

Guida per affrontare diagnostica per immagini

Questo file contiene le risposte alle più frequenti domande fatte dal professor Colagrande. Se volete aggiungere/correggere qualcosa scrivete pure a questo indirizzo gnunziati@gmail.com

File a cura di Giulia Nunziati e Caterina Ballo.

1. Radiazioni: definizione e tipi di radiazioni

Se vi dovesse capitare questa domanda, la prima cosa che dovete fare è dire la *definizione di radiazione*; le parole che dovete dire sono esattamente queste (quindi imparatele a memoria tipo l'Ave Maria): "Una radiazione è un trasferimento di energia nello spazio tramite concatenazione di campi magnetici ed elettrici posti ortogonalmente, che non necessita di un mezzo per propagarsi e che viaggia ad una velocità prossima a quella della luce". Già se dite correttamente la definizione il Colagrande la prenderà bene. Attenzione a non confondere le onde con le radiazioni: non dite mai che le onde ultrasonore sono radiazioni! Dopo la definizione dovete passare a parlare della classificazione delle radiazioni.

- **Corpuscolate:** comprendono le radiazioni composte da particelle alfa, da particelle beta, etc. Imparate la definizione anche di particella alfa e particella beta + e beta -.
- **Non corpuscolate:** comprendono i raggi X, i raggi gamma, etc. Se vi chiede la differenza tra raggi X e raggi gamma dovete dire che i raggi X originano dall'atmosfera elettronica, mentre i raggi gamma originano dal nucleo atomico.

A questo punto potrebbe chiedervi un'altra differenza tra radiazioni corpuscolate e non. Voi dovete parlare del LET, ovvero del *Linear Energy Transfer*, che rappresenta la quantità di energia ceduta nell'unità di distanza percorsa da una radiazione. Le radiazioni corpuscolate presentano un LET più alto rispetto alle radiazioni non corpuscolate, e quindi, cederanno più energia nell'unità di percorso. Di conseguenza, saranno anche più pericolose per il paziente (infatti pensa che le particelle beta vengono utilizzate per il trattamento del tumore alla tiroide) e sono anche meno penetranti (ricorda che le particelle alfa sono schermate da un foglio di carta).

Un'altra classificazione è quella che suddivide le radiazioni in:

- **Ionizzanti:** si tratta di radiazioni che, quando interagiscono con un elettrone di un atomo, ne provocano l'espulsione e determinano la formazione di uno ione. Per poter essere definite ionizzanti, le radiazioni devono avere una lunghezza d'onda inferiore a 100 nm e quindi un'energia superiore a 12.4 eV (ricorda che la lunghezza d'onda è inversamente proporzionale rispetto alla frequenza e rispetto all'energia, che segue la legge $E=hv$, dove h è la costante di Planck e v è la frequenza).
- **Non ionizzanti**

A questo punto, ti potrebbe chiedere come possono essere suddivise le radiazioni ionizzanti, e dovete dire che sono classificabili in:

- **Direttamente ionizzanti:** sono le particelle corpuscolari elettricamente cariche, quindi le particelle alfa e le beta.
- **Indirettamente ionizzanti:** sono le radiazioni gamma e i raggi X, ma anche i neutroni (perché, pur essendo particelle, sono prive di carica).

2. Effetto fotoelettrico, effetto Compton, creazione di coppie

Sono gli effetti che si realizzano nell'interazione tra raggi X e materia.

Effetto fotoelettrico: si verifica quando una radiazione possiede energia superiore a quella di legame tra un elettrone di un orbitale e il nucleo. Una radiazione elettromagnetica con energia $E < 100\text{kV}$ interagisce con un elettrone dell'orbitale più interno di un atomo (orbitale S): l'elettrone viene espulso dall'atomo di appartenenza con una certa energia, mentre la radiazione elettromagnetica incidente scompare completamente (si parla di annichilazione della radiazione).

Come sappiamo, gli elettroni degli orbitali più interni sono legati al nucleo da forze di attrazione Coulombiane (carica positiva attrae carica negativa). L'energia con cui viene espulso l'elettrone corrisponde all'energia della radiazione incidente meno l'energia di legame che tiene l'elettrone fermo all'interno dell'orbitale S. L'effetto fotoelettrico finisce qui, ma ha una conseguenza molto importante: gli elettroni che si trovano negli stati energetici superiori cercano di andare ad occupare la mancanza lasciata dall'elettrone che si è staccato. Ovviamente, se un elettrone salta verso l'orbitale S e va a colmare la mancanza, se ne genererà un'altra, e quindi un altro elettrone andrà a colmarla e così via. Quindi, si genera una radiazione X che proviene dalla caduta di elettroni atomici che dagli orbitali (shell) più esterni vanno ad occupare le vacanze lasciate libere in orbitali più interni. Ovviamente, infatti, passando da un orbitale a maggiore energia ad uno a minore energia si deve liberare dell'energia, che viene emessa sotto forma di radiazione X. Le radiazioni X hanno solitamente un'energia minore rispetto alle radiazioni gamma e, proprio per questo motivo, hanno un'enorme facilità ad essere riassorbite all'interno dello stesso tessuto nel quale sono state generate.

Effetto Compton: si verifica per radiazioni elettromagnetiche che trasportano un'energia nettamente maggiore rispetto a quella necessaria per il verificarsi dell'effetto fotoelettrico. Una radiazione elettromagnetica di $E > 100 \text{ keV}$ interagisce con un elettrone dell'orbitale più esterno di un atomo. In questo caso, l'energia di legame che vincola l'elettrone al nucleo è trascurabile rispetto all'energia della radiazione incidente. Come conseguenza dell'interazione, l'elettrone viene espulso con un'energia molto simile a quella della radiazione incidente. La radiazione incidente si annichila, scompare completamente; al suo posto, però, viene creata una seconda radiazione elettromagnetica di tipo gamma (è la cosiddetta radiazione diffusa). Questa radiazione gamma secondaria non è il risultato di una deflessione della radiazione primaria (questa è del tutto scomparsa!), bensì è una radiazione completamente diversa. Essa presenta traiettoria obliqua rispetto a quella originaria e, possedendo un'energia sufficientemente alta, può emergere dal tessuto in cui si è generata ed andare ad incidere in modo non perpendicolare sul detettore, inducendo così una distorsione dell'immagine.

Creazione di coppie: si realizza quando abbiamo una radiazione di energia incompatibile sia con gli orbitali esterni che con quelli interni. In questo caso, si ha un'interazione tra il campo nucleare e la radiazione elettromagnetica stessa. Tutto questo può avvenire grazie alla presenza di una particella π , detta pione, che stabilisce la possibilità di scambio energetico tra due enti disomogenei. La radiazione si annichila completamente e, al suo posto, compaiono una particella beta - e una particella beta +. L'energia necessaria per creare una particella beta + è pari alla massa di un elettrone moltiplicato per la velocità della luce al quadrato (511 keV); la stessa energia è richiesta per creare una particella beta -. Ne deduciamo che, se la radiazione elettromagnetica deve generare queste due particelle beta, la sua energia deve essere almeno uguale (se non superiore) a $2 \cdot 511 \text{ keV}$ (1022 keV).

Riassumendo, il tipo di interazione dipende dall'energia del fotone. Oltre a saper descrivere i diversi tipi di interazione, per il Colagrande è necessario che voi sappiate che:

- Per radiazioni elettromagnetiche di energia $< 100 \text{ keV}$, sarà prevalente l'effetto fotoelettrico: otterremo, quindi, una minore penetrazione (ricorda che i kV descrivono l'energia o durezza del fascio, ovvero la sua capacità di penetrazione), un contrasto accentuato (infatti, quando siamo in regime fotoelettrico il numero atomico Z è elevato alla quarta, determinando una forte accentuazione delle differenze di contrasto tra tessuti adiacenti) e sarà assente la radiazione diffusa (si esaurisce tutto nell'interazione del fotone X con l'elettrone dell'orbitale più interno);
- Per radiazioni elettromagnetiche di energia $> 100 \text{ keV}$, prevarrà, invece, l'effetto Compton: otterremo una maggiore penetrazione, minore risoluzione di contrasto (Z non è più elevato

alla quarta potenza) e sarà presente una radiazione diffusa o secondaria. Questa radiazione, incidendo in modo non perpendicolare sul detettore, potrebbe indurre una distorsione dell'immagine. Per questo, è importante utilizzare una griglia anti-diffusione, che viene posta tra il soggetto ed il detettore stesso, allo scopo di eliminare la radiazione diffusa emergente ed impedire così che vada ad alterare la qualità dell'immagine.

3. Danni da radiazioni

Come prima cosa dobbiamo classificare il danno da radiazioni in:

A. **Danno deterministico:** le principali caratteristiche di questo tipo di danno sono:

- *Dose dipendente:* compare solo al superamento della dose soglia. Per ogni effetto esiste una dose soglia caratteristica al di sotto della quale il danno non compare. Il superamento della dose soglia determina l'insorgenza del danno in tutti i pazienti irradiati (sia pure nell'ambito della variabilità individuale)
- *Gradualità:* la gravità delle manifestazioni aumenta all'aumentare della dose.
- *Comparsa precoce:* in genere insorgono entro ore, giorni o settimane, solo raramente l'insorgenza è tardiva (mesi, anni)

B. **Danno stocastico:** le principali caratteristiche di questo tipo di danno sono:

- *Dose indipendente:* non richiede il superamento di un valore soglia per manifestarsi.
- *Carattere probabilistico:* ha una frequenza di comparsa molto piccola che aumenta all'aumentare della dose. Quindi il rischio aumenta all'aumentare della dose ricevuta, ma non si annulla neppure per dosi piccolissime.
- *Del tutto o nulla:* non c'è gradualità di manifestazione in base alla dose ricevuta → la dose non rende un effetto più grave, ma più probabile, perché è un effetto del tutto o nulla.
- *Comparsa tardiva:* il danno compare a distanza di anni o decenni dall'irradiazione sotto forma di lesioni tumorali indistinguibili da quelle indotte da altri cancerogeni. Tra l'esposizione e la comparsa del danno intercorre un periodo variabile tra qualche anno (leucemia) ed oltre 30 anni (tumori ossei). Le neoplasie che possono comparire sono: leucemia, tumori ossei, tumori del polmone, tumori cutanei, carcinoma della tiroide, carcinoma della mammella e sarcoma dei tessuti molli.

A questo punto vi potrebbe chiedere: **quando si è scoperto che le radiazioni possono dar luogo a tumori secondari?** Quando si è iniziato a trattare i tumori (es: linfomi mediastinici) con le radiazioni → in questi pazienti spesso sono insorti dei *secondi tumori*, come carcinomi della tiroide, a distanza di alcuni anni. Oggi, in radioterapia, si utilizzano i trattamenti frazionati per ridurre questi danni. Altra domanda: **è possibile differenziare un tumore radioindotto da un tumore non radioindotto?** NO! Non ci sono differenze che ci permettono di fare diagnosi differenziale tra queste due forme, che sono del tutto sovrapponibili.

Un'altra classificazione dei danni è quella che li suddivide in:

A. **Somatici**

B. **Genetici:** colpiscono i gameti e determinano alterazioni che possono essere trasmesse alla progenie.

Tra i danni somatici puoi citare la **Sindrome da panirradiazione:** si verifica in soggetti che vanno incontro ad una irradiazione globale (total body) >1Gy, senza che le radiazioni vadano a concentrarsi a livello di un punto in particolare. Può verificarsi in seguito all'esplosione di una bomba atomica, in seguito a disastri nucleari come quello di Chernobyl, oppure in seguito all'irradiazione effettuata prima del trapianto di midollo osseo. Sappiamo che la tolleranza alle radiazioni del nostro organismo si abbassa via via che l'irradiazione interessa una superficie più

ampia; quindi, la tolleranza alle radiazioni è molto bassa quando viene a coinvolgere l'intera superficie corporea. Nell'uomo, la dose letale 50, ovvero la dose in grado di uccidere il 50% dei soggetti, è pari a 3-4 Gy. La sindrome da panirradiazione è caratterizzata da una fase prodromica, che comprende nausea, vomito, diarrea, cefalea, ipotensione, astenia, etc. La brevità della latenza, l'intensità e la persistenza di questi sintomi sono indicative di una maggiore gravità della prognosi e sono ovviamente correlate alla dose assorbita. Dopo 48 ore, i sintomi prodromici iniziano a ridursi, per lasciare piano piano spazio a quelli ematologici, gastroenterici e nervosi. Si distinguono classicamente tre sottosindromi separate e dose-correlate che concorrono a costituire la sindrome da panirradiazione:

- **Sindrome ematologica o midollare:** compare per dosi superiori a 2.5 Gy, le quali determinano una sterilizzazione del midollo osseo emopoietico. Il 50% dei pazienti sopravvive, mentre nella restante parte dei casi si va incontro a morte nell'arco di 5-6 settimane. I linfociti scompaiono nell'arco di poche ore dall'irradiazione, le piastrine nell'arco di alcuni giorni e i globuli rossi nell'arco di 2 mesi. Il quadro clinico è caratterizzato da febbre, infezioni, emorragie.
- **Sindrome gastrointestinale:** compare per dosi superiori a 6 Gy e risulta essere letale nel 100% dei pazienti. Il quadro clinico è caratterizzato da vomito, diarrea profusa, squilibrio elettrolitico, febbre, malassorbimento, disidratazione. Il tutto è dovuto ad una lesione a carico dei villi intestinali come conseguenza della morte delle cellule staminali dell'epitelio intestinale. La morte insorge nell'arco di 1-2 settimane per shock settico.
- **Sindrome neurologica:** compare per dosi superiori a 10-20 Gy e risulta essere letale nel 100% dei pazienti. Il quadro clinico è caratterizzato da offuscamento della coscienza, disorientamento, convulsioni, coma. Il tutto è dovuto ad una lesione a carico della barriera ematoencefalica a cui consegue edema cerebrale e ipertensione endocranica. La morte insorge nell'arco di 24-48h.

Una volta il Colagrande ha chiesto di parlare dei **danni genetici**. Riguardo a questi, sulle dispense e sulle sbobine non ho trovato niente. Vi posso dire che voleva sapere il concetto di *ormesi*, e la *regola dei dieci giorni*. L'ormesi si può definire, in questo caso, come la capacità da parte di cellule e tessuti di sviluppare una radioresistenza a dosi di una certa intensità, dopo aver subito l'esposizione a basse dosi. In pratica, secondo questo concetto, nei discendenti dei soggetti esposti a radiazioni, non si osservano aberrazioni cromosomiche o particolari mutazioni, ma addirittura si osserva una maggiore capacità di resistere all'esposizione a radiazioni. La *regola dei 10 giorni*, invece, ci dice che il periodo in cui eseguire esami radiologici che comportano una dose elevata (>1 mSv) all'utero, dovrebbe essere compreso entro 10 giorni dalla data d'inizio dell'ultima mestruazione.

4. Le tre dosi

Quando il Colagrande fa questa domanda, la prima cosa che dovete dire è che esistono due tipologie di misure di dose: **misure dosimetriche** e **misure protezionistiche**. Nelle misure dosimetriche è compresa la DOSE ASSORBITA, la cui unità di misura è il Gray; nelle protezionistiche rientrano invece la DOSE EQUIVALENTE e la DOSE EFFICACE, misurate in Sievert. A questo punto potrebbe chiedervi: cosa vuol dire misura dosimetrica? Qual è l'utilità pratica di una misura dosimetrica come la dose assorbita? La risposta è che la dose assorbita può essere utile per confrontare tra loro due strumenti, due sorgenti di radiazioni: tra uno che ne emette meno e uno che ne emette di più ne preferiamo uno che ne emette di più! Questo potrebbe non tornarvi, direte "ma maggiore dose assorbita significa maggiore danno per i tessuti", ricordate però che stiamo parlando di una misura dosimetrica, non protezionistica! Quindi quello che dovete dire è che **in un confronto tra due**

strumenti preferiamo quello che consente di avere una dose assorbita maggiore poiché ciò significa ottenere immagini di migliore qualità! Per quanto riguarda, invece, l'utilità delle due dosi protezionistiche, questa sta chiaramente nel poter fare un confronto tra due strumenti, ma stavolta in termini di protezione sull'individuo esposto a radiazioni: **minori sono i Sievert, meglio sarà per il soggetto, che subirà un danno tissutale minore da parte delle radiazioni!**

Vediamo ora le singole dosi.

Dose assorbita: è la quantità di energia assorbita da un mezzo a seguito di esposizione a radiazioni per unità di massa. Rappresenta il rapporto tra l'energia ceduta dalla radiazione ionizzante ad un determinato volume di materia e la massa di quel volume:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

L'unità di misura è il Gray (Joule/Kg). Attenzione! La dose assorbita non viene misurata su un materiale qualsiasi, ma sull'acqua. Quindi, più correttamente si tratta della quantità di energia ceduta per unità di massa di acqua. E quindi si misura in Joule/Kg di acqua. Ricorda anche che prima di utilizzare il Gray, si utilizzava il rad (1 Gray = 100 rad) e prima ancora il Roentgen (che si misura in aria, non in acqua; vedi infatti il concetto di esposizione).

Dose equivalente: è indicata con la lettera H e rappresenta il prodotto della dose assorbita (D) per il *fattore di ponderazione (o di qualità) (Wr)*. Wr sta per *radiation weighting factor*, ovvero fattore di peso della radiazione, e tiene conto della diversa pericolosità dei vari tipi di radiazione. Si misura in Sievert (Sv). Il fattore di ponderazione Wr ha un valore differente per le varie tipologie di radiazione:

- Raggi X, elettroni, raggi gamma → 1
- Neutroni e protoni → 10
- Particelle alfa → 20

Qua classicamente il Colagrande chiede di fare un esempio per vedere se avete capito il concetto di dose equivalente, per cui dovete banalmente dire che, prendendo una dose assorbita di 1Gy, H sarà pari a $1 \times 1 = 1$ Sv per i raggi X o i raggi gamma, mentre sarà pari a $1 \times 20 = 20$ Sv per le particelle alfa, che quindi saranno responsabili di un maggiore danno a livello dei tessuti corporei, a parità di dose assorbita.

Dose efficace: è indicata con la lettera E e rappresenta la sommatoria di tutti gli equivalenti di dose ponderati nei diversi tessuti e organi del corpo. Ciò significa che dobbiamo fare la sommatoria di tutti gli equivalenti di dose relativa a ciascun tessuto e moltiplicarla per il fattore di ponderazione di quel tessuto; il fattore di ponderazione si indica con W_t , *tissue weighting factor*, ovvero fattore di peso tissutale, e tiene conto della diversa radiosensibilità degli organi. Imparate i valori di W_t della tabella qui a fianco perché li chiede! La tipica domanda che il Colagrande fa a questo punto è: come sono stati trovati questi valori? Con uno studio epidemiologico prospettico fatto sulle popolazioni esposte a disastri nucleari come quello di Chernobyl o alle bombe atomiche lanciate su Hiroshima e Nagasaki: la popolazione è stata suddivisa

Organo o tessuto	Fattore di ponderazione W_T
Gonadi	0.2
Midollo osseo (rosso)	0.12
Colon	0.12
Polmone (vie respiratorie toraciche)	0.12
Stomaco	0.12
Vescica	0.05
Mammelle	0.05
Fegato	0.05
Esofago	0.05
Tiroide	0.05
Pelle	0.01
Superficie ossea	0.01
Rimanenti organi o tessuti	> 0.05

in sottogruppi in base alla distanza dall'epicentro dell'esplosione e ciò che è stato osservato è che a distanze diverse si riscontrano effettivamente cause di morte differenti, quindi una diversa sensibilità di ciascun organo alle differenti dosi di radiazioni.

5. Circuiti del tubo radiogeno

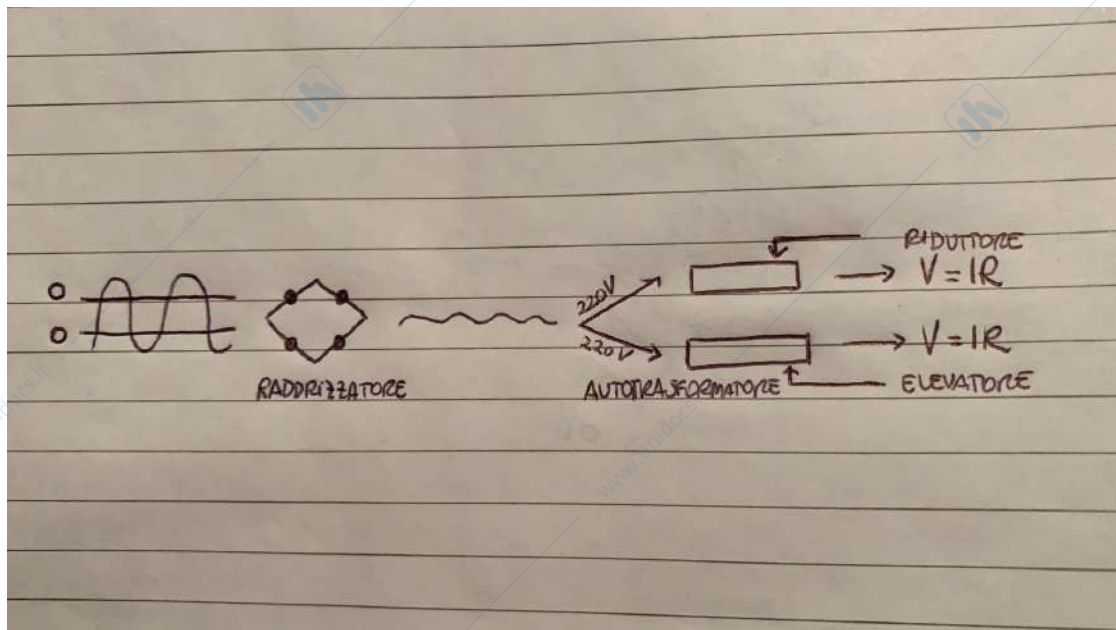
Il tubo radiogeno è lo strumento utilizzato per produrre i raggi X; si tratta di un tubo di vetro all'interno del quale viene creato il vuoto. Alle due estremità del tubo radiogeno abbiamo:

- **Catodo:** è il polo negativo ed è costituito da un filamento metallico di tungsteno avvolto a spirale all'interno del quale viene fatta passare della corrente.
- **Anodo:** è il polo positivo ed è formato da una piastra metallica di tungsteno, un materiale che risulta essere adatto perché presenta un grande numero atomico, un'elevata temperatura di fusione ($>2500^{\circ}\text{C}$) e una buona conducibilità termica. A livello dell'anodo, dato che durante la genesi dei raggi X si viene a formare anche una grande quantità di calore, vengono installati dei sistemi di raffreddamento passivi (alette dissipatrici) e attivi (serpentina in cui circola acqua e olio); inoltre, il surriscaldamento può essere limitato utilizzando un anodo rotante, in modo che il punto di incidenza degli elettroni cambi in continuazione; questo meccanismo serve anche ad evitare la formazione di crateri a livello della piastra di tungsteno. L'anodo rotante è composto da un disco di tungsteno attaccato ad un rotore composto da 3 bobine inclinate tra loro di 120° . Il tubo a raggi X è contenuto all'interno di una cuffia di piombo che serve per schermare le radiazioni e per limitare i rischi che derivano dall'esposizione alle radiazioni stesse. L'unica zona che permette il passaggio delle radiazioni è la finestra di raggi X, che serve a formare un fascio collimato di raggi X; la finestra è composta da un sottile strato di berillio, che unisce buone proprietà meccaniche ad un basso assorbimento di raggi X.

Il tubo radiogeno è alimentato da 2 circuiti:

- Circuito 1:** si tratta del piccolo circuito, quello che alimenta la spirale del catodo; la corrente che scorre all'interno di essa fa sì che, per effetto Joule, la spirale diventi incandescente; secondo l'effetto Joule, la quantità di calore (iota Q) prodotto da una intensità di corrente (i) che passa attraverso un conduttore (di resistenza R) in un determinato intervallo di tempo, equivale alla resistenza moltiplicata per il quadrato dell'intensità di corrente moltiplicata per l'intervallo di tempo. In un metallo portato a temperatura elevata, gli elettroni presenti al suo interno possono raggiungere un'energia cinetica di agitazione termica sufficiente a superare l'energia che li tiene legati al nucleo \rightarrow questo provoca l'emissione di elettroni dal metallo stesso (effetto termoionico o di Edison).
- Circuito 2:** si tratta del grande circuito, quello che collega il catodo con l'anodo. Questo circuito garantisce che si venga a formare una differenza di potenziale tra questi due punti. Gli elettroni che vengono emessi dal catodo, quindi, saranno sottoposti ad una forza che li fa muovere dal catodo verso l'anodo. La forza risulta essere proporzionale alla differenza di potenziale e alla carica dell'elettrone \rightarrow L'energia cinetica acquisita da un elettrone libero di muoversi in un campo elettrico è uguale al lavoro compiuto dalle forze del campo (proporzionali alla ddp) sulla sua carica elettrica. Per convenzione, l'energia cinetica acquisita da un elettrone accelerato da una ddp di 1V è uguale ad 1eV (elettronVolt). La corrente fornita dal generatore è alternata; la corrente alternata non è adatta per alimentare il tubo radiogeno: infatti, ad ogni semionda ci sarebbe un'inversione della polarizzazione tra

catodo e anodo con conseguente inversione della direzione di moto degli elettroni. Per questo motivo è necessario utilizzare un *raddrizzatore* che, tramite dei diodi, permette di convertire la corrente da alternata a continua. Questo circuito, inoltre, necessita di 3 trasformatori:



- **Autotrasformatore o trasformatore selettore:** serve per regolare la ddp iniziale tra anodo e catodo variando la R del circuito; presenta una manopola che permette di chiudere il circuito a vari livelli e quindi di cambiare la ddp.
- **Trasformatore riduttore:** serve per cambiare la tensione a livello della spirulina; normalmente questa riceve 220 V, ma, grazie al trasformatore, la tensione viene ridotta a 10-22V.
- **Trasformatore elevatore:** serve ad aumentare la tensione a livello dell'anodo; l'anodo riceve 220V, ma questa tensione viene aumentata fino a 40-150 KV.

In pratica, grazie a questi tre trasformatori, la ddp tra anodo e catodo diviene molto elevata.

Spesso il Colagrande cerca di farti fare un collegamento tra il valore della ddp, il valore della corrente e le caratteristiche dei raggi X emessi dal tubo radiogeno. Quello che devi ricordare è che le caratteristiche dei raggi X sono le seguenti:

- Energia (durezza):** per aumentare l'energia dobbiamo aumentare la ddp tra anodo e catodo → così facendo aumenterà l'energia cinetica del singolo elettrone e, di conseguenza, verranno prodotti fotoni X di maggiore energia, più *penetranti*, più duri, in grado di attraversare anche materiali ad elevato assorbimento (es: osso) e grandi spessori.
- Intensità:** per aumentare l'intensità, ovvero il numero di fotoni emessi, dobbiamo aumentare l'intensità di corrente che attraversa la spirulina → così facendo aumenta il numero di elettroni che vengono emessi dalla spirulina e, di conseguenza, aumenta anche il numero di fotoni X che vengono prodotti a seguito dell'urto con l'anodo. Dal numero di fotoni emessi dipende la *risoluzione spaziale dell'immagine*, che sarà tanto maggiore quanto maggiore è il numero di fotoni emessi. Se, ad esempio, dobbiamo studiare un individuo piuttosto corpulento, sarà necessario aumentare i kV in modo da aumentare la penetrazione del fascio. Se invece dobbiamo studiare un distretto in movimento, andremo a modulare i mAmpere/secondo: aumenteremo l'intensità di corrente per aumentare la risoluzione spaziale dell'immagine e ridurremo il tempo di acquisizione per ridurre al minimo gli artefatti

da movimento.

Ricorda, inoltre, che all'atto del frenamento, l'energia cinetica degli elettroni si trasforma per il 99% in calore e per l'1% in una forma di energia radiante definita raggi X. Più in dettaglio, l'impatto degli elettroni sull'anodo determina la formazione di:

- **Radiazione di frenamento:** una particella carica sottoposta ad un'accelerazione o ad una decelerazione irradia energia. Ciascun elettrone, urtando ad altissima velocità contro l'anodo, viene frenato dall'interazione con il campo coulombiano del nucleo. Di conseguenza viene emesso un fotone X, la cui energia (inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda) avrà un valore compreso tra 0 e l'energia cinetica iniziale dell'elettrone. Complessivamente, ciascun elettrone darà origine ad un fotone che presenta una propria lunghezza d'onda e quindi una propria energia: il fascio della radiazione di frenamento, quindi, sarà **policromatico**, ovvero costituito da fotoni di diversa energia. Dunque, questo fascio di radiazioni avrà uno spettro energetico continuo (spettro bianco).
- **Radiazione caratteristica (o di fluorescenza):** gli elettroni provenienti dal catodo urtano gli elettroni degli atomi dell'anodo; durante questo urto, gli elettroni provenienti dal catodo eccitano gli elettroni dell'anodo e li portano ad un livello energetico superiore; successivamente, gli elettroni eccitati emettono fotoni X caratteristici di energia pari alla differenza di energia tra i due livelli. La radiazione caratteristica, quindi, sarà composta da fotoni che presentano ciascuno un determinato valore di energia: si formano delle righe che si sovrappongono allo spettro della radiazione di frenamento.
- **Calore**

Per ottenere un fascio **monocromatico**, è necessario utilizzare un cuneo!

6. Legge dell'attenuazione lineare e legge dell'attenuazione geometrica

Legge dell'attenuazione lineare: quando i raggi X attraversano uno spessore di dimensione X , la loro **intensità** (numero di fotoni) cambia secondo la **legge dell'attenuazione lineare:**

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

Dove μ è il coefficiente di attenuazione lineare, che si misura in cm^{-1} e che varia in funzione del *numero atomico del materiale attraversato*, della *lunghezza d'onda* della radiazione incidente e della *densità elettronica*, ovvero del numero di elettroni per unità di volume. In generale sappiamo che l'assorbimento è tanto maggiore quanto maggiori sono il numero atomico medio e la densità elettronica tissutale.

Legge dell'attenuazione geometrica: l'**intensità** di una radiazione che origina da una sorgente puntiforme, come sono i raggi X che originano dal tubo di Coolidge, diminuisce all'aumentare della distanza dalla sorgente. In particolare, l'intensità diminuisce seguendo la **legge dell'attenuazione geometrica:**

$$I = \frac{I_0}{d^2}$$

Dove d rappresenta la distanza dalla sorgente. Dunque, l'intensità del fascio diminuisce secondo il quadrato della distanza percorsa.

7. Immagine analogica-digitale + Pixel e Voxel

Dato che l'occhio umano non possiede recettori in grado di percepire direttamente i fotoni X, sono necessari dei detettori che convertano il fascio di radiazioni attenuato in un'immagine. L'immagine che si ottiene è un'immagine sintetica, un'immagine bidimensionale che deriva dalla

sovrapposizione di numerosi piani. In base al tipo di detettore utilizzato, però, possiamo ottenere un'immagine **analogica** o **digitale** (diretta o indiretta). L'immagine analogica è spazialmente continua, ovvero le dimensioni delle sue unità elementari sono infinitesime; al contrario, l'immagine digitale è suddivisibile in unità elementari spazialmente finite, che sono rappresentate dai *pixel*. Ad ogni pixel di un'immagine corrisponde un elemento *voxel*, ovvero un parallelepipedo ideale, la cui base coincide con la superficie del pixel e la cui altezza è data dallo spessore del corpo attraversato dal fascio. Ogni volta che un fascio di raggi X attraversa un voxel, l'intensità del fascio viene attenuata e tutto ciò viene tradotto in termini di scala di grigi a livello del pixel corrispondente (0 bit = nero / 255 bit = bianco). Più pixel utilizziamo, più ridotta sarà la loro dimensione e maggiore sarà la risoluzione spaziale.

8. Ecografia

L'ecografia (o ultrasonografia) è una metodica diagnostica tomografica e digitale che fornisce immagini di sezioni corporee mediante l'impiego di *ultrasuoni*. Si tratta di una tecnica che utilizza fasci di ultrasuoni con la finalità di ottenere informazioni diagnostiche *morfologiche*, *parametriche* e *funzionali* sulle strutture corporee incontrate. Le immagini ecografiche sono generate dagli echi prodotti nell'interazione di un fascio di ultrasuoni con i tessuti corporei. Dunque, l'ecografia si serve di *ultrasuoni*, ovvero di onde meccaniche longitudinali che necessitano di un mezzo per potersi propagare; possono essere anche definiti come *vibrazioni elastiche della materia* che si propagano solo attraverso un mezzo materiale. Gli ultrasuoni hanno una frequenza che varia tra 20 kHz e 10 MHz; in diagnostica, però, si utilizzano ultrasuoni di frequenza compresa tra 2.5 MHz e 10 MHz. Gli ultrasuoni vengono prodotti da parte dei **crystalli piezoelettrici**, che hanno la capacità di trasformare l'energia elettrica in energia meccanica (onde ultrasonore) e, reversibilmente, di generare una differenza di potenziale elettrico come risposta ad una sollecitazione acustica. Nelle apparecchiature ecografiche, i cristalli piezoelettrici si trovano all'interno della sonda, ovvero del *trasduttore* ecografico. La stessa sonda si pone alternativamente in fase di emissione e in fase di ricezione: per un millesimo del tempo invia ultrasuoni, mentre per i restanti 999 millesimi si pone in fase di ascolto. Vediamo più in dettaglio come funziona questa sonda: viene erogata una differenza di potenziale alle due estremità dei cristalli piezoelettrici; di conseguenza i cristalli si orientano e si contraggono, generando un'onda meccanica longitudinale (ultrasuoni). A questo punto i cristalli entrano in fase di ricezione e, nel momento in cui vengono investiti da segnali d'eco ultrasonori, generano un segnale elettrico, ovvero una ddp, proporzionale al segnale meccanico ricevuto. Questo segnale elettrico, quindi, viene convertito in un segnale digitale. La sonda ha tanti cristalli che, ciclicamente, vengono posti in fase di invio e di ricezione, in modo che possa essere fornita un'immagine continua. Per poter studiare correttamente le strutture corporee, è necessario posizionare la sonda in maniera corretta, per far sì che questa, una volta inviato il suono, sia in grado di recepire l'eco; se l'angolo con cui viene posizionata la sonda è sbagliato e non corrisponde alla direzione lungo la quale viene inviato l'eco, l'immagine non si forma.

Le caratteristiche degli ultrasuoni sono:

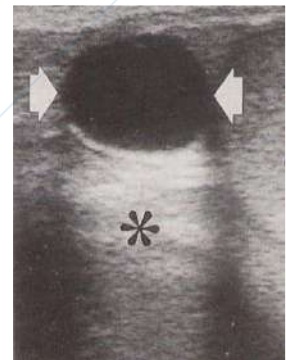
- **Lunghezza d'onda:** è la distanza tra due picchi successivi dell'onda e si misura in metri. È pari al rapporto tra velocità e frequenza.
- **Frequenza:** è il numero di cicli al secondo e si misura in Hz.
- **Velocità di propagazione:** è la distanza percorsa dall'onda nell'unità di tempo e si misura in m/s; dipende dal mezzo di propagazione; ad esempio, nell'aria è di 331 m/s. In generale, la velocità aumenta con l'aumentare della densità del mezzo attraversato e si riduce con l'aumentare dell'impedenza. L'*impedenza* viene definita come una misura dell'opposizione che un sistema materiale presenta al flusso acustico.

- **Periodo:** è il tempo necessario perché passino due successive compressioni nello stesso punto.
- **Ampiezza dell'onda:** è l'altezza dell'onda.
- **Intensità:** indica la potenza del fascio e si misura in W/cm^2 .

Concentriamoci sulla **frequenza**: questa dipende dallo spessore del cristallo; maggiore è la frequenza degli ultrasuoni e migliore è la risoluzione spaziale e maggiore è l'assorbimento del fascio. L'assorbimento del fascio di ultrasuoni è responsabile dell'attenuazione del fascio stesso ed aumenta con l'aumentare della frequenza, con l'aumentare dello spessore corporeo attraversato e con l'impedenza acustica del mezzo. Per questo motivo, quando dobbiamo studiare gli **organi profondi** dobbiamo utilizzare basse frequenze, comprese tra 2.5-3.5 MHz, mentre quando dobbiamo studiare **strutture superficiali** (muscoli, tendini, tiroide, mammella) possiamo utilizzare anche alte frequenze (7.5-10 MHz), che, tra l'altro, ci permettono di avere una maggiore risoluzione spaziale e un maggior dettaglio geometrico.

La **riflessione** degli ultrasuoni (che genera gli echi) avviene quando le onde incontrano numerose **interfacce**, ovvero zone di passaggio tra aree a differente impedenza acustica. Per le leggi dell'ottica, inoltre, sappiamo che l'intensità dell'eco riflessa è massima per le interfacce perpendicolari al fascio di ultrasuoni incidente. Le strutture che presentano un'organizzazione interna omogenea risultano essere *ipoecogene*, perché il fascio di ultrasuoni, attraversandole, non incontra alcuna interfaccia; queste strutture, quindi, appariranno *neri*. Le strutture che presentano un'organizzazione interna non omogenea risultano essere *iperecogene*, perché il fascio di ultrasuoni, attraversandole, incontra numerose interfacce; queste strutture, quindi, appariranno *bianche*. NB: con il termine *iperecogeno* si indica una struttura iper-riflettente rispetto alle strutture circostanti, ovvero una struttura che manda indietro una quantità di eco superiore rispetto a quella che viene inviata dalle strutture circostanti. Facciamo alcuni esempi.

- **Liquidi puri** (acqua, sangue, urina, bile): essendo privi di interfacce acustiche appaiono neri, ovvero completamente *anecogeni*. Le strutture anatomiche collocate posteriormente ad una struttura anecogena, inoltre, risultano essere più ecogene dei tessuti circostanti, poiché il fascio di ultrasuoni incidente non ha subito alcuna riflessione nell'attraversare il fluido. Prendiamo ad esempio una cisti contenente liquido: gli ultrasuoni che attraversano il liquido non vengono riflessi e non vengono attenuati; al contrario, gli ultrasuoni che attraversano la parete della cisti perdono parte della loro forza; per questo motivo si formano due tracce laterali nell'immagine ecografica, tra le quali è presente una zona iperecogena che viene definita come *rinforzo di parete posteriore*, dovuta all'onda che, passando attraverso il liquido, non ha perso forza. Ovviamente, se un liquido non è puro, ma è corpuscolato (es: pus), risulta essere iperecogeno.
- **Strutture solide:** possiedono una quantità variabile di interfacce acustiche che generano segnali di eco; pertanto, le strutture solide possono essere definite ecogene. L'ecogenicità è rappresentata dal grado di luminosità dell'immagine ecografica valutata in riferimento ad un organo limitrofo: le strutture con uguale ecogenicità vengono definite *isoecogene*, quelle con maggiore ecogenicità *iperecogene* (più chiare), e quelle con minore ecogenicità *ipoecogene* (più scure). Tra le strutture solide abbiamo:
 - Osso, calcificazioni, calcoli biliari e urinari: sono elementi ad elevatissima impedenza acustica e riflettono quasi completamente il fascio ultrasonoro. Dunque, sono iperecogeni e determinano la formazione di un cono d'ombra posteriore (o sbarramento acustico posteriore), che impedisce di osservare i tessuti che si trovano posteriormente a queste strutture.



- **Parenchima epatico, parenchima renale, neoformazioni:** sono iperecogene, ma meno rispetto alle all'osso e alle calcificazioni. Gli angiomi, ad esempio, sono spesso iperecogeni perché presentano numerose trabecolature vascolari e connettivali che determinano la riflessione degli ultrasuoni. NB: non bisogna semplificare le cose in modo eccessivo; un piccolo tumore maligno, ad esempio, all'inizio della sua evoluzione risulta essere omogeneo, perché presenta una cellularità abbastanza ordinata; dunque, inizialmente appare ipoecogeno. Col tempo, però, sviluppa aree di necrosi, colliquazione, aree cistiche, etc; di conseguenza diviene iperecogeno.

I principali ostacoli all'esecuzione di un'ecografia sono:

1. **Paziente non collaborante** (es: anziano che perde la consapevolezza del respiro)
2. **Grasso**
3. **Aria:** il problema è che gli ultrasuoni, interagendo con l'aria, vengono scatterati, ovvero vengono deviati dalla loro direzione di moto e il risultato è un'iperriflettenza. Dunque, il meteorismo, ovvero la presenza di gas all'interno del tratto GI, determina un impedimento all'esecuzione dell'ecografia.

Per quanto riguarda il grasso, sappiamo che quello sottocutaneo normalmente risulta essere ipoecogeno, mentre quello epatico (es: in caso di steatosi) risulta essere iperecogeno. Questa differenza deriva dal fatto che, mentre il grasso sottocutaneo è macrovacuolare e omogeneo, quello epatico è microvacuolare e disomogeneo, e dunque risulta iperecogeno.

I principali trasduttori che vengono utilizzati per eseguire un'ecografia sono:

- **Sonda lineare:** consente di ottenere immagini rettangolari e viene utilizzata per analizzare le strutture superficiali, come muscoli e mammella (alte frequenze).
- **Sonda settoriale:** fornisce immagini di morfologia conica con apice a livello dell'interfaccia trasduttore-cute e viene utilizzata per lo studio di strutture profonde (es: strutture sotto le coste come il cuore).
- **Sonda sector o convex:** presenta una superficie di contatto con la cute del paziente convessa e fornisce un'immagine a tronco di cono. Viene utilizzata per effettuare ecografie addominali.

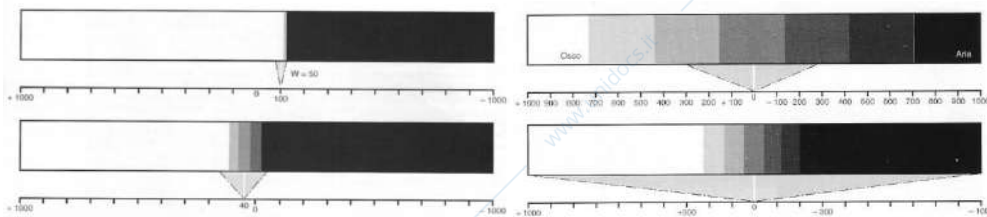
9. TAC

La TAC è una tecnica di imaging **digitale, tomografica, analitica**, in quanto ci consente di ottenere immagini rappresentative delle sole strutture presenti in singoli strati della regione corporea in studio. La tomografia assiale computerizzata sfrutta una sorgente di raggi X che ruota attorno al paziente in modo solidale ad una schiera di rivelatori. Viene definita assiale perché è in grado di rappresentare sezioni assiali di spessore finito del corpo umano. Più in dettaglio, la TC ci consente di misurare e di rappresentare la mappa dei coefficienti di attenuazione della sezione interessata. Ciascuno strato più o meno sottile del corpo viene attraversato da un fascio di raggi X altamente collimato e prodotto da un tubo che ruota attorno al paziente, in maniera consensuale a dei rivelatori posti al di là del paziente. Grazie alla rotazione del tubo, possiamo ottenere dei dati, relativi all'attenuazione del fascio, da diversi punti di vista → tutti questi dati vengono inviati ad un computer (da qui "tomografia computerizzata") che, attraverso complessi algoritmi, ricostruisce le immagini delle strutture anatomiche presenti nello strato considerato. In pratica, grazie a questo meccanismo, si misurano i valori di attenuazione lineare delle radiazioni lungo diverse angolazioni. L'immagine TC è un'immagine digitale di uno strato corporeo e, perciò, è composta da pixel ai quali viene attribuito il corrispettivo valore numerico di attenuazione. I valori di attenuazione dei diversi tessuti vengono misurati in UH (Unità Hounsfield) e vengono rapportati al valore dell'acqua, che, per convenzione, è 0 UH. I valori più alti sono quelli delle strutture a massima densità (osso compatto +1000 UH), mentre i valori più bassi sono quelli delle strutture a minima densità (aria -1000 UH). I valori di UH vengono

espressi sulle immagini sotto forma di diversi toni del grigio. Le varie strutture contenute all'interno di uno strato potranno essere quindi definite:

- **Iperdense:** quando i loro valori di attenuazione sono superiori a quelli dei tessuti circostanti. Le strutture iperdense appaiono di colore vicino al bianco.
- **Ipodense:** quando i loro valori di attenuazione sono inferiori a quelli dei tessuti circostanti. Le strutture ipodense appaiono di colore vicino al nero.
- **Isodense:** quando i loro valori di attenuazione sono uguali a quelli dei tessuti circostanti.

I livelli di grigio vengono assegnati solo ad un range ristretto della scala di Hounsfield che viene denominato *finestra*: tutti i tessuti che presentano valori densitometrici superiori al limite superiore saranno rappresentati in bianco, mentre tutti i tessuti che presentano valori densitometrici inferiori al limite inferiore saranno rappresentati in nero. Nel definire una finestra possiamo definire il **livello** (IMMAGINE 1) e l'**ampiezza** (IMMAGINE 2).



Questa finestra può essere regolata dall'operatore: una finestra ampia riduce il **contrasto** tra tessuti adiacenti e può essere utilizzata per l'analisi di distretti corporei costituiti da tessuti a densità assai differente (es: torace dove abbiamo parenchima polmonare ipodense e osso iperdense); una finestra più stretta aumenta il **contrasto** e quindi può essere utilizzata per esaminare il mediastino o il parenchima epatico, dove ci sono strutture poco differenti tra di loro in termini di densità. Solitamente gli apparecchi per la TAC mettono a disposizione finestre predefinite per i vari distretti corporei.

Dagli anni '70 si sono succedute una serie di evoluzioni delle apparecchiature TAC che hanno progressivamente *migliorato la qualità delle immagini e ridotto il tempo di scansione*.

10.1 tre momenti della risonanza magnetica

Quando il Colagrande vi fa questa domanda, limitatevi davvero a dire le cose essenziali, a lui piacciono i discorsi sintetici. Ovviamente io vi consiglio di capire bene come funziona la RMN, magari aiutandovi con gli appunti di fisica nucleare, con il libro o con siti internet dedicati, perché poi vi resterà molto più semplice mettere in piedi un discorso sui tre momenti della RMN (meglio di imparare a memoria delle frasi apparentemente senza senso insomma). Comunque, la risposta a questa domanda è:

1. **Orientamento magnetico:** i nuclei di H immersi nel campo magnetico B_0 si orientano secondo la direzione di quest'ultimo, in senso parallelo (energicamente più probabile) o antiparallelo, e, intorno a questa direzione, **precessano** senza coerenza di fase con una frequenza proporzionale all'intensità di B_0 , secondo la legge di Larmor. La sommatoria delle loro magnetizzazioni microscopiche dà luogo ad una magnetizzazione macroscopica longitudinale, ovvero diretta secondo la direzione del campo. **NB: solamente 5 parti per milione dei nuclei di idrogeno si orientano!**
2. **Eccitazione:** mediante irraggiamento con onde elettromagnetiche di frequenza uguale a quella di precessione dei nuclei, il sistema viene posto in condizioni di risonanza e i nuclei possono effettuare la transizione dal livello energetico più basso (orientamento parallelo) a quello più elevato (orientamento antiparallelo). Dosando opportunamente la durata

dell'impulso, le due popolazioni nucleari raggiungono la parità numerica e si pongono anche in coerenza di fase sull'orbita precessionale. A questo fenomeno microscopico corrisponde la progressiva flessione della magnetizzazione macroscopica fino a un piano ortogonale alla direzione del campo magnetico B_0 , sul quale essa ruota con velocità angolare pari a quella di precessione nucleare.

3. **Rilassamento:** cessato l'impulso, il sistema tende a tornare alla condizione iniziale, generando una forza elettromotrice indotta nella bobina ricevente, che è alla base della genesi del segnale FID (*Free Induction Decay*). Tale segnale ha un'intensità iniziale proporzionale al numero di nuclei presente per unità di volume (densità protonica).

11. T1, T2 e diffusione

Di fronte a questa domanda, potreste iniziare presentando i concetti di T1 e T2 come li avete studiati. Il **T1**, definito come tempo di rilassamento spin-reticolo o tempo di rilassamento longitudinale, descrive il graduale ritorno della magnetizzazione macroscopica longitudinale al suo valore iniziale; ciò consegue al processo di restituzione dell'energia dai protoni eccitati (spin) all'ambiente circostante (reticolo) dal momento in cui viene sottratto l'impulso a 90° . Se lo esprimiamo da un punto di vista matematico, su una funzione esponenziale il T1 è il tempo impiegato dalla MML per recuperare il 63% del proprio valore iniziale. Il T1, dunque, è espressione di uno scambio termodinamico tra i protoni di idrogeno eccitati e la componente non idrogenionica del tessuto. Quanto più efficiente risulta essere lo scambio energetico, tanto più breve sarà T1 e tanto più elevato sarà il segnale. Se noi consideriamo che ciascun tessuto presenta una propria frequenza di vibrazione intrinseca, possiamo dire che lo scambio energetico sarà tanto più rapido quanto più la frequenza di vibrazione intrinseca del tessuto si avvicina alla frequenza di Larmor, ovvero alla frequenza di risonanza della componente idrogenionica. Normalmente si utilizza un campo magnetico di intensità pari a circa 1.5 Tesla: per questa intensità del campo magnetico applicato, alla temperatura del corpo umano la frequenza di Larmor si avvicina molto alla frequenza di vibrazione del tessuto lipidico. Dunque, a livello del tessuto adiposo, gli scambi energetici spin-reticolo risulteranno essere efficienti e rapidi → il T1 sarà breve e il segnale sarà intenso nelle sequenze T1 pesate (grasso bianco). Al contrario, nell'acqua, la frequenza di vibrazione delle molecole è ben più elevata rispetto alla frequenza di Larmor classica, quindi avremo uno scambio energetico inefficiente → T1 lungo, con conseguente segnale debole nelle sequenze T1 pesate (acqua nera). Anche per quanto riguarda i tessuti fibrosi e composti da proteine non idratate, essendo in questo caso la frequenza di vibrazione molto inferiore rispetto alla frequenza di Larmor, lo scambio energetico sarà difficoltoso → il T1 sarà lungo e il segnale sarà debole. Una situazione intermedia tra l'acqua e il tessuto lipidico la ritroviamo a livello di alcuni parenchimi, come il parenchima epatico, quello splenico, a livello del muscolo, ecc.

Se avete capito questi concetti, ottimo, peccato che al Colagrande interessa solo una cosa: tralasciando tutti questi tecnicismi "inutili", cos'è alla fin fine il T1? **Il T1 è il parametro che ci permette di capire quali sono le componenti di quel tessuto (lipidi, proteine a catena corta o lunga, melanina...).**

Il **T2**, detto anche tempo di rilassamento spin-spin o tempo di rilassamento trasversale, descrive la graduale riduzione della magnetizzazione macroscopica trasversale fino al valore zero; tutto questo consegue alla progressiva perdita della coerenza di fase acquisita dai protoni durante l'impulso a 90° . Da un punto di vista matematico, su una funzione esponenziale il tempo T2 è il tempo necessario per ridurre del 63% il valore della MMT. Il processo di dispersione di fase è causato dalle

disomogeneità magnetiche che si determinano intorno ad ogni singolo momento magnetico nucleare a causa di due fattori:

- un debole campo magnetico associato ad ogni protone in rotazione intorno al proprio asse e in precessione intorno all'asse di B_0 ; questo campo si somma, per il principio di sovrapposizione, al campo esterno determinando in tal modo un'alterazione del valore del campo magnetico totale per le molecole ad esso adiacenti;
- minime variazioni intrinseche del campo B_0 , che determinano la presenza di disomogeneità persistenti nel campo esterno applicato.

Con il passare del tempo, ogni momento magnetico nucleare ruoterà intorno a B_0 con una propria frequenza di Larmor, leggermente diversa da quella dei momenti magnetici ad esso adiacenti e rispetto ai quali sarà quindi sfasato. Questo processo, che continua fino ad uno sfasamento completo dei momenti magnetici nucleari, si traduce macroscopicamente in una graduale riduzione del valore della MMT. Il T2 è influenzato dal tipo di tessuto: in generale, il T2 sarà tanto più breve quanto minore è la quantità di acqua libera contenuta nel tessuto considerato. Nei liquidi, infatti, le interazioni elettromagnetiche spin-spin sono fluttuanti nel tempo e nello spazio e si annullano reciprocamente: si dice che i liquidi presentano un'elevata omogeneità magnetica e che quindi tendono a permanere a lungo in coerenza di fase → T2 lungo, segnale intenso, colore bianco. Al contrario, nei tessuti ricchi di macromolecole, la rigidità della struttura riduce la possibilità di annullamento delle interazioni elettromagnetiche: si creano dei campi magnetici statici interni al sistema che interagiscono con gli spin adiacenti e che determinano una precoce perdita della coerenza di fase → T2 breve, segnale poco intenso, colore nero.

Di nuovo, possiamo dire che, a parte tutto questo discorso, ciò che al Colagrande interessa è solo che abbiate capito che **il T2 è il parametro che consente di determinare la quantità di acqua libera presente in ciascun tessuto**, nient'altro di più complesso!

Ricordate, inoltre, che il T1 e il T2 sono i parametri contrastografici per eccellenza in ambito di RMN, anzi il T1 lo è ancor di più in quanto esiste un range di variabilità del 1500% tra tessuti corporei differenti, contro un 200% per quanto riguarda il T2 e solo un 20% per quanto riguarda le differenze di densità protonica.

Diffusione: è un parametro utilizzato per produrre immagini basate sui movimenti microscopici (browniani) delle molecole d'acqua. Le immagini pesate in diffusione, dunque, evidenziano le variazioni della mobilità dei protoni dell'acqua nei vari tessuti. Laddove la diffusione, ovvero la mobilità delle molecole di acqua, è maggiore, ovvero facilitata, l'immagine appare più scura perché il segnale è più attenuato (es. edema vasogenico); laddove la velocità di diffusione è minore, ovvero ristretta, le immagini appaiono più chiare perché il segnale è più intenso (es. edema citotossico, lesioni metastatiche in fase avanzata).

Si può dire, allora, che **la diffusione è il parametro che esprime la capacità di movimento delle molecole d'acqua e con grande approssimazione lo stipamento cellulare.**