



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“IMAGING RM E TC:
TECNICHE E VALUTAZIONE DEI
PARAMETRI QUALITATIVI”**

Relatrice: Prof. ssa. ZIMI SAWACHA

Laureanda: MADDALENA FABRIS

ANNO ACCADEMICO 2022-2023

Data di laurea: 18.07.2023

*Alla mia famiglia,
per avermi insegnato che con amore e passione
si può raggiungere l'impossibile.*

Spero di rendervi sempre orgogliosi di me.

ABSTRACT

La seguente ricerca è incentrata sull'imaging a risonanza magnetica e a tomografia computerizzata, che sono tra i sistemi maggiormente utilizzati nell'ambito della diagnostica medica. Nello specifico lo studio vuole essere un approfondimento sulle tecniche e sui parametri da prendere in considerazione al fine di ottenere un'immagine di qualità, che presenti un adeguato contrasto e una buona risoluzione spaziale. L'immagine permette di fornire importanti informazioni diagnostiche, non solo relative alla tipologia e alla grandezza della lesione, ma anche alle sue caratteristiche biologiche, come ad esempio nel caso di lesione benigna o maligna. Immagini poco definite e di scarsa qualità rappresentano dunque un limite nella caratterizzazione delle lesioni e non sempre sono sufficienti a concludere la diagnosi. L'obiettivo primario è dunque ottenere una immagine di alta qualità al fine di ovviare ipotesi diagnostiche, che possono virare dalla benignità alla malignità.

INDICE

INTRODUZIONE	11
CAPITOLO I – L’AZIENDA SEDE DEL TIROCINIO	13
1.1 Attività svolta.....	13
1.2 Tecniche di diagnostica per immagini.....	14
CAPITOLO II – LA RISONANZA MAGNETICA	15
2.1 Funzionamento della risonanza.....	15
2.2 Il contrasto.....	19
2.2.1 Contrasto dipendente dal tempo di rilassamento T2	
2.2.2 Contrasto dipendente dal tempo di rilassamento T1	
2.2.3 Contrasto dipendente dalla densità protonica	
2.3 Le sequenze.....	23
2.3.1 Sequenza spin-echo	
2.4 Vincoli di sequenza.....	25
CAPITOLO III – QUALITÀ DELLE IMMAGINI IN RM	27
3.1 Parametri principali.....	28
3.1.1 Rapporto segnale rumore e contrasto	
3.1.2 Uniformità dell’immagine	
3.1.3 Distorsione geometrica	
3.2 Parametri delle sequenze.....	29
3.2.1 Spessore di strato	
3.2.2 FOV	
3.2.3 Matrice	
3.2.4 Risoluzione spaziale	
3.2.5 TR	
3.2.6 TE	
3.2.7 TI	
3.2.8 Flip Angle	
3.2.9 Flop Angle	

3.2.10	Numero di strati	
3.2.11	Numero massimo di acquisizioni per scansione	
3.2.12	Posizione e planarità dello strato	
3.2.13	Gap	
3.2.14	Numero di acquisizioni	
3.2.15	Numero delle serie	
3.2.16	Numero di echi	
3.2.17	Numero di shot	
3.2.18	NEX	
3.3	Tecniche di imaging	40
3.3.1	Tecnica speed up	
3.3.2	Tecnica Half Fourier	
3.3.3	Riempimento ellittico del k-spazio	
3.3.4	RF Spoiling	
3.4	Artefatti	42
3.4.1	Soppressione del grasso	
3.4.2	Artefatti da movimento	
3.4.3	No-Wrap	
3.4.4	Rapporto extra di fette	
3.4.5	Artefatti dovuti alle disomogeneità del campo	
CAPITOLO IV – LA TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA		45
4.1	Struttura e componenti del gantry	46
4.1.1	Tubo radiogeno	
4.1.2	Filtraggio	
4.1.3	Collimazione del fascio	
4.1.4	Detettori	
4.1.5	DAS	
4.2	Evoluzione tecnologica dei sistemi TC	49
4.3	Modalità di scansione	51
4.3.1	TC sequenziale	
4.3.2	TC spirale	

4.3.3 TC multistrato

CAPITOLO V – QUALITÀ DELLE IMMAGINI IN TC	55
5.1 Risoluzione spaziale	55
5.1.1 Risoluzione spaziale trasversale	
5.1.2 Risoluzione spaziale longitudinale	
5.2 Parametri di scansione	57
5.2.1 Parametri di esposizione	
5.2.2 Parametri geometrici	
5.3 Parametri di ricostruzione	59
5.4 Parametri di visualizzazione	60
5.5 Ottimizzazione della dose	60
CONCLUSIONI	63
BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA	65

INTRODUZIONE

Il seguente studio si basa sull'attività di tirocinio, svolta presso l'azienda "Gruppo Romano Medica", che si è focalizzata sull'intelligenza artificiale in ambito diagnostico, in particolare sull'utilizzo della risonanza magnetica e della tomografia computerizzata. La diagnostica per immagini ha avuto negli anni una grande evoluzione tecnologica che ha portato ad ottenere immagini che presentano sempre una maggiore risoluzione riducendo i tempi di scansione e la dose somministrata.

L'attività svolta è stata centrata su due fronti: dapprima uno studio approfondito delle tecniche e del funzionamento generale della strumentazione impiegata e in secondo luogo un'analisi dei principali metodi di acquisizione e dei parametri da valutare al fine di migliorare la qualità delle immagini ottenute con queste tecniche di diagnostica medica. Migliorando la qualità delle immagini è possibile dunque rilevare maggiormente i dettagli della parte anatomica in esame che sono estremamente utili per ottenere una diagnosi corretta.

Per le due tecniche di imaging l'analisi risulta differente in quanto il principio di funzionamento alla base di RM e TC è estremamente diverso e anche gli esami in sé vengono distinti in base alla lesione e al distretto anatomico da analizzare.

L'imaging a RM basa il suo funzionamento sulla capacità di captare i segnali emessi dagli atomi di idrogeno, elemento maggiormente presente nei tessuti del corpo umano. Questa tecnica prevede l'uso di un campo magnetico statico e di onde a radiofrequenza, la cui intensità e durata dipendono dalle sequenze che vengono impiegate secondo i protocolli standard di acquisizione. Per migliorare la qualità dell'immagine a risonanza magnetica è necessario dunque modificare protocolli d'esame, sequenze e parametri delle sequenze.

L'imaging a tomografia computerizzata prevede invece una scansione tridimensionale in cui i dati sono raccolti a partire dal passaggio di vari fasci di raggi X, emessi dal tubo radiogeno, che vengono poi rielaborati da un computer che converte la densità dei tessuti in una scala di grigi. Negli anni i sistemi TC hanno avuto una evoluzione tecnologica che ha portato alla generazione di sistemi che presentano un tubo radiogeno capace di compiere continue rotazioni a 360° attorno al paziente e un tempo di scansione sempre inferiore. In questo caso la qualità dell'immagine è influenzata da parametri che riguardano sia la scansione e l'esposizione, ma anche da parametri geometrici, di ricostruzione e di visualizzazione.

In generale per avere un'elevata qualità le immagini devono presentarsi con una buona risoluzione spaziale in modo da rendere visibili anche i più piccoli dettagli. A questo proposito si cerca di ottenere un elemento di volume il più piccolo possibile e un pixel omogeneo nelle sue dimensioni per evitare artefatti da volume parziale. Immagini di qualità presentano inoltre

un alto contrasto, ossia una elevata differenza, rivelata secondo una scala di grigi, tra tessuti diversi della regione anatomica esaminata. Bisogna però tenere conto che un'immagine pur presentando un buon contrasto, può diventare inutilizzabile a causa dell'elevato rumore in essa presente. Il rumore si presenta come granulosità diffusa nell'immagine e porta a una riduzione della visibilità nella zona analizzata. Le cause e la quantità del rumore dipendono dall'apparecchiatura che si utilizza.

Infine per migliorare la qualità delle immagini è necessario ridurre quanto possibile qualsiasi tipo di artefatto, a partire dagli artefatti da volume parziale, dovuti alla scelta di un pixel rettangolare, artefatti da ribaltamento, determinati dalla porzione del campo di vista di acquisizione considerata, ma anche artefatti da movimento, che portano alla sovrapposizione di diverse strutture anatomiche, e artefatti dovuti alla presenza di materiali metallici e protesi.

CAPITOLO I

L'AZIENDA SEDE DEL TIROCINIO

1.1 ATTIVITÀ SVOLTA

L'attività di tirocinio svolta è stata prevalentemente centrata nell'analisi e nella ricerca dei parametri, metodi e modalità di acquisizione che influenzano le immagini diagnostiche.

In seguito a un breve periodo di osservazione della strumentazione impiegata per l'imaging, a partire dalla risonanza magnetica e dalla tomografia computerizzata, ma anche strumentazione di radiologia proiettiva e mammografia, lo studio è stato spostato sull'analisi funzionale dei macchinari. In particolare sono state analizzate le due tecniche che maggiormente vengono utilizzate per scopi diagnostici e che ancora oggi sono in continua innovazione nell'ambito dell'intelligenza artificiale: la risonanza magnetica e la TC.

L'analisi funzionale è stata alla base della ricerca successiva, che si è focalizzata sui parametri qualitativi che riguardano queste tecniche. Infatti, essendo il meccanismo di funzionamento molto differente, anche lo studio qualitativo è stato distinto in base alla tecnica diagnostica considerata.

Per quanto riguarda l'imaging a risonanza magnetica, la qualità delle immagini è stata valutata considerando maggiormente i parametri delle sequenze che, se modificati in un determinato modo, possono risaltare nell'immagine anche i più piccoli dettagli anatomici, ma anche le tecniche di acquisizione e di ricostruzione dei dati raccolti.

Relativamente all'imaging a tomografia computerizzata, sono stati analizzati parametri di scansione, tra cui parametri di esposizione e geometrici, di ricostruzione delle immagini e di visualizzazione nel monitor.

L'ultima attività si è basata esclusivamente sulla risonanza magnetica e riguarda le tecniche di shimming del magnete al fine di compensare le disomogeneità di campo e impiegate durante l'installazione della strumentazione. Lo shimming del magnete permette una ottimizzazione del magnete e ha lo scopo di ottenere un campo il più omogeneo possibile. Le modalità di shimming riguardano sia la fase di installazione sia la fase di acquisizione dell'immagine e prevedono l'utilizzo di materiale ferromagnetico e/o campi statici che si sovrappongono al campo principale al fine di correggere le disomogeneità. L'omogeneità del campo influenza in modo significativo la qualità delle immagini e consente di evitare determinati artefatti.

1.2 TECNICHE DI DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

L'azienda basa la sua attività sulla diagnostica per immagini. Si tratta di esami diagnostici che prevedono l'utilizzo di determinati strumenti e macchinari al fine di ottenere un'immagine dell'interno del corpo, sia nella sua interezza sia di alcune parti. Questi esami permettono di rilevare lesioni e disturbi, determinarne la gravità e di monitorare il paziente anche dopo la diagnosi.

Per gli esami possono essere utilizzate radiazioni, onde sonore o campi magnetici

Gli esami prevedono l'utilizzo di radiazioni, onde sonore o campi magnetici che vengono impiegati rispettivamente per esami radiologici e tomografia computerizzata, ecografia e risonanza magnetica.

Durante questi esami possono essere anche utilizzati dei mezzi di contrasto per distinguere un tessuto o una struttura dall'ambiente circostante o per risaltare dei dettagli. Vengono in particolare impiegati mezzi di contrasto radiopachi visibili ai raggi X, quindi nel caso di esami radiologici e TC, e mezzi di contrasto paramagnetici nel caso della risonanza magnetica.

CAPITOLO II

LA RISONANZA MAGNETICA

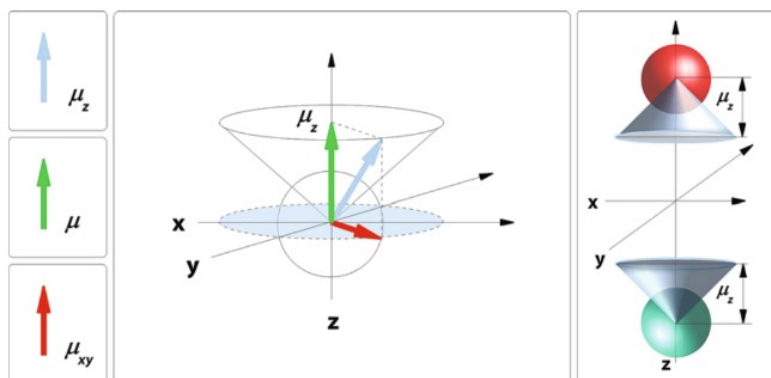
2.1 FUNZIONAMENTO DELLA RISONANZA

La risonanza magnetica (RM) è una tecnica di imaging medico utilizzata per visualizzare l'anatomia e i processi fisiologici, rende visibili non solo ossa e articolazioni, ma anche organi, senza esporre il paziente a radiazioni, come avviene invece in altre tecniche di radiologia.

Il macchinario della RM utilizza potenti magneti capaci di produrre un forte campo magnetico che costringe i protoni del corpo ad allinearsi con quelli del campo. Successivamente l'applicazione di un impulso a radiofrequenza fa in modo che il sistema entra in risonanza e una volta disattivato l'impulso RF, i sensori della RM rilevano l'energia rilasciata dai protoni dell'atomo di idrogeno, elemento maggiormente presente nei tessuti del corpo umano. Osservando le immagini acquisite è possibile dunque distinguere i vari tipi di tessuti in base alle diverse proprietà magnetiche dei protoni.

I protoni presenti nell'atomo dell'idrogeno, essendo dotati di carica positiva, con il loro moto generano dei piccoli campi magnetici che sono allineati tra loro in modo casuale. Questo movimento di rotazione è detto *spin* ("girare intorno"). Agli estremi dell'asse di rotazione si possono associare due poli magnetici, per questo possiamo immaginare il protone come un piccolissimo dipolo magnetico.

Dal punto di vista quantistico, i protoni con la loro rotazione, generano un momento magnetico che presenta due orientazioni equiprobabili della componente μ_z : parallela e antiparallela alla direzione di riferimento z . Le altre due componenti lungo gli assi x e y risultano indeterminate e sono rappresentate lungo la superficie di un *cono di indeterminazione*. La somma dei relativi contributi dei momenti magnetici dei protoni mi dà un vettore di magnetizzazione nullo. Inoltre non è possibile misurare contemporaneamente le tre componenti dello spin.



Convenzione per la rappresentazione del momento magnetico del protone (vettore azzurro) e sue proiezioni lungo l'asse z e il piano trasversale xy . A destra vediamo le due possibili orientazioni del vettore μ_z : parallela e antiparallela alla direzione z .

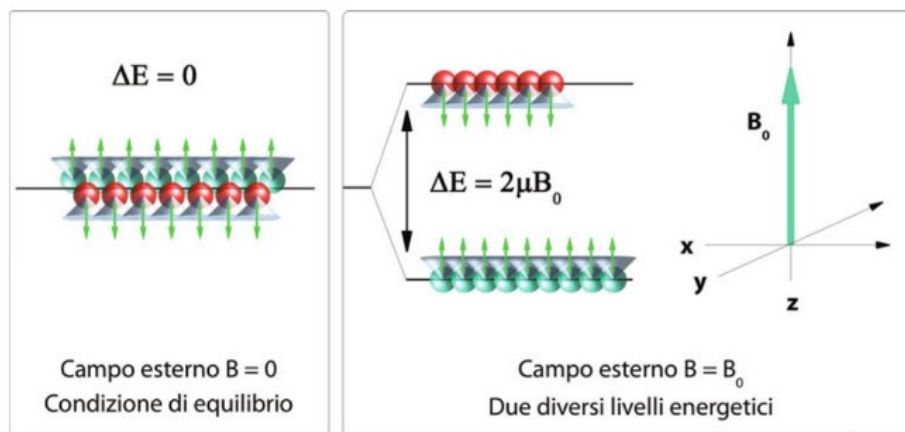
In presenza di un forte campo magnetico, l'asse dei protoni si allinea alla direzione del campo e questo determina la nascita di un *moto di precessione*. Lo spin e il momento magnetico del

protoni ruotano sulla superficie di un cono con una velocità angolare direttamente proporzionale al campo magnetico secondo la legge di Larmor:

$$\omega = \gamma B_0$$

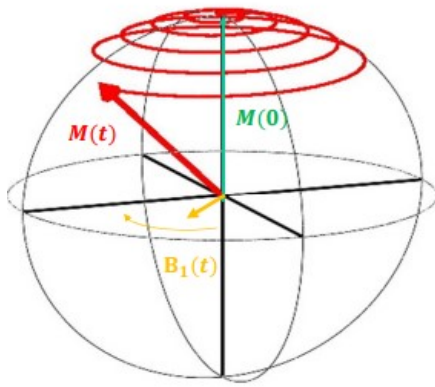
Questo porta alla nascita di un vettore di magnetizzazione longitudinale non nullo con direzione e verso del campo magnetico esterno. La magnetizzazione trasversale nel piano xy risulterà complessivamente nulla perché i momenti in questa direzione si annullano reciprocamente.

In assenza di campo magnetico esterno i due orientamenti del momento magnetico nucleare sono equiprobabili, mentre con l'applicazione di un campo magnetico esterno, l'orientamento antiparallelo acquisisce un'energia superiore rispetto a quello parallelo; di conseguenza i due orientamenti non sono più equiprobabili e si ha una prevalenza di protoni nello stato di energia inferiore, quindi con un orientamento del momento magnetico parallelo al campo statico.



Con l'applicazione di un campo statico consegue dunque la generazione di un *vettore di magnetizzazione longitudinale* (VML) non nullo e parallelo al campo esterno. La magnetizzazione longitudinale è proporzionale al campo applicato, infatti le macchine con campi magnetici più intensi permettono di generare segnali più elevati, quindi immagini che presentano un migliore rapporto segnale rumore e una riduzione dei tempi di acquisizione.

Successivamente l'applicazione di un *impulso di radiofrequenza* (RF), di breve durata, fa in modo che il sistema entra in *risonanza* e comincia ad assorbire energia solo se l'onda irradiata è alla stessa frequenza di precessione degli spin. In questo modo un numero crescente di protoni tenderà a orientare lo spin nel verso antiparallelo rispetto al campo magnetico. L'uso di una frequenza di precessione diversa non produce sui tessuti alcun effetto, perché non vi è risonanza tra il sistema di spin e l'onda RF.



Complessivamente si ha la riduzione d'intensità del vettore di magnetizzazione longitudinale e un aumento della magnetizzazione trasversale. Possiamo dunque considerare per il vettore di magnetizzazione una traiettoria spiraleggiante, durante la quale continua a ruotare nel piano xy alla frequenza ω .

L'attivazione del segnale RF è molto breve, dell'ordine dei millisecondi.

L'impulso RF viene indicato come *impulso a 90°* poiché l'effetto complessivo è un apparente ribaltamento del VML sul piano trasversale xy. Tuttavia si può ruotare la magnetizzazione anche con angoli di deviazione (*flip angle*) diversi modificando l'ampiezza del campo magnetico e la durata dell'impulso RF.

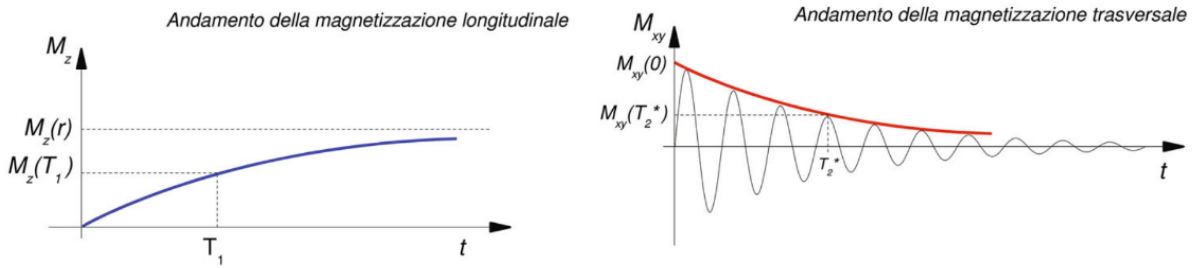
Di fatto dopo l'impulso a 90° si ha un vettore oscillante e ortogonale al campo magnetico statico, rilevabile attraverso delle spire o bobine, grazie all'effetto dell'induzione magnetica. Infatti la rotazione della magnetizzazione fa variare il flusso concatenato con la spira e induce in essa una corrente elettrica proporzionale all'intensità del segnale RF.

Terminato l'impulso a 90°, il sistema di spin dei protoni torna allo stato di equilibrio grazie a una serie di *fenomeni di rilassamento*, durante le quali si ha il vettore di magnetizzazione trasversale nel piano xy diminuisce progressivamente e il vettore di magnetizzazione longitudinale lungo z aumenta fino al valore iniziale.

Le intensità delle magnetizzazioni seguono leggi esponenziali, che dipendono da tempi caratteristici in base ai tessuti esaminati.

Vengono definiti i seguenti tempi:

- $T1$ (costante di rilassamento della magnetizzazione longitudinale): tempo in cui il vettore di magnetizzazione longitudinale M_z raggiunge il 63% di quello iniziale
- $T2$ (costante di rilassamento trasversale): tempo impiegato dal vettore di magnetizzazione trasversale M_{xy} per ridursi al 37% del valore iniziale
- $T2^*$: tempo per far sparire la magnetizzazione trasversale M_{xy} ; influenzato dalle proprietà magnetiche dei tessuti. Vale sempre $T2^* < T2$

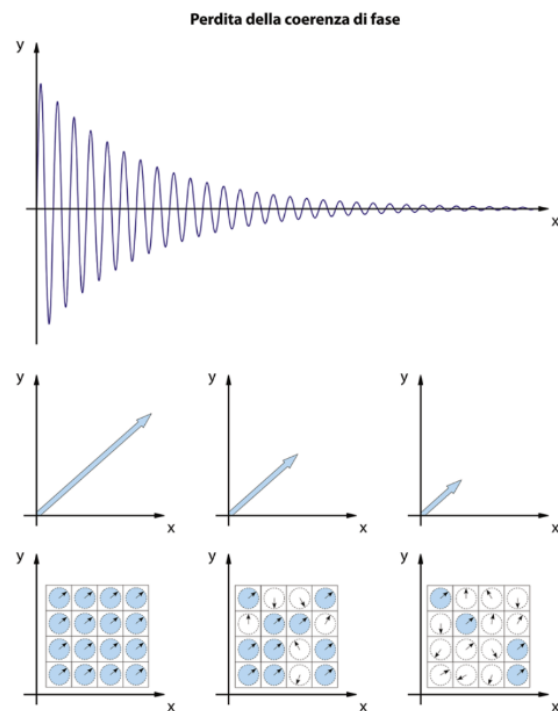


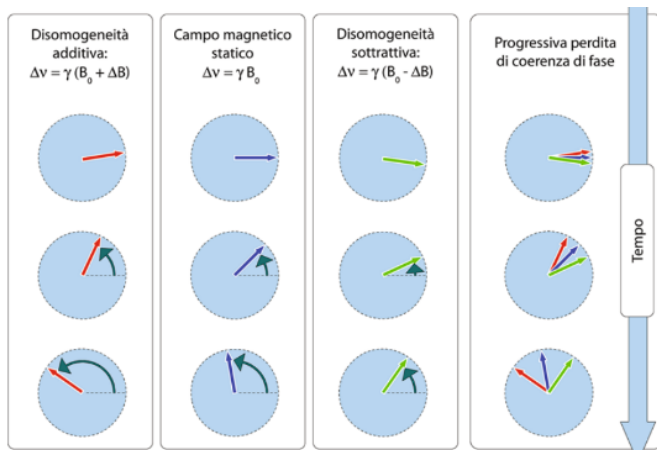
Inoltre, è bene ricordare che dopo l'impulso RF a 90° , il vettore di magnetizzazione M giace sul piano xy e precessa attorno al campo statico. Inoltre M induce una forza elettromotrice, rappresentata da una oscillazione smorzata dove l'ampiezza massima dipende dalla *densità protonica* (DP) o densità di spin, ossia la quantità di protoni coinvolti nel fenomeno di risonanza per unità di volume.

Il rilassamento e il ritorno alla situazione di equilibrio dopo l'impulso RF coinvolgono fenomeni di interazioni spin-spin e interazioni spin-reticolo.

Le *interazioni spin-spin* implicano scambi di energia tra spin vicini che non modificano l'energia del macrosistema e sono la principale causa della diminuzione e perdita della magnetizzazione trasversale, infatti il vettore M_{xy} riduce la sua intensità per il progressivo sfasamento, inteso come perdita di coerenza di fase tra i nuclei.

Queste interazioni sono dovute agli effetti dei campi magnetici generati da uno spin nucleare su quelli circostanti, infatti le componenti del campo magnetico di un protone alterano il valore del campo esterno in una limitata regione di spazio all'interno della quale gli altri protoni risentiranno di tale variazione e modificheranno la loro velocità angolare di precessione, causando così uno sfasamento.





Lo sfasamento può essere causato anche dall'impossibilità di ottenere una perfetta omogeneità del campo esterno nello spazio occupato dal soggetto in esame. Piccole differenze di campo provocano differenti velocità angolari di precessione e determinano lo sfasamento delle magnetizzazioni nucleari più rapidamente delle interazioni spin-spin.

Le *interazioni spin-reticolo* prevedono scambi di energia con il macrosistema e favoriscono il recupero della magnetizzazione longitudinale M_z .

Quando i moti molecolari sono costituiti da componenti variabili nel tempo con frequenze pari a quella di risonanza dei protoni, si ottiene lo stesso effetto causato dagli impulsi RF e vengono stimulate le transizioni tra i due stati di energia associati alle orientazioni di u_z . Infatti, rispetto a un protone, il movimento molecolare in un campo esterno ha lo stesso effetto dell'applicazione di un campo variabile nel tempo, ossia di un impulso RF.

La grande mobilità determina una distribuzione estesa delle frequenze dei moti associati, e di conseguenza una bassa presenza di moti alla frequenza di risonanza. Questo si verifica nei solidi ma anche nei liquidi a bassa viscosità, che infatti presentano tempi T1 molto lunghi.

2.2 IL CONTRASTO

Nelle immagini RM ad ogni pixel è attribuita una gradazione di grigio proporzionale all'intensità di segnale proveniente dai corrispondenti elementi di volume considerati.

L'intensità relativa del segnale, intesa come luminosità dei tessuti, in un'immagine RM è determinata da fattori come:

- impulsi di radiofrequenza e gradienti utilizzati per ottenere l'immagine
- caratteristiche T1 e T2 (o T2*) intrinseche dei diversi tessuti
- densità protonica dei differenti tessuti

Controllando gli impulsi di radiofrequenza e le oscillazioni del gradiente si possono produrre specifiche sequenze di impulsi che determinano l'immagine pesata e permettono di visualizzare come appaiono i diversi tessuti. La risonanza magnetica offre infatti molteplici possibilità di contrasto, alla base della quale troviamo principalmente la concentrazione di nuclei di idrogeno (DP) e le modalità di rilassamento longitudinali (T1) e trasversali (T2 o T2*). In seguito saranno descritti gli effetti associati alle variazioni di questi parametri di acquisizione della *sequenza spin-echo*.

2.2.1 Contrasto dipendente dal tempo di rilassamento T2

Abbiamo visto che l'energia proveniente dall'impulso RF è ceduta ai protoni risonanti e provoca una progressiva diminuzione di intensità del vettore di magnetizzazione longitudinale e successivamente la nascita del vettore di magnetizzazione trasversale nel piano xy.

Il vettore di magnetizzazione trasversale ha un'intensità misurabile e induce una forza elettromotrice, sulla bobina ricevente, non nulla con andamento temporale dipendente dal rilassamento trasversale.

Una volta cessato l'impulso le interazioni spin-spin e le disomogeneità di campo portano a una progressiva perdita di coerenza di fase tra i protoni e producono *fenomeni di rilassamento trasversale*, che riducono il VMT fino ad annullarlo quando la perdita di coerenza di fase è totale.

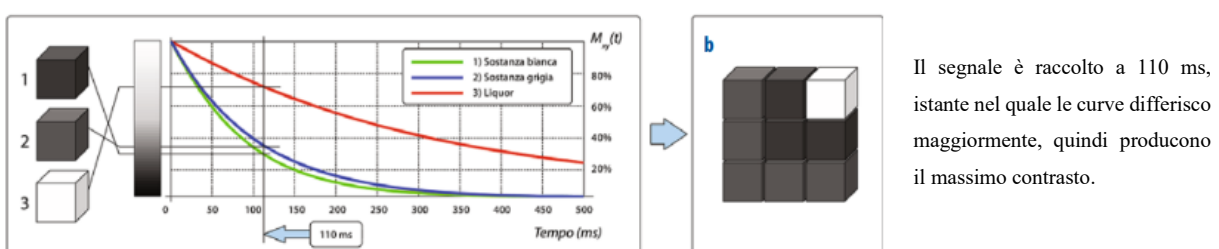
In base alle diverse strutture molecolari dei diversi tessuti, le probabilità di interazione e di scambio energetico tra gli spin saranno diverse, di conseguenza il diverso T2 dei tessuti sarà condizionato dalla maggiore o minore probabilità di interazione degli spin.

Per ottenere elevato contrasto, i protoni del tessuto che defasano con maggiore rapidità, cioè quelli del tessuto a T2 più breve, devono trovarsi in uno stato di defasamento avanzato in modo da dare un segnale basso, mentre i protoni dei tessuti a T2 più lunghi devono essere ancora in fase in modo da avere un segnale più forte.

Bisogna poi considerare che, al termine dell'impulso RF, per il recupero delle magnetizzazioni longitudinali dei tessuti sono necessarie numerose eccitazioni prima di poter somministrare la successiva, per dare modo al VML di recuperare a sufficienza. Se ciò non avviene, si troverà nell'immagine anche un contrasto T1-dipendente, legato quindi al recupero longitudinale. È necessario dunque mantenere il tempo tra un'eccitazione e la successiva il più lungo possibile, idealmente all'infinito, per avere minore correlazione possibile con il rilassamento T1-dipendente.

Per rappresentare un'immagine *T2-pesata* o *T2-dipendente* è necessario:

- leggere il segnale dopo un tempo relativamente lungo, per far avvenire i fenomeni di rilassamento trasversale T2-dipendenti
- attendere un tempo lungo tra un'eccitazione e la successiva per il recupero della magnetizzazione longitudinale e per limitare contrasti T1-dipendenti.



2.2.2 Contrasto dipendente dal tempo di rilassamento T1

Ricordiamo che l'energia ceduta ai protoni risonanti dall'impulso radiofrequenza li fa orientare sullo stato energetico più elevato (antiparallelo al campo magnetico esterno) e mette in fase i loro moti di precessione. Se l'impulso RF ha intensità e durata opportune, il vettore di magnetizzazione longitudinale M_z viene ribaltato di 90° sul piano xy .

Per avere un contrasto basato sul tempo di rilassamento longitudinale si deve valutare la velocità con la quale i vari tessuti recuperano la magnetizzazione longitudinale. Tale operazione non può essere compiuta direttamente come avviene per il T2, in quanto è misurabile solamente l'intensità del VMT. Si ricorre dunque a un ribaltamento del VML sul piano trasversale, in modo da trasformare l'entità sotto forma di segnale RF indotto.

Scegliendo opportunamente i tempi di lettura e tra citazioni successive è possibile generare un segnale T1-dipendente, in modo che esso sia più forte quando proviene da tessuti a T1 più breve e via via meno intenso quando proviene da tessuti con T1 più lunghi.

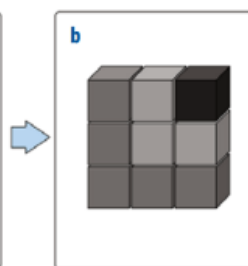
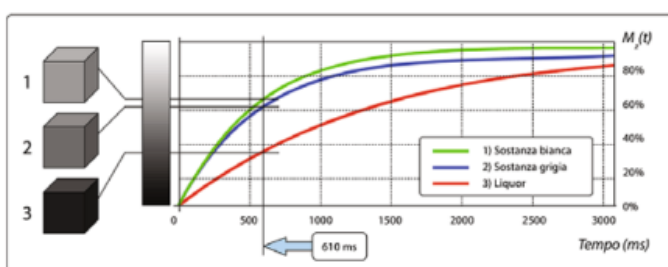
Se l'impulso successivo è dato dopo un tempo dopo un tempo inferiore al tempo di rilassamento longitudinale del tessuto a T1 più breve, nessuno dei tessuti avrà il tempo necessario a recuperare la sua magnetizzazione longitudinale fino al valore iniziale e nell'immagine il contrasto dipenderà dall'entità del recupero longitudinale ottenuto fino a quel momento.

Il segnale del vettore ribaltato deve essere letto il più presto possibile in modo da limitare i fenomeni di rilassamento trasversale che conferiscono all'immagine un contrasto T2-dipendente.

Si presenteranno con maggiore intensità di segnale (iperintensi, bianco) i tessuti il cui T1 è più breve, cioè quelli che recuperano più in fretta la magnetizzazione longitudinale, e minore intensità di segnale (ipointensi, nero) i tessuti che hanno T1 più lungo.

Per rappresentare un'immagine *T1-pesata* o *T1-dipendente* è necessario:

- Leggere il segnale dopo un tempo breve per rendere trascurabili i fenomeni di rilassamento T2-dipendenti
- Attendere un tempo relativamente breve tra un'eccitazione e la successiva per conferire all'immagine un contrasto legato ai fenomeni di rilassamento trasversale.

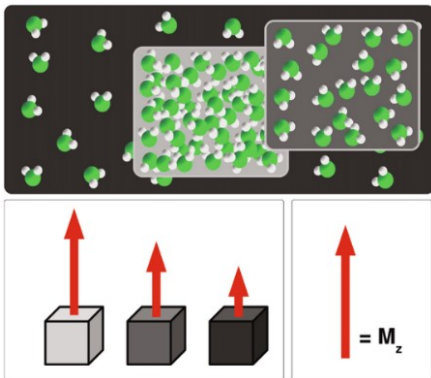


Per ottenere il contrasto T1-dipendente, l'intervallo di tempo è scelto in un momento in cui il segnale di tutti e tre i tessuti è sceso di una certa quantità.

Per esempio, il grasso appare iperintenso (bianco) nelle immagini pesate in T1 e ipointenso (più scuro) nelle immagini pesate in T2; mentre acqua e liquidi appaiono relativamente scuri nelle immagini pesate in T1 e chiare nelle immagini pesate in T2.

In generale: le immagini pesate in T1 mostrano in modo ottimale l'anatomia di tessuti molli e tessuto adiposo, mentre le immagini pesate in T2 mostrano in maniera ottimale liquidi e condizioni patologiche (tumori, infiammazioni)

2.2.3 Contrasto dipendente dalla densità protonica

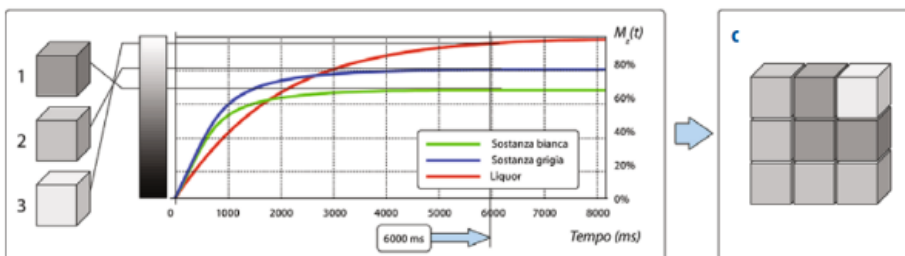


La densità protonica (o densità di spin) rappresenta la quantità di nuclei di idrogeno per unità di volume che risentono della risonanza. A una maggiore concentrazione di spin corrisponde di fatto un valore più elevato di magnetizzazione locale M_z , che risulta essere quindi direttamente proporzionale alla DP.

Per ottenere immagini DP-pesate è necessario un tempo di attesa lungo (idealmente infinito) per permettere alle magnetizzazioni di riacquistare quanto più possibile il valore iniziale di densità protonica e un tempo di lettura nullo per minimizzare l'effetto dei fenomeni di rilassamento trasversale indesiderati.

L'influenza del tempo T1 sarà tanto più scarsa quanto più sarà tenuto lungo il tempo di attesa tra un impulso RF e il successivo. L'influenza del tempo T2 sarà tanto più scarsa quanto sarà tenuto breve il tempo di attesa prima di leggere il valore del vettore dopo il suo ribaltamento sul piano trasversale. Di conseguenza con un tempo di lettura idealmente nullo e un tempo di attesa infinito, il contrasto di immagine non risentirebbe degli effetti T1- o T2-dipendenti. In realtà le immagini DP-pesate risentono sempre di un minimo contrasto T1- o T2-dipendente.

Per ottenere immagini DP-pesate si utilizza la sequenza *spin-echo*, in particolare le sequenze "a doppio echo".



Per avere esclusivamente questa pesatura il tempo di attesa deve essere al limite, infinito.

2.3 LE SEQUENZE

Le sequenze indicano un protocollo di acquisizione in RM. Il termine indica che l'azione degli impulsi a radiofrequenza e dei gradienti utilizzati deve avvenire "in sequenza", dove i tempi e le durate vengono scelte in base al tipo di contrasto ricercato.

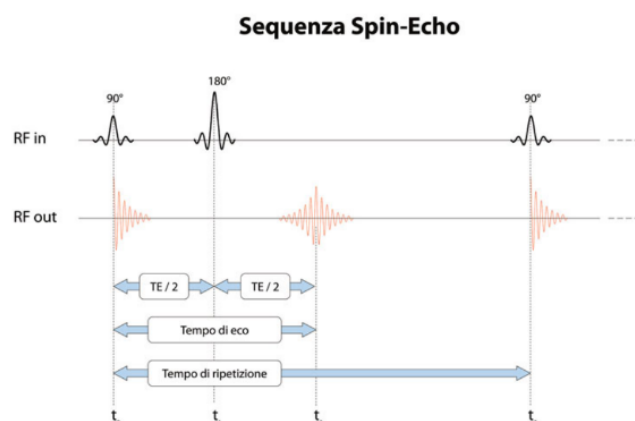
Ciascuna sequenza può essere analizzata dal punto di vista funzionale attraverso il *diagramma temporale*, che evidenzia l'azione reciproca di gradienti e impulsi RF con la generazione e raccolta del segnale.

Per definire una sequenza esistono diversi parametri, come TE, TR o l'angolo di ribaltamento FA. Per ciascuna sequenza, in particolare, si analizzano i parametri estrinseci ed intrinseci.

- Parametri estrinseci: non sono legati alle caratteristiche dei tessuti e sono modificabili dall'operatore. Tra questi: TE, TR, FA (flip angle), FOV (field of view o campo di vista), spessore della sezione e dimensione della matrice, altri specifici di alcune sequenze come il tempo TI per le sequenze *inversion recovery*.
- Parametri intrinseci: legati alla struttura molecolare e alla composizione chimica dei tessuti. Tra questi: T1, T2, DP, velocità di movimento dei protoni.

Variando i parametri estrinseci in maniera opportuna è possibile ottenere un'immagine condizionata prevalentemente da uno dei parametri intrinseci, in modo da ottenere immagini pesate in T1, T2 o densità protonica. In particolare per ottenere l'immagine con un certo tipo di contrasto è necessario agire sulle modalità di eccitazione e di raccolta del segnale secondo dei tempi precisi.

2.3.1 Sequenza spin-echo (SE)



La sequenza spin-echo (SE) permette di ottenere immagini con contrasto legato al rilassamento trasversale, un reale contrasto T2-dipendente, infatti essa è strutturata in modo da eliminare i contributi che determinano un rilassamento trasversale T2*.

La sequenza parte con un impulso, denominato impulso a 90°, che provoca il "ribaltamento" del VML sul piano trasversale (effetti congiunti dell'azzeramento del VML e della creazione

del VMT). Dopo un certo tempo si ha la comparsa di un nuovo impulso RF, detto impulso a 180° perché di intensità doppia rispetto al precedente, e dopo un pari intervallo di tempo la comparsa di un segnale RF. La sequenza si ripete poi identicamente un certo numero di volte.

La presenza dell'impulso di rifocalizzazione a 180° svolge un doppio ruolo:

1. Permette di recuperare gli effetti che determinano un decadimento T2* della magnetizzazione trasversale, dovuti alla disomogeneità di campo magnetico, grazie a una inversione di posizione tra gli spin più "lenti" e quelli più "veloci". Questo influisce sul tipo di rilassamento trasversale e conferisce un contrasto T2 o T2*-pesato.
2. Inverte la magnetizzazione longitudinale dei voxel, creandone una di stessa intensità, con identico punto di applicazione ma di verso opposto. Questa inversione influisce sul rilassamento longitudinale e ha un ruolo fondamentale in tutte le sequenze dove è necessario "preparare" la magnetizzazione longitudinale su cui poi si eseguirà il ribaltamento sul piano trasversale per compierne la lettura.

La sequenza spin-echo, per la presenza dell'impulso di rifocalizzazione, possiede l'intrinseca capacità di rappresentare nelle immagini un segnale a prescindere dalle disomogeneità locali del campo magnetico.

L'impulso di eccitazione che crea magnetizzazione trasversale e che genera il segnale misurabile, è solitamente un impulso a 90°, ma è possibile usare anche angoli inferiori.

Maggiore è la differenza del FA dall'angolo retto, peggiore diventa il rapporto segnale rumore a causa della minore entità della magnetizzazione trasversale prodotta per generare il segnale.

Le sequenze SE convenzionali limitano alcuni tipi di artefatti; in esse ad ogni impulso somministrato viene acquisita una sola linea, per questo sono comunemente abbinate a una tecnica di acquisizione multislice, con un riempimento del k-spazio sequenziale. Con le sequenze SE convenzionali sono ottenibili immagini con contrasto T1, T2, DP. È possibile aumentare la pesatura T1 riducendo il TR, mentre la pesatura in T2 può essere aumentata incrementando il TE.

Nelle tecniche SE più rapide, dopo un solo impulso di eccitazione, è possibile acquisire più linee del k-spazio con risparmio di tempo che però viene pagato sotto forma di degrado della qualità dell'immagine, con possibile comparsa o accentuazione di artefatti.

Tipo di contrasto	Tempo di eco	Tempo di ripetizione	FLIP ANGLE
Immagine T1	Corto (15 – 25 ms)	Corto (450 – 700 ms)	Ampio (75-90°)
Immagine T2	Lungo (80 – 100 ms)	Lungo (2500 – 3500 ms)	Ampio (90°)
Immagine DP	Corto (15 – 25 ms)	Lungo (2500 – 3500 ms)	Ampio (90°)

2.4 VINCOLI DI SEQUENZA

Durante la modifica della sequenza, esistono dei vincoli sulle impostazioni dei parametri per la sequenza in fase di modifica. I vincoli vengono in particolare aggiornati ogni volta che viene modificata l'impostazione di un parametro, per questo vengono sempre visualizzate le informazioni aggiornate.

Tempo totale di acquisizione: è il tempo necessario per completare l'intera sequenza.

Copertura: rappresenta il numero di volte in cui la sequenza viene ripetuta con le stesse condizioni di scansione. Quando non è possibile ottenere il numero desiderato di immagini in un'unica acquisizione a causa delle restrizioni nei parametri, è possibile ottenere il numero desiderato di immagini ripetendo la sequenza.

SAR: indica il tasso di assorbimento specifico (Specific Absorption Rate) ed esprime la misura della percentuale di energia elettromagnetica assorbita dal corpo umano quando viene esposto all'azione di un campo elettromagnetico a radiofrequenza. In particolare il SAR indica la quantità di energia elettromagnetica che viene assorbita nell'unità di tempo da un elemento di massa unitaria in un sistema biologico.

I parametri di scansione vengono modificati in modo da soddisfare la restrizione SAR, quindi se si riduce il numero di multislice e si aumenta il numero di acquisizioni, viene di conseguenza impostato un TR più lungo e un flip angle minore.

Il valore del SAR può essere ridotto riducendo il numero di impulsi RF per un dato periodo di tempo o riducendo il valore di picco. In particolare per ridurre il SAR è necessario:

- Ridurre il numero di multislice
- Impostare un flip angle minore
- Ridurre il numero di impulsi di saturazione
- Impostare un TR o TI più lungo
- Utilizzare un'altra sequenza con SAR inferiore
- Eseguire l'acquisizione nel numero di steps calcolato dal sistema

CAPITOLO III

QUALITÀ DELLE IMMAGINI IN RM

Il miglioramento della qualità d'immagine in RM prevede la modifica di protocolli d'esame, sequenze e parametri delle sequenze, con l'obiettivo di minimizzare il tempo d'esame e migliorare la risoluzione dell'immagine.

I parametri fondamentali che influenzano la qualità dell'immagine in risonanza sono:

- Rapporto segnale rumore e contrasto
- Uniformità dell'immagine
- Distorsione geometrica in due dimensioni

Vengono inoltre considerati altri parametri quali:

- Massimo volume selezionabile, che per una data orientazione della scansione (trasversale, sagittale o coronale) è il volume compreso tra i più estesi campi di vista (FOV) selezionabili
- Volume della specifica: volume all'interno del quale viene garantita una certa specifica; immagini o porzioni di immagine esterne al volume della specifica possono non rispondere alle specifiche richieste
- Area della specifica: intersezione tra il volume della specifica e il piano dell'immagine
- Regione di interesse (MROI) utilizzata per la misura è un'area geometrica regolare, centrata sull'isocentro del magnete

Oltre ai parametri già citati, tra i parametri che influenzano la qualità dell'immagine e il tempo di acquisizione, consideriamo i seguenti:

- Spessore e profilo dello strato
- Campo di vista (FOV)
- Dimensione della matrice
- Risoluzione spaziale
- Tempo di ripetizione (TR)
- Tempo di eco (TE)
- Tempo di inversione (TI)
- Flip angle (FA)
- Uniformità del rapporto segnale rumore
- Rapporto contrasto rumore
- Contrasti in T1, T2 e DP
- Artefatti

3.1 PARAMETRI PRINCIPALI

3.1.1. Rapporto segnale-rumore e contrasto dell'immagine

L'immagine RM è costituita da una matrice di singoli elementi di immagine, detti pixel. Ciascun pixel possiede un proprio valore di grigio che è il risultato del rumore e dell'intensità del segnale RM relativa all'elemento di volume associato al pixel, denominato voxel.

L'intensità del segnale è determinata da:

- Parametri caratteristici del tessuto: DP, tempi di rilassamento T1 e T2
- Parametri delle sequenze di impulsi: tempo di ripetizione TR, tempo di eco TE, tempo di inversione TI, flip angle FA, spessore di strato, campo di vista FOV, dimensioni della matrice, numero di acquisizioni.
- Parametri di ricostruzione: interpolazione, ecc...
- Parametri di sistema: intensità del campo magnetico e bobine di ricezione

Il rumore non contribuisce all'informazione dell'immagine ed è determinato da variazioni casuali dell'intensità di pixel, in particolare è influenzato da:

- Presenza del paziente nel magnete
- Rumore elettrico del sistema di ricezione RF
- Rumore elettromagnetico esterno

Il rapporto segnale rumore è definito come il rapporto fra la misura effettuata della reale intensità di segnale e il rumore di fondo ad essa sovrapposto. Il rumore si presenta come una granulosità diffusa, per cui pixel appartenenti anche a regioni di tessuto omogenee presentano variazioni casuali di intensità.

Il contrasto è definito come la differenza relativa, in intensità di segnale, fra due tipi di tessuto della regione anatomica esaminata, per questo è alla base dell'informazione diagnostica e permette di distinguere tessuti patologici e tessuti sani. Il contrasto dipende dai tempi di rilassamento T1 e T2 dei diversi tessuti.

Il rapporto contrasto rumore permette di valutare la qualità dell'immagine. Infatti un'immagine pur avendo un buon contrasto, può essere inutilizzabile per gli effetti dell'elevato rumore.

3.1.2 Uniformità dell'immagine

L'uniformità del segnale nell'immagine si riferisce alla capacità dell'apparato in esame di produrre la stessa risposta in segnale, ossia come valore in pixel, sull'intero piano dell'immagine ottenuta da un oggetto-campione uniforme.

Tra i principali fattori strumentali che possono contribuire a produrre disomogeneità del segnale nell'immagine troviamo le disomogeneità del campo magnetico principale, la non uniformità

del campo RF, la non linearità dei gradienti, una inadeguata calibrazione degli impulsi dei gradienti, una errata correzione delle correnti parassite o un errato posizionamento dell'oggetto.

3.1.3 Distorsione geometrica (linearità)

La presenza di non-uniformità nei campi magnetici produce una distorsione sia geometrica che di intensità.

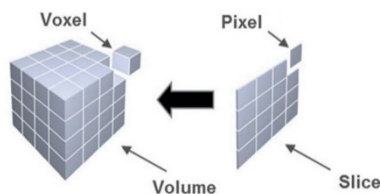
In un'immagine risonanza magnetica la distorsione geometrica può essere causata da diversi fattori quali disomogeneità del campo magnetico principale, difetti dei gradienti o imperfezioni nel campionamento del segnale.

Nell'immagine convenzionale 2D, le distorsioni causate dalle non-omogeneità del campo statico si manifestano soltanto nella direzione di lettura e di selezione, mentre quelle dovute alle non-linearità dei gradienti si manifestano in ogni direzione.

In un processo di imaging 3D vi è la possibilità di selezionare una *slab* (slice con spessore variabile) attraverso una ulteriore codifica di fase lungo l'asse z; se lo spessore della slab è maggiore della dimensione lungo z dell'oggetto in esame, allora la distorsione dovuta al campo magnetico statico avviene soltanto lungo la direzione di lettura.

3.2 PARAMETRI DELLE SEQUENZE

3.2.1 Spessore di strato – voxel



$$\text{dimensione voxel} = (\text{dimensione pixel}) \times (\text{dimensione di strato})$$

Lo spessore di strato è la profondità spaziale di ciascuno strato (slice) in cui la regione anatomica da esaminare viene divisa. Gli spessori di strato più bassi sono la scelta da preferire perché permettono di limitare l'*artefatto da volume parziale*.

L'*artefatto da volume parziale* descrive un artefatto che ha luogo quando la dimensione del voxel dell'immagine è maggiore della dimensione del dettaglio che si vuole visualizzare. Tutto ciò che si trova all'interno dello spessore di un pixel, quindi all'interno del voxel, verrà mediato in un solo valore di grigio, anche se sono presenti diversi tessuti.

Ad esempio, se all'interno del voxel in esame sono presenti un tessuto che dovrebbe essere iperintenso e un tessuto ipointenso, il risultato finale sarà un segnale isointenso.

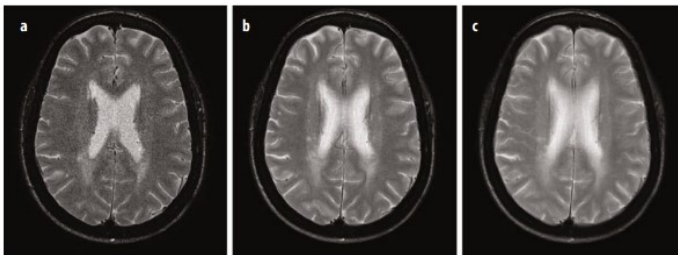
Tuttavia la scelta dello spessore da utilizzare dipende da:

- parte anatomica da eseguire
- patologia da ricercare
- performance dell'apparecchiatura
- tempo a disposizione per l'esame

In particolare l'intensità del segnale, visualizzata sotto forma di luminosità, è determinata dal volume del tessuto esaminato: una sezione di spessore maggiore produce un segnale più intenso e di conseguenza il rapporto segnale rumore sarà migliore.

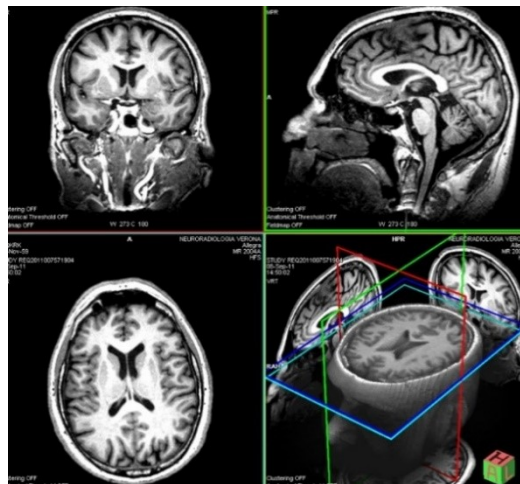
Questo parametro deve essere rapportato alla risoluzione richiesta e alle dimensioni dei tagli che si vogliono analizzare. Per avere una risoluzione spaziale migliore è necessario diminuire lo spessore di strato, in questo modo diminuisce il volume acquisito con una singola scansione e diminuisce l'effetto da volume parziale.

Nelle apparecchiature ad alto campo, negli studi di encefalo e colonna vertebrale, è possibile ridurre lo spessore senza avere particolare perdita di qualità, mantenendo buoni i tempi di acquisizione.



Al progressivo aumento del rapporto segnale/rumore, legato all'aumento di volume dei voxel, corrisponde anche un peggioramento della definizione con aumento di artefatti da volume parziale.

3.2.2 Campo di vista di acquisizione: FOV



Il campo di vista, FOV, in acquisizione determina le dimensioni dell'area che si vuole acquisire.

Il FOV deve avere dimensioni poco più grandi della parte anatomica presa in esame.

Le immagini sono sempre rappresentate in 2 dimensioni, per questo il volume preso in esame viene rappresentato nei piani assiale, coronale e sagittale.

Possiamo poi leggere le immagini secondo la lettura di fase (Phase-FOV) o la lettura di frequenza del FOV, in base alla direzione scelta.

La scelta della direzione della codifica di fase dipende da fattori come: dimensioni della parte anatomica, presenza di grossi vasi arteriosi, senso della respirazione. Il risultato finale delle acquisizioni sarà comunque sempre un'immagine di dimensioni quadrate, anche se l'immagine acquisita potrebbe avere dimensioni rettangolari. Solitamente la dimensione più stretta del rettangolo è nel senso della fase.

L'utilizzo di un Phase-FOV ridotto è finalizzato a ridurre la durata dell'esame. Questo può essere utile nelle strutture anatomiche molto lunghe come tibia, femore, dita della mano, avambraccio, ecc...

L'area del FOV può essere quadrata o rettangolare e le sue dimensioni sono "FOV Lettura" e "FOV Codifica".

$$FOV = (FOV Lettura) \times (FOV Codifica)$$

In base alla direzione in cui il sistema esegue il campionamento, definiamo il FOV Lettura per il campionamento in direzione di lettura (frequenza) e il FOV Codifica in direzione della fase. La possibilità di avere FOV rettangolari è dovuta esclusivamente dalla selezione di un FOV Codifica minore del FOV Lettura.

Gli effetti della variazione del FOV a parità di dimensione della matrice sono correlati alla conseguente variazione del volume del voxel: una riduzione del FOV porta una diminuzione del voxel e un aumento della risoluzione spaziale; tuttavia nel voxel saranno contenuti meno protoni pertanto il rapporto segnale rumore peggiorerà. D'altra parte, l'aumento delle dimensioni del voxel porta un aumento del volume acquisito con una singola scansione e una diminuzione della risoluzione spaziale.

Il numero effettivo di codifiche di fase dipende dai valori selezionati di FOV Codifica, FOV Lettura e codifiche di fase definito di seguito:

$$\text{numero effettivo codifiche di fase} = (\text{num. codifiche di fase}) \times \frac{FOV Codifica}{FOV Lettura}$$

Nel caso di FOV rettangolare, la risoluzione è la stessa che si otterrebbe con un FOV quadrato caratterizzato dalla dimensione maggiore tra FOV Lettura e FOV Codifica.

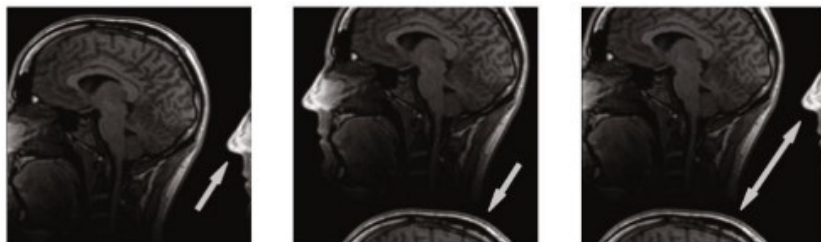
Una diminuzione del FOV Codifica porta alla diminuzione del numero effettivo di codifiche di fase, diminuisce la durata della sequenza e diminuisce il rapporto segnale rumore, perché le dimensioni del FOV sono inferiori. D'altra parte un aumento del FOV Lettura aumenta la durata della sequenza e aumenta il rapporto segnale rumore.

Se la parte anatomica in esame eccede il FOV si verificano artefatti da ribaltamento o aliasing. Questi si verificano sia lungo l'asse di codifica di fase sia lungo l'asse di codifica di frequenza

e fanno sì che nell'immagine finale la regione esterna al FOV sia comunque rappresentata all'interno del FOV ma ribaltata dalla parte opposta. Tale tecnica non ha effetti sul tempo di acquisizione se effettuata lungo l'asse di codifica di frequenza, mentre lungo l'asse di codifica di fase aumenta ad ogni codifica.

Il ribaltamento si verifica sempre, ma il suo effetto risulta nullo quando il FOV è dimensionato in modo da comprendere tutta la regione anatomica al suo interno.

La fase è generalmente scelta tale da seguire la direzione del flusso sanguigno o altri movimenti modo da eliminare artefatti da flusso e da movimento.



Artefatti da ribaltamento si verificano quando le parti anatomiche analizzate eccedono le dimensioni del FOV e questo provoca un ribaltamento.

3.2.3 Matrice

La matrice è composta da pixel, sia nel senso della fase, sia nel senso della frequenza. Il valore della matrice nel senso della frequenza può essere uguale o maggiore al valore della matrice nel senso della fase, per questo si possono avere matrici rettangolari o matrici quadrate.

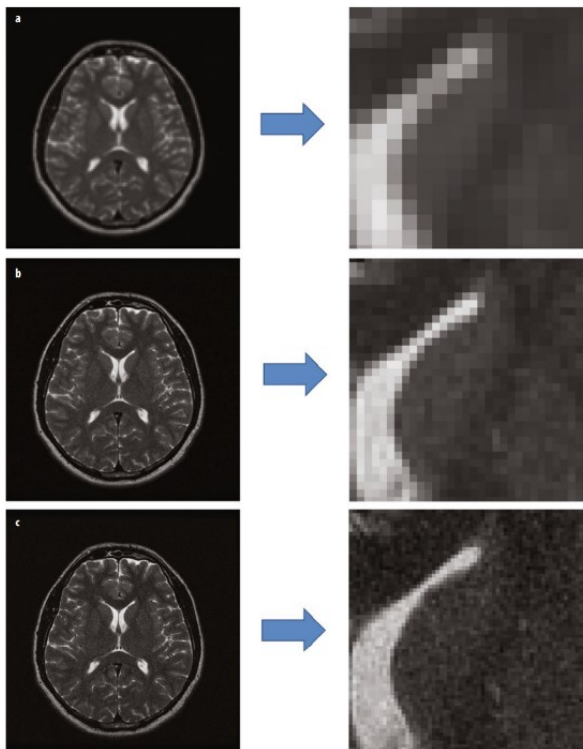
Vengono distinti due differenti tipi di matrice:

- matrice dei dati grezzi, le cui dimensioni vengono scelte in base al numero di campionamenti, in direzione della lettura, e delle codifiche di fase in base alla risoluzione che si vuole ottenere.
- la matrice della trasformata di Fourier, che deriva dalla matrice dei dati grezzi ed è la matrice di visualizzazione dell'immagine. I pixel della matrice di visualizzazione dell'immagine del sistema sono sempre quadrati e la loro dimensione può essere:

$$\text{dimensione pixel}(1) = FOV/(128 \times 128)$$

$$\text{dimensione pixel}(2) = FOV/(256 \times 256)$$

$$\text{dimensione pixel}(3) = FOV/(512 \times 512)$$



A parità di FOV la scelta della dimensione della matrice è correlata alle dimensioni del voxel e al rapporto segnale rumore. Aumentando le dimensioni della matrice si ha un miglioramento della risoluzione spaziale e un peggioramento del rapporto segnale rumore in quanto diminuiscono le dimensioni dei voxel.

Anche il tempo di scansione è proporzionale alle dimensioni della matrice, infatti al crescere delle dimensioni della matrice aumenta la durata della sequenza, a causa dell'aumento effettivo di codifiche di fase, secondo la legge:

$$durata\ scan = (num.\ effettivo\ codifiche\ di\ fase) \times (num.\ acquisizioni) \times TR$$

3.2.4 Risoluzione spaziale

In condizioni di buon funzionamento del sistema la risoluzione è semplicemente limitata alle dimensioni del pixel. La risoluzione spaziale è infatti un parametro legato alle dimensioni dei più piccoli dettagli e di fatto misura l'abilità del sistema a distinguere due punti vicini dello spazio. Per definire la risoluzione di una determinata immagine bisogna considerare le dimensioni effettive del singolo pixel, infatti non è possibile evidenziare dettagli di dimensioni inferiori al pixel considerato.

La risoluzione spaziale è funzione anche dello spessore delle sezioni, quindi dei voxel: più piccolo è il voxel, migliore è la risoluzione spaziale.

La dimensione del voxel è definita dai seguenti parametri della sequenza:

- Spessore di strato
- Campo di vista (FOV) in acquisizione
- Dimensioni della matrice, da non considerare come parametro relativo perché deve sempre essere rapportata al FOV

$$risoluzione\ (dim.\ pixel) = \frac{FOV}{matrice}$$

È inoltre necessario considerare che esistono due risoluzioni relative, ossia la dimensione del pixel nel senso della frequenza e quella nel senso della fase, e la risoluzione assoluta descritta da entrambi i valori.

Per avere una buona risoluzione in RM si tende generalmente ad ottenere il pixel più piccolo possibile in modo da ridurre all'artefatto da volume parziale. È però necessario prestare attenzione al fatto che per avere una buona qualità di immagine non è sufficiente avere un'alta risoluzione. Infatti è bene cercare di utilizzare dei pixel tendenti il più possibile alla forma quadrata e quindi di prediligere l'uso di matrici simmetriche o poco asimmetriche. Infatti, utilizzando un pixel troppo rettangolare si va incontro ad un artefatto di volume parziale importante nel senso del lato più lungo del pixel, solitamente nel senso della fase.

L'aumento della risoluzione è dato da:

- Aumento della matrice nel senso della frequenza
- Aumento della matrice nel senso della fase
- Diminuzione del FOV

3.2.5 Tempo di ripetizione TR

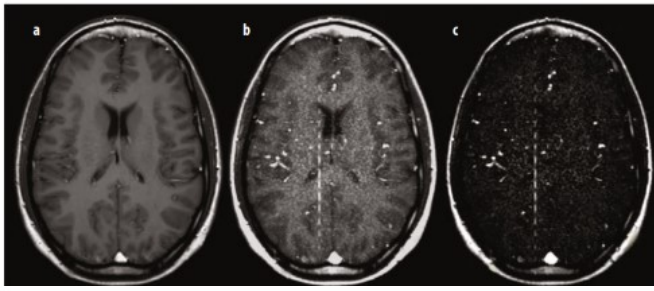
Il tempo di ripetizione TR è l'intervallo di tempo che intercorre fra l'inizio di due sequenze di impulsi consecutive.

Una sequenza di impulsi è un treno di impulsi RF ed impulsi a gradienti utilizzato per:

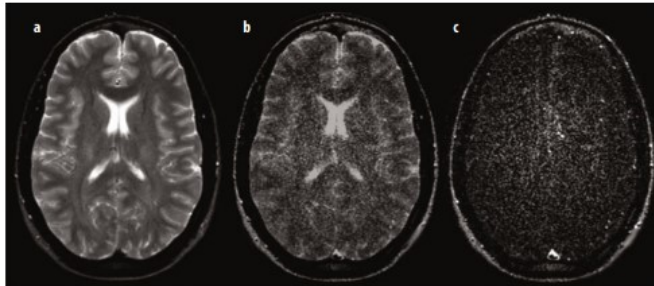
- eccitare il segnale RM proveniente dal campione posto sotto l'influenza del campo magnetico
- codificare tale segnale con informazioni spaziali

Il rumore risulta essenzialmente indipendente dai tempi TR e TE, possiamo dire che, all'aumentare del TR, il rapporto segnale rumore migliora, mentre una diminuzione del TR corrisponde a una diminuzione del rapporto segnale rumore, infatti diminuisce l'intensità di segnale derivante dai tessuti, diminuisce la durata della sequenza e può richiedere una diminuzione del numero di strati.

D'altra parte, un TR lungo aumenta l'intensità del segnale derivante da tutti i tessuti e garantisce la pesatura in T2. Invece, per ottenere un'immagine con pesatura in T1, il TR va scelto relativamente breve, in questo modo la magnetizzazione longitudinale dispone di un minor tempo per il recupero e il livello del segnale ottenuto dopo l'impulso successivo sarà minore. L'aumento della pesatura in T1 è limitato dai valori del TR al di sotto del quale la degradazione diventa inaccettabile.



Effetto della diminuzione del TR a parità di TE su immagine T1-pesata. Un TR basso provoca la comparsa di iperintensità in alcune strutture vascolari.



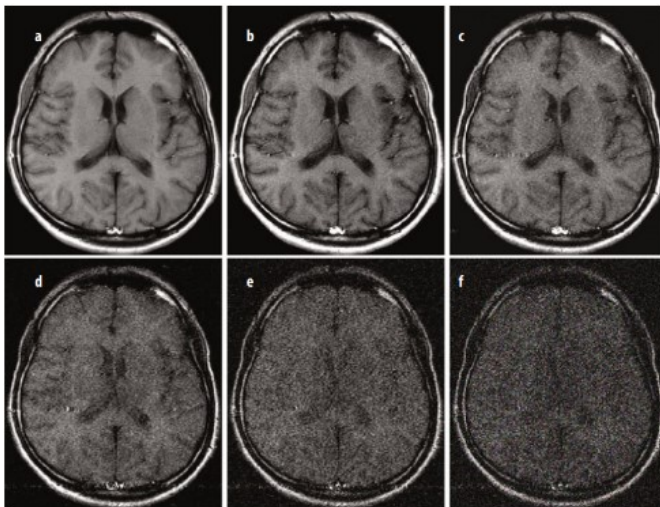
Effetto della diminuzione del TR a parità di TE su immagine T2-pesata.

3.2.6 Tempo di eco TE

Il tempo di eco è il tempo che intercorre fra il centro dell'impulso di eccitazione RF ed il centro del primo eco generato nelle sequenze spin-echo. Il TE influenza il contrasto dell'immagine, in particolare il contrasto T2 dipende principalmente dal valore di TE.

Aumentando il TE si ha dunque una maggior pesatura in T2, ma peggiora il rapporto segnale rumore, in quanto il segnale rilevato sarà sempre più basso. L'aumento della pesatura in T2 è limitato da una soglia di rapporto contrasto rumore, oltre la quale l'immagine risulta troppo degradata e non può essere utilizzata.

A TE più brevi corrisponderà una pesatura in T1 con TR brevi, e una pesatura in DP con TR lunghi, ma l'intensità di segnale aumenta e di conseguenza il rapporto segnale rumore sarà migliore.



A parità di TR, si nota come all'aumentare del TE, aumenta anche l'influenza del rumore sull'immagine sottoforma di granulosità.

3.2.7 Tempo di inversione TI

Il tempo di inversione TI nelle sequenze “Inversion Recovery” è il tempo che intercorre fra l’impulso RF di inversione a 180° e il seguente impulso di eccitazione a 90° per ottenere il segnale.

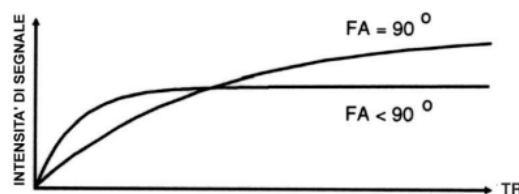
Il TI influenza il contrasto dell’immagine, infatti all’aumentare del TI diminuisce l’intensità del segnale derivate da tutti i tessuti. Un TI breve produce un effetto di soppressione del grasso sull’immagine, mentre un TI lungo aumenta il contrasto in T1. Una diminuzione del TI, aumenta l’intensità del segnale, a causa della grande quantità di magnetizzazione longitudinale netta presente nel momento in cui viene applicato l’impulso di eccitazione a 90° .

3.2.8 FA (flip angle)

Il Flip Angle, FA, è l’angolo di deviazione, causato dall’impulso di eccitazione RF, della magnetizzazione netta rispetto alla direzione del campo magnetico statico. FA influenza il contrasto dell’immagine nelle sequenze *gradient-echo*, ma anche nelle apparecchiature ad alto campo per aumentare la pesatura in T1. L’intensità del segnale è massima solo per angoli di 90° ; per angoli inferiori il segnale sarà più basso e di conseguenza anche il rapporto segnale rumore sarà inferiore.

Utilizzando un TR breve ed un $FA = 90^\circ$, tra due impulsi di eccitazione solo una piccola quantità di magnetizzazione longitudinale può essere recuperata quindi solo una piccola quantità di magnetizzazione netta può essere trasferita sul piano trasversale, causando una diminuzione dell’intensità di segnale.

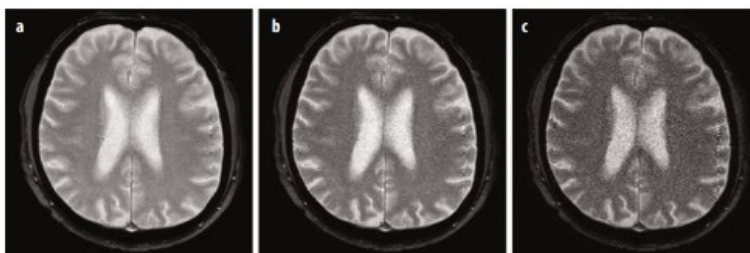
Utilizzando un TR breve e $FA < 90^\circ$, fra un impulso di eccitazione ed il successivo, la magnetizzazione longitudinale recuperata è maggiore e produce una intensità di segnale più elevata.



Per aumentare il contrasto in T1 possono essere usati FA diversi da 90° . In questo modo le magnetizzazioni longitudinali non sono completamente abbattute a zero, ma solo fino a un certo valore, dal quale partirà il recupero al termine dell’impulso.

Dato il primo impulso e cominciato il recupero del vettore di magnetizzazione longitudinale, sarà somministrato una M_z di intensità sempre meno inferiore al precedente fino, al raggiungimento di una situazione di equilibrio, detta *steady state*. L’acquisizione deve partire

dopo il raggiungimento dello steady state, infatti possiamo considerare dunque i primi impulsi come di “preparazione”.



La diminuzione del flip angle determina un progressivo peggioramento del rapporto segnale/rumore e una riduzione del segnale registrato, testimoniata dalla riduzione di luminosità.

3.2.9 Flop angle

Il *flop angle* setta l'angolo dell'impulso di rifocalizzazione per generare una sequenza spin-echo. Il flop angle normalmente è impostato a 180° , ma può essere ridotto per prevenire la riduzione del massimo numero di fette dovute ad un aumento del SAR o a una riduzione del contrasto. Un valore eccessivamente piccolo del flop angle riduce notevolmente il rapporto segnale rumore.

3.2.10 Numero di strati

Il segnale proveniente da diversi strati della stessa regione anatomica può essere misurato attraverso la tecnica di acquisizione multistrato. Il numero massimo di strati consentito dipende dal valore del TR selezionato dall'utente e dal valore minimo di TR caratteristico della sequenza in uso.

Per aumentare il numero di strati oltre il valore massimo permesso dal TR selezionato, è necessario incrementare il TR e di successivamente il numero di strati.

3.2.11 Numero massimo di strati per scansione

Dopo aver impostato il numero di sezioni da acquisire in una simile acquisizione il numero massimo di sezioni per scansioni perfette di evitare che il tempo di acquisizione per una copertura diventi troppo lungo quando viene eseguita la scansione in apnea.

3.2.12 Posizione e planarità dello strato

La *posizione dello strato* misura la deviazione tra la localizzazione apparente del piano mediano longitudinale che attraversa lo strato e la localizzazione aspettata, rispetto al sistema di riferimento dell'apparato.

La planarità dello strato (“*slice warp*”) rappresenta quindi la deviazione dello strato dalla sezione piana.

3.2.13 Gap

Nella modalità di acquisizione multislice, gli strati adiacenti possono essere contigui oppure divisi da un piccolo spazio, detto *gap*. Aumentando il gap aumenta il volume acquisito con una singola scansione e aumenta il rischio di non individuare patologie di piccola dimensione tra gli strati.

Se due sezioni adiacenti ricevono un impulso di eccitazione in istanti vicini tra loro, i segnali provenienti possono risultare contaminati, creando il fenomeno del *crosstalk*. Per evitare questo fenomeno è possibile alterare l'ordine di acquisizione delle sezioni in modo che esse non siano contigue, così da ridurre l'effetto crosstalk all'aumentare del TR, e aumentare anche l'intervallo che trascorre tra l'eccitazione di due sezioni adiacenti. Altrimenti è possibile lasciare un piccolo strato vuoto tra sezioni successive dell'ordine del 40% dello spessore, lasciando però delle parti di volume incomplete, che possono essere acquisite in una serie successiva.

Per TR brevi si ha una pesatura in T1 e il numero di sezioni acquisibili contemporaneamente è limitato, diminuisce il volume acquisito con una singola scansione e aumenta l'effetto del crosstalk.

3.2.14 Numero di acquisizioni

Il numero di acquisizioni rappresenta il numero di volte in cui l'impulso di eccitazione viene applicato allo stesso voxel durante una sequenza. All'aumentare del numero di acquisizioni aumenta il rapporto segnale rumore, diminuiscono gli artefatti da movimento e da flusso, ma aumenta la durata della sequenza secondo la legge:

$$\text{durata scan} = (\text{num. codifiche fase}) \times (\text{num. acquisizioni}) \times TR$$

3.2.15 Numero delle serie

Il numero delle serie rappresenta il numero di volte in cui la sequenza viene automaticamente acquisita in un singolo TR. È un parametro impostabile direttamente dall'utente su tutte le sequenze Fast Spin Echo (FSE) e su tutte le sequenze di tipo Stato Stazionario e agisce in modo differente a seconda della tipologia di sequenze su cui viene utilizzato:

- *Famiglia di sequenze Fast Spin Echo (FSE)*

Il numero massimo delle serie impostabili è 2. Durante le due acquisizioni vengono generati due differenti spazi k, in modo complementare tra loro e successivamente combinati per ottenere l'immagine con il contrasto voluto.

- *Famiglia di sequenze di tipo Stato stazionario*

In questo caso non è prevista alcuna restrizione sul numero massimo di serie impostabili. Vengono effettuate n acquisizioni, ognuna preceduta da un opportuno cambiamento della fase dell'impulso, e vengono generati n differenti spazi k e quindi n immagini in seguito combinate tra loro.

3.2.16 Numero di Echi

Il numero di echi può essere selezionato per la sequenza FSE, indicando la lunghezza del treno di echi utilizzato per l'acquisizione. Per questa sequenza non si acquisisce una sola linea del k-spazio come nella spin-echo, ma si acquisisce una serie di echi prodotti da vari impulsi a 180° che focalizzano la magnetizzazione dopo l'impulso a 90° di eccitazione. Ognuno di questi echi permette di riempire una diversa riga del k-spazio, in quanto a ciascuno viene assegnata una diversa codifica di fase.

Il valore impostato definisce il numero di echi utilizzati per acquisire immagini e non indica il numero di fette acquisite.

Il numero di echi registrabili per ogni segnale varia da due fino ad oltre 30 in funzione soprattutto del TR della sequenza e dal tipo di scanner impiegato: tanto maggiore sarà il TR, tanti più echi potranno essere registrati per ogni segnale.

Il contrasto dell'immagine è dato prevalentemente dal centro del k-spazio che può essere modificato decidendo di acquisirlo tra i primi echi oppure dopo un certo tempo. Più tardi si acquisisce il centro del k-spazio, maggiore l'immagine risulterà pesata in T2; se invece il centro si acquisisce tra i primi echi la sequenza sarà pesata in T1 oppure in densità protonica a seconda del TR.

3.2.17 Numero si colpi (shot)

Il numero di colpi può essere selezionato per la tecnica FASE; la scansione in questo modo viene eseguita utilizzando il numero di scatti specificato. Il tempo di scansione viene di conseguenza modificato in base al numero di colpi.

3.2.18 Effetti cambio averaging - NEX

La media aritmetica di più immagini affette da un contributo casuale di rumore provoca un miglioramento del rapporto segnale rumore che aumenta di un fattore $\sqrt{2}$ ogni volta che viene raddoppiato il numero delle medie. Lo svantaggio è dato dal tempo di acquisizione che aumenta

proporzionalmente al NEX. Di conseguenza il miglioramento del rapporto segnale/rumore è a scapito del tempo di acquisizione.

Il tempo totale di acquisizione è: $TA = TR * n * NEX$

$TR = \text{tempo di scansione}$

$n = \text{dim. matrice, vincolato dalla risoluzione o al FOV}$

$NEX = \text{num. eccitazioni, condizionato dal segnale che si vuole ottenere}$

Sono state inventate delle tecniche per ridurre il tempo di scansione, tra cui ricordiamo:

- Uso di echi di gradiente al posto dell'impulso a 180, perché hanno TE più brevi
- Uso di FA inferiori a 90, perché hanno TR più brevi
- Riduzione di matrici di acquisizione
- Uso di NEX frazionari
- Riempimento di più linee del k-spazio durante un TR

3.3 TECNICHE DI IMAGING

3.3.1 Tecnica speed up

Speed Up è una tecnica di imaging che aumenta la velocità di scansione riducendo il tempo di acquisizione. Questa tecnica prevede di sottocampionare il k-spazio, generando artefatti incoerenti (simili a rumore). Riducendo il numero di linee del k- spazio acquisite si riduce il tempo di acquisizione e l'immagine finale si ottiene tramite un appropriato metodo di ricostruzione non-lineare

La tecnica Speed Up può essere abilitata e disabilitata direttamente dall'utente sulle sequenze 2D e 3D.

L' algoritmo di ricostruzione causa un deterioramento dell'immagine finale tanto più significativo quanto più è elevato il fattore di Speed Up applicato. Tale deterioramento consiste nella perdita di definizione delle strutture anatomiche, in particolare quelle a basso contrasto, e comporta un effetto generale di sfocatura (blurring) dell'immagine. Ad elevati valori di Speed Up l'immagine finale può essere inoltre affetta da artefatti simili a quelli da troncamento dei dati (ringing). Tali problematiche sono maggiormente evidenti su immagini con pesatura di contrasto T1, densità protonica o XBONE rispetto ad immagini ad elevato contrasto come le T2-pesate o immagini a soppressione del grasso tipo STIR.

3.3.2 Tecnica Half Fourier (HF)

La tecnica Half-Fourier permette di acquisire soltanto la metà dei dati che compongono il dominio. Questa tecnica può essere utilizzata sia lungo l'asse di codifica di frequenza, sia lungo l'asse di codifica di fase, quest'ultima in particolare per dimezzare i tempi di acquisizione.

I dati non acquisiti vengono poi replicati identici a quelli acquisiti oppure riempiti di valori nulli con la tecnica *zero filling*. La tecnica zero filling provoca però un peggioramento del rapporto segnale/rumore è un degrado dell'immagine lungo l'asse in cui sono acquisiti i dati ed è necessario acquisire un certo numero di linee oltre la metà del k-spazio. La tecnica di replicazione porta invece solo alla riduzione del rapporto segnale/rumore.

3.4.3 Riempimento ellittico k-spazio

L'abilitazione del parametro "Riempimento ellittico dello spazio k", attiva una tecnica di riempimento dello spazio k tale per cui vengono acquisite unicamente le codifiche nel piano 2D o 3D appartenenti all'ellisse inscritta al rettangolo relativo allo spazio k standard.

Il riempimento ellittico rispetta la simmetria dello spazio k standard. La tecnica riempimento ellittico dello spazio k può essere abilitata e disabilitata direttamente dall'utente su tutte le sequenze 3D fatta eccezione per le sequenze su cui è già stata abilitata l'acquisizione con tecnica "Half Fourier" o "Partial Fourier".

L'attivazione della tecnica di riempimento ellittico del k-spazio permette una riduzione del tempo di scansione a discapito di una minore perdita di risoluzione spaziale, rispetto a quella che si avrebbe ottenendo lo stesso tempo di scansione per mezzo di una riduzione della matrice di acquisizione.

3.4.4 RF Spoiling

Nel caso di una scansione con TR breve, il T2 influenza la qualità dell'immagine e non è possibile ottenere la pesatura in T1. Tuttavia è possibile ottenere la pesatura in T1 senza gli effetti del T2 impostando su ON il parametro RF spoiling; generalmente di default è impostato su ON nelle sequenze che presentano TE breve.

È possibile impostare su OFF quando i componenti acquosi devono essere ponderati.

3.4 ARTEFATTI

3.4.1 Soppressione del grasso

Il segnale del grasso delle immagini pesate in T1 risulta iperintenso, nelle immagini pesate in T2 ipointenso, e per questo genera artefatti e/o crea difficoltà nell'interpretazione delle immagini stesse. Per ridurre questi artefatti si possono usare delle “*sequenze a soppressione di grasso*” come “*Inversion Recovery*” e il “*metodo di saturazione*”.

Le sequenze “*Inversion Recovery*” sono basate sulle differenze in T1 dell'acqua e del grasso. In questo caso viene utilizzata una sequenza con un tempo di inversione in funzione del T1 spin-reticolo del grasso: $TI = T1 \ln(2)$

Il *metodo di saturazione* utilizza la differenza che acqua e grasso hanno in termini di frequenza di risonanza. Prima di far partire una sequenza standard, il sistema viene “preparato” inviando un impulso RF centrato sulla frequenza di risonanza della componente da sopprimere, questo impulso definito impulso di saturazione azzerà la magnetizzazione della componente che si desidera sopprimere. In questo modo la sequenza che segue non rivelerà nessun segnale della componente soppressa.

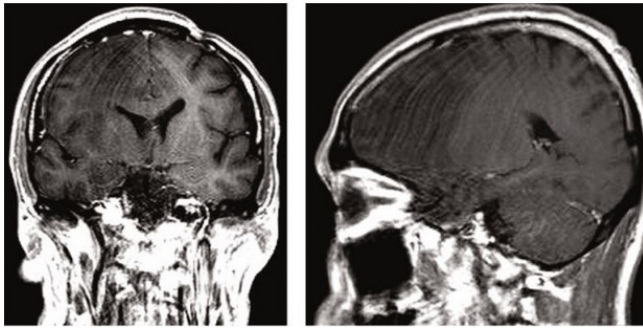
3.5.2 Artefatti da movimento

Gli artefatti da movimento sono dati dal movimento di organi interni (respirazione, battito cardiaco), movimenti involontari del paziente (tosse, starnuti) e flussi ematici all'interno dei vasi che vanno ad alterare la geometria della regione anatomica in esame.

Si può attivare la *compensazione da flusso* per sopprimere gli artefatti dovuti al movimento del sangue, ecc... che si muovono nella direzione della codifica.

La tecnica di correzione degli artefatti da movimento permette di ridurre gli artefatti da movimento di tipo random del paziente che includono piccoli movimenti involontari, causati dalla contrazione di strutture nervose e/o muscolari, e piccoli movimenti volontari della regione anatomica in esame, dovuti a lievi parestesie momentanee. La tecnica in oggetto effettua il processamento dei dati post-acquisizione per compensare gli effetti tipici dell'artefatto da movimento random.

Può essere applicata a tutti i tipi di sequenze 2D, ad eccezione di quelle che implementano le tecniche Half-Echo ed Half-Fourier ed alle acquisizioni di tipo Streaming, ma non è compatibile con l'utilizzo della tecnica Speed Up. Attivando questa tecnica, l'eventuale apparenza degli artefatti causati da piccoli movimenti viene ridotta, ma aumenta il tempo di ricostruzione delle immagini.



Artefatti da movimento nel caso di un paziente non collaborante.

3.5.3 No-Wrap

Questa opzione consente di rimuovere artefatti causati da un volume più grande del campo di vista dell'immagine. È particolarmente utile con un campo di vista ridotto, soprattutto se il FOV della bobina RF è più ampio del FOV della scansione.

3.5.4 Rapporto extra di fette

Il numero di fette corrispondente al rapporto impostato è aumentato in modo che la lastra eccitata nell'immagine 3D sia ispessita. Tuttavia le immagini corrispondenti agli strati aggiuntivi al momento dell'acquisizione dell'immagine non vengono registrate.

Come nel caso del No-Wrap questa funzione è efficace per prevenire gli artefatti inclusi nelle fette finali, inoltre questo rapporto è efficace per prevenire le fette scure che non possono essere migliorate con il No-Wrap.

3.5.5 Artefatti dovuti alle disomogeneità del campo magnetico

L'artefatto dovuto alla disomogeneità del campo magnetico si presenta come striatura ed è causato dai tessuti che si trovano al di fuori della regione di omogeneità. Il rischio che questo fenomeno si presenti è tanto più alto quanto più grande è il volume sensibile alla bobina di ricezione.

Per evitare questo tipo di artefatto si può:

- Controllare lo stato di omogeneità del campo magnetico. Infatti l'artefatto può essere causa del deterioramento nel tempo delle condizioni di omogeneità del campo magnetico.
- Selezionare TE brevi, tipici delle sequenze con larghezza della banda di acquisizione elevata che permette di ridurre questo tipo di artefatti.
- Utilizzare FOV più piccoli o strati più sottili.

Anche la presenza di elementi metallici posti sotto l'influenza del campo magnetico producono distorsioni locali dello stesso. Di conseguenza nel caso di pazienti con protesi, clip, residui o frammenti metallici, presenti nella zona in analisi, è consigliato acquisire le immagini con TE breve, matrici di acquisizione elevate e FOV piccoli per ridurre gli artefatti.

CAPITOLO IV

LA TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

La tomografia computerizzata (TC) è una tecnica di imaging che prevede l'emissione di raggi X a partire dal tubo radiogeno, che vengono assorbiti dai tessuti in maniera differente e rilevato poi sui detettori. I dati raccolti sono poi rielaborati da un computer, in modo da ricostruire un'immagine tridimensionale dei diversi tipi di tessuto che consente di esaminare ogni parte del corpo per la diagnosi e lo studio di numerose patologie.

In particolare la TC è una tecnica di radiologia-volumetrica che produce l'immagine di un singolo strato, quindi i dati raccolti riguardano la sola struttura inclusa nello strato selezionato e sono definiti possono analitici.

Le immagini sono di tipo digitale, quindi elaborate da un computer che converte la densità dei tessuti attraversati dai raggi X in scala di grigi. Nella pratica prima si misurano i vari valori di assorbimento e successivamente si effettua una trasformazione in una mappa di differenti valori di grigio. Nella ricostruzione dello strato, la superficie viene suddivisa in una matrice di elementi di dimensioni uniformi, rappresentata dai pixel, e in una superficie di elementi di volume N e di dimensioni uniformi, detti voxel, che risultano definiti una volta definito lo spessore dello strato.

La TC prevede una scansione secondo il modello tridimensionale, ricostruito confrontando proiezioni dello stesso oggetto da molte angolazioni diverse. Tali proiezioni vengono realizzate attraverso l'irradiazione di raggi X, i quali grazie alla loro lunghezza d'onda molto piccola riescono ad attraversare i tessuti organici.

Il sistema di misura è costituito dal gantry, formato da una sorgente radiogena e da detettori allineati e contrapposti tra loro, e dispositivi per la trasmissione dell'energia, i collimatori e il DAS (*Data Acquisition System*).

Il gantry è caratterizzato da un'apertura ad anello attraverso la quale il tavolo porta-paziente scorre durante la scansione. Questo diametro può arrivare fino a 70 cm, ma il campionamento dei dati è limitato al *Sampling Field of View* (SFOV) del diametro massimo di 50 cm.

Oggi i sistemi TC si basano sulla TC di terza generazione che prevede la sola rotazione della sorgente e dei detettori e la collimazione avviene prima dei sensori, inoltre si basa sulla modalità di acquisizione multistrato (TCMS). Contemporaneamente alla rotazione del tubo radiogeno, il lettino su cui giace il paziente avanza all'interno del tunnel di scansione. È possibile ruotare l'asse di rotazione del gantry entro limiti pari a $\pm 30^\circ$ a una velocità di $1^\circ/s$ rispetto l'asse longitudinale del paziente.

Nella TCMS è presente la tecnologia *slip ring* (“a contatti striscianti”) che rende possibile la rotazione continua del complesso tubo-detettori. Si tratta di anelli circolari concentrici e paralleli all’asse del gantry che conducono energia elettrica, e la trasmettono attraverso un’interfaccia rotante quando sono accoppiati a spazzole.

Il funzionamento fisico della TC si basa su 2 principi:

1. Rilevare più proiezioni da angolazioni diverse e misurare l’attenuazione del fascio di raggi X
2. Ricostruire l’immagine mediante algoritmi matematici

Generalmente viene esaminata la sezione trasversale o assiale. Per ogni sezione, il tubo a raggi X ruota attorno al paziente, mantenendo in posizione opposta i rilevatori che ricevono l’energia fotonica, precedentemente attenuata dal corpo umano, e la trasformano in energia luminosa. L’energia luminosa viene a sua volta trasformata in segnali elettrici grazie a un fotodiodo, che vengono digitalizzati e trasmessi ad un processore per la ricostruzione dell’immagine.

Pur disponendo di sistemi a rotazione continua la TC sequenziale mantiene comunque dei limiti, come il tempo di esame che risulta notevolmente più lungo del tempo effettivo di scansione, meccanismo start-stop, artefatti da movimento e impossibilità di esami con mezzo di contrasto. Per superare questi limiti della TC tradizionale, viene ideata la tecnica della TC-spirale che prevede una rotazione del tubo e una traslazione del lettino continue. In questo modo è possibile acquisire un intero volume anatomico in un tempo inferiore. Per questa tecnica è necessaria l’interpolazione dei dati in quanto alcune sezioni non vengono fisicamente acquisite.

Alcune indagini richiedono la somministrazione di un mezzo di contrasto, come per esempio le sostanze iodate. In questo caso prima di eseguire l’esame, è necessario controllare la corretta funzionalità renale, che si preoccuperà di smaltire il contrasto.

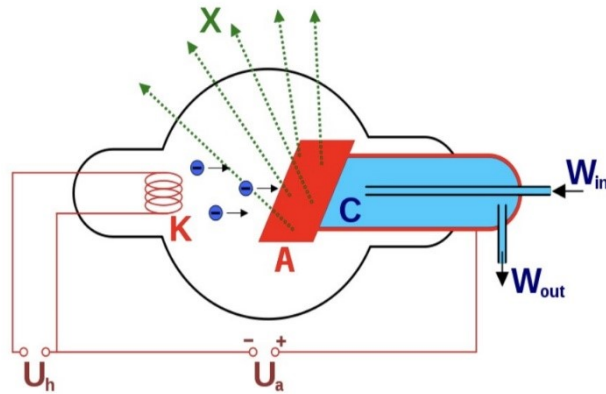
Il paziente viene dunque sottoposto a un dosaggio di creatinina, sostanza incolore e idrosolubile che consente visualizzare più chiaramente i tessuti.

Il mezzo di contrasto generalmente viene somministrato per via endovenosa per una chiara visualizzazione dei vasi sanguigni, orale per una migliore delimitazione della zona addominale e endorettale o endovaginale.

4.1 STRUTTURA E COMPONENTI DEL GANTRY

Il gantry rappresenta la struttura principale di uno scanner e contiene il tubo radiogeno, i detettori, il generatore di alta tensione, i dispositivi per la trasmissione dell’energia, i collimatori e il DAS.

4.1.1 Tubo radiogeno



Quando un fascio di radiazioni X passa attraverso l'oggetto da esaminare, viene assorbito con legge esponenziale in funzione dello spessore e della densità di materia attraversata. Il tubo a raggi X o tubo radiogeno in una TC deve quindi possedere un'elevata capacità di dissipazione termica. Questo ha portato allo sviluppo di anodi rotanti in grado di produrre un fascio eterogeneo di radiazioni mediante diametri elevati e macchie focali capaci di fornire la risoluzione richiesta con un adeguato rapporto segnale-rumore.

Il tubo radiogeno è costituito da un'ampolla di vetro mantenuta sotto vuoto tramite pompe e al suo interno contiene catodo e anodo.

Sul catodo (K) è presente una spirulina con uno o due fili lamenti di tungsteno o molibdeno, che vengono riscaldati dalla corrente di accensione per effetto Joule. Il catodo per effetto termoionico produce una nube di elettroni proporzionale ai mA impostati, secondo la legge di

Richardson che esprime il flusso degli elettroni: $J = A_C T^2 e^{-\frac{W}{kT}}$

Gli elettroni vengono prodotti nella fase precedente l'esposizione radiografica e vengono poi accelerati in direzione dell'anodo (A) grazie all'applicazione di una alta tensione che permette l'accelerazione degli elettroni e la formazione di energia cinetica, con conseguente generazione dei raggi X. La durata di questa accelerazione dipende anch'essa dagli mA impostati, in quanto sono il prodotto dei mA per un secondo d'esposizione. Per motivi pratici l'esposizione non può durare un intero secondo, quindi i mA verranno aumentati dalla macchina in maniera indirettamente proporzionale alla diminuzione della durata dell'esposizione stessa. Esposizioni prolungate possono introdurre sull'immagine degli sgranamenti, dovuti ai movimenti fisiologici degli organi.

La radiazione X può essere prodotta in 2 modi, dipendenti da come l'elettrone interagisce con il materiale metallico dell'anodo:

1. L'elettrone energetico viene deflesso dall'interazione con il nucleo degli atomi e perde progressivamente velocità ed energia cinetica che viene emessa sotto forma di fotoni X.

Questo fenomeno è detto *effetto di Bremsstrahlung* (fregamento). In questo caso il grande calore generato provoca fenomeni di surriscaldamento che possono portare alla rottura dell'anodo. Per risolvere questo problema è stato sviluppato un anodo rotante che permette una migliore dissipazione del calore senza interrompere l'erogazione di raggi X.

2. L'elettrone interagisce con uno degli elettroni più interni di un atomo dell'anodo: l'elettrone energetico cede una frazione della sua energia ad un elettrone di un altro orbitale ionizzando l'atomo. L'elettrone viene dunque rimpiazzato da elettroni di livelli più energetici e viene spinto fuori dall'atomo. Nel cambio orbita, essendoci una differenza di energia, l'elettrone che prende il posto emette a sua volta un fotone con energia pari alla differenza di energia dei due livelli energetici.

Questo fenomeno è detto *radiazione caratteristica* e dipende strettamente dal tipo di materiale bersagliato e dai suoi livelli energetici.

La quantità dei raggi X generati è direttamente proporzionale ai mA impostati, mentre l'energia direttamente proporzionale al valore della tensione in kV impostato.

I 3 parametri principali per la gestione del tubo radiogeno sono:

- La tensione tra catodo e anodo (in kV) che determina l'energia del fascio di raggi X: più alti sono i kV, più alta sarà l'energia del fascio radiante e minore sarà la lunghezza d'onda dei fotoni di raggi X
- La corrente che scorre nel filamento catodico (in mA) che determina la "quantità" di raggi X prodotti: più alti sono i mA, maggiore sarà l'intensità dei raggi
- Tempo (in secondi) di erogazione dei raggi X

4.1.2 Filtraggio

La filtrazione in TC viene utilizzata al fine di ottenere un fascio il più possibile omogeneo e sottile, quindi un fascio monocromatico. Infatti il fascio di raggi X che viene prodotto dall'interazione tra catodo e anodo è di tipo multienergetico o policromatico perché la tensione applicata all'anodo non è perfettamente continua a causa delle impurità, delle multiple interazioni degli elettroni incidenti sugli atomi dell'anodo e della radiazione di frenamento.

Per fare in modo da rendere il fascio monocromatico vengono impiegati dispositivi di filtraggio del fascio radiante, che permettono di eliminare dal fascio di uscita i raggi X che non fornirebbero alcun contributo alla formazione dell'immagine per la loro lunghezza d'onda. È necessario dunque avere un fascio omogeneo in modo che l'attenuazione dei tessuti dipenda solo dalle loro caratteristiche.

4.1.3 Collimazione del fascio

La collimazione del fascio permette di concentrare i raggi X solamente nel distretto anatomico da analizzare. Nei sistemi TC vengono utilizzati due tipi di collimazione: *pre-paziente* e *post-paziente*. Per la collimazione pre-paziente i collimatori vengono collocati vicino al tubo radiogeno e la loro apertura determina l'ampiezza del fascio di raggi X. La collimazione post-paziente invece aveva il compito di eliminare le componenti di scattering che creavano radiazione diffusa. Questa collimazione era presente nelle TCSS ed è assente nelle moderne TCMS.

4.1.4 Detettori

I detettori permettono di rilevare i fotoni che vengono emessi dal tubo radiogeno e in parte assorbiti dall'interazione con il corpo. Dal punto di vista funzionale permettono di trasformare l'energia dei fotoni che escono dal paziente in segnali elettrici che vengono successivamente usati per la formazione dell'immagine.

Nei moderni sistemi TCMS i detettori presentano un cristallo di scintillazione accoppiato a un fotodiodo. Il raggio X, una volta colpito il cristallo, genera un fotone luminoso che viene amplificato e poi trasformato in un elettrone. I segnali elettrici rilevati vengono poi campionati e digitalizzati per produrre l'immagine.

Nei vecchi sistemi TC erano presenti anche detettori allo stato gassoso, costituiti da camere di ionizzazione contenenti gas mantenuti ad alta pressione. I detettori allo stato gassoso, pur presentando elevata stabilità, tempi di risposta rapidi e un minore costo, hanno una efficienza minore per questo sono stati completamente sostituiti.

4.1.5 DAS (*Data Acquisition System*)

Il DAS è il sistema di acquisizione che consente di convertire il segnale analogico, proveniente dai detettori, in segnale digitale. Il numero di canali del DAS definisce il numero di strati che si possono acquisire indipendentemente in maniera simultanea. I circuiti degli attuali scanner sono DAS di tipo ASIC, hanno dimensioni notevolmente ridotte e una maggiore capacità di trasferimento dati.

4.2 EVOLUZIONE TECNOLOGICA DEI SISTEMI TC

Prima generazione: il fascio di raggi X era collimato "a pennello" (*pencil beam*) e al tubo radiogeno era contrapposto un singolo rilevatore. Il sistema prevedeva una traslazione di 160

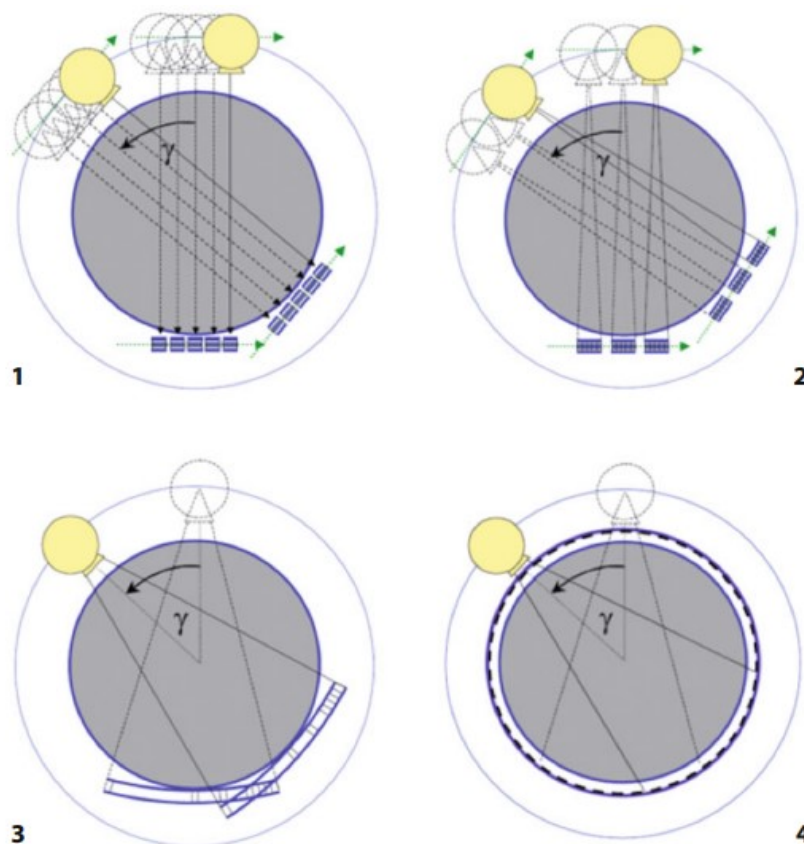
passi e rotazioni di 1-2°. La rotazione massima era di 180° e i tempi di acquisizione erano molto lunghi, inoltre poteva essere impiegato solo per lo studio di organi privi di movimento, come l'encefalo.

Seconda generazione: il fascio era collimato a ventaglio parziale (*partial fan beam*) su 20-30° che raggiungeva una serie di detettori disposti linearmente. Mantiene il principio di traslazione e rotazione. L'incremento dell'angolo di rotazione e del numero di detettori, portò alla progressiva diminuzione del tempo di acquisizione, fino ad arrivare a 20 secondi.

Terza generazione: ampio fascio X collimato a ventaglio (*fan beam*), circa 30-50°. Prevede la sola rotazione intorno al paziente di 360° e la collimazione prima dei sensori che riduce gli effetti dovuti allo scattering. Il tubo è contrapposto a un array di rivelatori, fino a 800 nei dispositivi più recenti. Consente di registrare dati molto velocemente, con tempo di scansione di 1-3 secondi.

Quarta generazione: ampio fascio collimato a ventaglio (*fan beam*), prevede la sola rotazione della sorgente di raggi X che ruota attorno a un anello stazionario di detettori, presenti in numero variabile, solo allo stato solido.

L'attuale TC spirale si basa sulle apparecchiature di terza generazione che non sono mai state sostituite da quelle di quarta generazione in quanto sono meno costose.

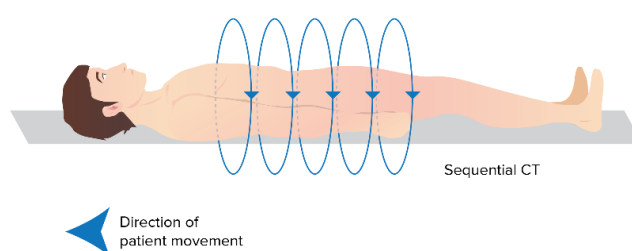


4.3 MODALITÀ DI SCANSIONE

4.3.1 TC sequenziale

Nella TC sequenziale (*Axial* o *step-and-shoot*) l'acquisizione dei dati e il movimento del lettino si alternano, dunque in seguito alla scansione di uno strato, il paziente avanza in un'altra posizione, a una distanza pari allo spessore della fetta acquisita per poi effettuare una nuova scansione. La procedura si ripete in base al numero di strati che si vogliono acquisire.

Una limitazione delle TC convenzionali è il tempo relativamente lungo di acquisizione, dovuti al *meccanismo start-stop*, infatti l'acquisizione di più sezioni lungo richiede l'arresto della scansione per poter avanzare con il lettino.

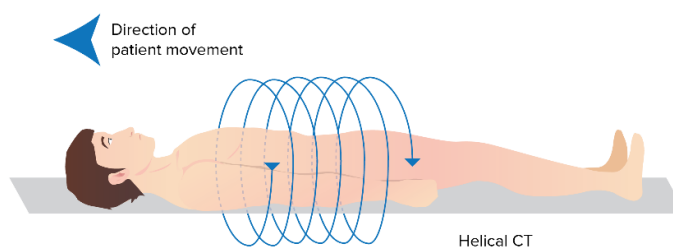


4.3.2 TC spirale

Nella TC spirale o elicoidale o volumetrica (*Helical* o *Spiral*) l'acquisizione dei dati avviene contemporaneamente al movimento del lettino. Con questa tecnica non si ha più l'acquisizione di una serie di strati continui e tra loro indipendenti, bensì un volume continuo che può essere rappresentato come un'elica, il cui spessore corrisponde alla collimazione del fascio radiante e la cui ampiezza dipende dalla velocità di avanzamento del lettino. La TC sequenziale permette dunque il superamento del *meccanismo start-stop* tipico della TC sequenziale convenzionale.

Per la TC spirale è necessaria l'interpolazione dei dati lungo l'asse longitudinale z in quanto non tutte le sezioni vengono acquisite, per questo bisogna ricostruire le mancanti.

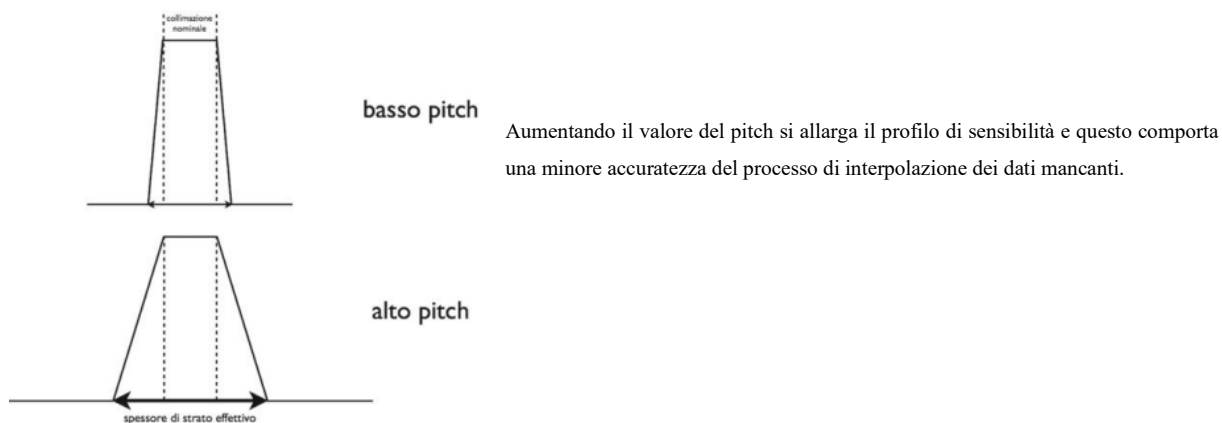
Sono necessarie inoltre la tecnologia *slip-ring* nei contatti elettrici per l'alimentazione del tubo radiogeno e soluzioni per il raffreddamento e la riduzione della corrente nel tubo in quanto quest'ultimo lavora ininterrottamente.



Un fattore determinante nell'acquisizione di dati in TC spirale è il *pitch*, ovvero il passo dell'elica, definito come il rapporto tra la velocità di avanzamento longitudinale del tavolo nel tempo e la collimazione del fascio radiante:

$$pitch = \frac{vt}{s}$$

A parità degli altri parametri di scansione, un pitch elevato determina una riduzione del tempo di scansione e della dose somministrata, ma un peggioramento della risoluzione spaziale longitudinale, dovuto a un allargamento del profilo di sensibilità di strato.



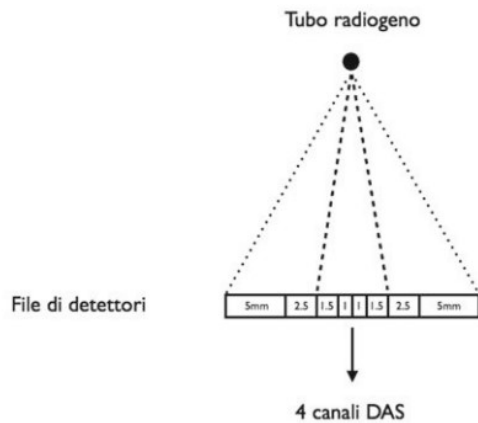
4.3.3 TC multistrato

La TC a spirale ha permesso di passare dall'acquisizione sequenziale di strati indipendenti alla ricostruzione di immagini acquisite da un volume continuo. Successivamente, il passaggio da TC spirale a singolo strato (TCSS) a TC spirale multistrato (TCMS) ha portato a una drastica riduzione del tempo di acquisizione delle immagini, infatti nelle TCMS o TC *a n strati* vengono acquisiti contemporaneamente più strati.

Negli scanner TC spirale monodetettore il detettore viene illuminato in modo uniforme dal fascio di raggi X, sono presenti un solo canale DAS attivato e una sola corona di detettori. Nelle TCMS queste condizioni dipendono dal modo in cui vengono combinate le multiple corone di detettori.

Dalla TC spirale monodetettore, si passò all'uso della TC a doppio strato, in grado di acquisire due strati ad ogni rotazione del complesso tubo-detettori. Questo scanner era ottenuto dividendo il detettore in due metà lungo l'asse z e convogliando il segnale rilevato a due canali DAS distinti. La TC a doppio strato ha permesso di raddoppiare la copertura anatomica longitudinale del fascio radiante per un dato spessore e di dimezzare il tempo di acquisizione delle immagini. Tuttavia, l'era delle TCMS inizia con l'introduzione dei primi apparecchi TC a 4 strati. Nell'architettura di uno scanner TC a 4 strati, che è in grado di acquisire 4 strati per singola

rotazione del tubo, sono presenti 4 canali DAS. In questo caso per ogni rotazione del complesso tubo-detettori, saranno illuminati 4 detettori tra loro adiacenti lungo l'asse z. Queste strutture hanno 4 sistemi di acquisizione dati connessi a un array di rivelatori, in grado di fornire una *scansione quad-section*, ovvero di 4 sezioni per rotazione, incrementando appunto la velocità di raccolta dei dati.



Configurazione di detettori su scanner TCMS a 4 strati.

Per acquisire strati più spessi, considerando il fatto che sono presenti sempre 4 canali DAS, lo scanner mette a disposizione 4 ulteriori file di detettori ed è possibile dimezzare il tempo di acquisizione delle immagini. È possibile incrementare ulteriormente la collimazione del fascio radiante e reclutare altre file di detettori adiacenti, fino a sfruttare la massima collimazione nominale possibile del fascio radiante consentita dallo scanner. Lo scanner a 4 strati o 4 canali permette di acquisire simultaneamente i segnali provenienti da 4 strati o canali e dispone in totale di $4 \times 4 = 16$ file di detettori.

Il sistema è detto *a matrice fissa*, quando i detettori hanno la stessa ampiezza lungo l'asse longitudinale, e *a matrice variabile*, quando i detettori periferici hanno ampiezza maggiore rispetto a quelli centrali, per avere una maggiore copertura longitudinale nel caso di spessori di strato elevati e aumentare in parte l'efficienza di dose.

Sono stati sviluppati apparecchi TCMS con un numero sempre maggiore di strati, che permettono di ridurre i tempi di scansione coprendo lo stesso volume anatomico. Aumentando il numero dei canali di acquisizione si ha anche una progressiva riduzione dello spessore degli strati acquisibili contemporaneamente.

Nella TCMS si hanno due formulazioni del pitch: il *detector pitch* e il *beam pitch*. Il detector pitch è definito come:

$$P_d = \frac{vt}{d}$$

dove d rappresenta l'ampiezza del singolo detettore lungo l'asse longitudinale. È preferibile in TCMS riferirsi al beam pitch definito come:

$$P_b = \frac{vt}{Nd} = \frac{P_d}{d}$$

dove N rappresenta il numero di canali e d l'ampiezza di ciascun detettore.

Come per le macchine TC spirale monostrato, anche in TCMS all'aumentare del pitch si riducono sia il tempo di acquisizione, sia la dose somministrata al paziente; in aggiunta si ha anche una diminuzione del rapporto segnale rumore, questo perché i dati lungo l'asse longitudinale sono acquisiti da più file di detettori e mediati tra loro attraverso un processo di interpolazione che peggiora il rapporto segnale rumore.

È bene non utilizzare elevati valori di pitch al fine di evitare il fenomeno dell'*overranging* o *overscanning*, che consiste in un allungamento della spirale di acquisizione oltre gli estremi di scansione. L'*overranging* è particolarmente dannoso nel caso di spirali brevi ad alto pitch e risulta maggiormente accentuato quando la collimazione del fascio è ampia, perché in questo caso regioni corporee più estese vengono irradiate ma non visualizzate.

Si può verificare anche il fenomeno dell'*overbeaming* quando le file dei detettori più esterni tendono ad essere illuminate con una densità di dose minore rispetto a quelle centrali. Per avere un irraggiamento omogeneo anche nei detettori periferici, lo scanner TCMS allarga le porzioni laterali del fascio radiante oltre i detettori stessi, erogando dose aggiuntiva che non contribuisce alla generazione dell'immagine.

La TCMS rispetto alla TC spirale monostrato ha come principale vantaggio la possibilità di esaminare, a parità di spessore di strato, volumi corporei più ampi in tempi uguali o notevolmente inferiori. Nel caso di strato sottile si ha una maggiore rapidità di acquisizione e di conseguenza un minor tempo di accensione del tubo radiogeno, che corrisponde un minor rischio di surriscaldamento del tubo.

Inoltre, l'acquisizione di dati da più canali DAS comporta una ridondanza di informazioni che può essere sfruttata per ridurre artefatti dell'immagine e consente di ottenere un profilo reale di sensibilità dello strato.

Nelle apparecchiature TCMS c'è inoltre la possibilità di retricostruire immagini con spessore di strato e differenti rispetto a quello usato durante l'acquisizione. Ad esempio, è possibile generare immagini a strato sottile sfruttando una collimazione del fascio più ampia, quindi una migliore efficienza di dose rispetto a un'acquisizione nativa con collimazione del fascio sottile.

CAPITOLO V

QUALITÀ DELLE IMMAGINI IN TC

5.1 RISOLUZIONE SPAZIALE

La qualità delle immagini viene valutata principalmente attraverso la risoluzione spaziale che rappresenta la minima distanza tra due punti dello spazio per la quale essi vengono riconosciuti dal sistema come distinti. La risoluzione spaziale viene distinta in risoluzione trasversale e longitudinale.

La risoluzione spaziale è influenzata da diversi fattori:

Numero di raggi: corrisponde alla quantità di campioni acquisiti in una vista. Maggiore è il numero di raggi, maggiore è la frequenza di campionamento e maggiore sarà la risoluzione spaziale delle immagini.

Numero di viste: raccolte in una rotazione del tubo, influenza direttamente l'eventuale presenza di artefatti alle alte frequenze. Al diminuire del numero delle viste si accentua il fenomeno dell'aliasing, soprattutto alla periferia delle immagini assiali.

Dimensioni della macchia focale: la risoluzione spaziale aumenta al diminuire delle dimensioni della macchia focale.

Ampiezza del pixel: la risoluzione spaziale trasversale dell'immagine aumenta al diminuire dell'ampiezza del pixel. Solitamente la matrice di ricostruzione è fissa, quindi per migliorare la risoluzione spaziale trasversale, bisognerà restringere il FOV.

Spessore di strato: un aumento dello spessore di strato determina una diminuzione della risoluzione spaziale longitudinale, con minore nitidezza dei contorni delle strutture e aumento dell'artefatto da volume parziale.

Pitch: all'aumentare del pitch la SSP subisce allargamento e la risoluzione spaziale longitudinale diminuisce.

Algoritmo di ricostruzione: è possibile applicare dei filtri di convoluzione ai dati grezzi per correggere gli artefatti di *blurring*. I filtri di convoluzione sono delle funzioni matematiche che vengono combinate a una convoluzione, alterano il contenuto armonico della distribuzione di dati grezzi e esaltano le alte frequenze (*algoritmi edge enhancement*) oppure le basse frequenze (*algoritmi smoothing*). La risoluzione spaziale trasversale dipende dalle frequenze e viene migliorata o peggiorata rispettivamente con gli algoritmi di edge enhancement e di smoothing.

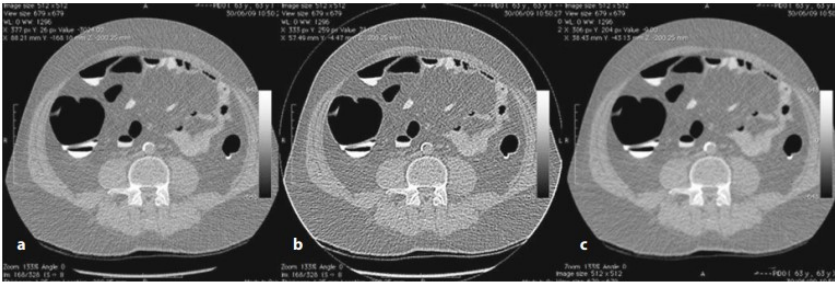


Immagine ricostruita con diversi algoritmi: standard (a), edge enhancement (b), e smoothing (c).

Movimento del paziente: comporta la sovrapposizione di strutture in movimento durante l'acquisizione dei dati e peggiora la qualità dell'immagine

Rapporto segnale rumore: il rumore permette di determinare la risoluzione in densità e il rumore quantico inteso come fluttuazione dei fotoni sul sensore. Il rumore è definito dalla legge di Brooks-Di Chiaro come la deviazione standard della densità di una data regione di interesse; la deviazione standard aumenta al diminuire del numero di fotoni registrati, dovuto a un aumento di attenuazione da parte dei tessuti e aumenta al diminuire dello spessore di strato e della dose somministrata.

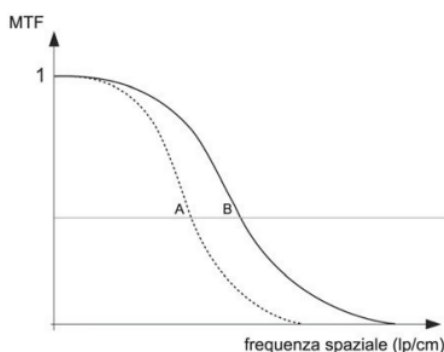
5.1.1 Risoluzione spaziale trasversale

La risoluzione spaziale trasversale è riferita alla risoluzione di punti giacenti sullo stesso piano di acquisizione trasversale, quindi alla sezione considerata, che dipende dalle dimensioni del voxel sul piano xy. La risoluzione spaziale longitudinale migliora nel momento in cui vengono scelti voxel di piccole dimensioni sul piano xy, questo però provoca un aumento del rumore perché all'interno del voxel è contenuta una minore quantità di informazione.

La risoluzione spaziale trasversale viene espressa dalla *Modulation Transfer Function* (MTF), definita come il rapporto tra l'intensità del segnale di uscita e del segnale di ingresso, al variare della frequenza spaziale.

Per quanto riguarda il segnale di ingresso, la frequenza spaziale dipende dalle dimensioni degli oggetti da visualizzare: oggetti grandi vengono analizzati a basse frequenze, mentre quelli piccoli ad alte frequenze.

In uno scanner TC reale, la MTF decresce al diminuire delle dimensioni degli oggetti da visualizzare, quindi decresce all'aumentare della frequenza spaziale del segnale di ingresso,

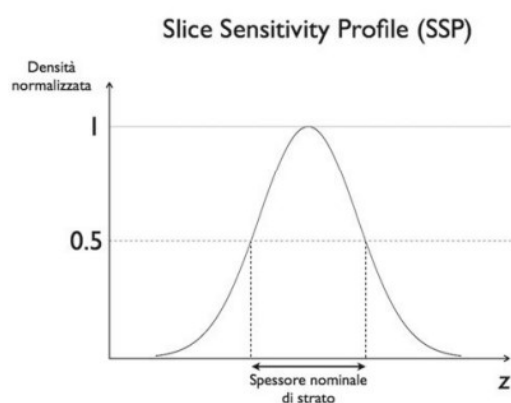


MTF di uno scanner TC in relazione alla frequenza spaziale.

5.1.2 Risoluzione spaziale longitudinale

La risoluzione spaziale longitudinale dipende dalle dimensioni del voxel lungo l'asse longitudinale z e migliora al ridursi di queste, a scapito però di un peggioramento del rapporto segnale rumore.

La risoluzione spaziale longitudinale viene espressa dalla *Slice Sensitivity Profile* (SSP), che descrive la variazione del contrasto dell'immagine nella direzione longitudinale all'interno di un singolo strato. All'aumentare della distanza dal centro del detettore lungo la direzione z , il contrasto diminuisce.



Rappresentazione grafica della funzione SSP.

Lo spessore nominale di strato è definito convenzionalmente come la larghezza della curva che si proietta sull'asse z per una densità normalizzata pari al 50%.

5.2 PARAMETRI DI SCANSIONE

I parametri di scansione determinano la modalità di scansione e hanno effetto sulla qualità dell'immagine, sulla dose assorbita dal paziente e sulla durata dell'immagine. Questi parametri vengono impostati prima di iniziare l'acquisizione dei dati.

Tra i parametri di scansione troviamo:

- *Parametri di esposizione*
- *Parametri geometrici*

5.2.1 Parametri di esposizione

I parametri di esposizione determinano la modalità di emissione dei fotoni da parte del tubo radiogeno.

Tensione in kV: generalmente 120-130 kV o 80-120 kV. Aumentando i kV, aumenta l'energia media dei fotoni e un numero maggiore di fotoni attraversa la sezione in esame. Aumentando i kV di conseguenza aumenta la risoluzione spaziale l'immagine risulta più dettagliata perché si ha un numero maggiore di fotoni che attraversano il paziente e raggiungono i detettori. Con kV alto e mA bassi ho un minore riscaldamento del tubo, una minore dose di fotoni al paziente è un minore contrasto dell'immagine.

Corrente in mA: influenza qualità dell'immagine e dose del paziente. Aumentando i mA, aumenta il numero di fotoni prodotto dal tubo radiogeno e quindi il numero di fotoni rilevato dai detettori, di conseguenza aumenta la qualità dell'immagine. L'aumento della dose si verifica aumentando i mA o il tempo di scansione e influisce sulla risoluzione di contrasto.

Tempo di scansione: tempo impiegato dal tubo radiogeno per completare la rotazione di 360°. La riduzione del tempo di scansione permette di ridurre gli artefatti da movimento e la durata dell'indagine, d'altra parte provoca la riduzione dei fotoni emessi e rilevati e un aumento di rumorosità nell'immagine.

La riduzione del tempo di scansione può essere realizzata limitando la rotazione del tubo radiogeno ad un arco di 220°, eseguendo un'acquisizione *half scan*, ma abbassando la qualità dell'immagine.

5.2.2 Parametri geometrici

Campo di scansione (SFOV): corrisponde alla regione circolare che viene acquisita durante la scansione. Il FOV deve essere scelto il più piccolo possibile tra quelli disponibili e deve essere in grado di contenere tutta la struttura anatomica in esame. Se viene utilizzato un SFOV troppo grande nell'immagine risulterà una eccessiva presenza di aria e la qualità dell'immagine diminuisce, mentre se il FOV utilizzato è troppo piccolo si ha la comparsa di artefatti ai bordi dell'immagine.

Spessore di strato: influenza qualità dell'immagine e dose del paziente. Lo spessore di strato viene generalmente scelto in base all'elongazione verticale della struttura anatomica esaminata. Lo spessore di strato influisce direttamente sulla risoluzione spaziale e sulla presenza di rumore nell'immagine, infatti la riduzione dello spessore della metà determina un aumento del rumore del 40%. Questo rumore può essere compensato aumentando la dose, tenendo sempre conto delle limitazioni, soprattutto in pazienti robusti e sedi anatomiche critiche.

Incremento degli strati, anche detto **passo o intervallo di scansione**, corrisponde allo spostamento del lettino tra due scansioni successive e alla distanza tra il centro di due strati contigui. L'incremento degli strati può essere maggiore o minore dello spessore dello strato.

Se l'incremento è maggiore dello spessore, si può acquisire il volume riducendo il numero degli strati, riducendo la durata dell'indagine e la dose del paziente, ma si ha la comparsa di zone non acquisite tra uno strato e l'altro. Se l'incremento è minore dello spessore, in questo caso gli strati saranno parzialmente sovrapposti.

Pitch factor: esprime il rapporto tra la velocità di avanzamento longitudinale e la collimazione del fascio radiante, nelle TC spirale.

Generalmente nella TC spirale si utilizza un pitch pari a 1 o lievemente maggiore per poter acquisire un volume più ampio senza aumentare la durata della scansione; valori più elevati vengono usati per pazienti non collaboranti.

Inclinazione dello strato: per acquisire le strutture anatomiche secondo il loro asse o per escludere strutture che generano artefatti, come nel caso di protesi metalliche.

5.3 PARAMETRI DI RICOSTRUZIONE

I parametri di ricostruzione possono modificare la scansione dei “dati grezzi”, che successivamente grazie all’algoritmo di ricostruzione permettono di generare l’immagine.

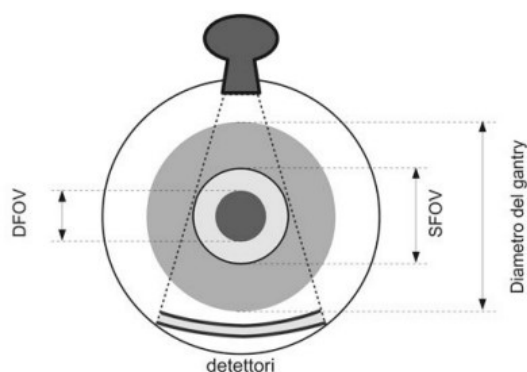
Come nel caso dei parametri di scansione, quelli di ricostruzione vengono impostati prima di iniziare l’acquisizione dei dati.

Matrice: permette la rappresentazione spaziale delle immagini. Le immagini sono infatti costituite da un insieme di pixel ordinali per righe e colonne, che vanno a formare una matrice di $m \times n$ elementi. Generalmente le matrici TC hanno dimensioni 256×256 o 512×512 .

La scelta di una matrice di dimensioni maggiori permette di migliorare la risoluzione spaziale.

Campo di ricostruzione (DFOV): rappresenta la regione che si vuole utilizzare durante la ricostruzione; questa regione deve avere diametro uguale o minore del SFOV. In generale il DFOV viene scelto in modo da essere poco più grande della regione anatomica di interesse.

Una riduzione del DFOV porta alla diminuzione della dimensione del pixel, e di conseguenza un aumento della risoluzione spaziale trasversale delle immagini assiali.



Rappresentazione grafica del campo di vista di acquisizione (SFOV) e di ricostruzione (DFOV).

Filtri di ricostruzione: permettono la ricostruzione delle immagini a partire dai dati generati durante la rotazione di 360° .

Algoritmi di ricostruzione: si differenziano in base alla risoluzione spaziale e al contrasto che determinano. Solitamente vengono utilizzati gli algoritmi di *edge enhancement* e di *smoothing* che migliorano rispettivamente la risoluzione spaziale e la risoluzione di contrasto.

5.4 PARAMETRI DI VISUALIZZAZIONE

Completato il processo di ricostruzione e permettono di manipolare l'immagine che appare sul monitor. I parametri di visualizzazione permettono di modificare il contrasto e la percezione dell'immagine, attraverso la funzione *window/level*.

Le immagini digitali possono essere facilmente rielaborate modificando la finestra di visualizzazione, in particolare variandone il contrasto. La finestra di visualizzazione viene definita da due parametri: il livello WL e l'ampiezza WW.

Per avere una corretta visualizzazione dell'immagine il livello WL deve essere il più vicino possibile al numero TC del tessuto di interesse, mentre l'ampiezza WW della finestra deve avere grandezza sufficiente per comprendere tutti i valori TC degli altri tessuti che si desidera comunque visualizzare.

La funzione *window/level* permette di aumentare il contrasto dell'immagine diminuendo l'ampiezza della finestra, bisogna però tenere conto che una finestra eccessivamente stretta può determinare un aumento del rumore.

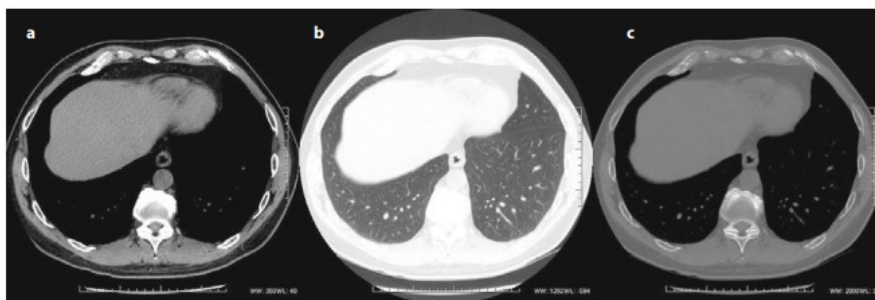


Immagine TC con tre diverse finestre di visualizzazione: per tessuti molli (a), per parenchima polmonare (b) e per osso (c).

5.5 OTTIMIZZAZIONE DELLA DOSE

Tutte le dosi dovute a esposizioni mediche per scopi radiologici devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile e compatibile con il raggiungimento dell'informazione diagnostica richiesta.

In un processo di ottimizzazione è necessario rapportare la dose al paziente e la qualità dell'immagine che si vuole ottenere. Le nuove apparecchiature forniscono potenti strumenti per la riduzione della dose a parità di qualità di immagine.

Tra i fattori che influenzano la dose e la qualità dell'immagine in TC:

- Corrente del tubo (mA)
- Tensione del tubo (kV)
- Tempo di scansione
- Pitch
- Modalità di acquisizione

- FOV di acquisizione e ricostruzione
- Collimazione del fascio
- Intervallo di ricostruzione
- Algoritmo di ricostruzione
- Movimento del paziente

In particolare la dose dipende dalle tecniche di esposizione (kV, mA, distanza, filtro, griglia, collimazione, CAE), mentre la qualità dell'immagine dipende dalle tecniche di acquisizione, dalla corretta centratura del paziente e dal software di elaborazione.

Una riduzione della tensione comporta un abbattimento di circa 35% della dose senza compromettere eccessivamente la rilevabilità a basso contrasto.

Per evitare sovrapposizione nell'acquisizione si usa un *pitch* > 1. In TCMS un aumento del pitch accorcia la durata dell'esame ma aumenta gli artefatti e il rumore. D'altra parte aumentando i pitch si ottiene una buona qualità dell'immagine con riduzione della dose.

Inoltre, diminuendo lo spessore di strato aumenta il contrasto, ma anche il rumore. Infine, l'uso di algoritmi di ricostruzione iterativi permette di ridurre la dose del 30-40%.

Per ottenere la minima dose somministrata al paziente e una buona qualità dell'immagine bisogna:

- Impostare il più piccolo valore possibile di mA e il più alto valore possibile di kV, rispettivamente per diminuire la dose al paziente e produrre immagini più dettagliate
- Utilizzare la più stretta collimazione in modo da avere meno radiazione diffusa ed esposizione ai raggi X solo delle parti rilevanti
- Usare detectori più sensibili che permettono di dimezzare la dose e avere un'efficienza più alta
- Posizionare il tubo a raggi X più lontano possibile dal paziente
- Posizionare il rivelatore quanto più vicino possibile al paziente

Spesso per ridurre la dose vengono utilizzati dei filtri o la griglia per assorbire parzialmente le radiazioni.

I *filtri* permettono di ridurre fino al 30-40% la dose al paziente, infatti assorbono la parte dello spettro a radiazione meno energetica, cioè la parte dello spettro che non arriva al rivelatore dell'immagine e fa solo aumentare la dose al paziente.

La *griglia* invece assorbe circa il 60% della radiazione primaria, di conseguenza per tenere costante la dose al rivelatore bisogna almeno raddoppiare i mA, e permette anche l'assorbimento di circa il 92% della radiazione diffusa, portando un netto miglioramento del contrasto sull'immagine.

CONCLUSIONI

La seguente vuole essere una trattazione riguardante le tecniche di diagnostica per immagini a risonanza magnetica e a tomografia computerizzata. Le tecniche e i parametri descritti sono da valutare al fine di ottenere un'immagine di qualità, che mette in evidenza i singoli dettagli e che rende visibili anche le più piccole lesioni.

La strumentazione per bioimmagini rappresenta uno dei principali slanci nell'ambito dell'intelligenza artificiale, in quanto i sistemi computerizzati utilizzati per ottenere le immagini si basano su un sistema di *machine learning* (apprendimento automatico), un metodo di analisi che permette di imparare dai dati, identificare i modelli e prendere decisioni con un minimo di intervento umano.

Tuttavia ci sono delle accortezze da considerare in base al paziente esaminato e di conseguenza l'operatore può essere portato a modificare i protocolli d'esame e i parametri del calcolatore. A questo proposito la seguente analisi può essere d'aiuto per ottenere un'immagine che permette di visionare e valutare al meglio la lesione ricercata. Per quanto riguarda parametri, tecniche di acquisizione e di ricostruzione dell'immagine è bene tenere presente che difficilmente è sufficiente modificare uno o pochi di questi criteri d'esame per ottenere un imaging di qualità, proprio perché questi non sono indipendenti tra loro, anzi si influenzano reciprocamente.

BIBLIOGRAFIA

M. Coriasco, O. Rampaldo, G. B. Bradac. “Elementi di risonanza magnetica: dal protone alle sequenze per le principali applicazioni diagnostiche”, ed. 2014

F. Podo. “Controlli qualità nella risonanza magnetica ad uso clinico”, ed. 1994

G-scan/S-scan “Manuale qualità d’immagine e sequenze”, ed. 2020

L. Faggioni, F. Paolicchi, E. Neri. “Elementi di tomografia computerizzata”, ed. 2010

Report AIFM “Tomografia computerizzata: descrizione e misura dei parametri caratteristici”, ed. 2007

Bixio Monti. “Radioproiezione e qualità d’immagine”, ed. 2010-2011

SITOGRAFIA

<https://www.msmanuals.com/it-it/casa/argomenti-speciali/esami-comuni-di-diagnostica-per-immagini/panoramica-sugli-esami-di-diagnostica-per-immagini>

<https://it.moleculardevices.com/technology/ai-machine-deep-learning-cell-image-analysis>

https://it.wikipedia.org/wiki/Diagnostica_per_immagini

<https://www.msmanuals.com/it-it/professionale/argomenti-speciali/principi-di-imaging-radiologico/imaging-a-risonanza-magnetica>

<https://healthy.thewom.it/esami-e-analisi/risonanza-magnetica/>

https://it.wikipedia.org/wiki/Imaging_a_risonanza_magnetica

<https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-10/chap-10-i.htm>

<https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-11/chap-11-i.htm>

<https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-12/chap-12-i.htm>

<https://www.msmanuals.com/it-it/casa/argomenti-speciali/esami-comuni-di-diagnostica-per-immagini/tomografia-computerizzata-tc>

<https://www.tecnicaospedaliera.it/evoluzione-della-tc-migliorano-qualita-dimmagine-e-workflow/>

<https://hounsfield.home.blog/2019/10/26/come-funziona-la-tc/>

<https://www.airc.it/cancro/affronta-la-malattia/guida-agli-esami/tc-tomografia-computerizzata>

https://it.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computerizzata

http://etsrm.it/doc_rubriche/140-000-TC.pdf

Ringraziamenti

Giunta al termine del mio percorso, è arrivato il momento di dire Grazie alle persone che mi hanno accompagnata fino a questo traguardo, rendendo unico in ogni istante.

Un doveroso grazie alla mia famiglia, che ha sempre creduto in me e mi ha insegnato a non mollare mai, anche quando la difficoltà era evidente. Grazie ai loro sacrifici e alla loro costanza nel rendermi felice.

Grazie a mia mamma, ancora della mia vita, che mi ha insegnato la dedizione e la pazienza, ad essere umile e allo stesso tempo a non accontentarmi.

Grazie a mio papà, mio punto di forza, che mi ha insegnato ad avere coraggio e a guardarmi indietro solo per le vittorie raggiunte.

A mia sorella Eleonora, che sarà sempre al mio fianco e io al suo, per avermi insegnato che il dolore non dura per sempre, per essere stata presente in ogni mia giornata e per avermi spronata a dare il meglio di me con i suoi “Tu ce la fai”.

Grazie alle mie amiche, che da tanti anni mi supportano e sopportano, sempre pronte a strapparmi un sorriso e a tendermi la mano nelle situazioni di difficoltà, ai momenti passati insieme e a quelli che verranno.

Alle mie compagne di università, che hanno condiviso con me questo percorso, rendendolo speciale e mai noioso, ai caffè prima di entrare in aula e alle bustine di zucchero smezate, alle lezioni senza senso e allo studio disperatissimo, agli aperitivi post esame e ai “mi sono rotta, usciamo?”.

Al gruppo Cristal, la mia seconda famiglia, per avermi insegnato ad avere disciplina e per aver creduto nei sogni, rendendoli realtà.

Grazie alle persone che sono entrate nella mia vita, che sono state casa quando casa era lontano, che mi hanno capita e che mi hanno lasciato tanto in così poco.

E infine, non per importanza, Grazie a me stessa, determinata e testarda, per aver puntato in alto sempre e per avercela fatta, anche questa volta.