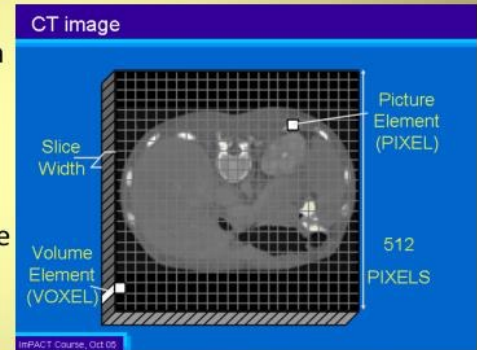
- I valori di intensità del fascio assorbito dai rivelatori saranno il risultato del processo di attenuazione subito, legato ai coefficienti di attenuazione dei materiali costituenti i singoli voxel



I milioni di dati acquisiti vengono quindi trasformati in unità numeriche che corrispondono al coefficiente di attenuazione calcolato in ciascun volume di tessuto esaminato (voxel).

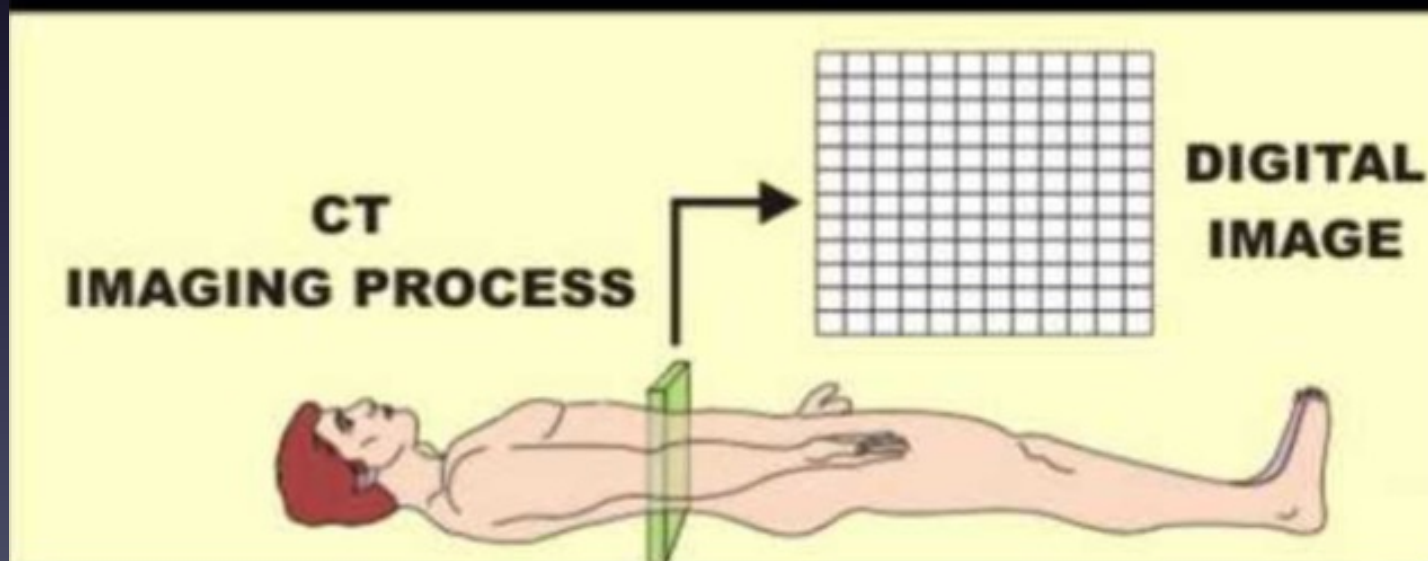
Matrice ,pixel e voxel

- L'immagine TC ricostruita viene rappresentata in una mappa numerica distribuita su una superficie quadrettata detta **matrice**
- Ciascun quadratino della matrice è detto **pixel**
- Dal momento che la sezione esaminata ha un determinato spessore, ad ogni pixel è assegnato un elemento di volume, il **voxel**



- Questo segnale virtuale viene poi trasferito al computer che utilizza tali dati per produrre un'immagine che rappresenta un sottile strato del soggetto esaminato
- In questo modo piccole differenze di densità tra i tessuti vicini possono essere rilevate e dimostrate nell'immagine TC

Una **SCANSIONE** è costituita dall'insieme di molte Viste e produce un Data Set che sarà successivamente utilizzato per la ricostruzione dell'immagine.





- Per poter esprimere in modo relativo queste diverse densità e poterle comodamente confrontare tra loro è stato necessario introdurre una scala di unità relative le cosiddette UNITA' HOUNSFIELD (HU)
- La scala ha un range compreso tra +3000 e -2000 e centro (lo 0) corrisponde alla densità dell'acqua

NUMERI TC

Sono espressi in Unità Hounsfield e correlati al coefficiente di attenuazione lineare μ dell'acqua

$$\text{Numero TC} = Kx \frac{(\mu \text{ tessuto} - \mu \text{ acqua})}{\mu \text{ acqua}}$$

costante K uguale a 1000



SCALA HOUNSFIELD

ACQUA = 0

ARIA = -1000

1 U. H. = variazione μ acqua dello 0.1%

I numeri TC sono direttamente correlati alla densità dei tessuti attraversati

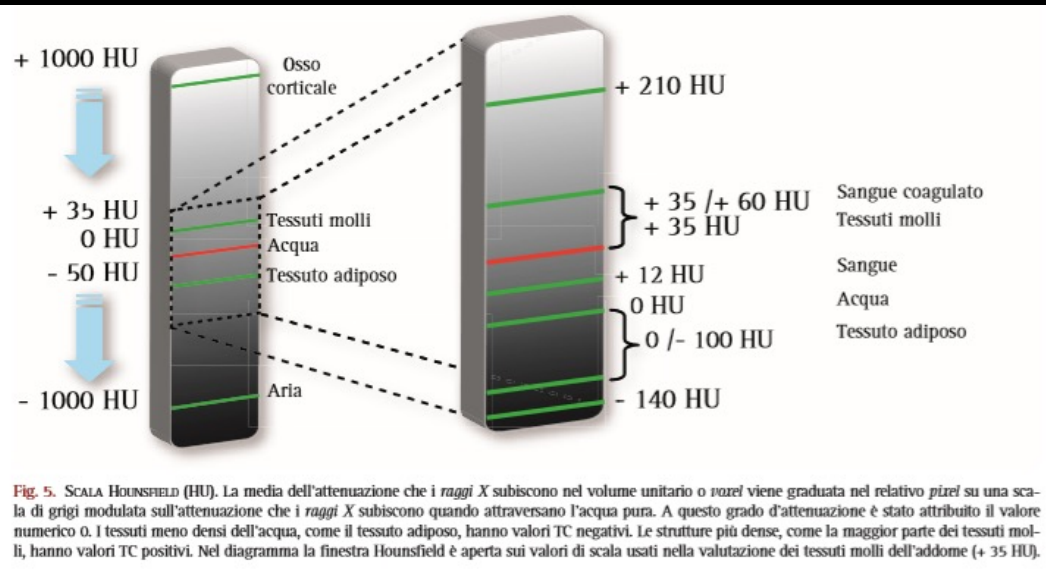
Densità maggiore

Acqua

Densità minore

n° TC positivi

n° TC negativi



SCALA HOUNSFIELD

**I numeri TC sono strettamente correlati
alla densità dei tessuti attraversati**

Acqua

0 H.U.

Aria

-1000 H.U.

Tessuto adiposo

Tra -110 e -70 H.U.

Parenchimi

Tra +20 e +70 H.U.

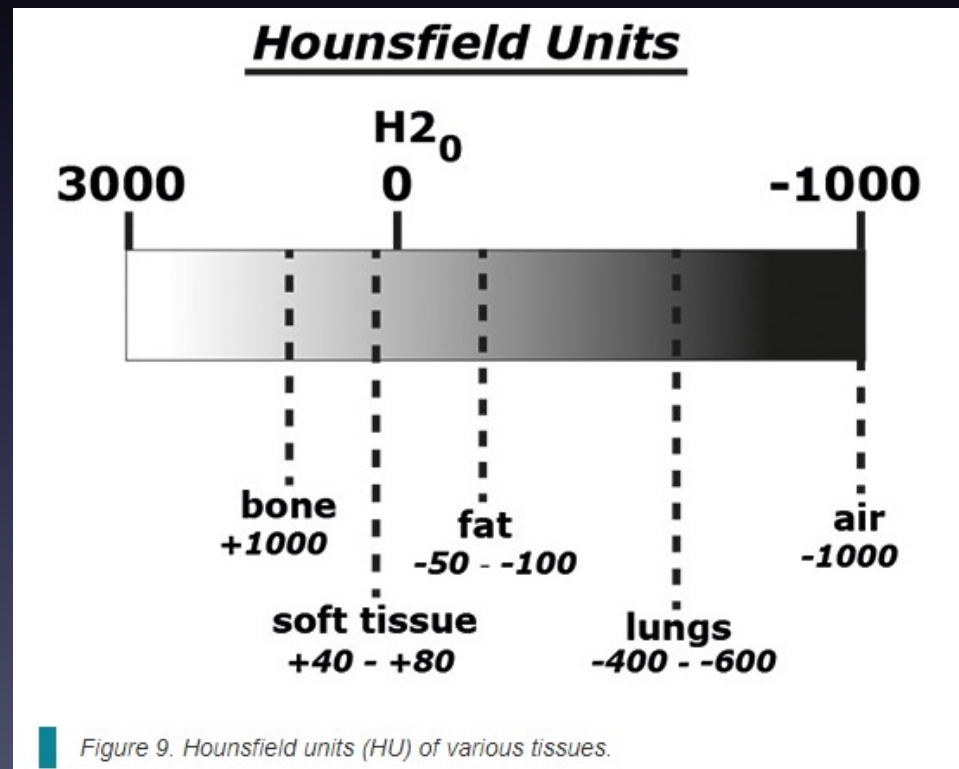
Osso compatto

Tra +250 e +1000 H.U.

Rocca petrosa osso temporale

< +3000 H.U.

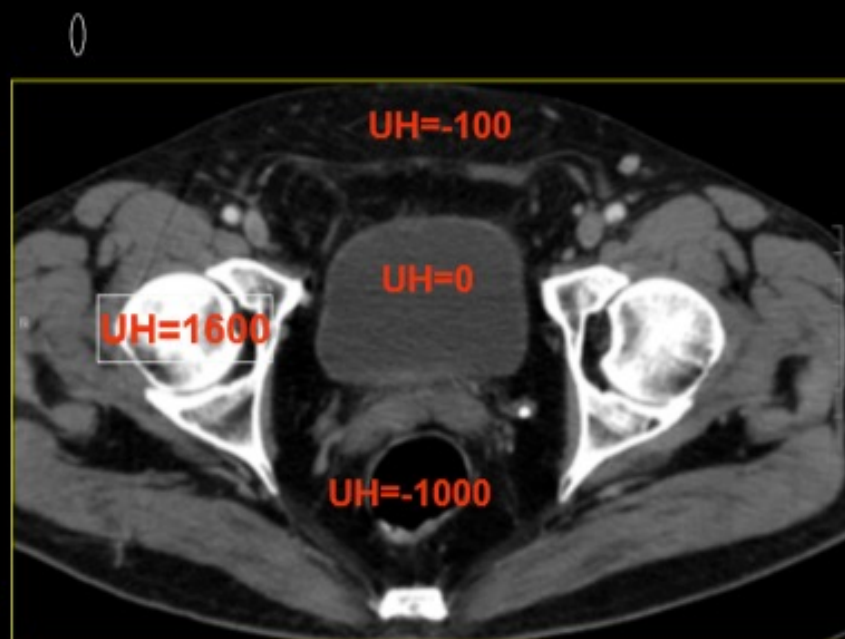
- Per convenzione la scala di grigi è orientata in modo che valori più positivi di HU corrispondano a livelli di grigio-chiaro o bianco mentre valori più negativi a valori di grigio-scuro nero



Unità Hounsfield

I **valori** densitometrici descritti nella scala di Hounsfield sono **2001** e tutti potenzialmente traducibili in **gradazioni di grigio** proporzionalmente diversificate dal **nero** assoluto al **bianco** assoluto

Se tutti questi valori fossero rappresentati nell'immagine, questa risulterebbe **povera di contrasto** e strutture aventi valori densitometrici anche alquanto diversi non verrebbero "risolte" dall'occhio dell'osservatore che ha capacità di distinguere circa 20 gradazioni di grigio



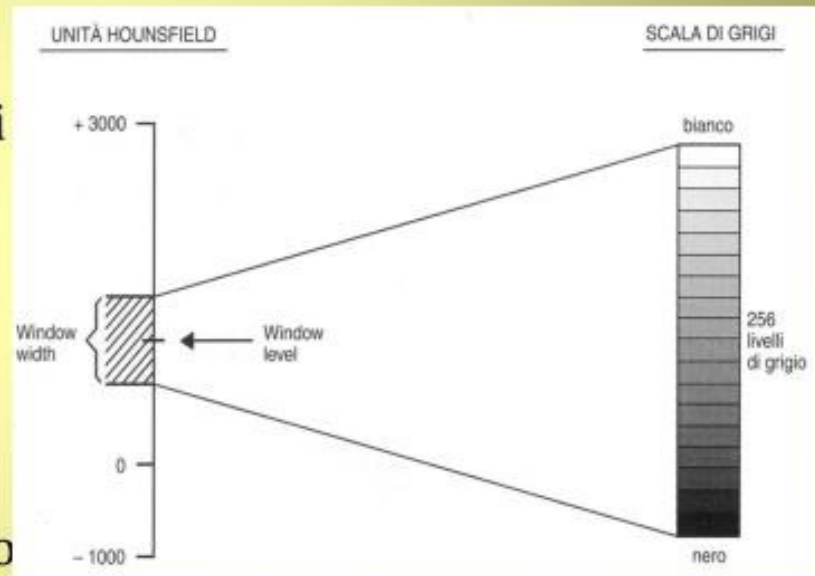
- Humans can distinguish a limited number of gray tones only. If the entire spectrum of figure 9 were to be imaged, many structures cannot be distinguished. In order to increase contrast between tissues with similar HU values, a certain part of the spectrum can be enlarged as it were. The upper and lower limit of the enlarged section is termed the *window width*. The middle of the *window width* is the *window level*

Contrasto

- La **scala dei numeri CT è molto più ampia di quella dei livelli di grigio** a disposizione per il monitor che mostra l'immagine. Tra l'altro il sistema visivo umano non è in grado di apprezzare una così ampia gamma.
- Si risolve il problema usando una finestra:
 - finestra piccola = alto contrasto, bassa distinzione tra tessuti, immagine più rumorosa.
 - finestra grande = basso contrasto, alta distinzione tra tessuti, immagine meno rumorosa

Finestra: ampiezza e livello

- Viene visualizzato un numero ridotto di numeri TC corrispondenti ad un numero ridotto di livelli di grigio, l'intervallo di questi numeri è chiamato **larghezza della finestra**, il centro della finestra corrisponde al numero TC rappresentato dal **livello** medio di grigio visualizzato



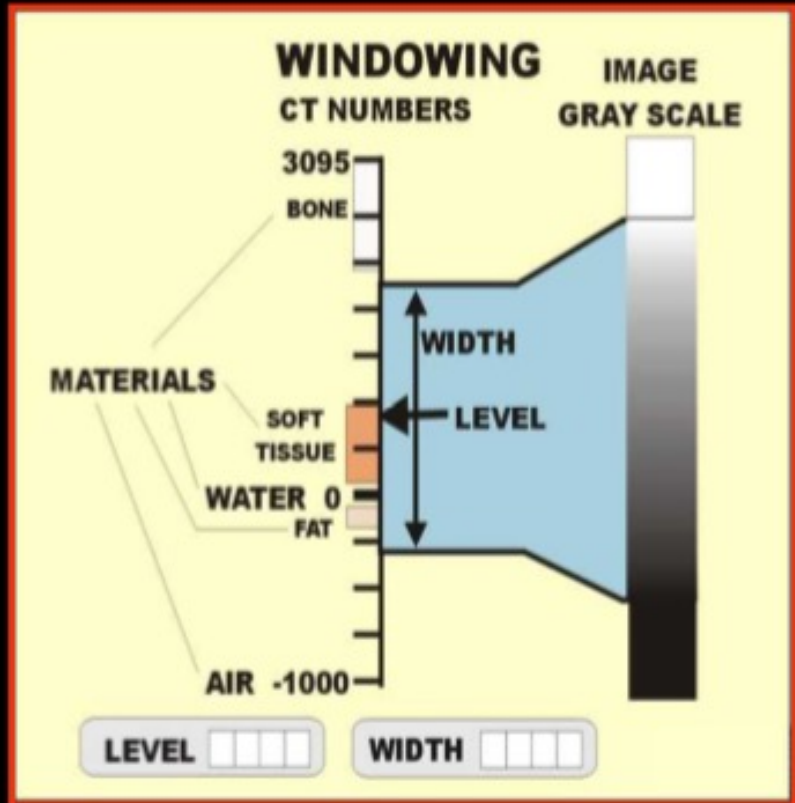
- Ovviamente questo concetto è relativo in quanto la scale di grigi può essere modificata cambiandone l'ampiezza (WW) e il centro (WL)
- Tale operazione viene effettuata in continuazione sul monitor della TC per ottenere diverse "finestre" che permettono di visualizzare meglio differenti tessuti e/o organi

AMPIEZZA DELLA FINESTRA

Questo parametro definisce quanti numeri vengono convertiti in livello di grigio. Scegliendo ad es. una ampiezza della finestra pari a **400 UH**, ed assumendo che il potere visivo dell'osservatore è in grado di distinguere solo **40** livello di grigio, ad ogni livello corrisponderanno **10 UH**, (**pari al rapporto 400/40**). In questo modo è possibile distinguere nell'immagine aree che differiscono di almeno **10 UH**, in quanto vengono rappresentate con livelli di grigio distinguibili. **Restringendo l'ampiezza della finestra**, portandola per es. a **80 UH**, ad ogni livello di grigio corrisponderà un intervallo di numeri TC pari a **2 UH**. (**pari al rapporto 80/40**). In questo caso diventano distinguibili aree che differiscono solamente di **2 HU**.

La **FINESTRA** di osservazione dell'immagine

- le strutture con **valore densitometrico superiore** a quello prescelto come limite superiore della finestra saranno **bianche**
- le strutture con **valore densitometrico inferiore** a quello prescelto come limite inferiore della finestra saranno **nere**
- le strutture aventi **valori densitometrici intermedi** verranno rappresentate con **gradazioni di grigio**



Parametri di visualizzazione

AMPIEZZA DELLA FINESTRA **WW** (window width)

Definisce quanti numeri vengono convertiti in livelli di grigio, ma non quali.

Per definire quali numeri convertire in livelli di grigio bisogna agire sul

LIVELLO DELLA FINESTRA

Parametri di visualizzazione

LIVELLO DELLA FINESTRA **WL** (window level)

Definisce il numero che si trova al centro dell'intervallo numerico visualizzato

WW = 100

WL = 0

Vengono convertiti in scala di grigio i numeri TC compresi tra -50 e +50

WL = +200

Convertiti n° tra +150 e +250

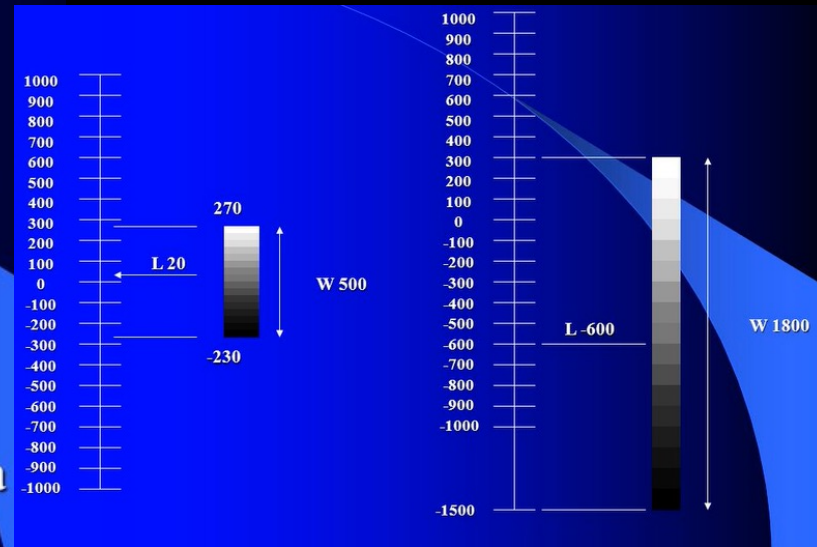
Parametri di visualizzazione

LIVELLO DELLA FINESTRA WL (window level)

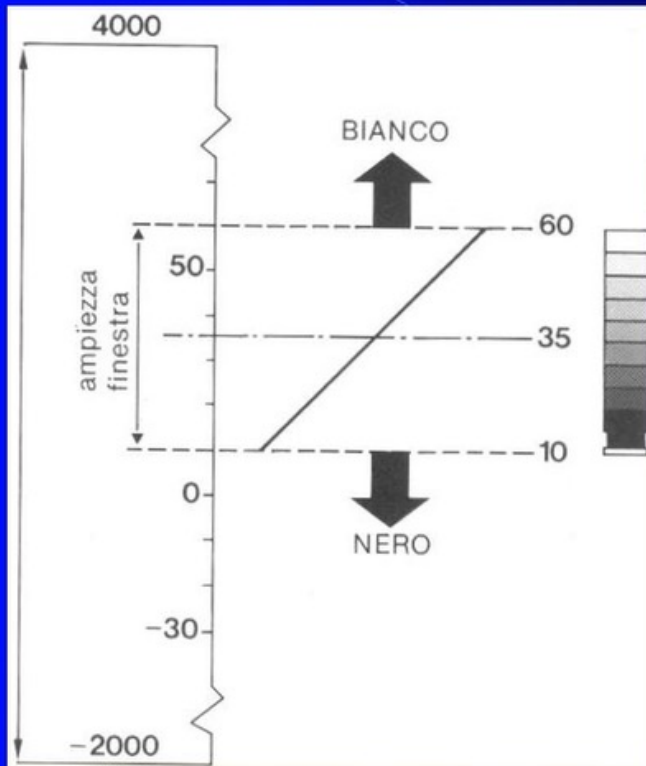
Il n° TC corrispondente al livello viene visualizzato come un grigio intermedio

I numeri più alti sono tendenti al bianco
quelli più bassi sono tendenti al nero

Tutti i numeri superiori a n° livello + $\frac{1}{2}$ finestra saranno bianchi
quelli inferiori a n° livello - $\frac{1}{2}$ finestra saranno neri



Rappresentazione grafica, finestre, livelli



Parametri di visualizzazione

LIVELLO DELLA FINESTRA WL (window level)

$$L = +200 \quad W = 100$$

Bianchi $> +250$

Neri $< +150$

Parametri di visualizzazione

Encefalo +5 U.H. (liquor)/+80 U.H. (calcificazioni)

L 40 – W 100

Addome –100 U.H. (grasso)/+60 U.H. (fegato)

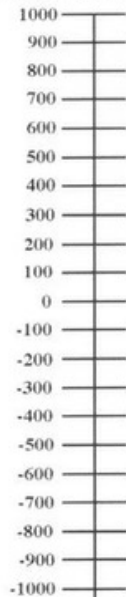
L 40 – W 400

Parench. polmonare –1000 U.H. (aria)/+50 (sangue)

L –500 – W 1500 / L 40 – W 400

Finestra
parenchima

SCALA
DELLE DENSITA' TC



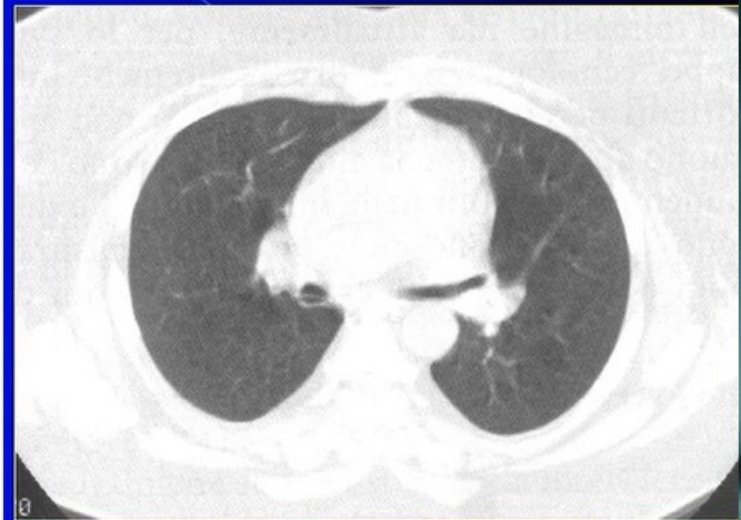
SCALA
DEI GRIGI

300

LIVELLO
(-700)

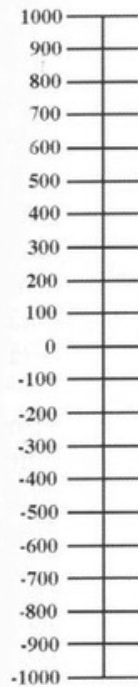
FINESTRA
(2000)

WL -700 / WW 2000

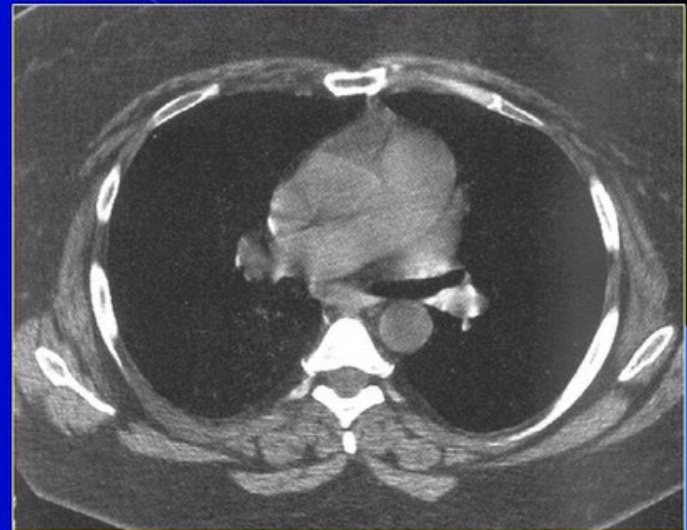
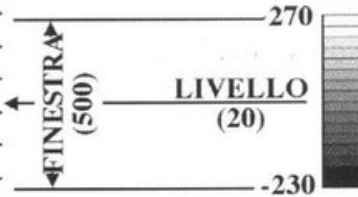


WL 20 / WW 500

SCALA
DELLE DENSITA' TC



SCALA
DEI GRIGI



Finestra mediastino

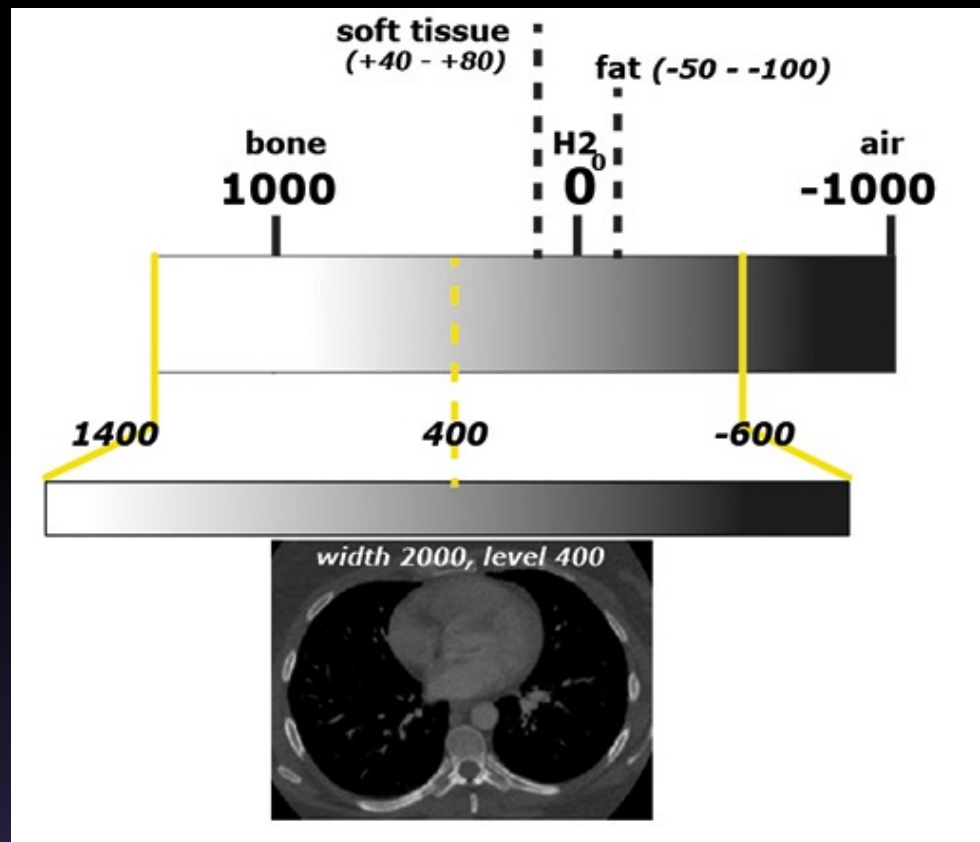


Figure 12. Bone setting with a window width of 2000 and level of +400. Note that all structures above +1400 and under -600 are projected as white and black respectively.

Parametri di visualizzazione

Per discriminare tessuti con differenze di densità di pochi n° TC devo utilizzare finestre molto strette

Diventa più evidente la presenza di rumore di fondo

Rappresentazione grafica, finestre, livelli

Finestra
ampia

Livello
basso



Finestra
stretta

Livello
alto

Parametri di visualizzazione

Encefalo +5 U.H. (liquor)/+80 U.H. (calcificazioni)

L 40 – W 100

Addome –100 U.H. (grasso)/+60 U.H. (fegato)

L 40 – W 400

Parench. polmonare –1000 U.H. (aria)/+50 (sangue)

L –500 – W 1500 / L 40 – W 400

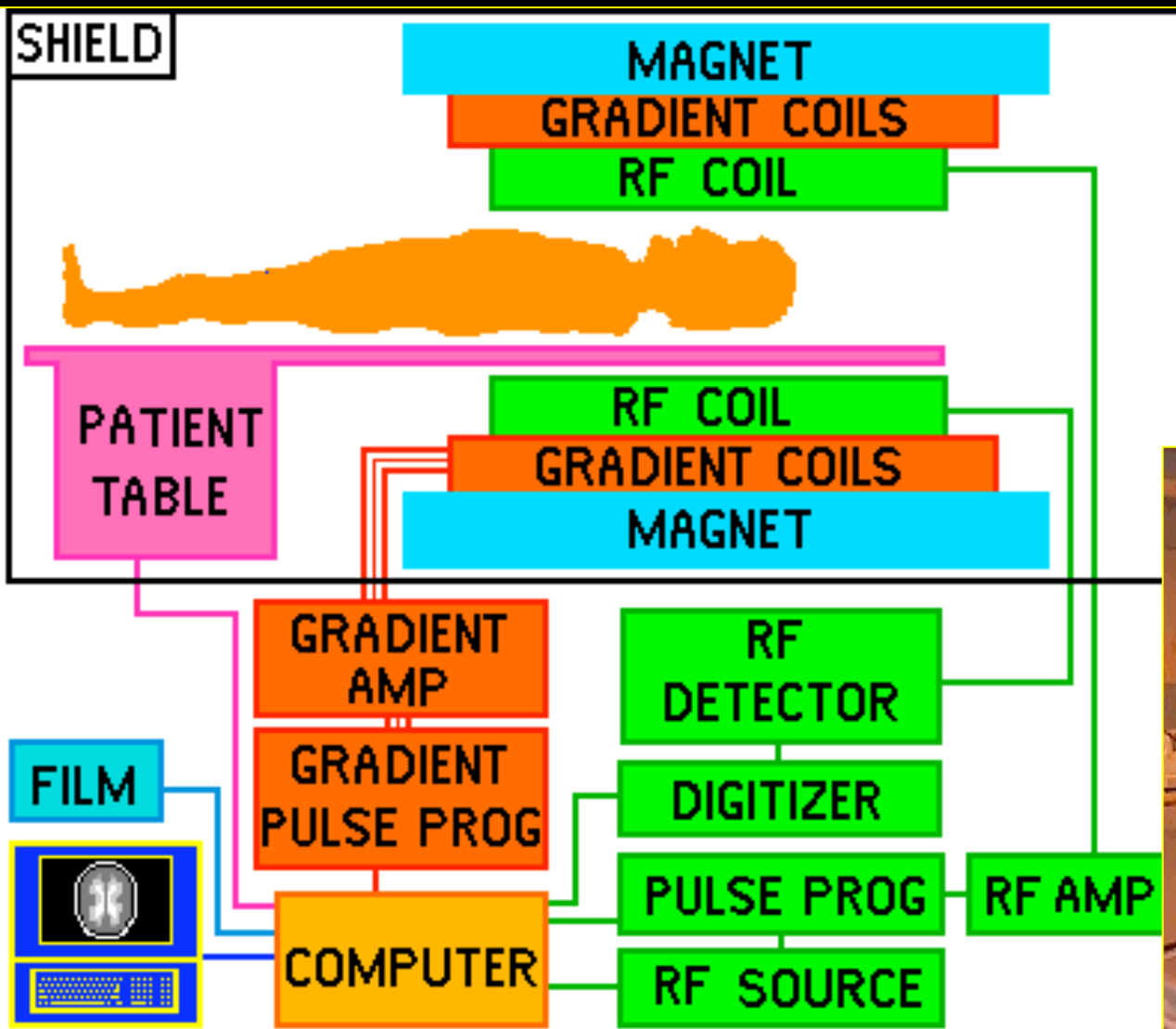
Note: changing the window/level is a software manipulation. Patients therefore do not need to be scanned again in order to change the window level. Window leveling can be used in each test. Be aware that window leveling has its limits in terms of image quality and evaluation. A CT scan focusing on a certain organ will not be ideal for assessment of another organ (note: the test is based on the question to be answered!). The scanner/technique, scan protocol and kV/mA settings impact the final result

risonanza

RM

- Non utilizza radiazioni ionizzanti
- Multiparametrica, approccio multiplanare
- Elevata risoluzione di contrasto

La macchina a RM



magnete per mezzo di un lettino controllato da un computer; l'accuratezza del posizionamento del lettino è di 1 mm.

- La stanza dove ha luogo la scansione è circondata da uno schermo per RF

- Lo schermo previene che gli impulsi RF di alta potenza possano irradiare il resto dell'ospedale
- impedisce inoltre ai vari segnali RF provenienti da stazioni televisive e postazioni radio di essere captati dall'apparecchio
- Alcune stanze di scansione sono circondate anche da un schermo magnetico che impedisce al campo magnetico di estendersi al di fuori di un certo limite.

Nei magneti più recenti, lo schermo del magnete è parte integrante del magnete stesso

sistema di imaging a risonanza magnetica

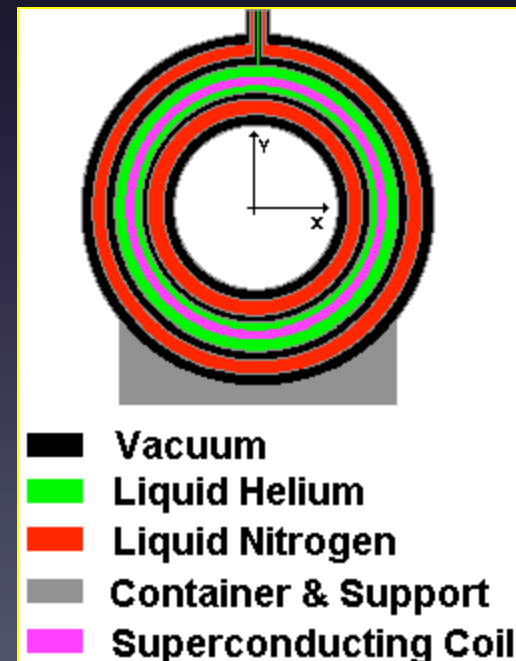
- Molti magneti sono di tipo superconduttore



Il magnete

Un magnete superconduttore e' un'elettrocalamita fatta di un filo superconduttore. Il filo superconduttore ha una resistenza elettrica circa uguale a zero quando e' raffreddato a una temperatura prossima allo zero assoluto (-273.150 C o 0 K) mediante immersione in elio liquido.

Una volta che la corrente fluisce nella bobina, essa continuera' a fluire senza perdite fintanto che la bobina viene tenuta alla temperatura dell'elio liquido. (Alcune perdite nel tempo sono dovute alla resistenza infinitamente piccola della bobina)



Tipi più frequenti di magneti usati:

- 0.5 tesla
- 1.5 tesla
- 3.0 tesla scopo sperimentale
- 7.0 tesla scopo sperimentale (?)

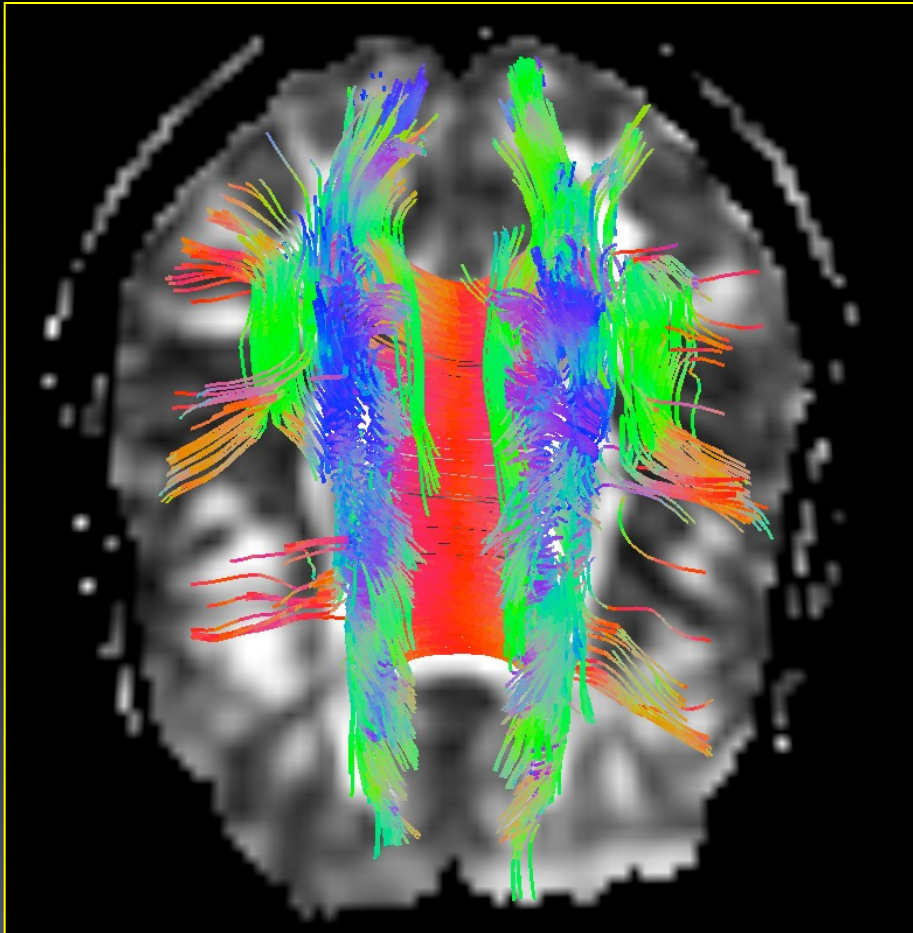
0.5 Tesla

- Non più in commercio
- La risoluzione di contrasto è accettabile ma notevolmente inferiore alle macchine che lavorano a 1.5 T



1.5 Tesla

- Le macchine attualmente più utilizzate
- Campi applicativi: tutti



3.0 Tesla

- Altissimo S\ n ratio



Bobine di RadioFrequenza

- Le bobine di RF **creano il campo magnetico B_1** che, in una **sequenza di** impulsi, ruota la magnetizzazione netta. Queste, inoltre, rivelano la magnetizzazione trasversale e come essa precede nel piano XY
- Le bobine di RF possono essere divise in tre categorie generali:
 - 1) bobine trasmettenti e riceventi
 - 2) bobine solamente riceventi
 - 3) bobine solamente trasmettenti.

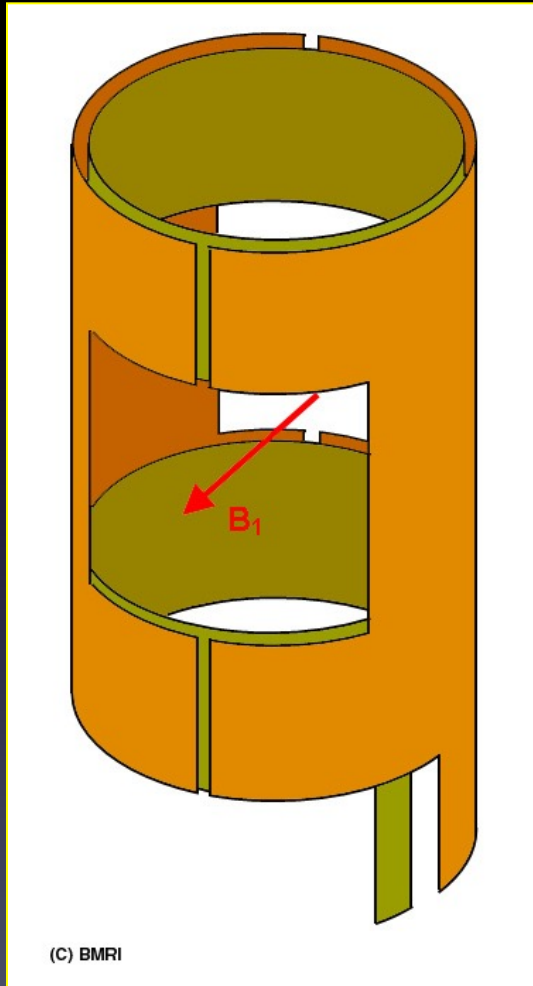
Bobine di Radiofrequenza

Ci sono molti tipi di bobine per imaging:

- **bobine di volume:** circondano l'oggetto da esaminare
- **bobine di superficie:** poste in prossimità della parte esaminata
- **Le bobine per uso interno:** transrettali per lo studio della prostata o degli organi ginecologici

Bobine di volume

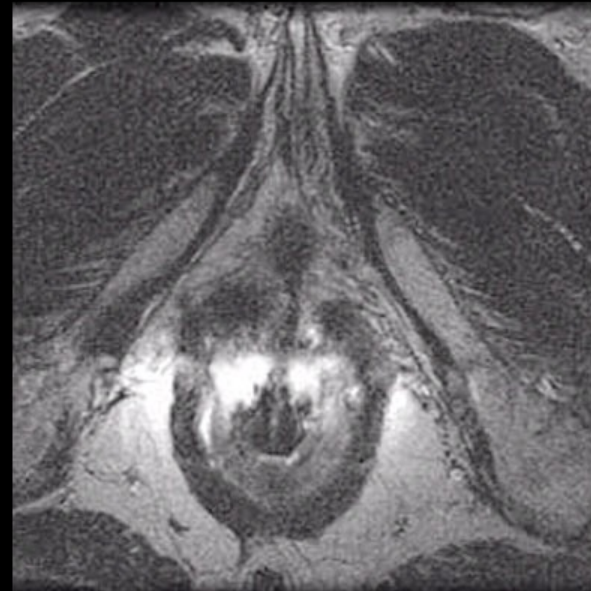
- Head coil: encefalo



Bobine di superficie

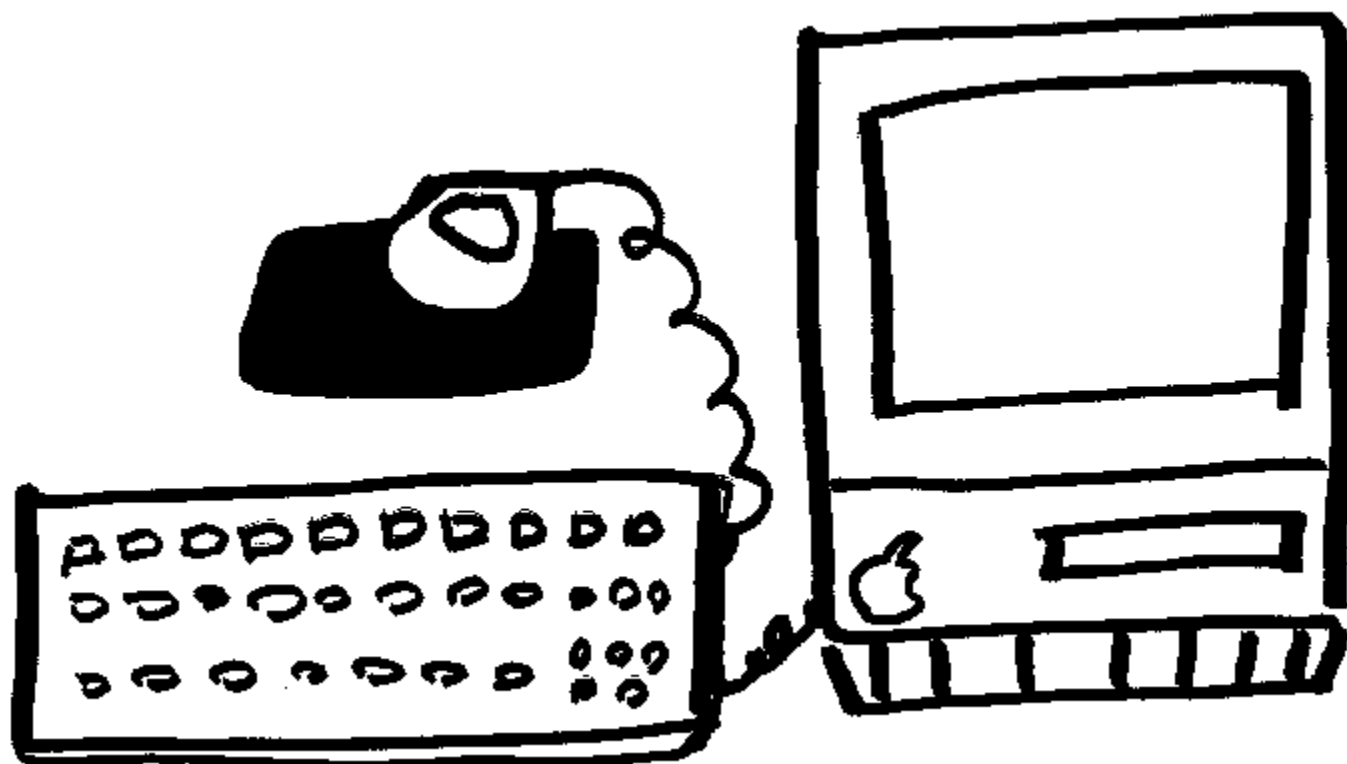
- bobine solo riceventi
- buon rapporto segnale-rumore per tessuti vicini alla bobina In generale, la sensibilit  di una bobina di superficie decresce al crescere della distanza dalla bobina





Le Bobine





- L'operatore inserisce dei dati al computer attraverso una postazione di comando (console)
- Da questa postazione viene selezionata e personalizzata una sequenza per imaging
- L'operatore puo' vedere le immagini su un video facente parte della console o salvarle ancora in file DICOM

Principi ed applicazioni RM

FASI DI ESECUZIONE ESAME RM

- Il paziente è posto in un magnete
- E' inviato impulso RF (onde e.m. ad elevata lunghezza d'onda: ambito delle onde radio)
- Viene interrotto impulso RF
- Il paziente emette un segnale usato per
- La ricostruzione delle immagini



- Il corpo umano è principalmente costituito a grasso e acqua
- Grasso e acqua contengono atomi di idrogeno in una misura pari al 63% del totale degli atomi del corpo umano
- I nuclei di idrogeno hanno un segnale NMR

La carica in movimento rappresenta una corrente elettrica che a sua volta induce un campo magnetico.



Nuclei: Piccoli magneti

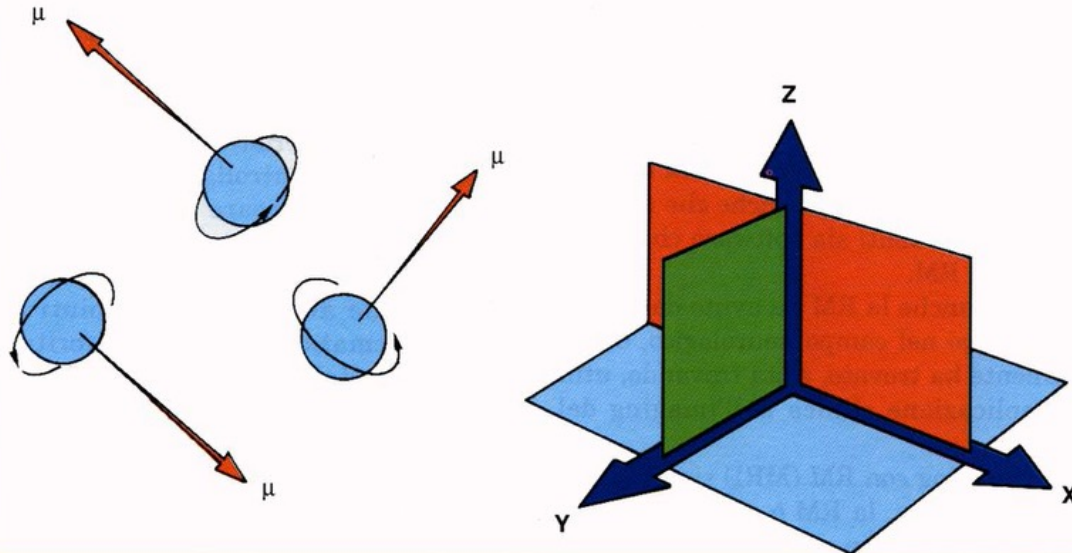
LO SPIN NUCLEARE

La Tomografia di Risonanza Magnetica Nucleare funziona grazie a forti campi magnetici e brevi impulsi in radiofrequenza e si basa sul cosiddetto "spin nucleare".

Il termine descrive la proprietà del nucleo dell'atomo di ruotare intorno al proprio asse come una trottola, diventando in pratica un minuscolo magnete.

Questa caratteristica è propria anche dei nuclei degli atomi di idrogeno, presenti in abbondanza nel corpo umano, che infatti è costituito prevalentemente di acqua.

In assenza di un campo magnetico esterno i momenti magnetici dei nuclei di idrogeno sono orientati casualmente: la loro somma è nulla



Il campo magnetico statico

Nel tomografo a risonanza magnetica nucleare il paziente viene a trovarsi all'interno di un campo magnetico la cui potenza è alcune decine di migliaia di volte maggiore di quello della terra (1.5 Tesla).

Questo campo magnetico, sostanzialmente innocuo per l'uomo, sortisce l'effetto fisico desiderato: gli atomi di idrogeno presenti nel corpo del paziente cominciano ad allinearsi nella stessa direzione del campo magnetico applicato, proprio come fa l'ago della bussola rispetto al campo magnetico terrestre.

Alla fine si raggiunge un equilibrio tra le forze di diffusione ed agitazione termica che tende ad una configurazione casuale degli spin e quelle di tipo magnetico che tendono ad orientare gli spin nella direzione del campo.



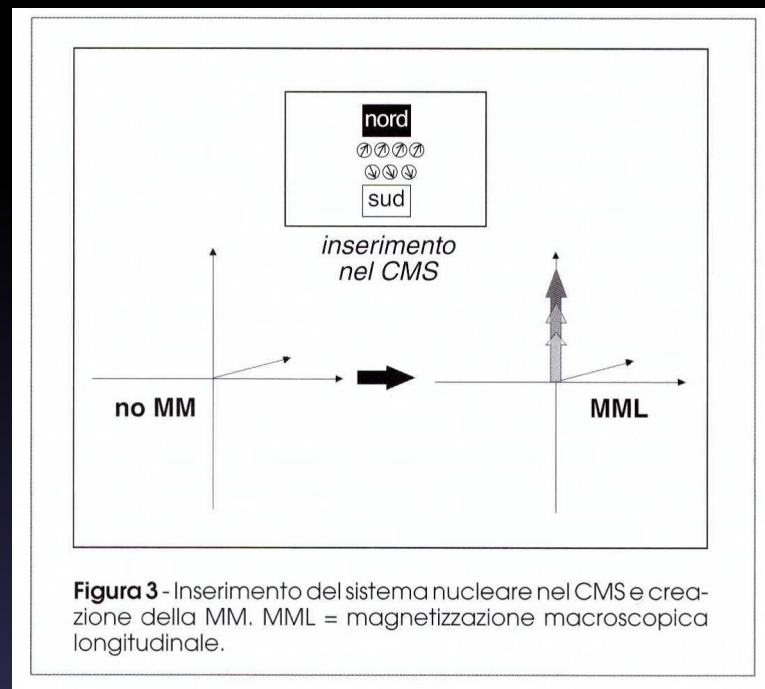
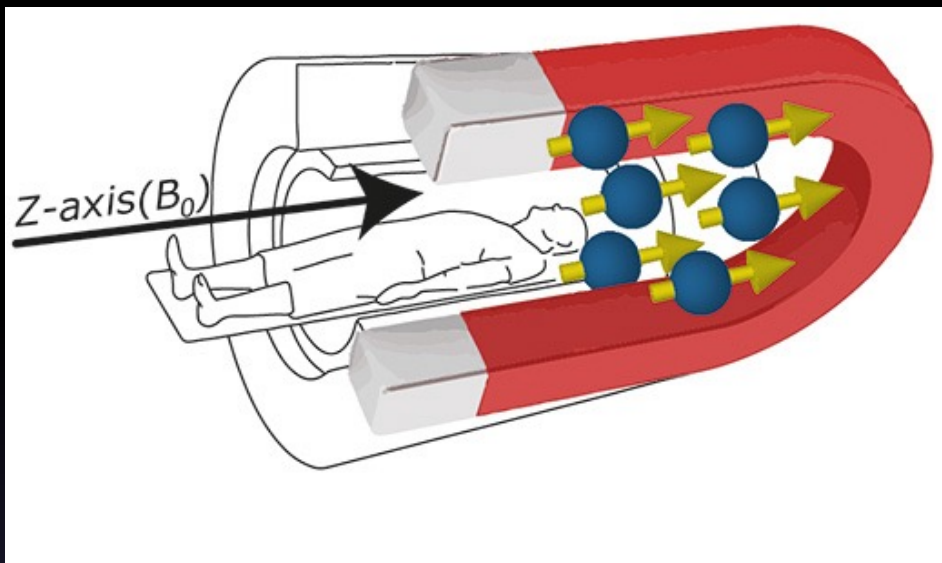
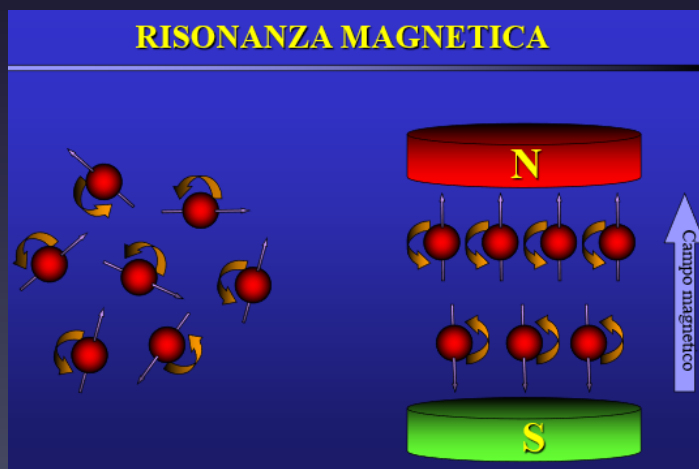


Figura 3 - Inserimento del sistema nucleare nel CMS e creazione della MM. MML = magnetizzazione macroscopica longitudinale.



Il verso parallelo è energeticamente favorito:
perché a più bassa energia potenziale

Lieve prevalenza dell'orientamento parallelo

10.000000

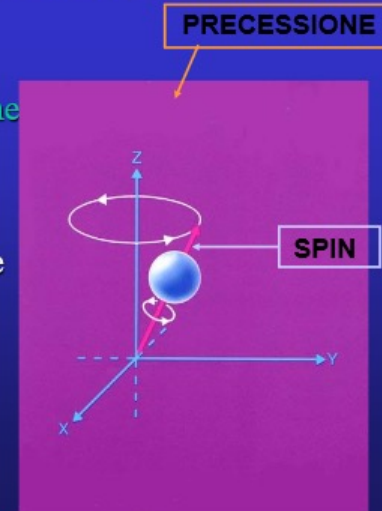
10.000007



Per restrizioni di natura quantistica l'allineamento non può essere perfetto:

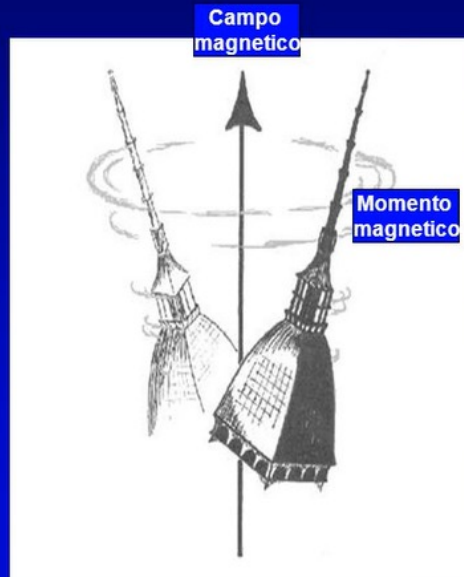
Protone: moto di **precessione** attorno alla direzione del campo

La **frequenza** di precessione (di Larmor) è direttamente proporzionale all'intensità del campo **magnetico** applicato.



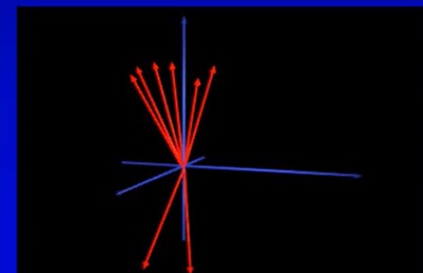
LA PRECESSIONE

Quando è sottoposto all'influenza di un campo magnetico esterno, lo spin, oltre che allinearsi ruota attorno alla direzione del campo magnetico stesso con un movimento di precessione avente velocità angolare costante (frequenza di precessione \approx MHz).



Tecnica

il momento magnetico di ciascun protone comincia a ruotare, cioè a *precedere* attorno alla direzione di B_0 nello stesso modo in cui l'asse di una trottola ruota intorno alla direzione della forza di gravità.



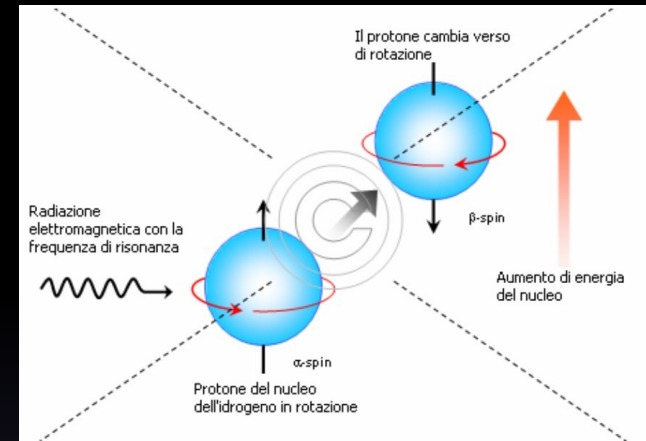
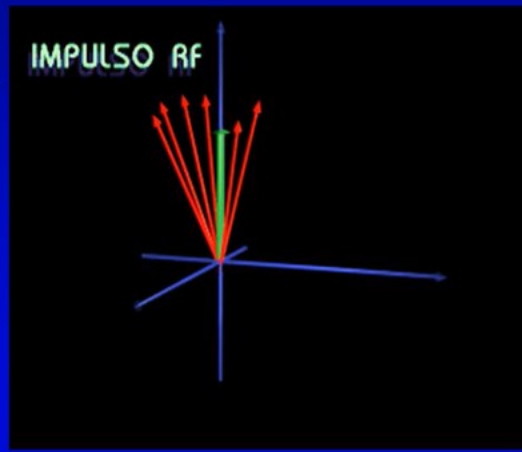
Tecnica

Sotto l'azione di un impulso radio di analoga frequenza rispetto a quella degli H^+ il sistema è in grado di assorbire energia

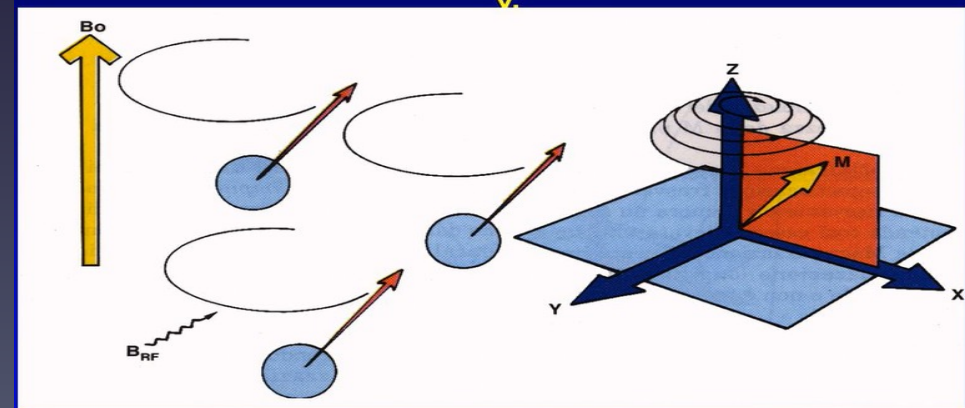
La stimolazione con RF provoca due fenomeni:

- 1) la sincronizzazione dei protoni nella stessa fase di precessione
- 2) il passaggio di alcuni protoni dal livello energetico basso (paralleli a B_0) al livello energetico alto (antiparalleli a B_0).

In tal modo la **magnetizzazione risultante (M)** si allontana dall'asse z di un angolo proporzionale alla intensità e alla durata dell'impulso RF.



La stimolazione dei protoni con RF produce il progressivo allontanamento di M dall'asse z verso il piano trasversale x .



La Radiofrequenza

- A questo punto interviene la fase successiva, nella quale bobine a radiofrequenza investono il corpo con un breve impulso avente lunghezza d'onda e potenza ben determinate.
- Si tratta di un'azione mirata, che modifica l'equilibrio esistente con l'immissione di energia dall'esterno sotto forma di una radiofrequenza corrispondente.
- La cessione di energia si ha soltanto quando la radiofrequenza esterna corrisponde alla frequenza di precessione, ossia quando le due frequenze entrano in **risonanza** tra di loro.
- In queste condizioni la radiofrequenza esterna si comporta come un campo magnetico trasversale al principale, che tende ad aumentare l'angolo di inclinazione portandolo a 90° o a 180° , in rapporto alla durata dell'impulso di radiofrequenza.

RADIOFREQUENZA

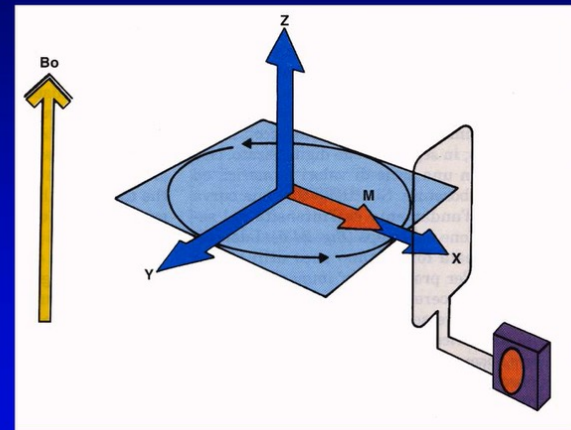
- onda e.m. ad elevata lunghezza d'onda: ambito delle onde radio
- **IMPULSO DI RF**: di breve durata
- Non casuale ma selettivo: l'impulso RF ed i protoni devono avere la stessa frequenza (Larmor) per scambiare energia: **fenomeno della risonanza**



L'impulso di radiofrequenza, cedendo energia al sistema, determina due diversi effetti

- 1) Riduce la magnetizzazione longitudinale: maggior numero di protoni in allineamento antiparallelo
- 2) Determina la comparsa di una magnetizzazione trasversale: sincronizzazione dei moti di precessione

La stimolazione dei protoni con RF di 90 gradi produce l'abbattimento di M sul piano trasversale x, y.

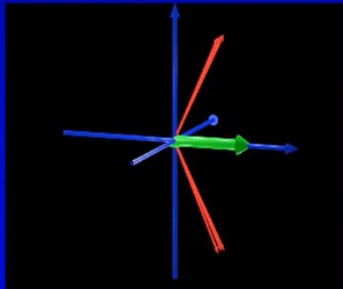


Cessato l'RF, si verificano due fenomeni inversi:

1) desincronizzazione dei protoni, con conseguente decadimento della magnetizzazione trasversale

(rilassamento trasversale o rilassamento spin-spin, T_2)

2) passaggio di molti protoni ad un livello energetico basso, con conseguente recupero della magnetizzazione longitudinale *(rilassamento longitudinale o rilassamento spin-lattice, T_1)*



I segnali RM

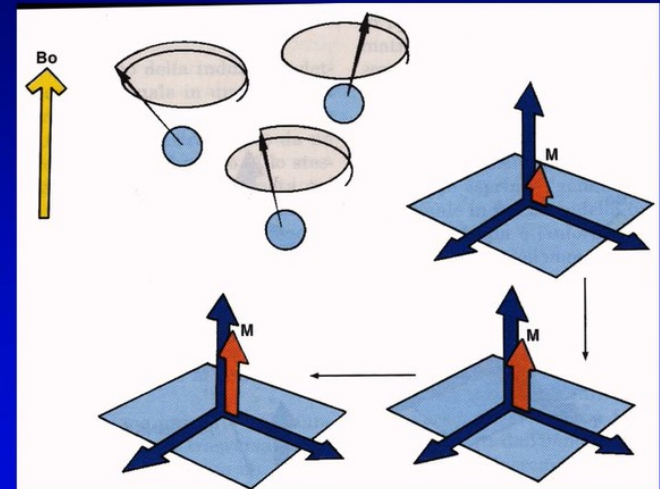
- Interrotto l'impulso a radiofrequenza e quindi la immissione di energia al sistema degli spin, questi tenderanno a tornare alla condizione di equilibrio, cedendo energia che può essere rilevata come segnale RM.
- L'antenna di ricezione dei segnali RM è rappresentata dalle stesse bobine a radiofrequenze.
- La rilevanza del fenomeno sta nel fatto che sia il tempo impiegato per ripristinare l'equilibrio (**Tempo di rilassamento**) sia quello durante il quale viene emesso il segnale elettromagnetico sono caratteristici del nucleo ma anche e, soprattutto, del micro-ambiente che lo circonda.
- È pertanto possibile, rilevando ed analizzando questi tempi, ottenere informazioni specifiche sul microambiente chimico-fisico dei nuclei.

Il ***T1*** o ***tempo di rilassamento longitudinale*** è la misura del tempo richiesto ai protoni per tornare alle condizioni di equilibrio, grazie alla cessione di energia al microambiente circostante (***lattice***).

Il progressivo aumento del numero di protoni che si orientano parallelamente a B_0 determina il progressivo recupero della magnetizzazione longitudinale, fino ad un massimo che corrisponde allo stato di equilibrio.

Il T1 è un processo descritto da una funzione di tipo ***esponenziale*** ed indica il tempo necessario per recuperare il **63%** della magnetizzazione longitudinale.

Durante il tempo di rilassamento T1 si ha il progressivo recupero della magnetizzazione longitudinale

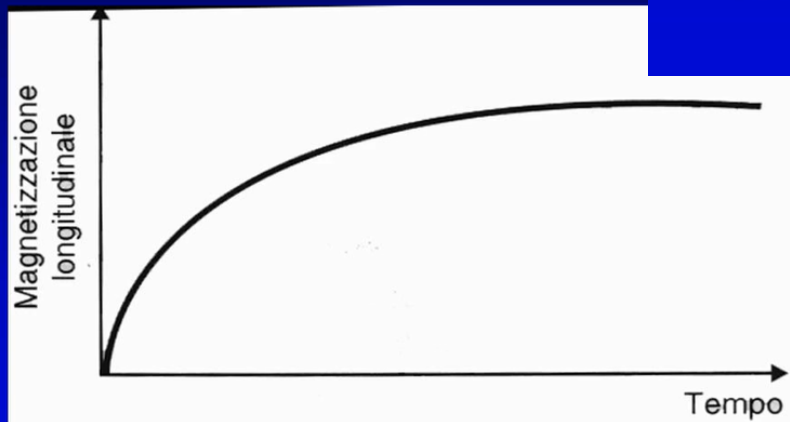


Il T1 dipende dalla **velocità** con cui il lattice assorbe l'energia ceduta dai protoni: maggiore è la velocità di questi scambi energetici, più breve è il T1.

L'**efficienza** di questi scambi energetici è tanto maggiore quanto più la frequenza di oscillazione del campo magnetico del lattice, che dipende dal movimento termico casuale delle molecole e quindi dalle dimensioni delle molecole stesse, si avvicina alla frequenza di Larmor:

- 1) molecole di dimensioni intermedie come i **lipidi** hanno frequenze di oscillazione vicine a quelle di Larmor e quindi hanno un T1 breve;
- 2) molecole piccole con alta frequenza di oscillazione come l'**acqua** hanno un T1 lungo.

Curva di rilassamento T1



Recupero della magnetizzazione longitudinale

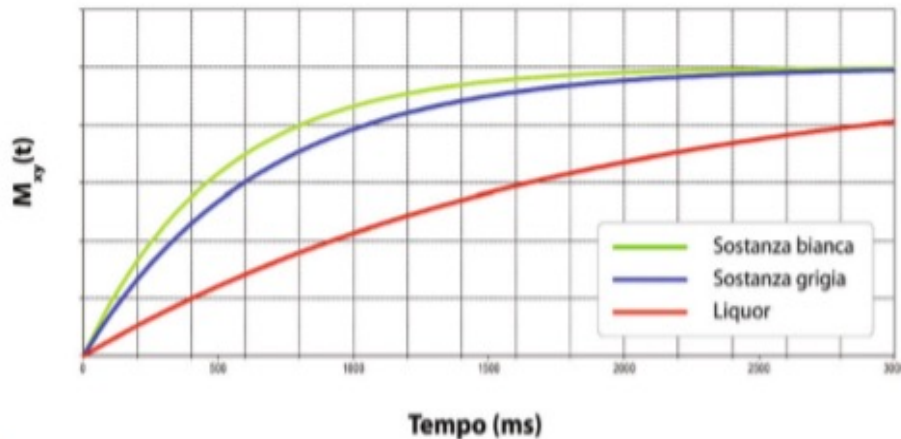
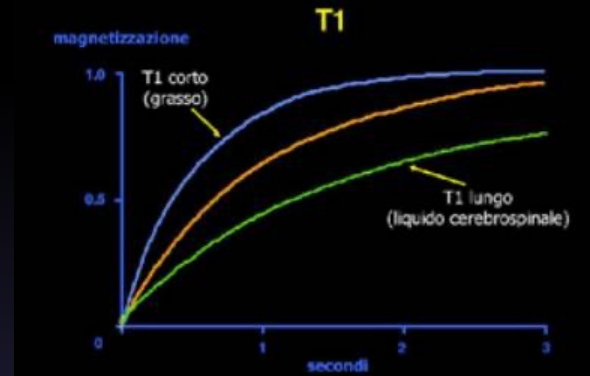


Fig. 2.3 Andamento temporale della magnetizzazione longitudinale dopo l'impulso a 90° per tre diversi tessuti. Il valore ottimale per ottenere un buon contrasto, per un magnete da 1 T, si colloca tra i 500 e i 600 ms, perché garantisce una buona differenziazione nel segnale dei tre tessuti

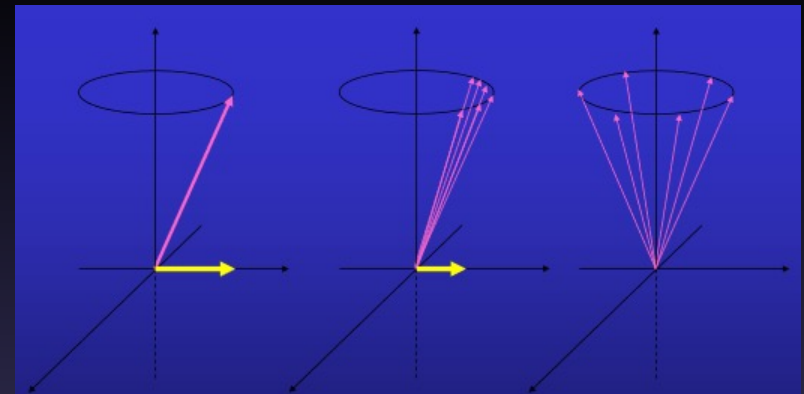


Scegliendo tempi prossimi al T1 dei protoni dei tessuti più veloci a recuperare, i protoni del materiale a più breve T1 saranno eccitati dall'impulso RF quando il recupero della loro ML sarà quasi completo e daranno un elevato segnale in risposta, mentre i protoni dei tessuti a T1 più lunghi avranno avuto poco tempo per recuperare e proporzionalmente più basso sarà, dunque, il loro segnale.

Ad esempio, utilizzando un tempo opportunamente breve di 600 ms, il liquor avrà recuperato soltanto il 30% della magnetizzazione longitudinale, mentre la materia grigia avrà recuperato oltre il 60% e la bianca oltre il 70%. Scegliendo un tempo tra impulsi più elevato (per esempio oltre i 3000 ms), le differenze in contrasto tra i tessuti rappresentati nel grafico saranno ormai diventate minime, giacché tutti e tre hanno avuto il tempo di recuperare la loro ML. Nell'immagine, si avranno dunque colorazioni più scure per il liquor (che infatti apparirà ipointenso) e gradazioni più chiare per le materie bianca e grigia.

RILASSAMENTO TRASVERSALE

- Dopo RF i protoni vanno fuori fase
- Disomogeneità di campo: ogni protone è influenzato dai piccoli campi magnetici dei nuclei vicini
- Rilassamento spin-spin
- **T2**: tempo di decremento magnetizzazione trasversale



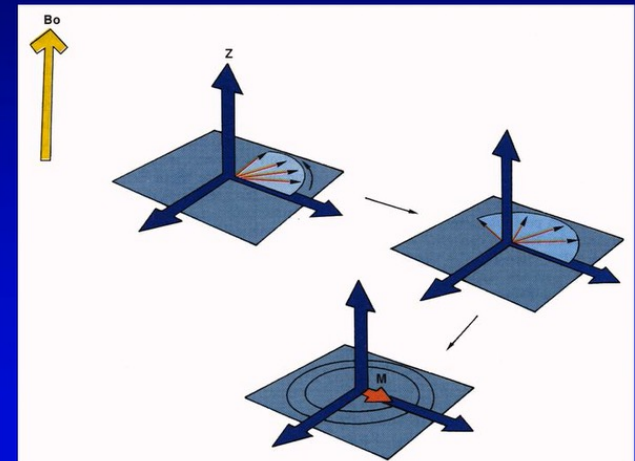
Tempo di rilassamento trasversale o **T2 (breve)**

Il ***T2 o tempo di rilassamento trasversale*** è una misura del tempo richiesto ai protoni (*spin*) per desincronizzarsi in relazione al reciproco scambio di energia.

Ciascun protone è influenzato, infatti, anche dal campo magnetico dei protoni vicini.

La progressiva desincronizzazione determina, quindi, il decadimento progressivo della magnetizzazione trasversa, che si azzerava in condizioni di equilibrio.

Durante il tempo di rilassamento T2 si ha la desincronizzazione dei protoni ed il conseguente decremento progressivo della magnetizzazione trasversale



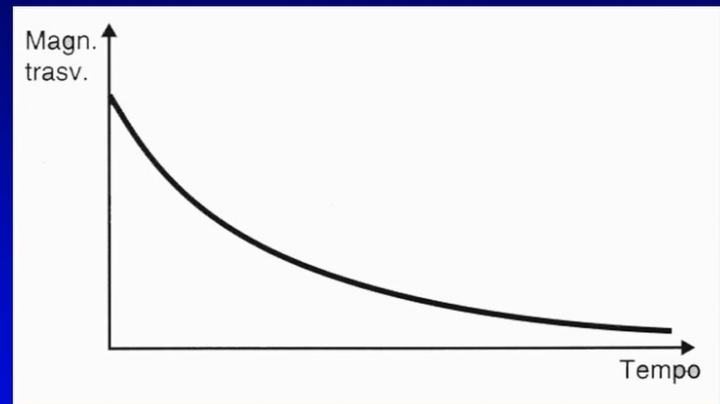
Il T2 è un processo descritto da una funzione di tipo **esponenziale** ed indica il tempo richiesto alla magnetizzazione trasversale per decadere al **37%** del valore iniziale.

L'**efficienza** di T2 dipende dalle intensità dei campi magnetici stazionari generati a livello molecolare.

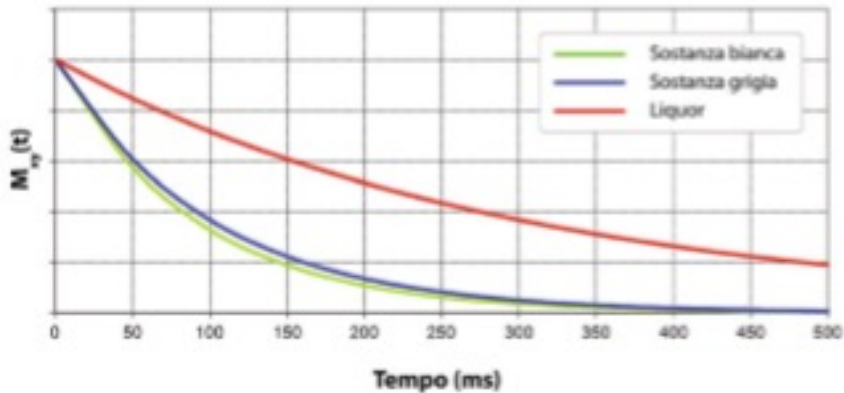
Le molecole di grandi dimensioni, a causa della minore mobilità, generano campi magnetici stazionari più intensi di quelli prodotti dalle molecole più piccole. Di conseguenza le molecole di grandi dimensioni hanno un T2 più breve rispetto a quelle di piccole dimensioni.

L'**acqua** ha, quindi, un T2 lungo.

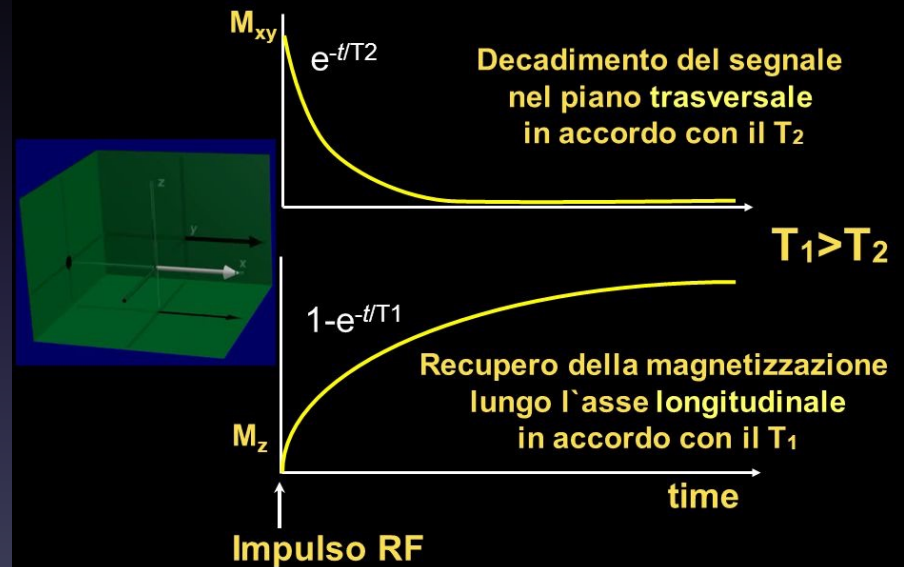
Curva di rilassamento T2



Perdita della magnetizzazione trasversale



Tempi di rilassamento: T_1 e T_2



- **Dopo RF: protoni tornano alla condizione iniziale (allineamento prevalentemente parallelo, assenza di sincronismo dei moti di precessione).**
- **L'energia introdotta con l'impulso viene restituita sotto forma di segnali elettromagnetici (RF).**

Questo segnale analogico è convertito in digitale e viene fatto corrispondere al segnale proveniente da ciascun voxel in studio un tono di grigio sul pixel corrispondente del video

Parametri dell'immagine

Alla base della generazione del contrasto tra i diversi tessuti nelle immagini RM ci sono principalmente:

1. Modalità di rilassamento longitudinale (T_1) —————> TR
2. Modalità di rilassamento trasversale (T_2) —————> TE
3. Concentrazione nuclei di idrogeno (DP) —————> DP

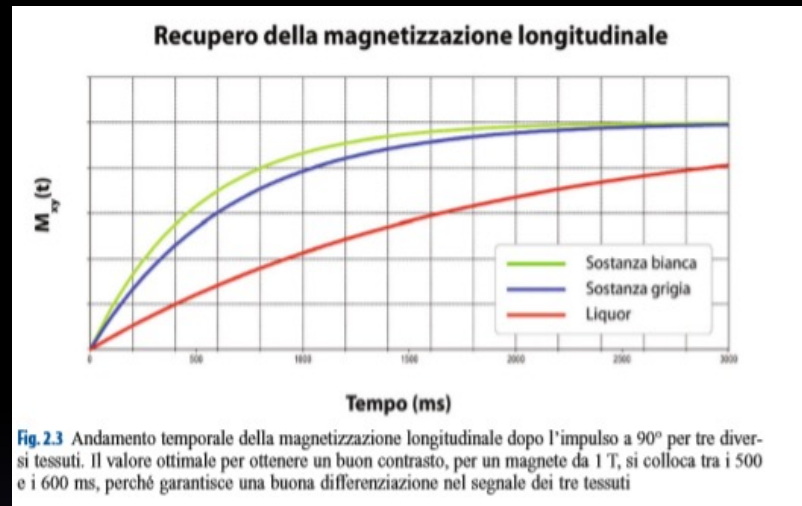
Modalità multiparametrica

Segnale elevato —————> bianco

Segnale basso —————> nero

$T_1 \longleftrightarrow TR$

- Il segnale sarà più forte quando proviene da tessuti a T_1 breve e via via meno intenso se proviene da tessuti con T_1 progressivamente più lungo
- Il parametro più influente allo scopo di valutare il T_1 è il tempo che intercorre tra un impulso RF e il successivo che dovrà essere mantenuto breve



- Infatti dopo ogni impulso RF a 90° la magnetizzazione L è annullata e appena l'impulso è terminato essa comincia a recuperare in virtù dei fenomeni di rilassamento L
- Se l'impulso successivo è dato dopo un tempo eccessivamente lungo la ML dei tessuti avrà avuto troppo tempo per recuperare e nell'immagine finale il contrasto non rifletterà il T_1 dei tessuti

- Se però l'impulso è dato dopo un tempo inferiore al tempo di rilassamento T_1 del tessuto a T_1 più breve nessuno dei tessuti avrà il tempo necessario a recuperare la sua magnetizzazione L fino al valore iniziale e nell'immagine finale il contrasto dipenderà dall'entità del recupero della L avvenuto fino a quel momento

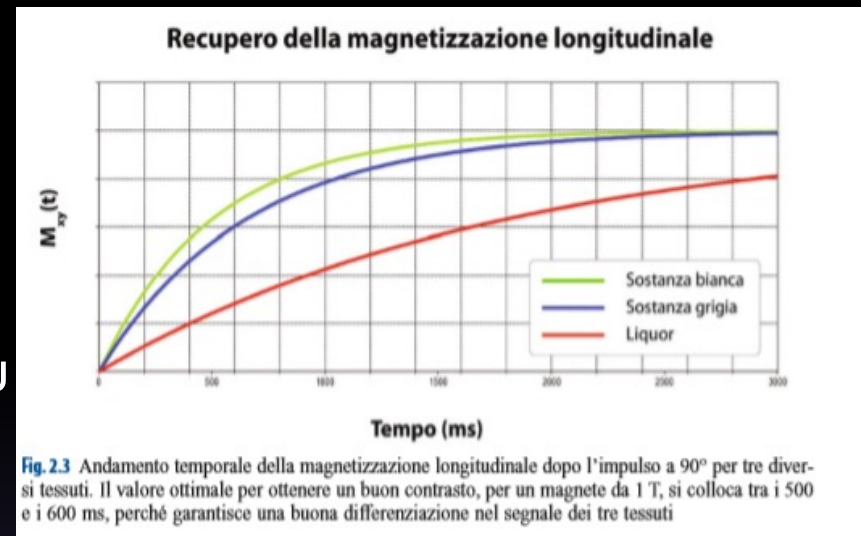


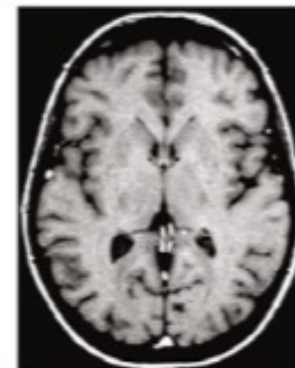
Immagine RM con contrasto pesato in T1

Tempo atteso tra un impulso e il successivo: BREVE

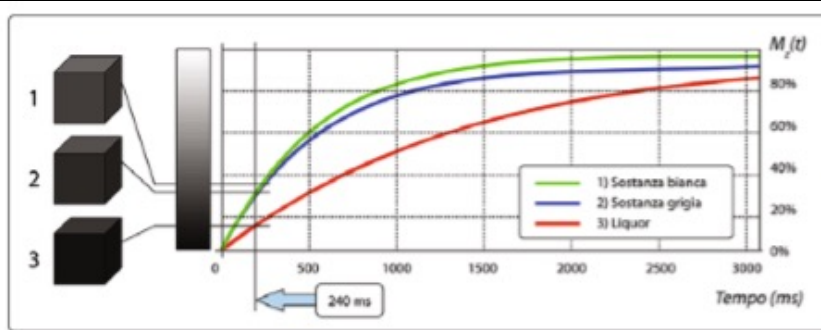
Nell'immagine T1-pesata i segnali devono dipendere dal tempo di rilassamento longitudinale. Pertanto, il tempo che si attende prima di somministrare l'impulso di ribaltamento successivo alle magnetizzazioni longitudinali dei tessuti, dev'essere breve, ma sufficiente a permettere che i fenomeni di rilassamento longitudinale T1-dipendenti dei vari tessuti differenzino i loro segnali.

Tempo atteso per leggere il segnale: BREVE

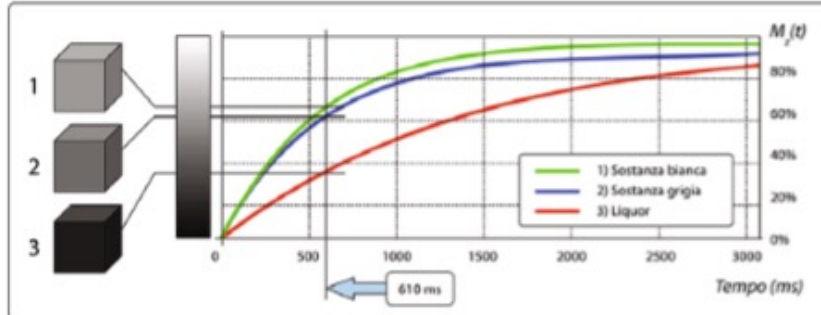
Nell'immagine T1-pesata i segnali non devono dipendere dai tempi di rilassamento trasversale T2-dipendenti. Il segnale deve essere letto prima dell'intervento dei fenomeni di rilassamento trasversale, quindi con un tempo il più breve possibile (al limite nullo).



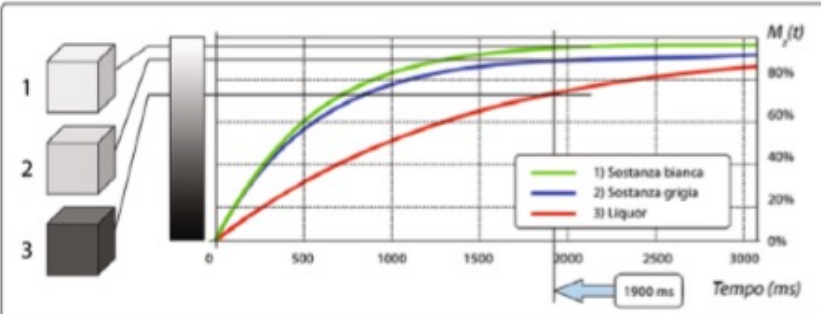
- Quindi si presenteranno con maggiore intensità di segnale (iperintensi) i tessuti il cui T_1 è breve (quelli che recuperano più in fretta la ML) e minor intensità di segnale (ipointensi) i tessuti che hanno un T_1 più lungo



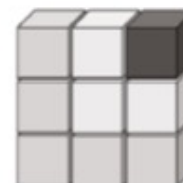
a



b

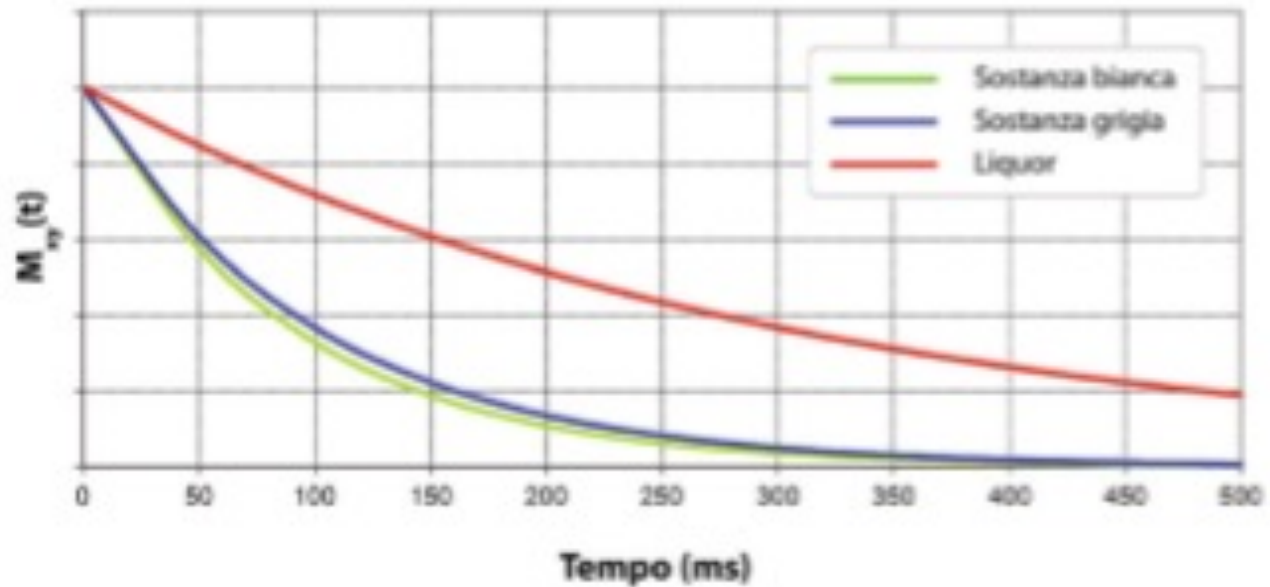


c

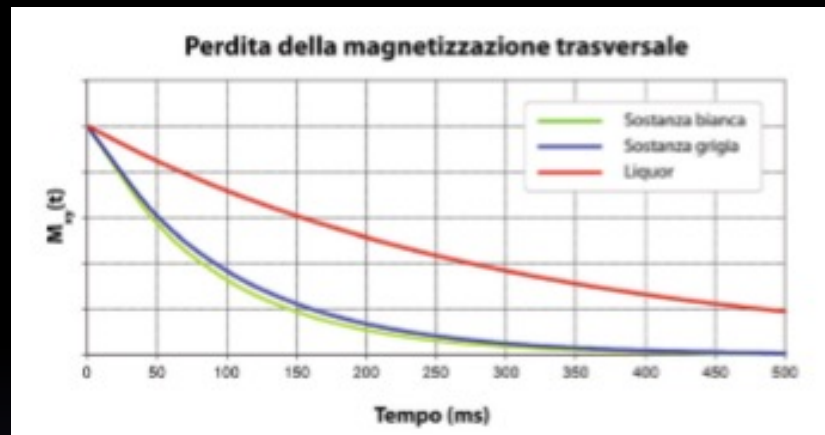


- Il segnale sarà più forte quando proviene da tessuti a T_2 lungo e via via meno intenso se proviene da tessuti con T_2 progressivamente più breve
- Il parametro più influente allo scopo di valutare il T_2 è il tempo che intercorre tra un impulso RF e il segnale di ritorno

Perdita della magnetizzazione trasversale



Annullamento temporale della magnetizzazione trasversale dopo l'impulso a 90° per 3 diversi tessuti



- Per ottenere sufficiente contrasto è necessario leggere il segnale indotto nella bobina in un momento scelto in maniera opportuna: i protoni del tessuto che defasano con maggiore rapidità (cioè quelli del tessuto a T_2 più breve) danno un segnale basso, mentre i protoni dei tessuti a T_2 più lunghi danno un segnale relativamente più forte

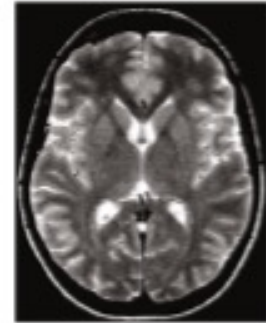
Immagine RM con contrasto pesato in T2

Tempo atteso tra un impulso e il successivo: LUNGO

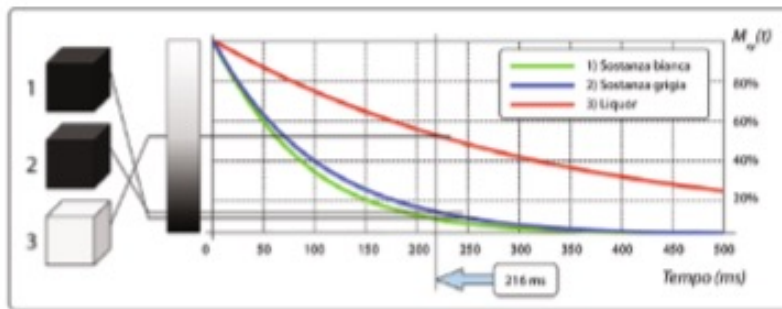
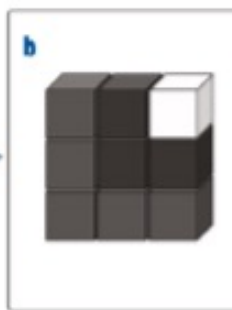
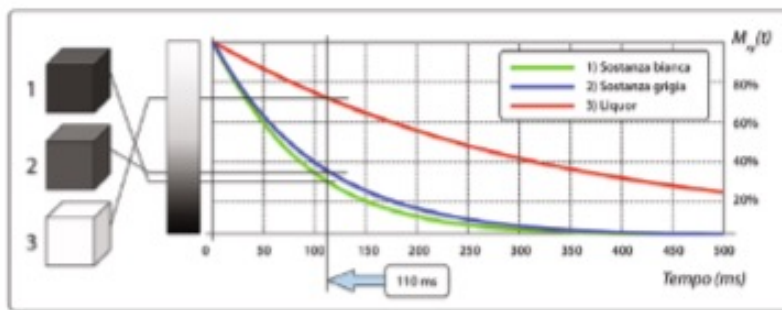
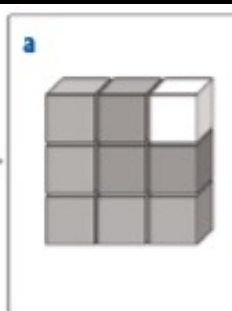
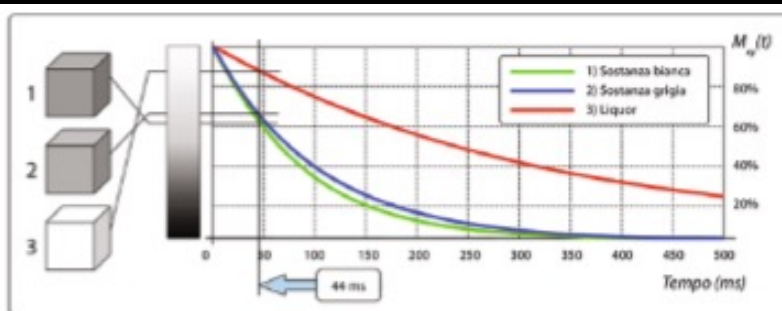
Nell'immagine T2-pesata i segnali non devono dipendere dal tempo di rilassamento longitudinale. Pertanto, prima di somministrare l'impulso di ribaltamento alle magnetizzazioni longitudinali dei tessuti, è necessario attendere un tempo lungo (al limite, un tempo infinito) che permetta ai fenomeni di rilassamento longitudinale T1-dipendenti di esaurirsi.

Tempo atteso per leggere il segnale: LUNGO

Nell'immagine T2-pesata i segnali devono dipendere dal tempo di rilassamento trasversale. Pertanto, prima di leggere il segnale, si deve dare tempo ai fenomeni di rilassamento trasversale T2-dipendenti di intervenire, quindi il tempo dev'essere sufficientemente lungo.



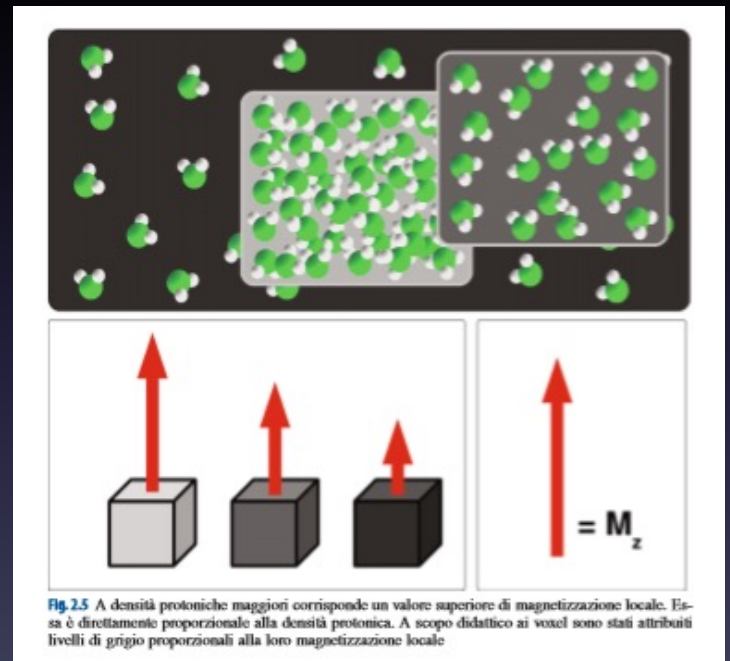
- Quindi si presenteranno con maggiore intensità di segnale (iperintensi) i tessuti il cui T2 è lungo (quelli in cui la MMT si riduce più lentamente) e minor intensità di segnale (ipointensi) i tessuti che hanno un T2 più breve



In sintesi per rappresentare un'immagine con contrasto dipendente dal rilassamento trasversale (immagine T₂ pesata) è necessario:

- Leggere il segnale dopo un tempo relativamente lungo, affinché i fenomeni di rilassamento trasversale T₂ possano entrare in gioco il tempo
- Attendere un tempo lungo tra un'eccitazione e la successiva per concedere tempo sufficiente alle magnetizzazioni L di recuperare e limitare così il più possibile la dipendenze del contrasto di immagine dai fenomeni T₁ dipendenti

- La DP è il numero di spin eccitabili per unità di volume
- Il contrasto dell'immagine non dipende dal tempo di rilassamento T_1 nè dal T_2
- Il segnale dipende dalla quantità di protoni nel tessuto



- Meno protoni significa meno segnale: aree ipointense
- Più protoni più segnale: aree iperintense

Il tempo al quale è generata l'eco (TE) influenza la dipendenza del segnale dal rilassamento trasversale e la rende in misura maggiore o minore dipendente dal T2. Un TE più breve concederà poco tempo ai fenomeni di rilassamento trasversale T2-dipendenti di manifestarsi, mentre un TE più lungo permetterà un rilassamento trasversale di entità a esso proporzionale.

Il TR, se sufficientemente lungo, eliminerà dall'immagine i contributi di segnale dipendenti dal rilassamento longitudinale, poiché il tempo concesso sarà sufficiente per un recupero molto elevato delle magnetizzazioni longitudinali di tutti i tessuti che, quindi, al momento del ribaltamento su piano trasversale avranno un'entità proporzionale molto più alla DP che al T1.

Al contrario, un TR sufficientemente breve, quantificabile come il tempo T1 del tessuto a T1 più breve di tutti, conferirà all'immagine un contrasto T1-dipendente: le magnetizzazioni dei tessuti a T1 più breve, caratterizzate da un più veloce recupero longitudinale, avranno il tempo di recuperare la loro M_z verso valori molto elevati e restituendo un segnale molto elevato saranno rappresentate con gradazioni molto chiare; le magnetizzazioni locali M_z dei tessuti a T1 via via più lungo, invece, caratterizzate da leggi di recupero "più lente", daranno come risposta segnali via via più bassi fino ai segnali provenienti dai tessuti a T1 più lungo di tutti, che saranno rappresentati con segnali scarsi o nulli e quindi con gradazioni di grigio tendenti al nero.

È evidente che la tipologia di contrasto in un'immagine proveniente da una sequenza strutturata come descritto non è mai totalmente dipendente da una sola grandezza, ma si passa ad avere maggiore o minore contributo di una grandezza rispetto a un'altra variando opportunamente i parametri.

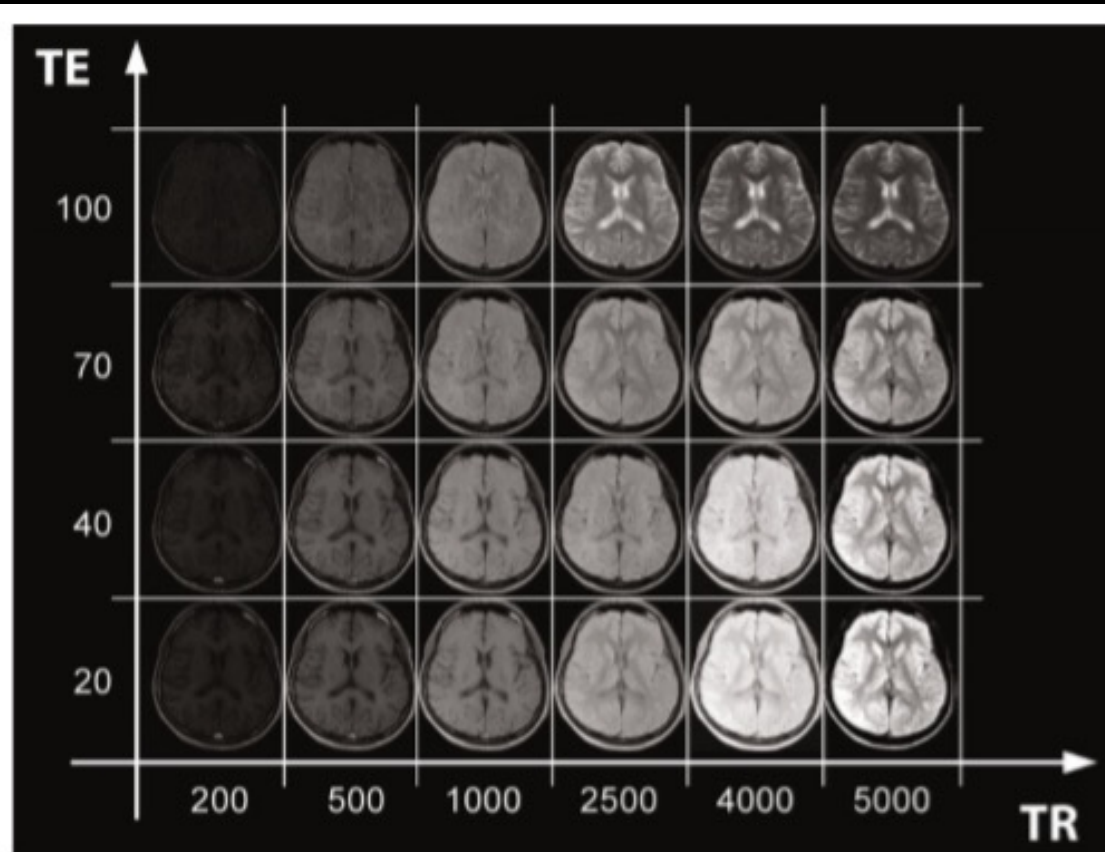






Fig. 2.12 Transizioni da una pesatura di contrasto all'altra, secondo la variazione dei parametri estrinseci TE e TR. Valori bassi di TR e di TE portano a un'immagine il cui contrasto è dipendente in larga misura dal T1; valori elevati di TR e bassi di TE, portano a un'immagine DP-pesata; valori elevati di entrambi i parametri portano a un'immagine T2-pesata

Tipo di contrasto		Caratteristiche nell'immagine
Immagine T1 - pesata		I tessuti a <i>T1</i> più breve appaiono iperintensi I tessuti a <i>T1</i> più lungo appaiono ipointensi
Immagine T2 - pesata		I tessuti a <i>T2</i> più lungo appaiono iperintensi I tessuti a <i>T2</i> più breve appaiono ipointensi
Immagine DP - pesata		I tessuti a <i>DP</i> più alta appaiono iperintensi I tessuti a <i>DP</i> più bassa appaiono ipointensi



Tipo di sostanza	T1 ↓	T2 ↓	DP ↓
Grasso e midollo	+++	+	++
Desossiemoglobina	-	--	-
Emosiderina	+++	+	++
Agenti di contrasto paramagnetici	+++	Effetti minimi	Effetti minimi
Cisti	-	+++	++
Edema	-	+++	++
Umore vitreo	--	++	isointenso
Liquido cerebrospinale	--	+++	isointenso
Lesioni da sclerosi multipla	-	++	++
Tumori	-	+ (complesso)	+ (complesso)
Ascessi	-	+ (complesso)	+ (complesso)
Infarti	-	++	++
Ferro (nel globulus pallidus)	--	---	--
Aria	Assente	Assente	Assente
Osso	Assente	Assente	Assente

Fig. 4.4 Indicazioni e confronti dell'intensità di segnale per diversi tessuti nei vari tipi di contrasto

Le immagini T₁ pesate:

- TR breve (200-600 mms)
- TE breve (10-30 mms)

Le immagini pesate in T₂

- TR lungo (> 1.800 mms)
- TE lungo (> 80 mms)

Le immagini pesate in DP

- TR lungo (> 1.800 mms)
- TE breve (10-30 mms)

SEMEIOTICA DEL SEGNALE

In RM si parla unicamente di punti o strutture a segnale più o meno intenso

- Iperintenso (bianco)

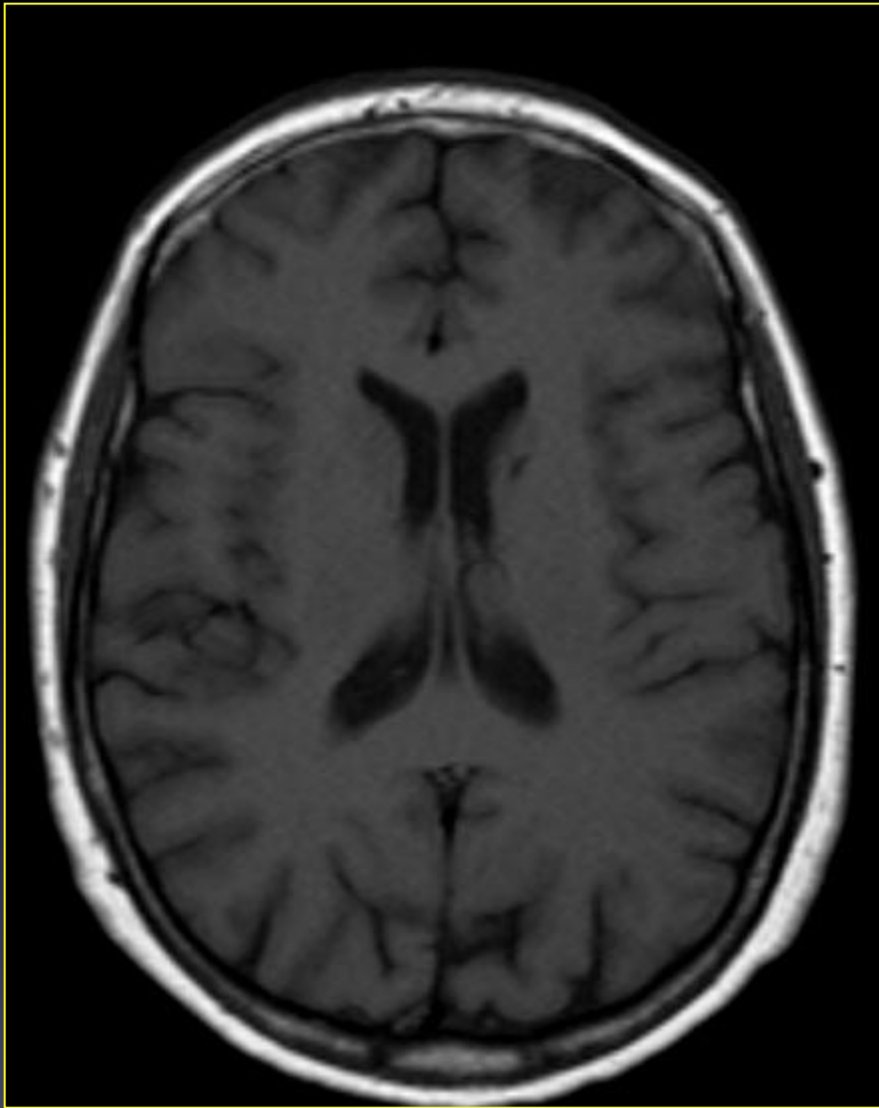
- Ipointenso (nero)

- Isointenso (intermedio)



T1
T2
DP

I liquidi limpidi (liquor, raccolte sierose, o ematiche, urina) hanno un segnale ipointenso in T₁ e iperintenso in T₂

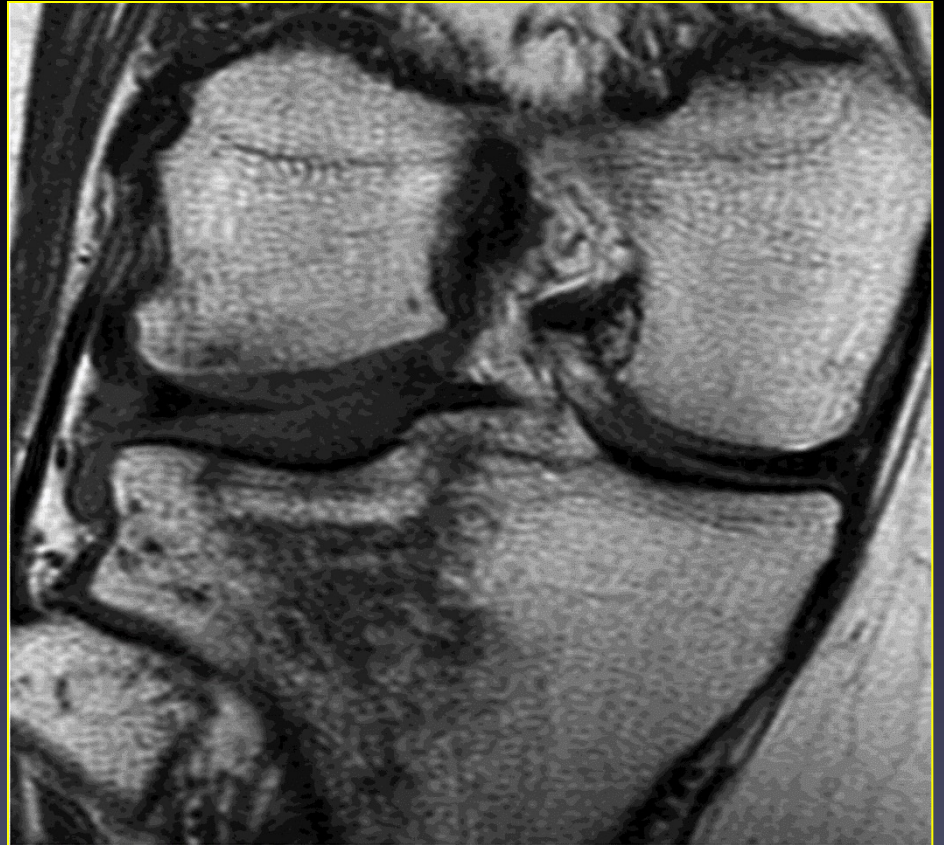


In practice, T1 weighted images are used mostly to evaluate normal anatomy.

Remember that only a few structures have a high signal intensity (= white) on a T1 weighted image: fat, blood, gadolinium (= contrast), melanin, protein (e.g. high-protein cysts). A high signal can also be seen in specific MRI artifacts and accumulation diseases (not discussed further in this course).

Water and collagenous tissue (ligaments, tendons, scars) have a lower signal intensity on a T1 weighted image (fig. 11)



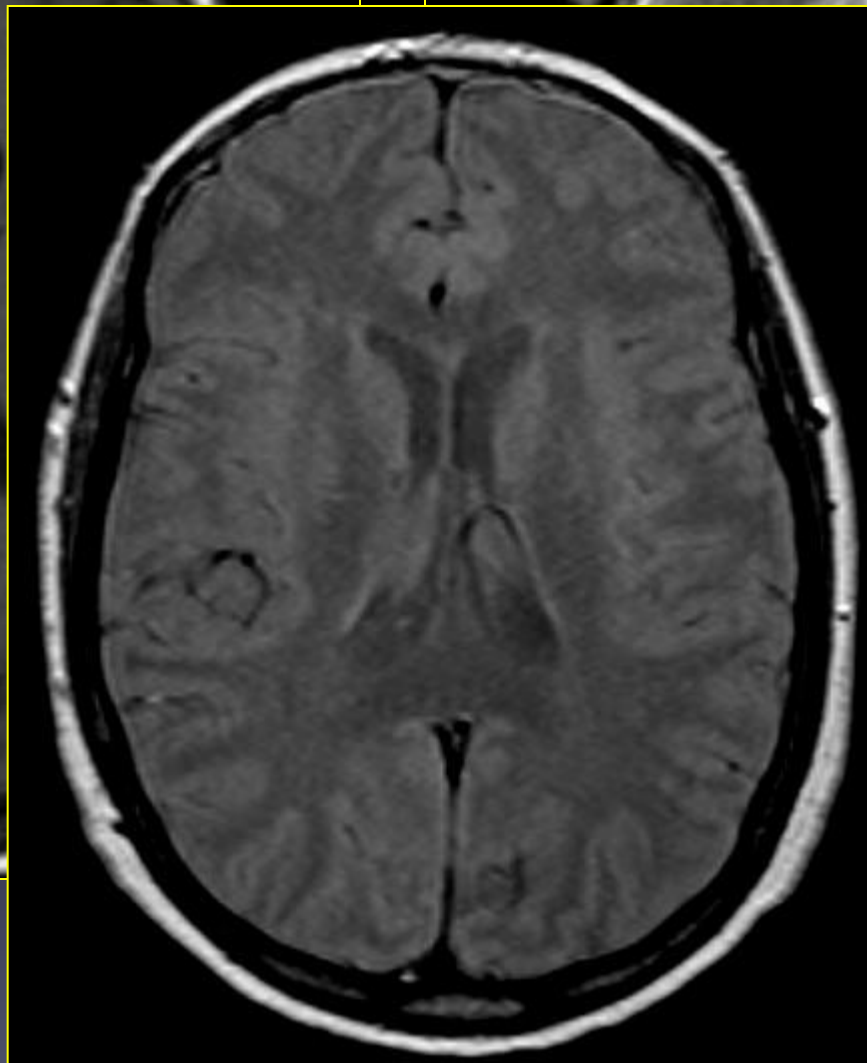
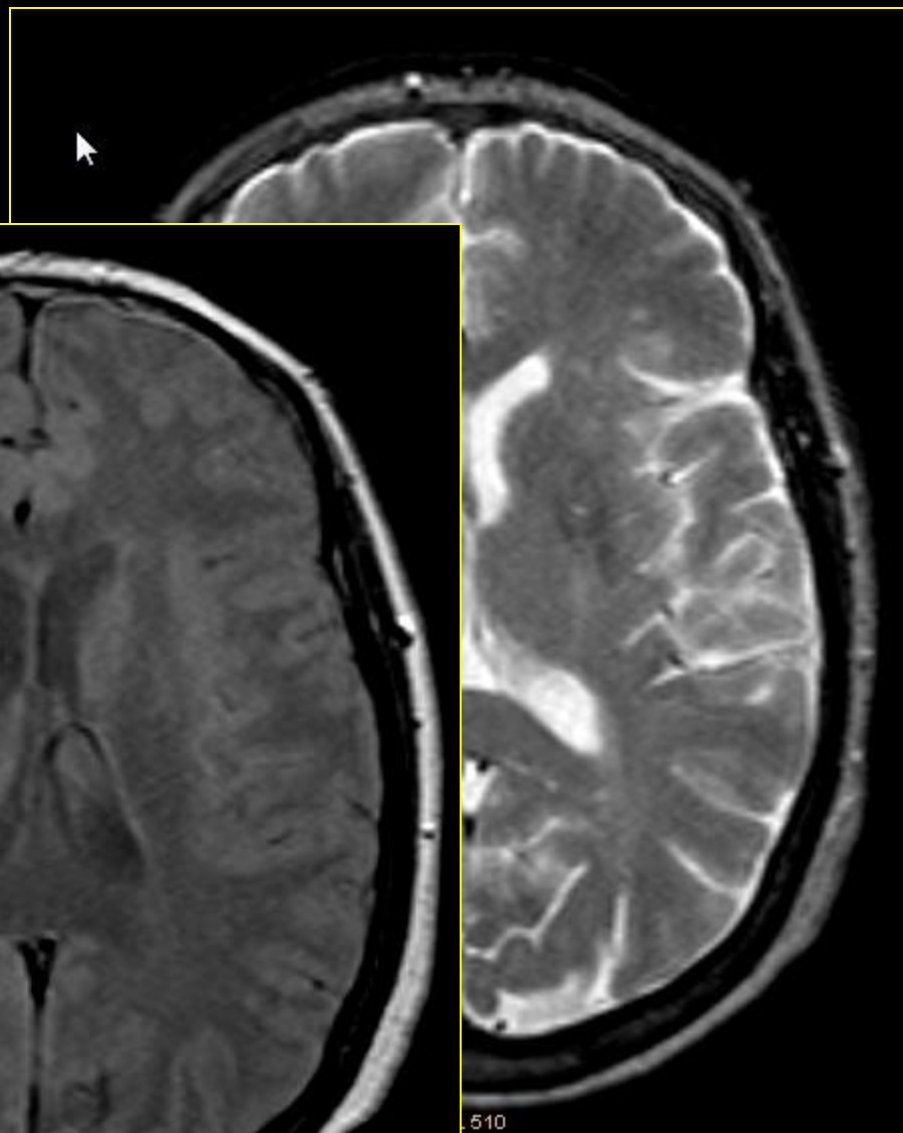
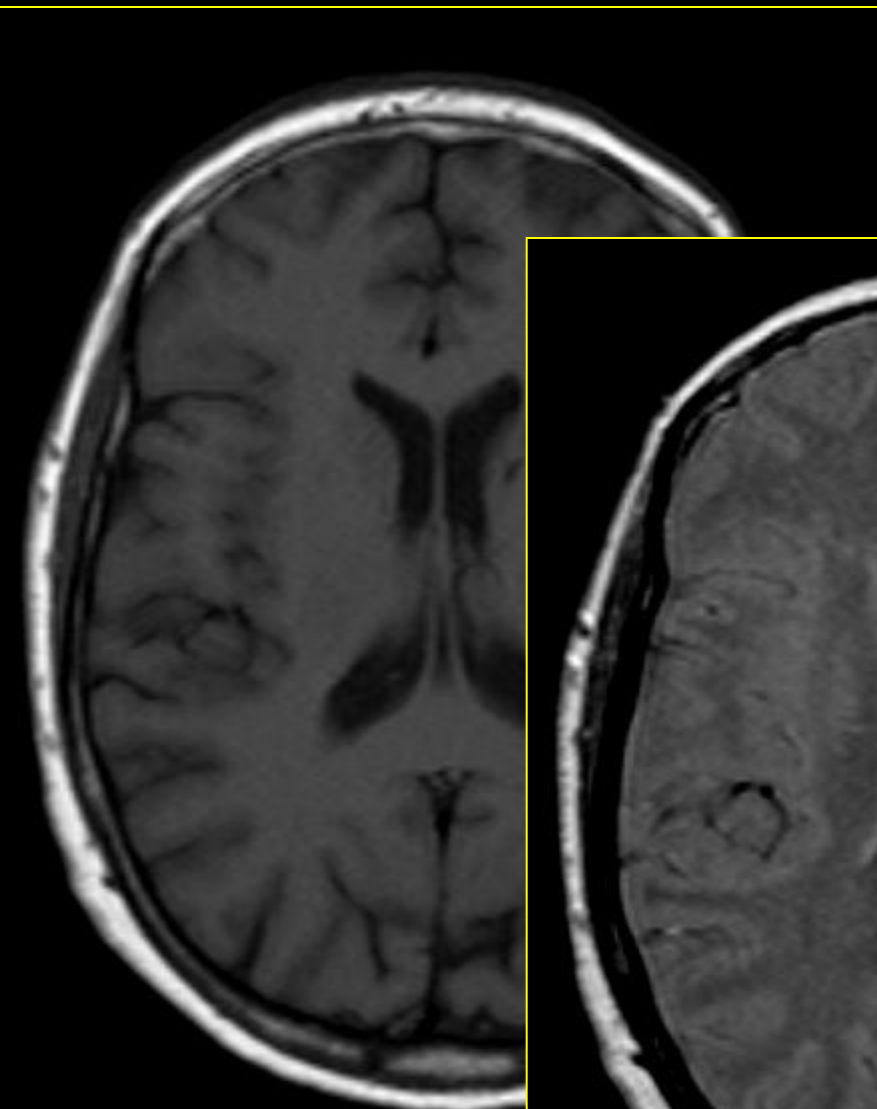






- I parenchimi hanno valori di T_1 e T_2 a livelli intermedi della scala, variabili a seconda del loro contenuto cellulare, idrico e adiposo
- In generale generano un segnale di intensità intermedia in T_1 e T_2 , in relazione al contenuto idrico, e iperintenso in DP in relazione al contenuto cellulare

- Saranno quindi più o meno grigi in T₁ e T₂ e chiari in densità protonica



510

Free breathsSSh/TE80

1950 Jun 17 F 1413

Se: 301/14

Acc: 417

Im: 12/25

2007 Mar 07

Ax: S28.9

Img Tm: 14:55:44.50

Mag: 2.4x

256 x 256

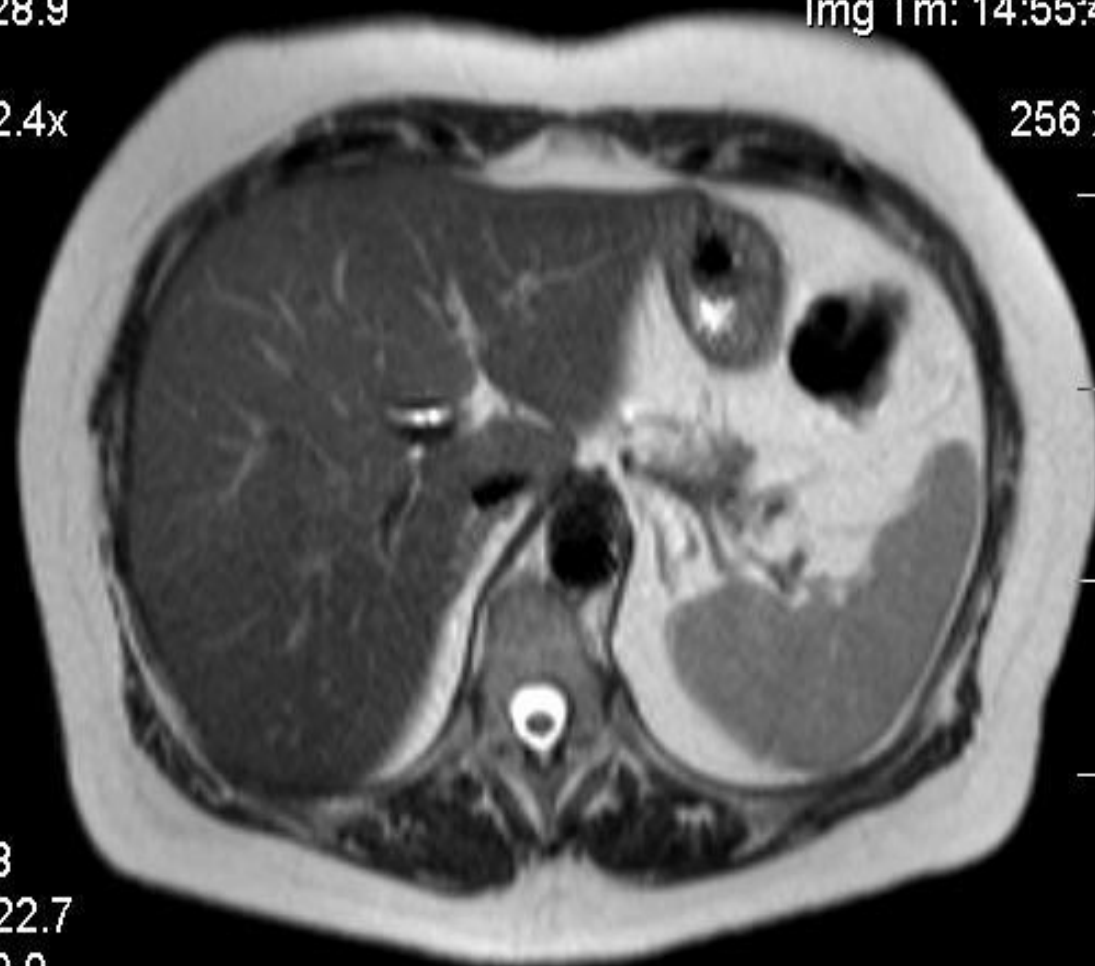
R

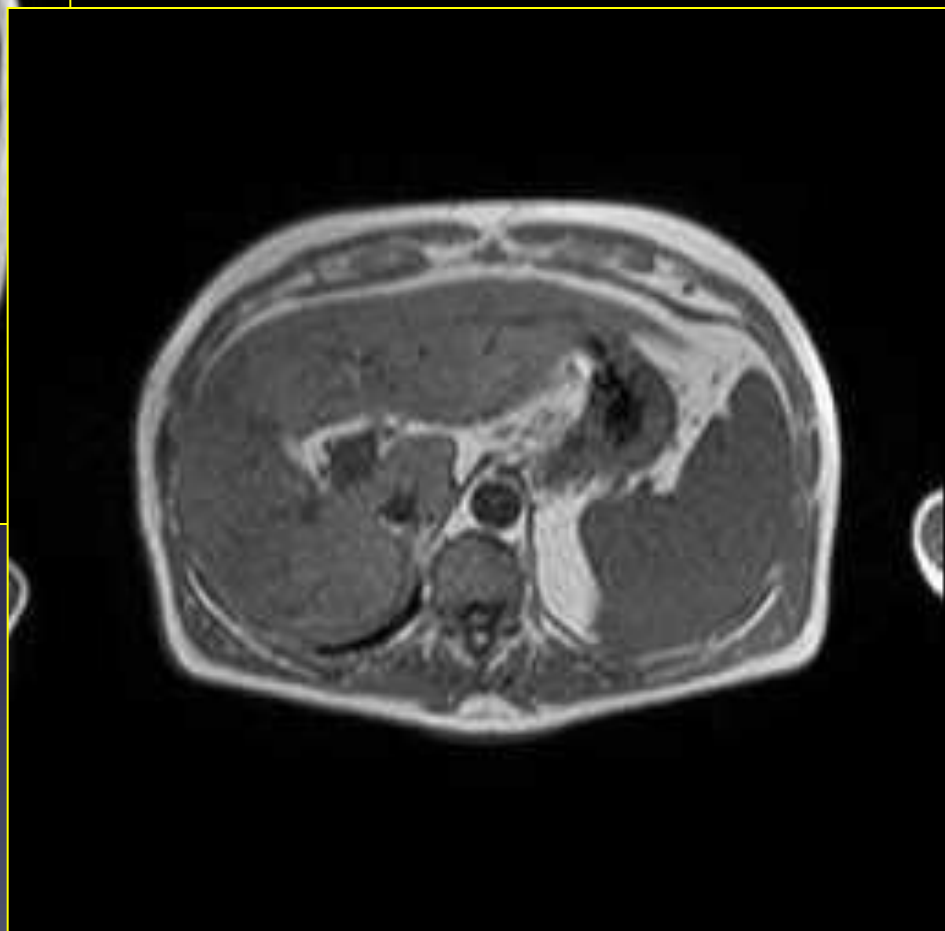
L

ET: 68

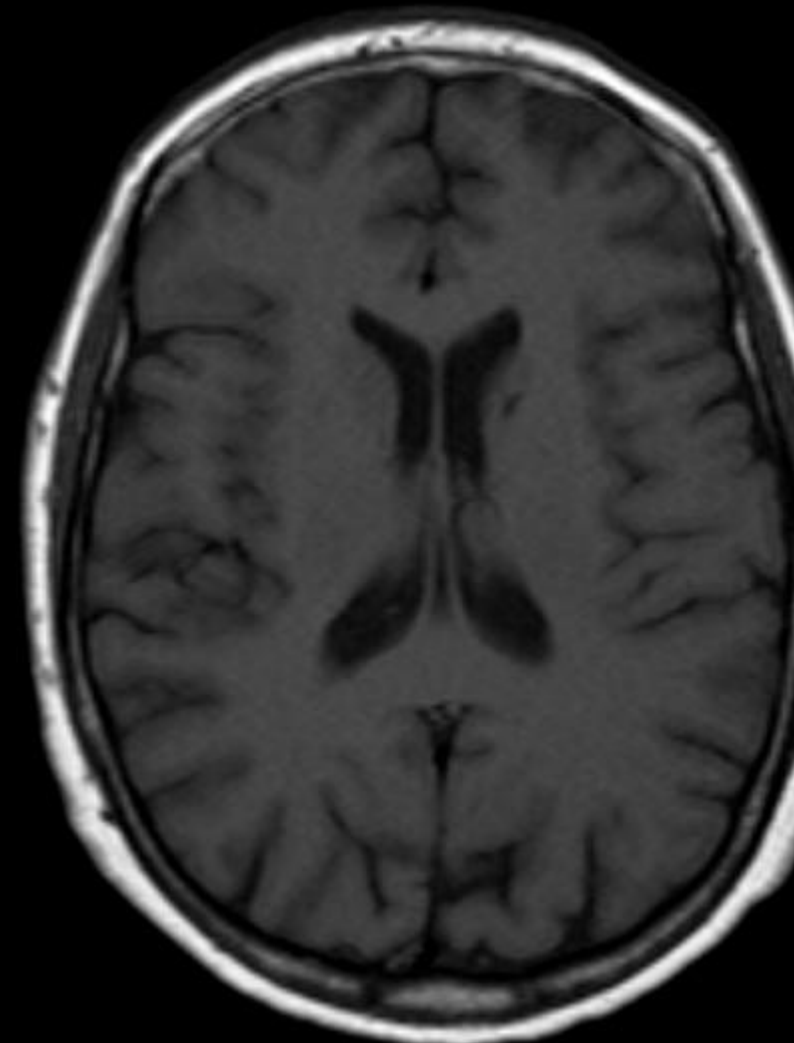
TR: 622.7

TE: 80.0





- Il grasso : iperintenso in T₁ e T₂
- la sostanza bianca encefalo: piu' iperintensa in T₁ della sostanza grigia



Lumbar T1W/TSE
Se: 801/9
Im: 2/11
Sag: L10.4 (COI)

Mag: 1.2x

A

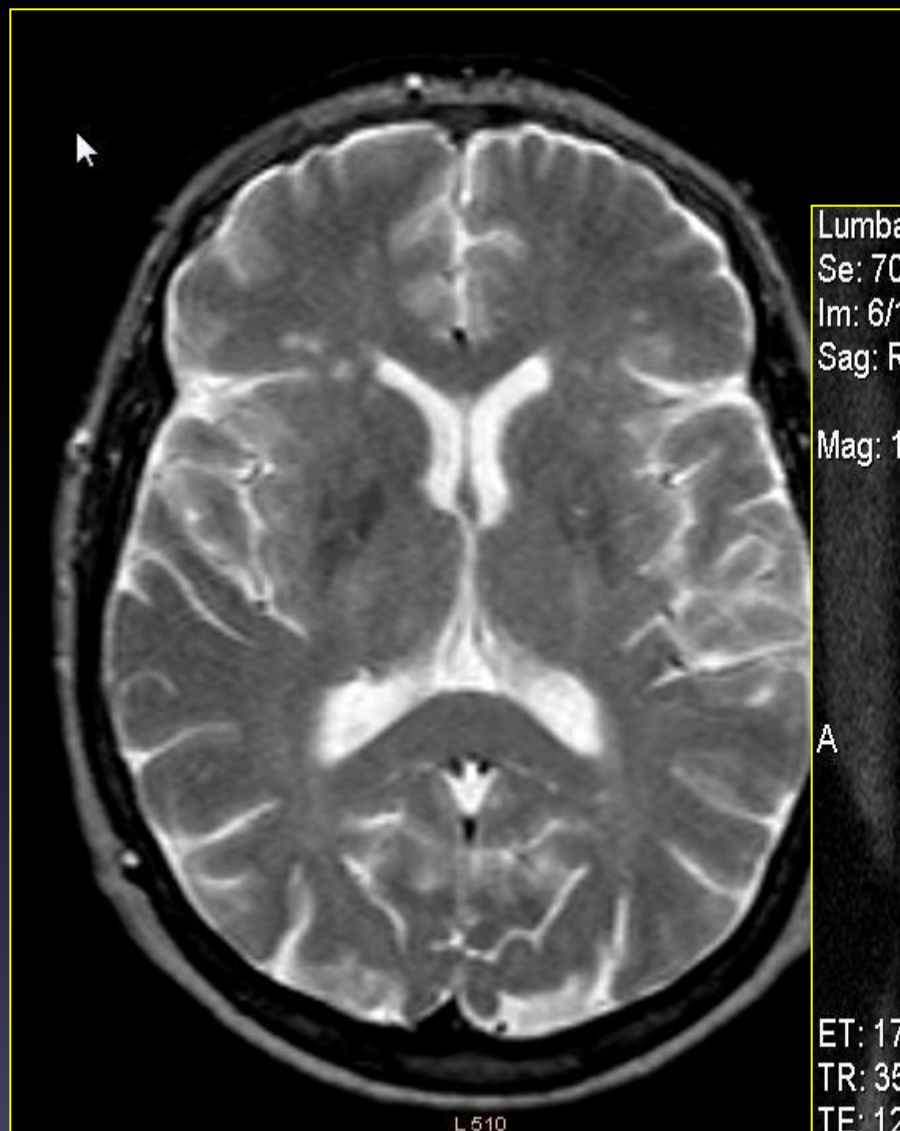
ET: 4
TR: 400.0
TE: 11.0
Syn-spine
4.0thk/0.4sp
Lin:DCM / Lin:DCM / Id:ID

1928 Mar 12 M 532/RM
Acc: 532/09
2009 Mar 13
Img Tm: 10:51:00.92

512 x 512

F





Lumbar T2W/TSE

Se: 701/9

Im: 6/11

Sag: R7.2 (COI)

Mag: 1.2x

A

ET: 17

TR: 3500.0

TE: 120.0

Syn-spine

4.0thk/0.4sp

Lin:DCM / Lin:DCM / Id:ID

1928 Mar 12 M 532/RM

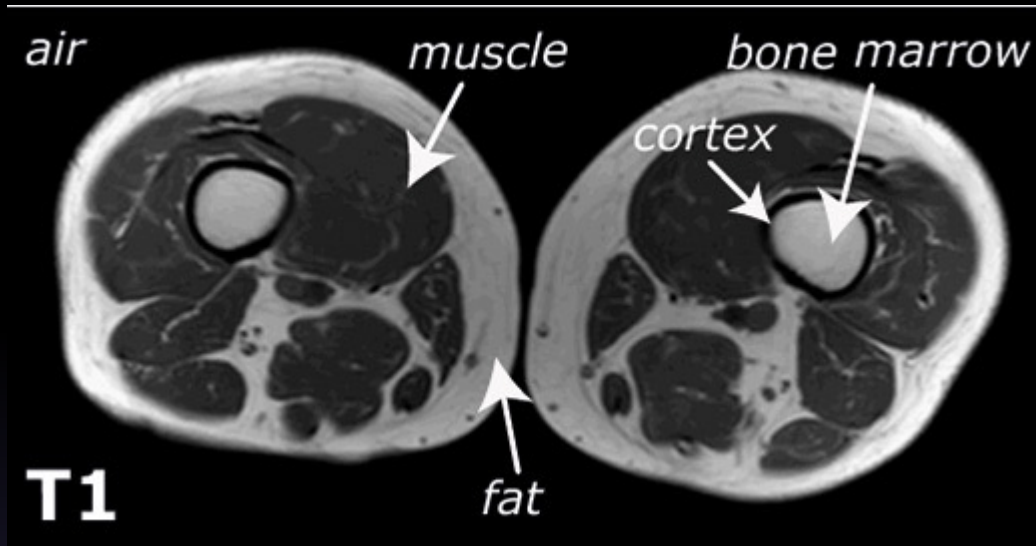
Acc: 532/09

2009 Mar 13

Img Tm: 10:46:38.29

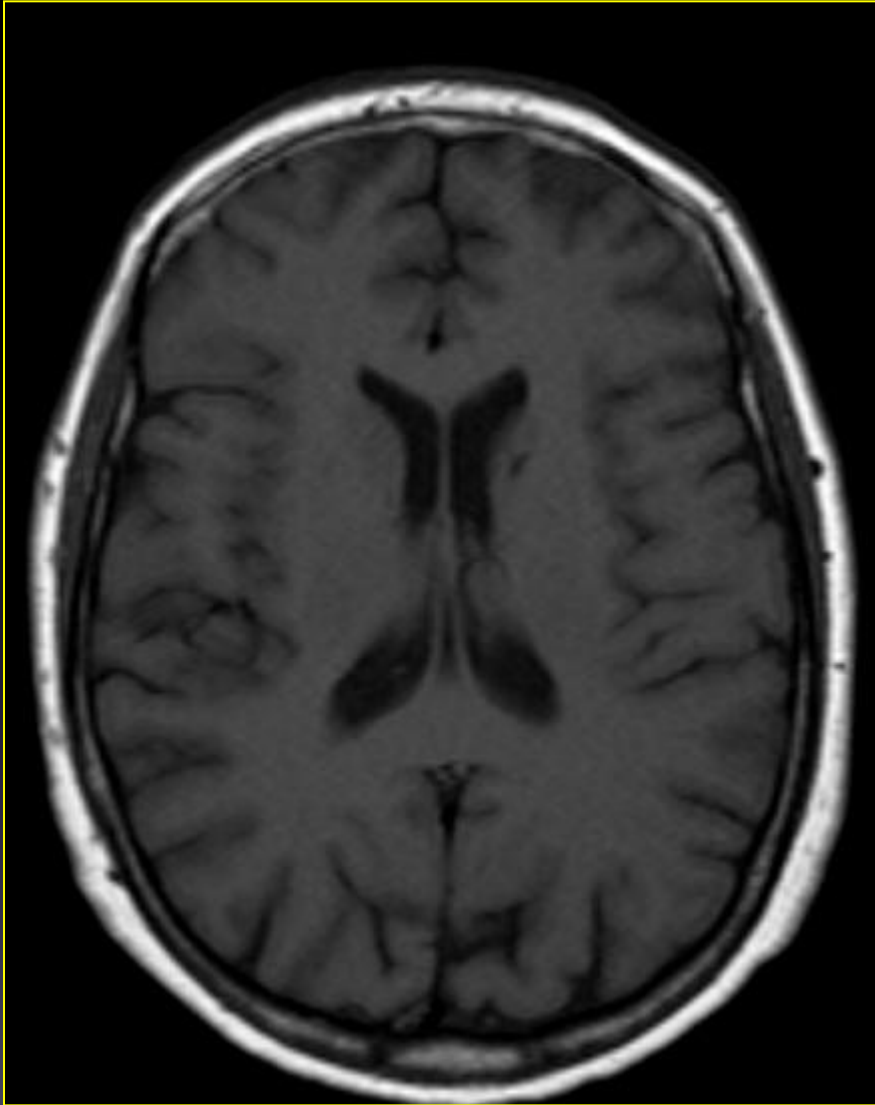
512 x 512

P



The spearhead of T1 weighted imaging is visualizing normal anatomy, particularly the musculoskeletal system (fig. 12). When the signal intensity of the fat-containing bone marrow (high on T1!) is replaced by a low signal intensity, beware of bone marrow edema or bone marrow infiltration (fig. 13/14)

L'osso compatto, la corticale ossea e tutte le strutture solide cristalline (calcoli, calcificazioni) appaiono ipointensi in T₁ e in T₂



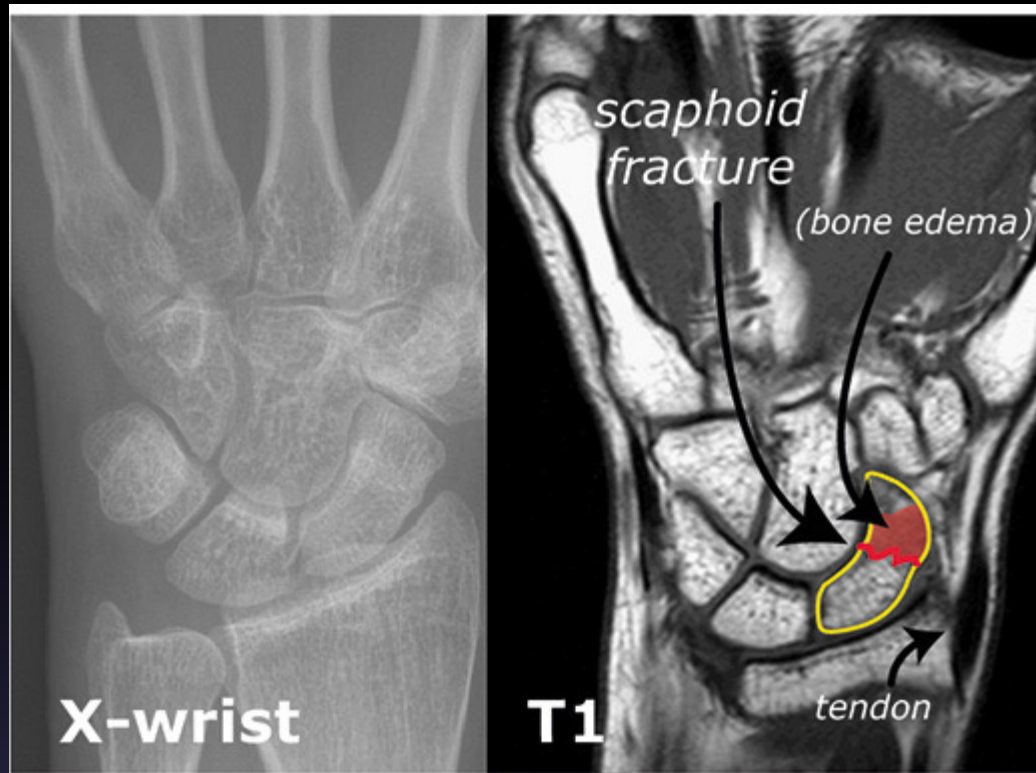
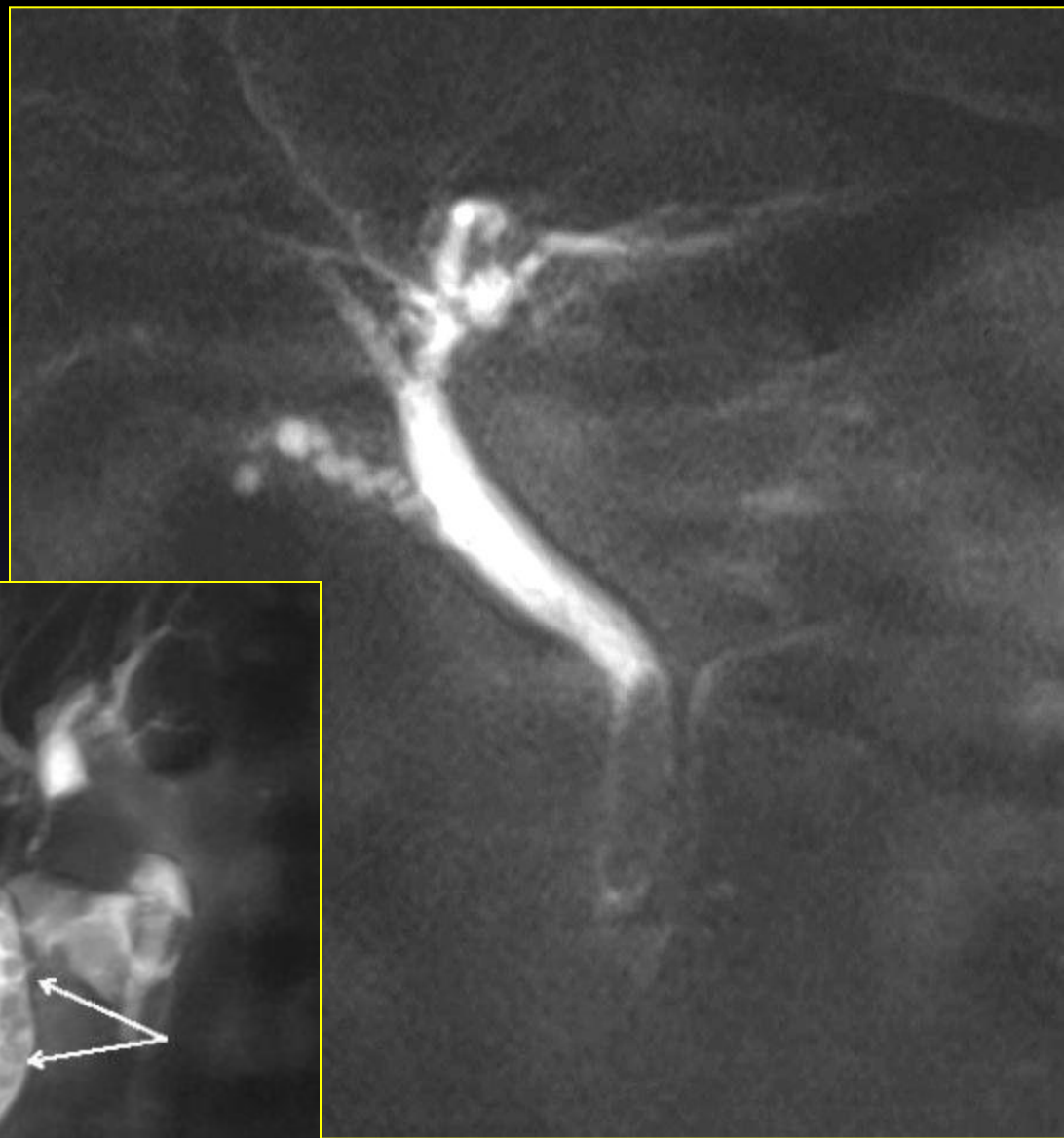


Figure 13. Wrist X-ray of the left hand: no abnormalities. T1 weighted image in coronal direction: fracture line midpolar in the scaphoid bone (red line) with reactive bone edema

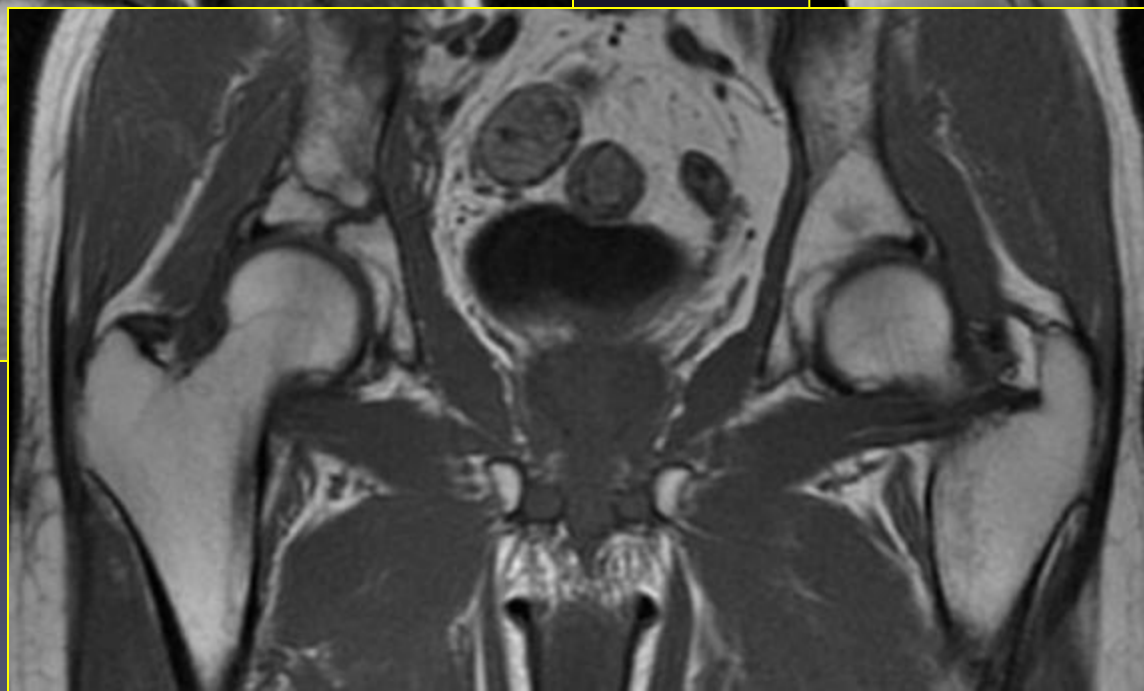


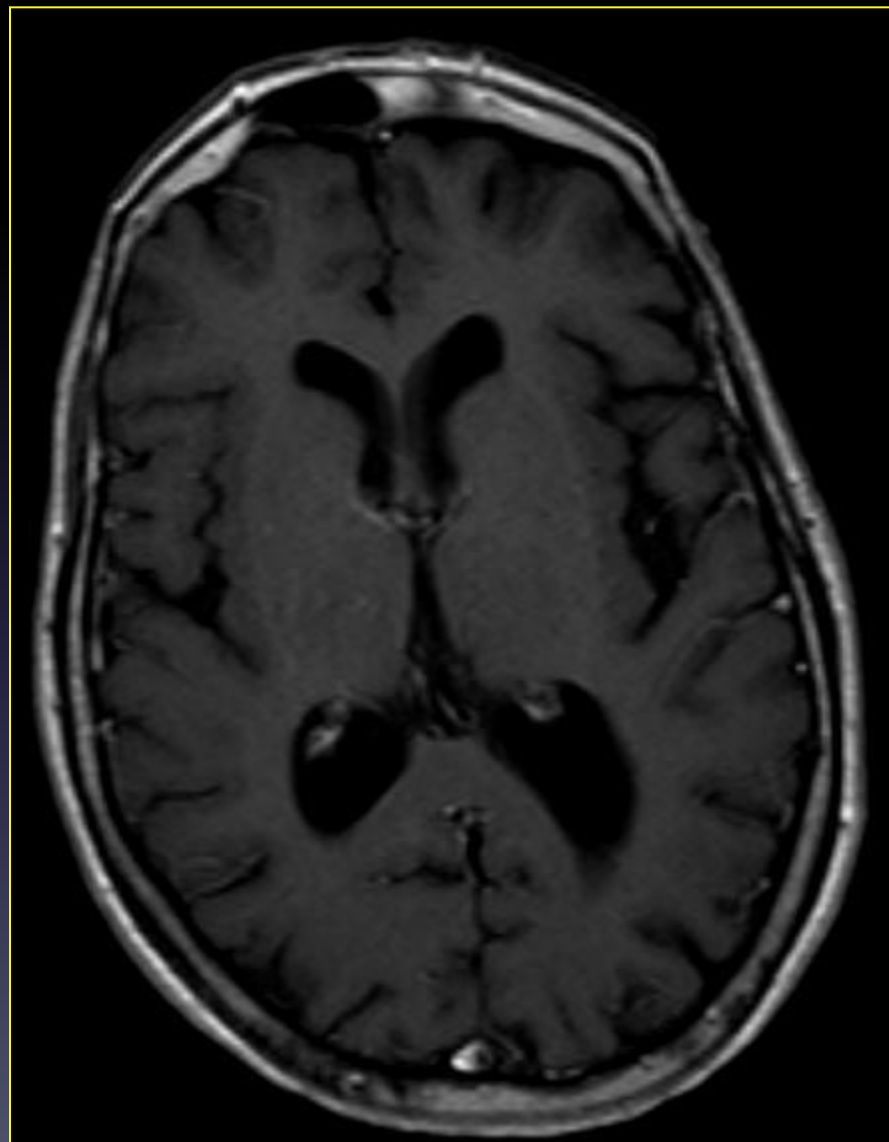
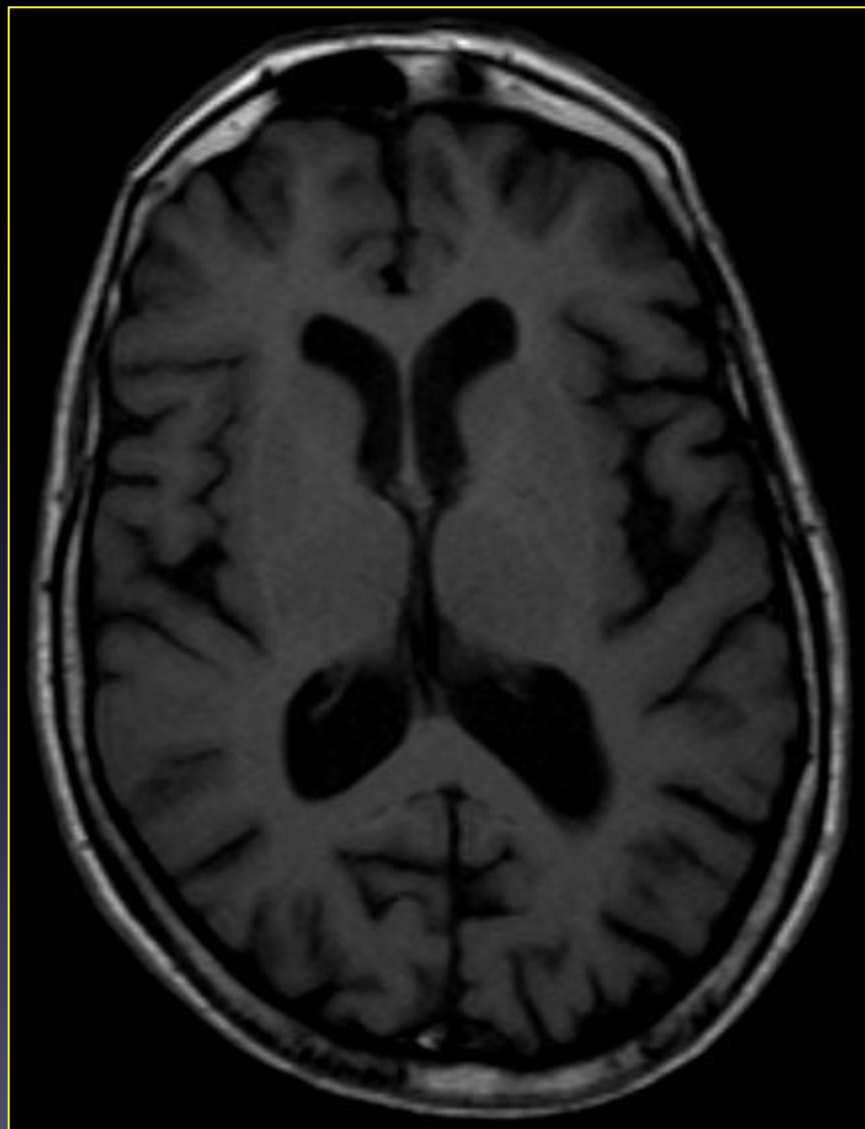


- Il midollo osseo rosso a elevato contenuto cellulare ha proprietà magnetiche analoghe ai parenchimi; avrà pertanto segnale isointenso in T₁ e tenuemente iperintenso in T₂

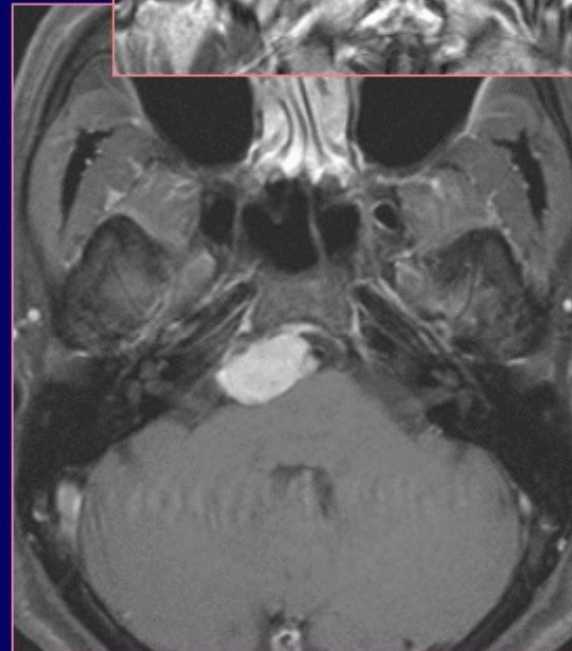
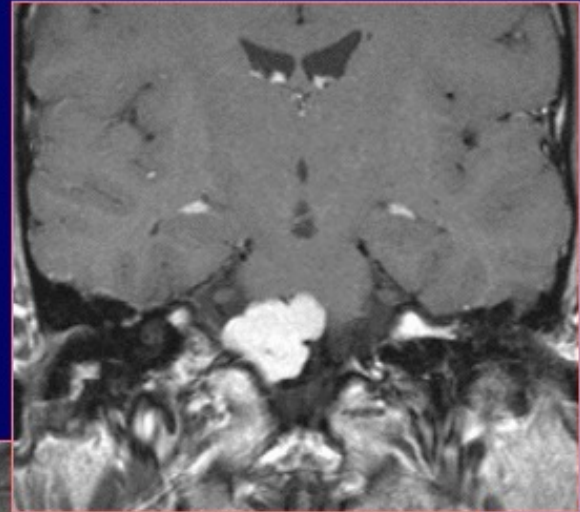
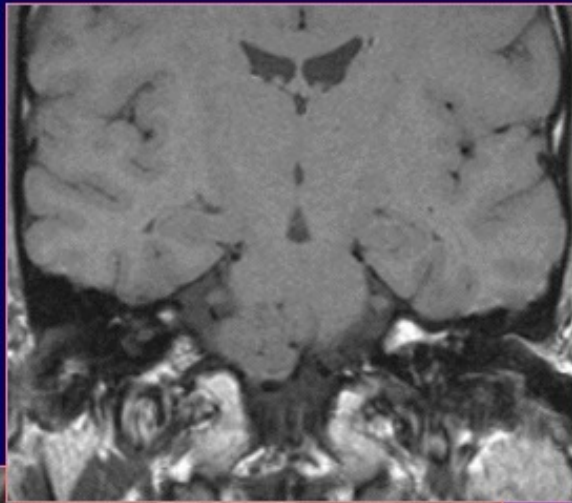
- Midollo osseo giallo avrà segnale iperintenso in T₁ e più o meno iperintenso in T₂







{Page 2}





T_1

Iperintenso

- Grasso
- Sangue subacuto
- Talvolta le calcificazioni
- melanina
- Mezzo di contrasto paramagnetico

T_2

Ipointenso

- Emosiderina
- Calcificazioni

T1 weighted sequence

(black)



*air, calcium,
cortical bone,
rapidly flowing
blood*

low SI



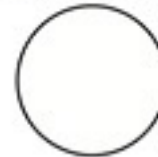
*fluid, ligaments/
muscles/tendons,
abdominal organs,
cartilage*

intermediate SI



*high-protein tissue
(abscess,
complex cysts,
synovial fluid)*

high SI



*fat, blood,
gadolinium
(= contrast),
melanin, protein*

Figure 11. Signal intensities in T1 weighted image. Depending on protein content, the tissue may have an intermediate or high signal intensity (SI).

As in a T1 weighted image, air and calcifications have very low signal intensity.

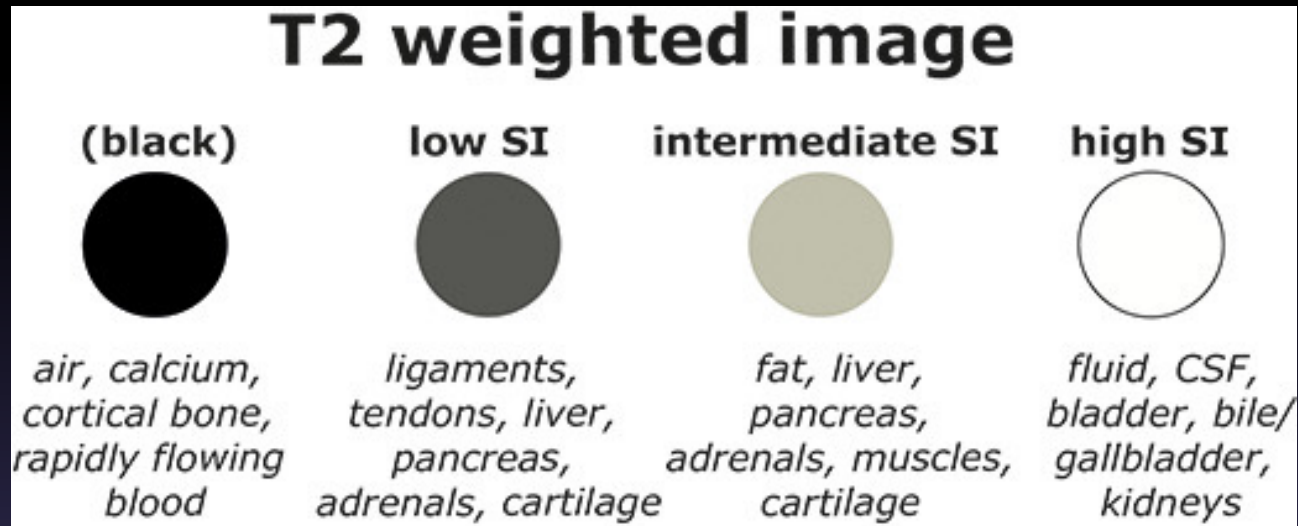


Figure 16. Signal intensities in T2 weighted image. Liver, pancreas and adrenals may have low or intermediate signal intensity (SI) caused by variation in individual fluid contents

- # T1 or T2?
- Tip: always look for fluid-filled structures (CSF, gallbladder, bladder) to decide whether you are looking at a T1 or T2 weighted image. Fluid has a high signal intensity on T2 weighted images. Note: fat is a less reliable marker to distinguish between T1 and T2 (especially in view of the development of new types of MRI sequences).

PIANI DI SCANSIONE

1) assiale

2) coronale

3) longitudinale

- le sequenze non sono altro che la ripetizione di uno o più impulsi di RF che allineano l'asse di magnetizzazione dei nuclei secondo un piano prestabilito (con tempi e durate specifiche per il tipo di contrasto che si desidera ottenere) e rendono possibile la raccolta del segnale di risonanza

SEQUENZE

I principali parametri sono :

- T1 → migliore studio morfologico
- T2 → migliore caratterizzazione tissutale

PARAMETRI DI ACQUISIZIONE

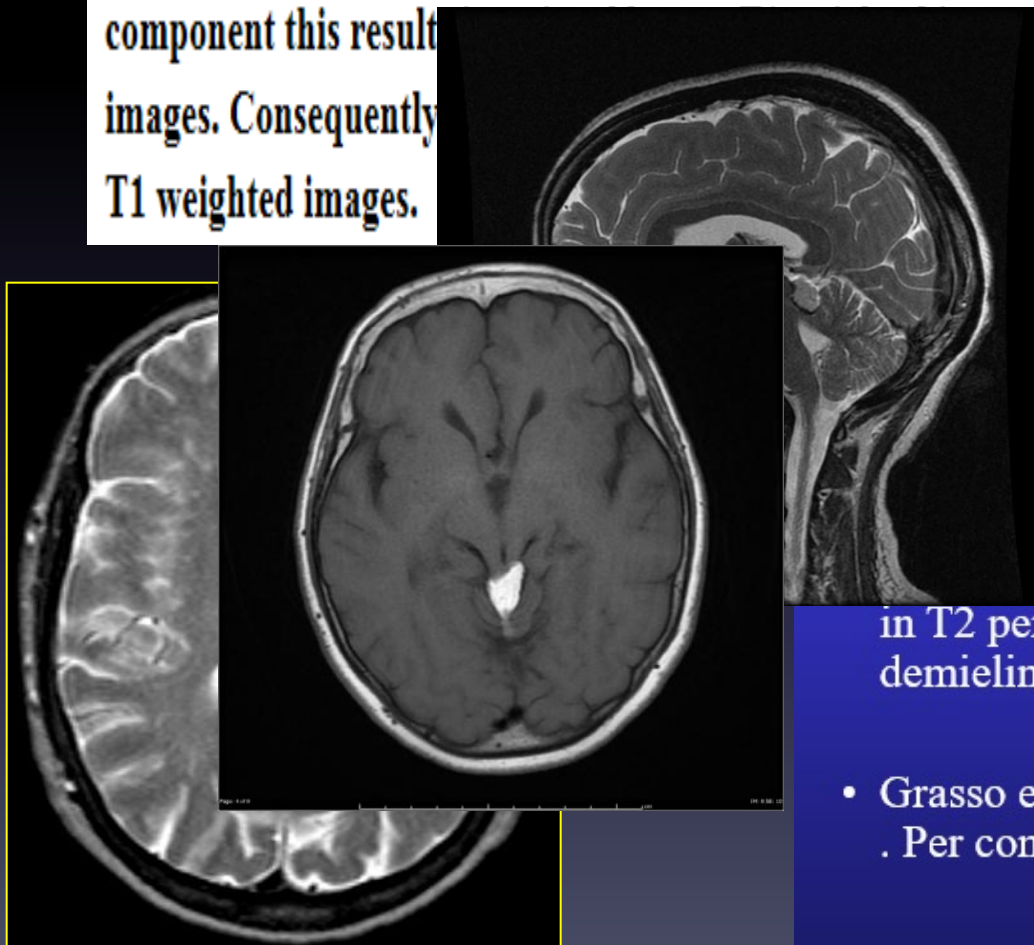
Tempo di Eco (TE) = tempo che intercorre tra l'impulso RF di eccitazione e il momento in cui la bobina ricevente viene attivata per la ricezione del segnale RM (eco)

Tempo di Ripetizione (TR) = tempo che intercorre tra due impulsi di eccitazione RF

Angolo di Flip (FA) = angolo di deflessione della M rispetto alla direzione del campo magnetico

Pathological appearance

Pathological processes normally increase the water content in tissues. Due to the added water component this results in a signal increase on T2 weighted images. Consequently, these areas appear bright on T2 weighted images and dark on T1 weighted images.



ESEMPI

demielinizzazione: aumento del T2: si usa una sequenza che esalti le differenze in T2 per contrastare meglio le aree di demielinizzazione

- Grasso e acqua: T1 molto diversi e T2 simili. Per contrastarli scelgo sequenza T1 pesata

SEQUENZE RM

- Inversion Recovery, Spin Echo, Turbo o Fast Spin Echo, Gradient Echo, Echo Planar
- L'operatore sceglie il tipo di sequenza per ottenere il massimo contrasto tra i tessuti prescelti esaltando le differenze in T1, DP e T2

RM FUNZIONALE

- **DIFFUSIONE:** movimento casuale molecole d'acqua per agitazione termica
- **PERFUSIONE:** emodinamica microvascolare
- **BOLD:** stato di ossigenazione ematica
- **SPETTROSCOPIA:** attività metabolica cellulare

RISONANZA MAGNETICA

VANTAGGI DELLA RM

Alta risoluzione di contrasto
Non radiazioni ionizzanti
Caratterizzazione dei tessuti
Rare reazioni al mdc

SVANTAGGI

Controindicazioni: pace-makers, schegge metalliche, protesi etc.
Bassa risoluzione spaziale
Costi

RISONANZA MAGNETICA



Pace makers

Protesi metalliche mobili

Operati di cataratta prima del 1982 circa

Schegge di metallo etc...

IUD

Gravidanza prima del 3° trimestre