

**ACQUISIZIONE DI SEGNALI BIOLOGICI PER MEZZO  
DI TAC E RISONANZA MAGNETICA ED  
ELBORAZIONE TRAMITE WORKSTATION**

Laureanda: CASSANDRA PULICE

583034 – IBM

Relatore: Prof. Enrico Grisan

**Corso di Laurea Triennale  
in Ingegneria Biomedica**

Anno Accademico 2010/2011



*Alla mia famiglia,  
Padova 25 Novembre*



# INDICE:

<b>1. Introduzione.....</b>	<b>7</b>
<b>2. Formazione e ricostruzione di immagini mediche.....</b>	<b>9</b>
2.1. Generalità.....	9
2.2. Tecniche di immagine.....	12
2.2.1. Emissione spontanea .....	13
2.2.2. Interazione con energia inviata sul corpo.....	13
2.2.2.1. Interazioni onde elettromagnetiche-materia.....	14
2.2.3. Interazione mirata.....	15
2.2.3.1. Immagini funzionali.....	15
2.2.3.2. Agenti di contrasto.....	16
2.3. La trasformata di Radon.....	18
2.4. Discretizzazione dell'immagine.....	19
2.5. Qualità di un'immagine.....	19
<b>3. La strumentazione biomedica: TOMOGRAFIA ASSIALE COMPUTERIZZATA.....</b>	<b>21</b>
3.1. Generalità.....	21
3.2. Componenti del sistema.....	22
3.3. Geometrie di scansione.....	26
3.4. Spiral TC ed evoluzioni.....	28
3.5. Acquisizione e ricostruzione dell'immagine.....	29
3.5.1. Tecnica di iterazione.....	29
3.5.2. Tecnica di convoluzione.....	29
3.5.3. Processi di ricostruzione.....	30
3.6. Caratteristiche di qualità dell'immagine.....	30
3.7. Mezzi di contrasto.....	33
3.8. Dose al paziente.....	33
<b>4. La strumentazione biomedica ospedaliera: RISONANZA MAGNETICA.....</b>	<b>35</b>

4.1. Introduzione.....	35
4.2. Fenomeni responsabili.....	35
4.2.1. Fenomeni microscopici.....	35
4.2.2. La fisica degli spin e il momento magnetico.....	36
4.3. Strumenti hardware.....	37
4.3.1. Magnete.....	37
4.3.1.1. Sistema di generazione dei gradienti.....	42
4.3.1.2. Sistema a radiofrequenza.....	43
4.3.2. Bobine a radiofrequenza.....	43
4.3.3. Bobine di gradiente.....	44
4.3.4. Bobine di volume.....	44
4.3.5. Bobine shim.....	45
4.3.6. Bobine di superficie.....	45
4.4. Parametri intrinseci del segnale.....	45
4.5. Acquisizione dell'immagine.....	48
4.5.1. Codifica spaziale del segnale.....	48
4.5.2. Parametri estrinseci del segnale.....	49
4.5.3. Tecniche di acquisizione dell'immagine RM.....	52
4.6. Formazione dell'immagine RM.....	52
4.7. Ricostruzione dell'immagine RM.....	53
4.8. Artefatti.....	54
4.9. Mezzi di contrasto.....	57
4.10. Sicurezza.....	59
<b>5. Ricostruzione delle immagini: Workstation.....</b>	<b>61</b>
5.1. Generalità.....	61
5.1.1. Vitrea ®.....	61
5.1.2. Alcune ricostruzioni effettuate durante l'attività di tirocinio.....	68
5.2. Archivio di riferimento.....	69
<b>6. Conclusioni e ringraziamenti.....</b>	<b>71</b>
<b>7. Bibliografia.....</b>	<b>75</b>

# 1. INTRODUZIONE

Questo lavoro di tesi è stato da me sviluppato durante l'attività di tirocinio svoltosi nel presidio ospedaliero di Castrovillari dell'A.S.P. di Cosenza, in particolare nell' Unità Operativa Complessa di "*Diagnostica per Immagini*", diretta dal Dottor Leonardo Perretti

Il reparto si contraddistingue per le avanzate tecnologie presenti le quali fanno sì che esso sia un punto sanitario d'avanguardia nella zona. Il lavoro viene organizzato in base alle attività delle diverse diagnostiche le quali, come di consueto per un reparto di radiologia, eseguono esami radiologici, ecografici, tomografici.

La mia esperienza nella suddetta struttura è stata suddivisa in due parti: la prima basata sull'acquisizione delle immagini da Tomografia Assiale Computerizzata e Risonanza Magnetica, sullo studio dei componenti, sui principi di funzionamento, sulla manutenzione e sull'utilizzo in sicurezza della strumentazione stessa; la seconda basata sull'elaborazione delle immagini acquisite, elaborazione caratterizzata da ricostruzioni 2D e 3D, analisi funzionale di volumi, segmentazione dei distretti anatomici sottoposti ad esame.

Nel corso di queste due fasi di attività giornaliera sono stata affiancata a diverse figure professionali: durante la prima fase, cioè quella di acquisizione, ho assistito al lavoro del tecnico di radiologia il quale, grazie alle sue competenze tecniche, mi ha permesso di apprendere i meccanismi di lavoro sottointesi all'acquisizione delle immagini, le componenti hardware della macchina, il controllo di sicurezza e di qualità da effettuare; durante la seconda fase, quella diagnostica, ho collaborato con i vari medici radiologi i quali di giorno in giorno, in base agli esami svolti e alla diversa diagnostica in cui prestavo il mio servizio, hanno stilato i protocolli e le diverse richieste di ricostruzioni che servivano loro affinché la diagnosi fosse supportata non solo dalle immagini acquisite ma anche dalle ricostruzioni che ho elaborato personalmente.

Obiettivo di questo lavoro di tirocinio è stato quindi lo studio dell'acquisizione dei segnali biologici, nello specifico di immagini, mediante la strumentazione biomedica ospedaliera. La mia attenzione si è focalizzata sull'acquisizione di immagini da Tomografia Assiale Computerizzata, una *Toshiba, Aquilion 64 slice con tecnologia*

*slip ring e iniettore Medrad, e acquisizione di immagini da risonanza Magnetica, una GE Heltcare modello Signa 1,5 Tesla Exite HDxt con iniettore Medrad.*

A partire dalle acquisizioni la ricostruzione delle immagini è stata effettuata mediante l'utilizzo di una workstation sulla quale è installato il software di immagini medico Vitrea®.

La seguente relazione si articola in quattro sezioni. Riporto di seguito i punti fondamentali di ciascuno di essi.

Nel capitolo 2 "*Formazione e ricostruzione delle immagine mediche*", ho trattato i principi di ricostruzione ed elaborazione delle immagini. In tale capitolo vengono forniti i fondamenti matematici e di pensiero alla base della manipolazione dell'immagine; di fatto è il filo conduttore delle due fasi dell'attività svolta.

Nel capitolo 3 "*La strumentazione biomedica: Tomografia Assiale Computerizzata*", viene analizzata la struttura della macchina, quindi le componenti di sistema, le geometrie di scansione. Vengono inoltre trattati i principi di acquisizione e ricostruzione, la qualità dell'immagine, i mezzi di contrasto e la dose al paziente.

Nel capitolo 4 "*La strumentazione biomedica: Risonanza Magnetica*", ho proseguito con l'analisi della seconda macchina studiata durante il periodo di tirocinio, ovvero la Risonanza Magnetica. È presente un'analisi dei fenomeni fisici sfruttati, analisi dell'acquisizione e ricostruzione dell'immagine, componenti hardware del sistema, i mezzi di contrasto, gli artefatti possibili e un excursus sull'utilizzo in sicurezza della stessa.

Il quinto capitolo "*Ricostruzione delle immagini: workstation*", tratta la fase di elaborazione e ricostruzione delle immagini. Tale analisi evidenzia le maggiori caratteristiche ed applicazioni del software da me utilizzate durante l'attività sotto richiesta del medico radiologo. Nello stesso sono riportati esempi di ricostruzioni effettuate. Nel capitolo è, inoltre, presente una precisazione riguardante il sistema di archiviazione dei dati radiologici del reparto ormai convenzione comune per tutte le strutture mediche pubbliche e non.



## 2. FORMAZIONE E RICOSTRUZIONE DI IMMAGINI MEDICHE

### 2.1. Generalità

Dal punto di vista strettamente fisico le immagini sono il risultato dell'interazione tra l'energia prodotta da una sorgente e la materia costituente gli oggetti della scena osservata oppure con un sensore, interazione cui è associata una trasformazione geometrica che rappresenta lo spazio 3D su una superficie 2D.

Un processo di immagine comporta in generale:

- La generazione di un fascio di energia (ad esempio elettromagnetica o meccanica) per mezzo di una sorgente che può essere esterna (tubo a raggi X) o interna all'oggetto (imaging nucleare);
- L'interazione (trasmissione, riflessione) dell'energia generata con la materia costituente la scena osservata;
- La generazione di un fascio di energia emergente che rende accessibile, tramite adeguate misure, una determinata grandezza caratteristica  $g$  (attenuazione, riflettenza, attività della sorgente). In questo modo si associa alla scena la distribuzione spazio-temporale  $g(x, y, z, t)$  della grandezza fisica in questione;
- Una trasformazione geometrica (proiezione, scansione planare) che associa alla  $g(x, y, z, t)$  un'altra grandezza  $i(x, y, t)$  funzione delle coordinate di un piano (piano immagine) e del tempo.

Nella caratterizzazione del processo di acquisizione è estremamente importante l'analisi nel dominio della *frequenza spaziale*; nel caso di segnali acustici si può effettuare la decomposizione in armoniche tramite l'analisi di Fourier con cui il segnale viene così espresso come la combinazione di sinusoidi: per ogni valore della frequenza si ha un contributo di ampiezza e fase dipendente dal segnale analizzato. La presenza di armoniche di frequenza elevata è indicativa di un segnale che presenta variazioni "rapide". Bisogna tener presente, inoltre, che la frequenza temporale ha un ben preciso significato fisiologico poiché rappresenta la "altezza" del suono percepito.

Un'altra importante riflessione va fatta sulla rumorosità delle immagini in quanto derivanti da processi fisici. Spesso l'energia utilizzata può risultare dannosa per il soggetto, come nel caso delle radiazioni ionizzanti e ciò limita la quantità di energia utilizzabile con possibile enfattizzazione delle fluttuazioni statistiche.

In generale le prestazioni di un sistema che genera immagini a scopo di diagnostica medica possono essere valutate e specificate a partire da un numero limitato di parametri fisici:

1. Contrasto
2. Risoluzione (spaziale, temporale e in ampiezza)
3. Rapporto segnale rumore

La qualità di un'immagine, infatti, a prescindere da come questa sia stata ottenuta, dipenderà dalle prestazioni di ciascun componente della catena che costituisce il processo di acquisizione dell'immagine stessa. Di conseguenza in seguito ad imperfezioni tecniche del processo di generazione dell'energia, del meccanismo di rivelazione o anche per processi di diffusione o interferenza possono nascere degli artefatti. Sono poi presenti distorsioni spaziali che alterano la struttura dell'immagine.

**Contrasto.** Il valore puntuale dell'immagine  $i(x, y)$  è la sua variazione relativa, denominata usualmente *contrasto*. Il contrasto  $c$  tra un'immagine e lo sfondo  $s$  che la circonda può essere definito secondo la *legge di Weber*:

$$c = \frac{\Delta i}{i} = \frac{i_a - i_s}{i_s}$$

dove  $i_a$  è il valore medio dell'immagine valutato sull'areola  $a$  e  $i_s$  è quello valutato sullo sfondo  $s$ .

**Risoluzione.** La risoluzione rappresenta la minima variazione apprezzabile della grandezza misurata in tutto il campo di misura, di fatto il valore dell'ultima cifra significativa che si può ottenere. Nel campo delle immagini esistono tre tipi di risoluzione: spaziale, temporale e in ampiezza.

**Risoluzione spaziale** definita anche come *potere risolvente*, descrive la distinguibilità di oggetti piccoli e vicini tra loro, come può essere, per esempio, un

sistema di barre nere alternate a spazi chiari, per cui la risoluzione viene espressa di norma nel dominio della frequenza spaziale in coppie di linee al millimetro (cl/mm).

In un sistema di imaging la risoluzione spaziale è il massimo numero di coppie di linee per unità di distanza che possono essere contate correttamente. Se  $f_{max}$  è la risoluzione di un sistema,  $h_{min} = 1/(2 f_{max})$  corrisponde alle dimensioni della più piccola struttura che può essere distinta. Bisogna tuttavia ricordare che il tipo di interazione pone, in genere, un limite intrinseco alla risoluzione che deve essere considerato in fase di progetto del rivelatore.

In molte tecniche la risoluzione spaziale, affiancata da opportune ipotesi di linearità ed invarianza spaziale, è spesso definita mediante la MTF (Modulation Transfer Function) che misura il rapporto tra l'ampiezza di una griglia sinusoidale in ingresso e l'ampiezza dell'immagine corrispondente. Se la frequenza della griglia si avvicina alla risoluzione limite del sistema di immagine, quest'ultima appare sempre più sfuocata e la MTF tende a zero.

***Risoluzione temporale*** di una tecnica di immagine indica quante immagini possono essere acquisite nell'intervallo di tempo, quindi dipende dal tempo richiesto per l'acquisizione di una singola immagine.

Esistono alcune tecniche le quali permettono un'acquisizione delle immagini in "tempo reale", cioè con una cadenza tale da consentire lo studio di strutture in movimento come il cuore, o di fenomeni dinamici come la risposta neuronale a stimoli sensoriali.

***Risoluzione in ampiezza*** può essere definita come la minima variazione nell'intensità  $\Delta_i$  rilevabile. Questa può essere utile nella scelta di un convertitore analogico-numerico. Alcuni esperimenti di psico-fisica hanno dimostrato che il sistema visivo umano risulta sensibile più alla luminosità relativa di un oggetto rispetto agli altri oggetti che gli stanno attorno piuttosto che alla sua luminosità assoluta nella scena. Risulta quindi chiaro che l'informazione viene estratta dalla scena in termini di variazioni di luminanza. Di conseguenza, rispetto all'osservatore, ha senso definire la risoluzione in ampiezza in termini di contrasto, andando a considerare il minimo contrasto percepibile. In base alla *Legge di Weber*, per il sistema visivo umano, risulta che il contrasto  $c_{th} = \Delta_i/i$  di dettagli che si trovano al limite della visibilità ha un valore

costante. Su una scala da 0 a 1 il valore sperimentale della costante è  $\approx 0.02$ , sono quindi distinguibili almeno 50 livelli di intensità.

Risulta chiaro che il contrasto e le dimensioni (quindi la frequenza spaziale) non sono indipendenti. Considerando un insieme di reticoli sinusoidali si ha che diminuendo il contrasto di un reticolo si arriva ad un valore al di sotto del quale il reticolo stesso non è più percepito come tale. Il contrasto minimo con cui si può percepire un reticolo di una determinata frequenza è la *soglia di contrasto* per quella frequenza.

Il sistema visivo umano presenta la massima sensibilità per frequenze spaziali intorno a 3 cicli/grado, in corrispondenza di un contrasto inferiore a 0,3%. All'aumentare della frequenza spaziale la sensibilità al contrasto diminuisce, fino a quasi 50 cicli/grado, che richiedono un contrasto superiore al 50% perché il reticolo sia percepito. Tali considerazioni devono essere integrate con l'inevitabile presenza del rumore a causa del quale anche oggetti di piccolo contrasto possono non essere osservabili. Il rumore in questione è imputabile a due cause principali: fluttuazione statistiche nella sorgente che produce l'energia usata e fluttuazioni introdotte dai vari anelli della catena di immagine.

**Rapporto segnale rumore.** A causa delle inevitabili fluttuazioni statistiche la  $i(x, y)$  deve essere intesa in generale come variabile aleatoria. Si definisce quindi il *rapporto segnale rumore* SNR come:

$$\text{SNR} = \frac{i_m}{\sigma_i}$$

dove  $i_m$  è il valore medio dell'immagine in un certo punto e  $\sigma_i$  la relativa deviazione standard.

## 2.2. Tecniche di immagine

Lo studio in vivo del corpo umano può avvenire secondo modalità diverse riconducibili a tre grandi classi:

- I) Emissione spontanea di energia da parte del corpo;
- II) Interazione con energia inviata sul corpo;
- III) Interazione "mirata" a particolari strutture mediante l'uso di agenti di contrasto introdotti nel corpo.

### **2.2.1. Emissione spontanea**

Il corpo umano emette spontaneamente energia elettrica, magnetica (acustica) ed elettromagnetica.

Per quanto riguarda l'emissione spontanea di energia elettromagnetica essa viene utilizzata per fini diagnostici nel campo di frequenze che riguarda l'infrarosso (IR). La tecnica di imaging all'IR consente di ottenere immagini di strutture superficiali o poco profonde. Essendo la temperatura della pelle normalmente compresa tra 25 e 35 °C, applicando la formula di irraggiamento Planck si ottiene un campo di lunghezze d'onda compreso tra 2 e 50 $\mu$ m, con un massimo a circa 10 $\mu$ m e una profondità di penetrazione minore di 1mm.

### **2.2.2. Interazione con energia inviata sul corpo**

Si parla in questo caso dell'energia inviata ad interagire con le strutture biologiche di interesse, convogliata da onde elettromagnetiche oppure da onde di pressione avendo quindi un'interazione tra onde e materia. Andando a considerare le interazioni possibili, le principali sono l'*assorbimento* (con o senza successiva emissione di energia), la *diffusione* e la *riflessione*. Questi fenomeni comportano modifiche di intensità, direzione e lunghezza d'onda della radiazione emergente con una dipendenza complessa da quella incidente. Poiché tali interazioni avvengono su scala molecolare, le conseguenti modificazioni si manifestano anche in materiali microscopicamente omogenei. Poiché le strutture biologiche comprendono disomogeneità a varie scale, in esse avvengono fenomeni di diffusione in tutto il range delle onde esploranti. I meccanismi principali che, quindi, permettono la formazione dell'immagine risultano essere i seguenti:

*Assorbimento*: è l'effetto utilizzato in radiografia proiettiva e tomografica, mentre in ultrasuonografia costituisce un ostacolo all'esame di strutture profonde o particolarmente assorbenti, come cranio e polmoni. Nel caso delle onde elettromagnetiche, una importante limitazione è imposta dalla densità delle strutture studiate: per la visione del suo interno il materiale deve essere abbastanza trasparente, ma anche abbastanza opaco in modo da modulare il fascio esplorante. In realtà l'assorbimento dipende anche dalla frequenza della radiazione.

Per quanto riguarda la risoluzione spaziale, con notevole eccezione della risonanza magnetica, essa è determinata dalla lunghezza d'onda della radiazione usata (per il

principio di Huygens-Fresnel) il che restringe il campo utilizzabile di radiazioni elettromagnetiche a seconda della risoluzione spaziale che si vuole ottenere.

Perché le immagini ottenute possano essere utilizzate con profitto occorre che siano rispettate specifiche in termini di risoluzione spaziale e di attenuazione.

*Riflessione:* costituisce il principale effetto utile nelle tecniche ad ultrasuoni (ecografia), mentre è assente per le radiazioni elettromagnetiche ad alta energia che si propagano in linea retta. A tal proposito è bene ricordare che il tempo di volo, definito come il tempo che l'onda esplorante impiega per passare dalla sorgente al sensore, si ottiene facilmente per le onde di pressione mentre richiede strumentazione raffinata per le onde elettromagnetiche.

### **2.2.2.1. Interazioni onde elettromagnetiche - materia**

Tra i fenomeni di interazione delle onde elettromagnetiche e la materia i più importanti da ricordare sono i seguenti: l'effetto fotoelettrico, l'effetto Compton, la fluorescenza.

*Effetto fotoelettrico.* Si verifica un'interazione fotoelettrica se il fotone incidente possiede un'energia uguale o maggiore dell'energia di legame dell'elettrone dell'atomo bersaglio. Riportando l'esempio dei raggi X usati in radiodiagnostica, si evince che questi possono avere interazioni ionizzanti con gli elettroni degli orbitali interni dell'atomo bersaglio. Il fotone viene totalmente assorbito con conseguente cessione della sua energia all'atomo bersaglio ed estromissione di un elettrone (*fotoelettrone*). Questo fotoelettrone emesso possiede un'energia cinetica che è pari alla differenza tra l'energia del fotone incidente e l'energia di legame dell'elettrone. Conseguenza dell'effetto fotoelettrico è la produzione di una radiazione caratteristica, perché la lacuna che si crea nell'atomo tende ad essere colmata da un elettrone di un orbitale più esterno con emissione di raggi X per andare a pareggiare il bilancio energetico (radiazione secondaria).

*Effetto Compton.* Si tratta di un fenomeno di scattering (ovvero un fenomeno fisico in cui onde o particelle vengono deflesse a causa della collisione con altre particelle) interpretabile come un urto tra un fotone e un elettrone. I raggi X compresi nell'intervallo di energie usate in radiodiagnostica possono subire un'interazione con gli orbitali degli elettroni esterni; in tal modo il fotone espelle l'elettrone orbitale dall'atomo che risulta perciò ionizzato (positivamente) con conseguente diffusione

(scattering) di un fotone di lunghezza d'onda maggiore (energia minore) del fotone incidente. L'energia di questo fotone (*fotone di Compton*) è pari alla differenza tra l'energia del fotone incidente e l'energia ceduta all'elettrone espulso (*elettrone Compton*).

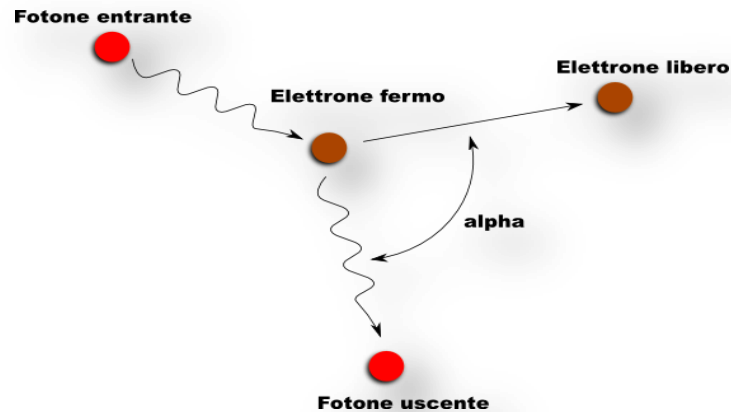


Figura 2.1 Effetto Compton

*Fluorescenza.* Avviene quando le molecole eccitate della materia vanno ad uno stato intermedio prima di tornare allo stadio base. È la proprietà, di alcune sostanze, di riemettere, nella maggior parte dei casi a lunghezza d'onda e quindi ad energia minore, le radiazioni elettromagnetiche ricevute, in particolare assorbire radiazioni nell'ultravioletto ed emetterle nel visibile. Più alta è l'energia, più breve è il tempo di attesa (per la luce visibile circa  $10^{-8}$ s).

## 2.2.3. Interazione mirata

### 2.2.3.1. Immagini funzionali

Le immagini funzionali sono il risultato di tecniche di imaging non invasive le quali forniscono una mappa dei distretti anatomici funzionalmente attivi durante l'esecuzione di uno specifico compito o durante il passaggio di un tracciante.

Le immagini funzionali vengono utilizzate per descrivere il funzionamento dei sistemi biologici e consentono un collegamento tra anatomia e fisiologia.

Immagini funzionali possono essere ottenute dall'analisi di una sequenza di immagini con l'aiuto di un agente di contrasto che può essere intrinseco, cioè già presente nel distretto, o estrinseco, cioè introdotto appositamente dall'esterno. Il ricorso agli agenti di contrasto è dovuto al fatto che alcuni processi fisiologici, come i movimenti pulsatili

del cuore, possono essere visualizzati direttamente con tecniche a raggi X, di RM o ad ultrasuoni, tuttavia molti altri processi richiedono l'introduzione dall'esterno di molecole spia per rendere visibili i fenomeni che si verificano in essi. Tali sostanze possono essere introdotte per via venosa, arteriosa o orale.

Non tutte le procedure di imaging funzionale necessitano dell'intervento esterno di "spie fisiologiche".

### **2.2.3.2. Agenti di contrasto**

#### *Agenti di contrasto radioemittenti*

Gli agenti di contrasto radioemittenti sono sostanze chimiche che contengono nuclidi radioattivi. Dato che il comportamento chimico delle sostanze è determinato solo dal numero di protoni, i radioisotopi di elementi quali per esempio l'Ossigeno e lo Iodio possono mimare processi fisiologici senza alterarli e consentono di ottenere misure di funzione.

I radionuclidi usati come radiofarmaci in diagnostica decadono emettendo due tipi di prodotti: una radiazione  $\gamma$  (di energia compresa fra 80 e 300 keV cui corrisponde un coefficiente di assorbimento massico dei tessuti molli nell'intervallo 0.18 - 0.039 ) o un elettrone positivo (positrone,  $\beta^+$ ) che a sua volta si annichila immediatamente incontrando un elettrone e producendo così una coppia di fotoni  $\gamma$  con energia di circa 511 keV.

L'energia dei  $\gamma$  utilizzati deve essere tale che le strutture del paziente siano sufficientemente trasparenti ad essi e non ne ostacolano la fuoriuscita. D'altra parte i sensori esterni utilizzati per intercettare i fotoni  $\gamma$  richiedono che l'energia non sia troppo alta, tale necessità è legata a motivi di efficienza nella rilevazione.

Un altro parametro caratteristico dei radiofarmaci è il tempo di dimezzamento, definito come "emivita", ed indica l'intervallo di tempo dopo il quale l'attività fotonica risulta dimezzata. Caratteristica comune dei radionuclidi che emettono positroni è il basso valore di emivita, il quale ha come conseguenza l'esigenza di produzione in loco e quindi un aumento dei costi.

#### *Agenti di contrasto radio-opachi*

La tecnica radiografica basa il suo funzionamento sul diverso contrasto presente sull'immagine ottenuto in seguito al differente assorbimento dei raggi X da parte dei



tessuti. Per potere creare o aumentare il contrasto tra tessuti che hanno una densità molto simile, appartenenti per esempio a diverse strutture anatomiche (basti pensare ai vasi immersi nel tessuto muscolare), si ricorre all'introduzione localmente selettiva di sostanze dotate di densità più alta o più bassa di quella dei tessuti circostanti.

Il mezzo di contrasto radio-opaco deve essere introdotto nel distretto da visualizzare con concentrazioni relativamente elevate; naturalmente ciò produce alterazioni nel funzionamento normale del distretto studiato.

Tali mezzi di contrasto oltre ad evidenziare cavità e vasi, se utilizzati in studi dinamici forniscono informazioni di tipo funzionale in quanto è possibile studiare la cinetica del fenomeno studiato in seguito al passaggio del bolo, della sua distribuzione e della fuoriuscita.

#### *Agenti di contrasto per RM*

I mezzi di contrasto vengono utilizzati in RM per ottenere immagini più adatte alla diagnosi quando le regioni studiate presentano poco contrasto e/o poco segnale.

Le immagini di RM sono mappe di densità protonica e dei tempi di rilassamento  $T_1$  e  $T_2$ . La maggior parte dei mezzi di contrasto usati in RM agisce sui valori  $T_1$  e  $T_2$  modificando così l'immagine e il suo contenuto informativo. Tuttavia bisogna tener presente che un protone in prossimità di un magnetofarmaco rilassa in alcuni millisecondi, in una soluzione acquosa in qualche secondo e nel vuoto in un tempo enormemente maggiore. Diversamente dai mezzi di contrasto radio-opachi che interagiscono con i raggi X, intercettandoli o diffondendoli, gli agenti di contrasto in RM hanno un effetto indiretto di "catalizzatore" sui tempi di rilassamento dei protoni adiacenti.

L'utilizzo dei mezzi di contrasto in RM è trattato in maniera più approfondita nel capitolo dedicato allo studio della suddetta strumentazione.

#### *Agenti di contrasto per ultrasuonografia*

Questi agenti sono utilizzati per variare il valore dell'impedenza acustica di tessuti simili, in modo da provocare una più netta riflessione di energia acustica in corrispondenza delle interfacce e quindi un segnale più alto. Essi possono essere utilizzati per facilitare la misura di velocità di flussi sanguigni per effetto Doppler, con il risultato di integrare informazioni morfologiche e funzionali. Il principio fisico

utilizzato da tali mezzi di contrasto è la diffrazione di onde acustiche mediante microbolle, che hanno dimensioni anche inferiori ai 7-8  $\mu\text{m}$  per poter transitare nei capillari polmonari.

### *Agenti di contrasto ottici*

Fotoni del campo visibile (o nelle vicinanze) inviati su un tessuto possono interagire con tre diverse modalità: essere assorbiti, diffusi o subire un effetto Doppler. Nel caso dell'assorbimento seguito da fenomeni di fluorescenza, i fotoni emessi hanno una lunghezza d'onda maggiore di quella incidente. Ad esempio se un mezzo di contrasto fluorescente, come la fluoresceina, è iniettato nel circolo venoso, esso si lega alle proteine del plasma e quindi rimane nel letto vascolare. Tale sostanza viene utilizzata per esempio nella lettura del fondo dell'occhio.

## **2.3. La trasformata di Radon**

La trasformata di Radon è estremamente importante nell'ambito medico in quanto si basano sul suo utilizzo importanti tecniche di imaging quali la CT (Computed Tomography), la SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), la PET (Positron Emission Tomography) e in passato anche la MRI (Magnetic Resonance Imaging).

Tale trasformata nella sua forma più semplice trasforma una funzione a due variabili spaziali in una funzione di altre due variabili, una spaziale e l'altra angolare. Per un determinato valore della variabile angolare, la trasformata di Radon di un oggetto bidimensionale rappresenta la proiezione ortogonale dell'oggetto lungo la direzione determinata dal valore della variabile angolare. Si definisce *sinogramma* dell'oggetto la rappresentazione dello stesso sottoforma di immagine della sua trasformata di Radon disponendo la variabile spaziale lungo le ascisse e la variabile angolare lungo le ordinate. In generale una trasformata integrale è caratterizzata dal suo nucleo di integrazione che, nel caso della trasformata di Radon, risulta essere la funzione di Dirac  $\delta(\cdot)$ :

$$g(s, \theta) = \iint_{D \in \mathbb{R}^2} f(x) \delta(s - x \theta)$$

dove  $x = \{x, y\}$  e  $\theta = \{\cos \theta, \sin \theta\}$  con  $\theta \in [0, 2\pi]$ .

Questa formula descrive un oggetto bidimensionale in una serie di proiezioni unidimensionali. In buona approssimazione i sistemi di acquisizione possono essere

descritti mediante la giustapposizione di una serie di problemi bidimensionali. La formula precedente si può estendere nel modo seguente:

$$g(s, z, \theta) = \iint_{D \in R^2} f(x, z) \delta(s - x \theta)$$

dove  $z$  rappresenta la coordinata longitudinale che corre lungo l'asse longitudinale (dalla testa ai piedi) del corpo. L'oggetto che è tridimensionale viene ottenuto mediante la ricostruzione di una serie di sezioni ortogonali a tale asse (le sezioni assiali).

## 2.4. Discretizzazione di un'immagine

Nell'utilizzo delle moderne tecniche di imaging si pone il problema della discretizzazione di immagini memorizzate su supporti analogici, come la pellicola nel caso della radiografia convenzionale, e quello della conversione analogico-numerica dei segnali prodotti dai sensori del rivelatore. In generale la discretizzazione è il risultato di due processi: *campionamento* e *quantizzazione*.

Scopo del campionamento è rappresentare un'immagine mediante una successione (o matrice) di numeri. Si può immaginare che il campionamento di un'immagine sia, idealmente, il prodotto di  $i(x, y)$  per impulsi bidimensionali spaziatosi di  $\Delta x$  e  $\Delta y$  nelle due direzioni. Bisogna quindi far riferimento al *Teorema del campionamento*.

Il *processo di quantizzazione* consiste nella trasformazione irreversibile dei valori analogici dei campioni di un'immagine in livelli di grigi.

## 2.5. Qualità di un'immagine

La valutazione della qualità di un'immagine medica comporta l'esame di:

- a) Parametri fisici descrittivi;
- b) Modalità di trasferimento dell'informazione al medico;
- c) Efficacia dell'immagine come strumento per decisioni diagnostiche.

Tuttavia quando si cerca di riferire la qualità dell'immagine unicamente alle proprietà fisiche del sistema di imaging si possono verificare due inconvenienti:

- è estremamente difficile avere un sistema che comprenda anche la qualità di un'immagine;

- questi tentativi non includono l'osservatore dell'immagine nel sistema.

Di conseguenza con il termine qualità dell'immagine si può far riferimento a diverse cose:

- *qualità intrinseca dell'immagine* dovuta ai valori dei parametri fisici che la caratterizzano;
- *qualità comparata* rispetto all'immagine vera o ottimale;
- *qualità delle decisioni* prese in conseguenza della valutazione dell'immagine.

### 3. STRUMENTAZIONE BIOMEDICA OSPEDALIERA: TOMOGRAFIA ASSIALE COMPUTERIZZATA

#### 3.1. Generalità

La *tomografia computerizzata* (TC) dalla sua invenzione, all'incirca negli anni '70, ha consentito di superare molte limitazioni della radiografia convenzionale, soprattutto quelle legate alla limitata risoluzione del contrasto. Le immagini TC sono rappresentative del coefficiente di attenuazione  $\mu(x, y)$  di un oggetto posto in una sezione predefinita e permettono di osservare differenze di attenuazione che non sarebbero visibili con altri tipi di indagini.

Un sistema TC è composto da un tomografo propriamente detto (scanner), un sistema computerizzato di calcolo dotato di processori ausiliari, una stazione di consultazione. La stazione di consultazione è composta da un display e da dispositivi interattivi quali consentono la manipolazione dell'immagine in maniera tale che l'utilizzatore (tecnico di radiologia o medico) possa estrarre l'informazione necessaria per le varie procedure diagnostiche.

I tomografi computerizzati sono probabilmente le apparecchiature digitali più utilizzate nella diagnostica per immagini.

Il risultato di un esame TC è composto da una serie di matrici denominate *slice* (in media 30 - 40) allineate perpendicolarmente all'asse del paziente. Ogni slice rappresenta una fetta del corpo del paziente, prima dell'acquisizione dell'immagine si possono regolare vari parametri come per esempio lo spessore della fetta, il numero di fette, la distanza tra le varie fette, la centratura della zona di acquisizione. In genere la risoluzione ottenibile per ciascuna matrice è 256 o 512 pixel; la dimensione di ciascun pixel può variare in un intervallo da 0,5 a 2 mm.

L'intero esame richiede un tempo di esecuzione compreso tra i 5 e i 30 minuti, caso in cui sia necessario effettuare un'iniezione del mezzo di contrasto.

La quantità di radiazioni assorbite può essere comparata con quella di una serie di tradizionali lastre a raggi X. Il valore di assorbimento memorizzato in un pixel presenta caratteristiche simili a quelle di assorbimento di un volume del corpo umano. Tale valore viene misurato con una scala relativa all'attenuazione dell'acqua in *unità Hounsfield* (HU) secondo la seguente relazione:

$$\mu(\text{HU}) = \frac{\mu - \mu_{H20}}{\mu_{H20}}$$

si evince quindi che i tessuti molli, con attenuazione simile a quella dell'acqua, sono caratterizzati da numeri di Hounsfield attorno allo zero, tessuti come l'osso compatto hanno un valore positivo alto di circa 1000HU e l'aria, la quale ha un'attenuazione praticamente nulla, in unità Hounsfield ha un'attenuazione negativa che si avvicina a -1000HU.

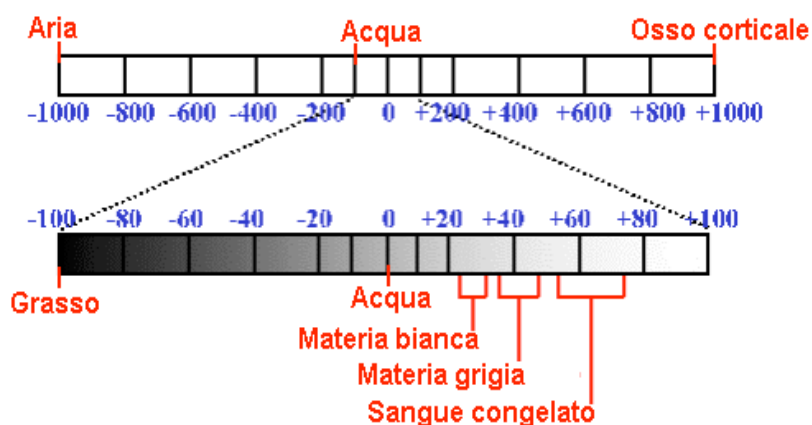


Figura 3.1. Numeri di Hounsfield

Negli spettri X, prima e dopo l'attraversamento del paziente, si nota una notevole differenza dovuta ai fotoni che interagiscono con le strutture biologiche. Se lo spettro è costituito da raggi a bassa energia (mollì), essi contribuiranno più alla dose erogata al paziente e molto meno al contrasto dell'immagine in uscita poiché saranno in maggior parte bloccati. È importante, quindi, che tali raggi vengano rimossi dal fascio radiante prima che questo colpisca il paziente; ciò può essere ottenuto mediante filtri in alluminio o in rame.

La scelta della tensione di alimentazione del tubo dipende dalle applicazioni particolari e richiede in ogni caso sempre un compromesso tra contrasto e dose.

Quando un fascio di raggi X incontra la materia i fotoni possono:

- Interagire con la materia ed essere assorbiti;
- Interagire con la materia ed essere diffusi (deviati);
- Attraversare la materia senza interagire.

### 3.2. Componenti del sistema

I componenti essenziali di un tomografo TC sono:

- Gantry
- Tavolo portapaziente
- Tubo radiogeno
- Collimatori
- Detettori
- Consolle e computer

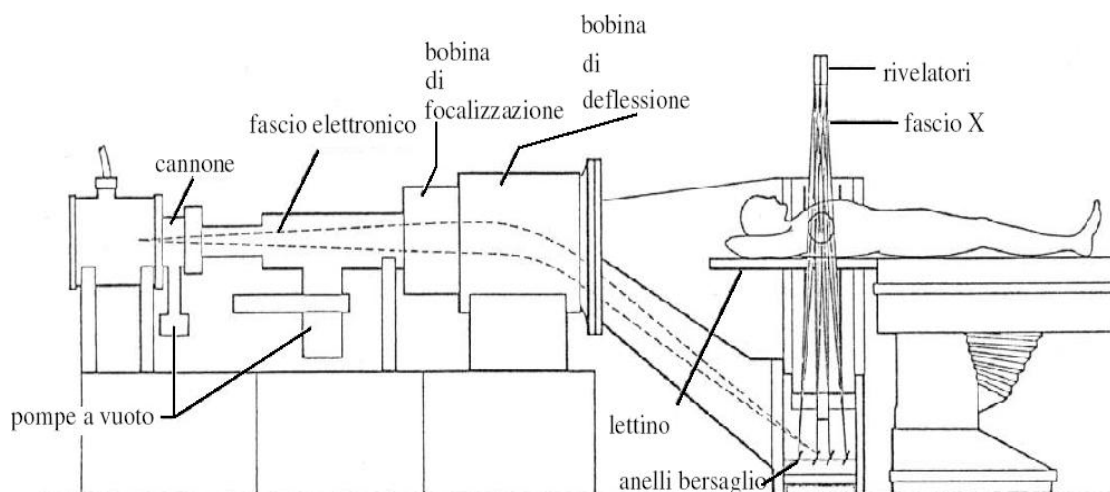


Figura 3.2. Tomografo TC

*Tubo radiogeno.* Il tubo radiogeno è un tipico tubo da diagnostica costituito da un anodo rotante a macchia focale di piccole dimensioni (da 1 a 0,5 mm). Esso è raffreddato da aria e ha un'emissione di raggi non continua ma pulsata e orientata in modo tale che l'asse anodo-catodo sia perpendicolare al fascio, garantendo così la massima simmetria del fascio stesso.

Il catodo rappresenta l'elettrodo negativo del tubo radiogeno ed è costituito da un involucro metallico contenente uno o più filamenti di tungsteno. In un tubo radiogeno si verifica l'importante fenomeno dell'*emissione termoelettronica*, ovvero la produzione nel vuoto di elettroni liberi per effetto del riscaldamento di un metallo o di un ossido; tali elettroni possono stabilire quindi una corrente. Nel caso di un tubo radiogeno l'emissione fotoelettronica si realizza montando nel catodo un filamento di tungsteno il quale viene riscaldato facendolo percorrere da una corrente elettrica. Facendo variare la tensione con la quale si effettua l'accensione del filamento si fa variare la corrente di accensione e quindi variano gli elettroni liberati per effetto termoelettronico.

L'anodo è l'elettrodo positivo del tubo radiogeno, contro di esso avviene l'impatto del fascio elettronico e quindi la generazione dei raggi X. Bisogna precisare che solo all'incirca l'1% dell'energia del fascio elettronico che bombarda l'anodo si trasforma in raggi X, il restante 99% si trasforma in energia termica la quale provoca, di conseguenza, un notevole riscaldamento del materiale costituente.

L'anodo di un tubo radiogeno deve assolvere due principali funzioni: generare raggi X e sopportare l'elevata quantità di calore accumulata in seguito alla conversione di raggi X in energia cinetica. Pertanto la scelta del materiale da utilizzare considera quegli elementi che hanno un peso atomico elevato ed un'alta temperatura di fusione. Di solito viene utilizzato il tungsteno che ha un peso atomico di 74 ed un punto di fusione a 3370°. Per questo motivo la temperatura della sala in cui è presente la macchina viene mantenuta intorno ai 22°C.

Esistono due tipi di anodo: anodo fisso e anodo rotante. Con l'utilizzo dell'anodo fisso si sfrutta il fenomeno della propagazione del calore per conduzione per eliminazione delle unità termiche; si tratta del fenomeno con il quale il calore si propaga attraverso le molecole di un corpo solido passando da strato a strato. Tali tipi di anodo vengono, quindi, costruiti con materiale che sia anche un buon conduttore di calore. Considerando questo aspetto uno dei materiali migliori è il rame massiccio. L'anodo rotante è costituito da un piattello di tungsteno forgiato il quale viene montato, tramite uno stelo sottile di molibdeno, sull'estremità di un cilindro di rame il quale svolge la stessa funzione del rotore a gabbia di scoiattolo di un motore elettrico.

Un altro elemento importante dell'anodo è il *fuoco*, ovvero quella parte che viene colpita dal fascio elettronico proveniente dal filamento del catodo e dalla quale si originano i raggi X.

I tubi radiogeni vengono utilizzati in *cuffie* o *guaine*, ovvero dei contenitori impiegati al fine di garantire una schermatura protettiva contro le radiazioni X e contro l'alta tensione applicata agli elettrodi del tubo; evitano quindi che le radiazioni X vengano emesse in tutte le direzioni dall'anodo del tubo radiogeno.

La produzione di raggi X avviene grazie a due fenomeni la collisione e il frenamento.

La *collisione* è l'interazione che si verifica tra l'elettrone incidente e un elettrone dell'anodo. Dato che sono più frequenti le collisioni con gli elettroni esterni, queste provocano bassi salti energetici e quindi vengono prodotti pochi fotoni ad alta energia.



Il *frenamento* è dovuto, invece, all'accelerazione negativa subita dagli elettroni catodici nel passaggio vicino al nucleo atomico. L'interazione elettrone-nucleo si traduce in una riduzione di velocità, cioè di energia cinetica dell'elettrone; l'energia perduta viene irradiata sottoforma di fotoni.

*Collimatori.* Il fascio di radiazioni viene collimato sia all'uscita che all'ingresso dei detettori, per tale motivo è estremamente importante che i due collimatori presenti siano allineati per ottenere la massima risoluzione della radiazione secondaria e per determinare lo spessore della sezione tomografica.

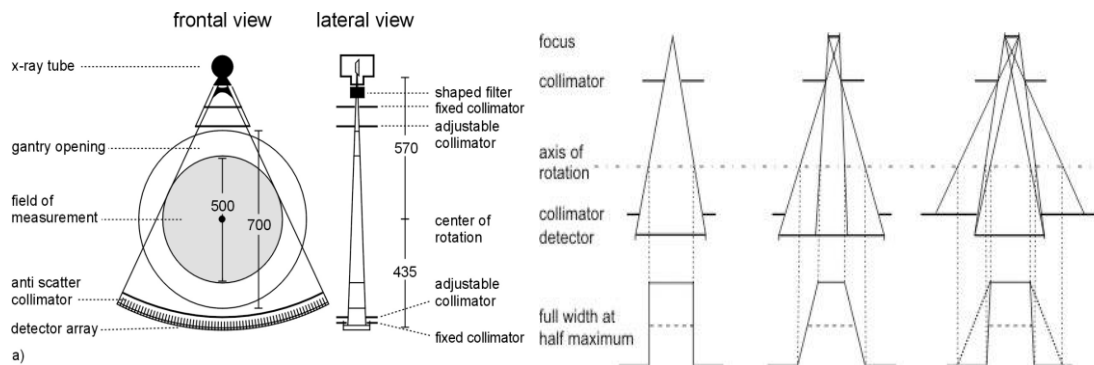


Figura 3.3. *Sistema di collimazione*

*Detettori.* Per spiegare il sistema dei detettori bisogna ricordare che l'energia di un fascio è uguale al numero per l'energia dei singoli fotoni.

I detettori possono essere di due tipi: solidi e gassosi.

I detettori solidi sono rappresentati da cristalli a scintillazione accoppiati a tubi fotomoltiplicatori. Quest'ultimi funzionano nel seguente modo: un fotone X raggiunge il cristallo e produce una scintillazione la quale possiede un'intensità proporzionale all'energia del fotone stesso; quando la luce emessa dal cristallo colpisce il catodo del tubo, questo emette elettroni proporzionali in numero all'intensità della luce stessa. Gli elettroni vengono moltiplicati in seguito ai passaggi in diodi con un voltaggio sempre più alto, ne consegue che il risultato finale è un segnale proporzionale alla scintillazione in ingresso ma enormemente amplificato.

I detettori gassosi sono, invece, camere di ionizzazione riempite di gas, in genere il gas usato è lo xenon. Quando un fotone X generico raggiunge la camera di ionizzazione, questo interagisce con le molecole di gas e vengono prodotti ioni che vengono attratti dall'anodo o dal catodo. La differenza di potenziale tra gli elettrodi è tale che il

numero di ionizzazioni è proporzionale all'energia dei raggi X che raggiungono il detettore.

Al fine di migliorare la qualità di immagine e la risoluzione spaziale, vengono posti fra i detettori degli elettrodi piatti di materiale ad elevato coefficiente di raggi x rispetto allo xenon. Tali elettrodi hanno il compito di annullare o diminuire fortemente i fotoni diffusi.

*Consolle e computer.* La consolle è il tavolo della TC sul quale sono riuniti i comandi per le diverse funzioni dell'apparecchio e dei moduli di controllo. Dalla consolle, infatti, è possibile impostare tutti i dati tecnici, come per esempio i milliAmpere (mA), i kiloVolt (kV), il tempo di scansione, lo spessore di strato, il numero di slice, lo spessore tra le slice. È la posizione dalla quale si determinano i protocolli da utilizzare per l'esecuzione dell'esame.

Le immagini relative alla scansione che derivano dall'elaborazione dei segnali biologici ottenuti dai singoli strati, vengono visualizzati sul monitor per poi essere fissati su pellicola, CD o disco ottico.

La consolle dialoga con tutte le componenti del sistema: quelle per la produzione di raggi X, per la scansione, il sistema che controlla l'iniettore del contrasto, il *gantry*, l'elaborazione dei dati densitometrici, la produzione dell'immagine, l'unità di registrazione e archiviazione.

I computer utilizzati sono in genere "general purpose", con funzioni di comando e controllo di stato, interfacciato ad uno o più microprocessori dedicati all'acquisizione e visualizzazione dell'immagine.

### **3.3. Geometrie di scansione**

Lo scanner ha un ruolo importantissimo nell'imaging ricostruttivo, l'evoluzione più eclatante nella strumentazione TC è relativa appunto a tale componente ed è volta all'aumento della velocità di acquisizione. Tutte le geometrie di scansione comprendono un tubo a raggi X ed un sistema di rivelazione basato su sensori di vario tipo, sia la sorgente che i rivelatori effettuano dei movimenti rispetto all'oggetto per generare diverse proiezioni della sezione in esame.

Si possono distinguere quattro generazioni di scanner:

**Prima generazione.** Il sistema è costituito dalla sorgente e da un singolo rivelatore. Il fascio di radiazione è collimato a pennello. L'acquisizione di una proiezione comporta

una traslazione del tubo e del rivelatore; per cambiare l'angolo di proiezione è invece necessario cambiare la loro posizione eseguendo una rotazione. La necessità di due movimenti comporta, però, un tempo di acquisizione lungo.

**Seconda generazione.** In essa sono presenti  $n$  rivelatori, in genere dieci, i quali vengono disposti lungo una retta. La radiazione viene collimata in modo da ottenere un pennello per ogni scansione. Con tale disposizione, fissando un angolo  $\theta$  ed effettuando una traslazione completa del sistema, si acquisiscono in simultanea  $n$  proiezioni. In questo caso, anche se vengono generati due movimenti, il tempo di scansione viene diminuito di un fattore  $n$ , con un valore tipico del minuto.

**Terza generazione.** È caratterizzata dalla presenza di un array di rivelatori, in genere un migliaio, i quali vengono disposti ad arco. Essi possono effettuare una rotazione solidale con la sorgente. La geometria delle proiezioni cambia da quella a raggi paralleli a quella a ventaglio. La presenza di un solo movimento, quello rotatorio, comporta un'ulteriore diminuzione dei tempi di acquisizione con un valore tipico nell'ordine del secondo.

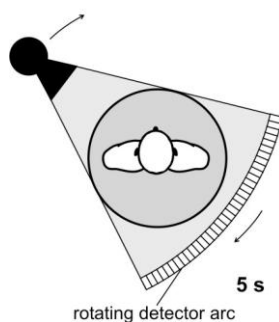


Figura 3.4. *III generazione*

**Quarta generazione.** È caratterizzata da sensori fissi disposti ad anello intorno al paziente, l'unico elemento in movimento è il tubo il quale può ruotare attorno all'asse del sistema. In questo tipo di generazione di scansione i tempi di acquisizione scendono ulteriormente con valori tipici al di sotto del secondo.

Lo sviluppo di questa generazione è segnato dalla presenza di contatti striscianti (*slip ring*), utilizzati per il trasferimento della potenza e dei segnali di controllo al tubo radiogeno. La particolarità sta nell'eliminazione dei cavi di collegamento, in tal modo, infatti, è possibile tenere il tubo in rotazione continua evitando le accelerazioni e decelerazioni tipiche della tecnologia convenzionale. La tecnologia *slip ring* è fondamentale nella spiral TC.

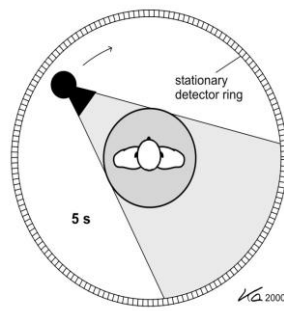


Figura 3.5. IV generazione

### 3.4. Spiral TC ed evoluzioni

I moderni tomografi presentano sistemi di TC elicoidale (*Spiral CT*). Tale tecnica consente di acquisire in un unico passaggio i dati relativi ad un intero volume; questo è possibile abbinando ad uno scanner con tecnologia *slip ring*, in cui il tubo può ruotare continuamente, il movimento di traslazione del lettino del paziente. Il sistema TC da me studiato durante l'attività di tirocinio è appunto un sistema di spiral TC. Questa combinazione di movimenti permette di osservare ampie regioni del corpo con una sola scansione la quale presenta una durata di qualche decina di secondi. Il tempo ridotto di scansione consente di effettuare un'acquisizione in apnea riducendo così gli artefatti da movimento.

I sistemi spiral TC sono realizzati con geometrie di scansione di terza e quarta generazione.

Un ulteriore miglioramento nell'utilizzo di tale tecnica diagnostica è rappresentato dai sistemi *multislice* i quali consentono di acquisire proiezioni simultaneamente (4 - 16) grazie alla presenza di un array di sensori multipli.

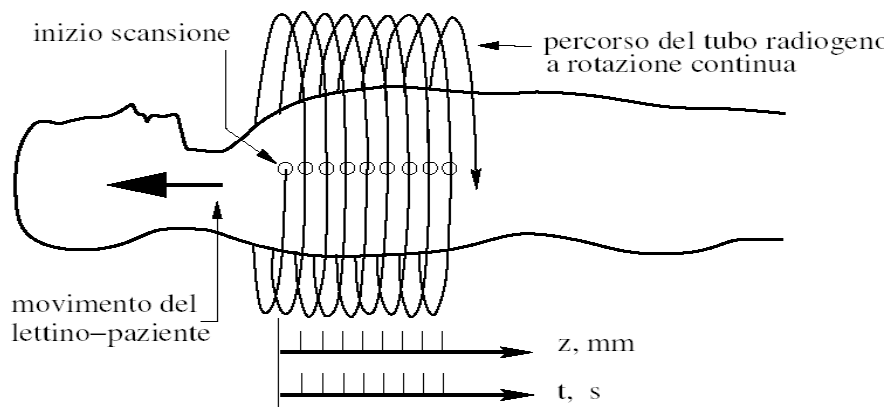


Figura 3.6. Sistema Spiral TC

### **3.5. Acquisizione e ricostruzione dell'immagine**

#### **3.5.1. Tecnica di iterazione**

Ogni valore ottenuto con il tomografo computerizzato fornisce un'equazione lineare. Le incognite in tale equazione sono i coefficienti di assorbimento degli elementi dell'oggetto che si trovano nello strato interessato dall'azione del raggio di misura. Vengono, quindi, ottenute tante equazioni quante sono i valori misurati e dalla risoluzione di queste si ottengono i parametri incogniti, ovvero il calcolo dei punti incogniti dell'immagine. Questo procedimento porta a dover risolvere un sistema contenente centinaia di migliaia di equazioni, per tale ragione è stato adottato un sistema di iterazione. L'idea base è quella di distribuire in maniera uniforme, sugli elementi di strato che vengono attraversati, la somma degli assorbimenti misurati da ogni singolo raggio nella prima proiezione. Si passa poi alla verifica della misura in cui questa distribuzione si accorda con le misure della seconda proiezione. Le differenze che compaiono vengono corrette applicando la stessa correzione a tutti gli elementi attraversati dal rispettivo raggio di misura. Si effettua poi il confronto con i dati misurati della proiezione successiva e così via in maniera iterativa. Quando tutte le proiezioni sono state utilizzate, si confronta la nuova proiezione con la prima proiezione, il processo continua fino a quando non cessano di apparire variazioni significative. Lo svantaggio di tale metodo sta nel fatto che il processo di iterazione può iniziare soltanto al termine dell'esecuzione di tutte le misure.

#### **3.5.2. Tecnica di convoluzione**

Lo svantaggio evidenziato dalla tecnica precedente è risolto dalla tecnica di convoluzione lineare, la quale permette di ricostruire l'immagine in parallelo all'acquisizione dei dati. Nel metodo di sovrapposizione lineare l'immagine che si vuole ricostruire viene ottenuta punto per punto per retroproiezione, sommando le varie proiezioni dei raggi passanti per quel punto. La sovrapposizione di tutte le proiezioni dell'oggetto circolare omogeneo dà un'immagine approssimata, deformata rispetto all'originale. Quest'ultimo effetto si ha in seguito ad una sorta di "spalmatura dell'immagine" anche in zone ove non vi sono dati acquisiti.

L'algoritmo di ricostruzione tramite convoluzione lineare introduce correzioni in ciascuna proiezione prima di procedere alla retroproiezione. La funzione con cui le proiezioni vengono convolute modifica le proiezioni stesse in maniera tale che la loro somma comporti la presenza di termini sia positivi che negativi, e quindi l'artefatto da

spalmatura viene eliminato. A seconda dei tessuti che si vogliono mettere in evidenza è possibile scegliere una diversa funzione di convoluzione che ne modifica la risoluzione spaziale o in contrasto. L'algoritmo può essere applicato in tempo reale in modo tale da poter calcolare immediatamente il profilo filtrato una volta acquisita una proiezione dello strato, una volta ottenuti i risultati si procede con la ricostruzione dell'immagine.

### 3.5.3. Processi di ricostruzione

La scansione TC di una sezione corporea richiede parecchie centinaia di migliaia di misure analogiche da effettuare in un tempo minimo. La condizione ideale è quella di poter valutare l'immagine al termine della scansione. Tuttavia tale possibilità non è sempre possibile dato l'alto sforzo tecnologico necessario. Per far sì che la ricostruzione dell'immagine non sia un limite per l'analisi è essenziale che i dati di ogni scansione vengano trasmessi immediatamente al computer in modo tale da avviare subito il processo di calcolo. Tale processo è il processo di ricostruzione rapida "Pipeline".

Nella TC spirale, invece, il metodo usato è quello di ricostruzione volumetrica in quanto viene ottenuto in modo sequenziale un unico set di dati che rappresenta il volume misurato. Il processo di ricostruzione ottiene i numeri legati direttamente ai coefficienti di attenuazione per una certa energia efficace del fascio di fotoni. Tali numeri si chiamano *unità Hounsfield(UH)* o *numeri TC*, e sono dati dalla seguente:

$$\text{numero TC} = \frac{k (\mu_t - \mu_w)}{\mu_w}$$

dove con  $\mu_t$  e  $\mu_w$  vengono indicati rispettivamente il coefficiente di attenuazione del tessuto e il coefficiente di attenuazione dell'acqua,  $k$  è un fattore di scala in genere pari a 1000. Per definizione l'acqua avrà un numero TC pari a 0, l'osso lo avrà pari a +1000 e l'aria pari a -1000.

### 3.6. Caratteristiche di qualità dell'immagine

La qualità dell'immagine TC è il risultato dell'interazione dei seguenti fattori:

- Risoluzione spaziale
- Risoluzione di contrasto
- Rumore
- Artefatti

*Risoluzione spaziale.* La risoluzione spaziale esercita un potere molto importante nella qualità dell'immagine. Essa rappresenta la capacità da parte del sistema di riprodurre accuratamente un punto distinguendo le diverse strutture anatomiche.

La capacità di risoluzione spaziale dipende da diversi fattori: la matrice, l'ampiezza dei detettori, la dimensione della macchia focale (ovvero la proiezione delle dimensioni effettive del fascio di elettroni provenienti dall'anticatodo del tubo radiogeno sul piano perpendicolare alla direzione di propagazione dei raggi X), il tipo di filtro di convoluzione (il quale concede una maggiore nitidezza all'immagine), la densità relativa.

*Risoluzione di contrasto.* La risoluzione di contrasto (o di densità) è la capacità di differenziare strutture con densità simile, ovvero andare a rilevare differenze nei coefficienti di attenuazione lineare dei diversi pixel. La risoluzione di contrasto dipende, in parte dagli stessi parametri dai quali dipende la risoluzione spaziale, in parte dal rumore del sistema.

*Rumore.* Il rumore è il parametro di qualità dell'immagine più studiato. Esso viene causato ed influenzato perlopiù dal rumore quantico della radiazione X incidente sul detettore, dal rumore derivante dai componenti elettronici, dal rumore dell'algoritmo di ricostruzione.

*Artefatti.* L'immagine tomografica può presentare artefatti di morfologia e entità diversa; la loro presenza va ad alterare la qualità dell'immagine con il rischio di causare, quindi, errori di interpretazione. Elenco di seguito gli artefatti da me osservati con maggiore frequenza durante l'acquisizione.

Un primo artefatto è quello che deriva da guasti o malfunzioni dell'apparecchio in particolare dei detettori. Nel caso di errori di calibrazione si determinano delle disuniformità che generano dei tipici *artefatti ad anello*.



Figura 3.6. *Artefatti ad anello*

Gli *artefatti da movimento* del paziente si verificano quando una porzione dello strato da esaminare si sposta al di fuori del fascio di radiazioni durante il processo di acquisizione.

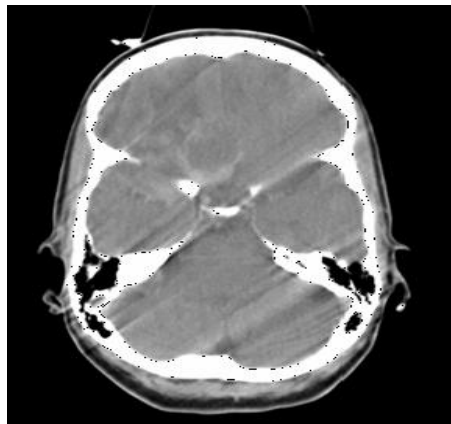


Figura 3.7. *Artefatti da movimento*

Quando il coefficiente di attenuazione lineare di una struttura inclusa nel campo di scansione è molto più alto di quello di qualsiasi tessuto si verificano *artefatti lineari o a stella*. Sono artefatti tipici dei frammenti metallici, clips, proiettili, protesi. Tale fenomeno prende il nome di *dynamic range*.

L'*effetto del volume parziale* si verifica, invece, quando nello stesso voxel sono contenute strutture con densità molto diversa, il valore di attenuazione è la media dei tessuti situati nel voxel e pertanto si possono originare delle immagini false.

*Artefatti da indurimento* si verificano quando il fascio non è monocromatico e le radiazioni più molli vengono assorbite negli strati più superficiali del corpo. In conseguenza di ciò, in prossimità di aree di alta densità (osso), contigue a zone con densità parenchimale, viene proiettato un artefatto lineare di bassa densità che parte dal tessuto osseo.

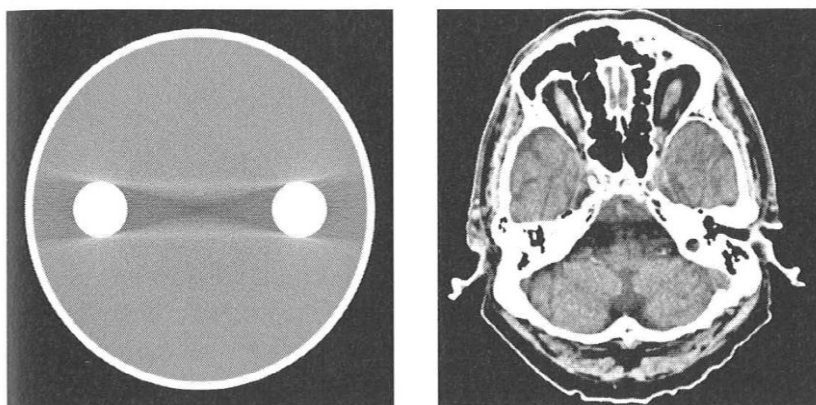


Figura 3.8. *Artefatti da fascio non monocromatico*



*Artefatti da oggetti* sono dovuti alla presenza di oggetti metallici in prossimità della zona da studiare. Questi, colpiti dalla radiazione, “sparano” creando dei fasci di luce che impediscono la corretta visualizzazione del sito sottoposto all’esame.

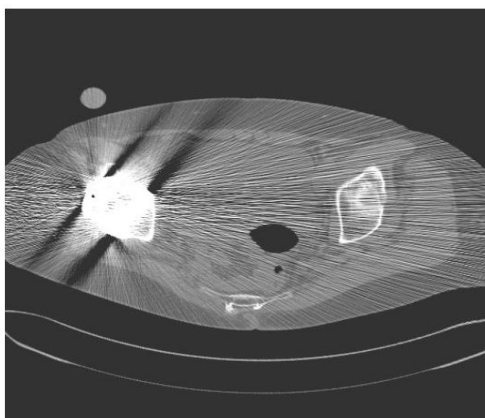


Figura 3.8. *Artefatti da oggetti metallici*

### **3.7. Mezzi di contrasto**

La tomografia computerizzata basa alcune sue applicazioni sul confronto tra un’acquisizione basale, ovvero senza l’iniezione di mezzo di contrasto, e un’acquisizione con mezzo di contrasto. Il mezzo di contrasto modifica la densità di determinate strutture corporee e quindi la loro capacità di assorbimento dei fotoni X. La differenza di densità evidenziata nei tessuti in esame permette al medico di effettuare una diagnosi corretta della natura della struttura stessa.

In seguito all’iniezione del mezzo di contrasto possono essere studiate tre fasi:

- Arteriosa: si registra a partire da 30-40s dall’iniezione del contrasto;
- Portale: si registra a partire da un tempo maggiore a 90s dall’iniezione;
- Tardiva: si registra a partire da un tempo intorno ai 7-8 minuti. Non viene sempre rilevata e serve per particolari patologie come per esempio quelle del fegato.

### **3.8. Dose al paziente**

In teoria ogni sezione di tessuto del paziente è investito da radiazioni solo durante l’emissione delle stesse, ovvero per un tempo necessario per l’acquisizione; c’è poi un tempo in cui la sezione riceve la radiazione secondaria dalle sezioni contigue, anche se molto modesta grazie al sistema di collimazione.

In seguito alla differenza di configurazione dei diversi apparecchi, delle modalità di esame in base alla necessità diagnostica e dalle generazioni successive, l'entità della dose assorbita dal paziente e la sua distribuzione spaziale variano notevolmente. La dose alla cute e la sua distribuzione sono uniformi se il tubo ruota di  $360^\circ$ , se si muove di un arco di  $180^\circ$  la quantità di radiazioni è molto più alta sulla cute della parte posizionata verso il tubo.

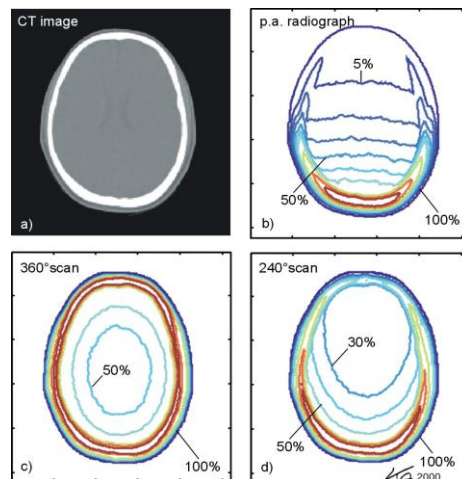


Figura 3.7. *Distribuzione della dose*

# 4. LA STRUMENTAZIONE BIOMEDICA OSPEDALIERA: RISONANZA MAGNETICA

## 4.1. Introduzione

La Risonanza Magnetica (RM) è una tecnica diagnostica la quale permette di visualizzare le parti interne del corpo umano sfruttando le capacità dei vari tessuti e liquidi dell'organismo di emettere onde in modo differente quando sono sottoposti ad un intenso campo magnetico. Tali segnali sono emessi da “nuclei” atomici di alcune molecole costituenti i tessuti. Quindi dall'esame si ottengono immagini di alta qualità di sezioni trasversali di organi o di strutture del corpo senza l'impiego di raggi X o di altri tipi di radiazioni.

Le figure professionali legate all'utenza di tale tecnica con le quali ho condiviso il mio lavoro sono quella di un *radiologo specializzato* il quale possiede la formazione appropriata per la lettura corretta dell'esame; un *tecnico esperto* che si occupi dell'applicazione dei vari algoritmi di elaborazione delle immagini al fine di estrarre maggiori informazioni e una migliore visualizzazione; uno *specialista della sicurezza* il quale fornisce la sua assistenza al fine di garantire un utilizzo della strumentazione in piena sicurezza appunto; un *tecnico addetto alla manutenzione*. Ulteriori figure specializzate coinvolte nello sviluppo di sistemi MRI (Magnetic Resonance Imaging) sono ingegneri ad indirizzo biomedico, ricercatori in scienze dei materiali per lo sviluppo di sottoinsiemi per MRI (bobine, dispositivi compatibili con i campi magnetici), ricercatori nel campo dell'imaging per lo sviluppo di algoritmi post-processing delle immagini acquisite e per lo sviluppo di software mirati all'identificazione di patologie.

L'imaging a risonanza magnetica è, quindi, basato sull'assorbimento e l'emissione di energia nel range delle frequenze radio dello spettro elettromagnetico.

## 4.2. Fenomeni responsabili

### 4.2.1. Fenomeni microscopici

La struttura corporea umana è composta principalmente da acqua e grasso. In particolare l'elevata presenza di atomi di idrogeno nei tessuti comporta che tale

struttura sia composta per il 63% da atomi di idrogeno. I nuclei di idrogeno sono in grado di produrre un segnale NMR.

Ciascun voxel di un'immagine del corpo umano può contenere uno o più tessuti. Considerando, ad esempio, un voxel con un tessuto di un solo tipo ci si accorge che zoomando è possibile vedere le cellule, in ogni cellula sono presenti molecole di acqua, ogni molecola di acqua è composta da un atomo di ossigeno e due atomi di idrogeno; zoomando su uno degli atomi di idrogeno è possibile vedere la nuvola di elettroni e un nucleo costituito da un singolo protone.

Il protone presenta una proprietà la quale prende il nome di spin che:

- Può essere immaginata come un piccolo campo magnetico;
- È la causa della produzione del segnale NMR da parte del nucleo;

#### **4.2.2. La fisica degli spin e il momento magnetico**

Con il termine spin si intende, quindi, una quantità misurabile la quale descrive alcune proprietà di movimento del nucleo stesso. Lo spin assume valori multipli di 1/2 e può essere positivo (+) o negativo (-).

Gli elettroni, i protoni e i neutroni possiedono uno spin; in particolare ognuno di essi possiede uno spin di 1/2.

Grazie alle leggi dell'elettromagnetismo il moto rotatorio di una carica elettrica produce un momento magnetico  $\mu$  il quale presenta la seguente relazione con il momento meccanico:

$$\mathbf{v} = \gamma \mathbf{I}$$

dove  $\gamma$  è il *rapporto giromagnetico* ed è una costante caratteristica di ogni nucleo; per l'idrogeno è  $\gamma = 42,58 \text{ MHz/T}$ ,  $\mathbf{I}$  è il momento di spin.

L'assorbimento di un fotone può indurre una transizione tra i due stati energetici della particella, ovvero, se una particella, che si trova in uno stato di energia più basso, assorbe un fotone passa nello stato energetico superiore e l'energia di tale fotone deve essere esattamente pari alla differenza di energia tra i due stati. L'energia  $E$  di un fotone si ha in relazione alla sua frequenza  $\nu$ , dove la costante di proporzionalità è la costante di Planck ( $h = 6.626 \times 10^{-34} \text{ J s}$ )

$$E = h \nu$$

In NMR e in MRI la quantità  $\nu$  è detta rispettivamente frequenza di risonanza e frequenza di Larmor.

### 4.3. Strumenti hardware

Un tomografo a RM è costituito da un insieme di complesse apparecchiature volte al controllo degli eventi fisici che stanno alla base del fenomeno della risonanza magnetica.

Durante la mia attività ho potuto assistere in prima persona all'utilizzo della macchina, alla sua preparazione per lo svolgimento di un esame, alla sistemazione delle diverse bobine necessarie e al controllo di sicurezza.

Il campo magnetico statico (CMS) è generato da un magnete e la sua intensità è modulata nello spazio tramite avvolgimenti supplementari. L'impulso radio è inviato da bobine a radiofrequenza che, poste in fase di ricezione, hanno il compito di raccogliere il segnale emesso dai nuclei durante il rilassamento.

Il segnale di RM ottenuto viene amplificato, convertito da analogico a digitale ed infine elaborato dal computer il quale provvede alla ricostruzione dell'immagine grazie all'applicazione di metodi matematici.

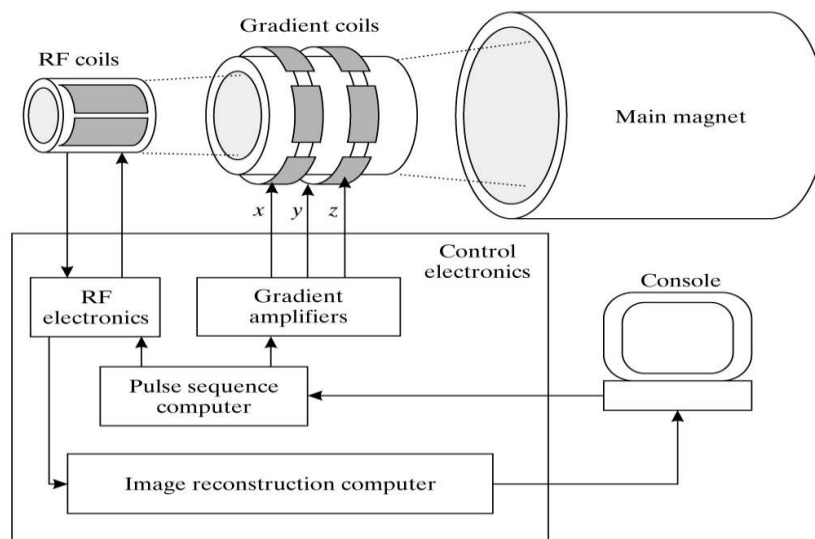


Figura 4.7. Apparecchiature

#### 4.3.1. Magnete

Il magnete rappresenta la parte più importante di un tomografo di RM, esso provvede alla creazione del campo magnetico statico e determina l'orientamento dei nuclei della

struttura in esame influenzando la loro velocità di precessione secondo la legge di Larmor:

$$\Omega = \gamma B$$

dove  $\gamma$  è il rapporto giromagnetico,  $\Omega$  è la frequenza di risonanza,  $B$  è l'intensità del Campo Magnetico misurato in MHz. È importante sottolineare che la risonanza si crea proprio quando la radiofrequenza applicata rispetta tale legge.

I magneti attualmente in uso nell'imaging di RM determinano campi magnetici con un'intensità che varia da 0,15 ad oltre 3 Tesla. La buona qualità dell'immagine dipende dall'intensità, dall'omogeneità e dalla stabilità del CMS. All'aumentare del CMS si ha una maggiore intensità del segnale di RM ed un favorevole rapporto segnale/rumore, di conseguenza si ottengono immagini di qualità migliore e una diminuzione dei tempi di acquisizione.

Il CMS risente, tuttavia, dell'influsso dell'ambiente che lo circonda: il contenuto ferroso di ascensori, carrelli, ambulanze o strutture fisse (travi o infissi metallici) provocano alterazioni dell'uniformità e della forma del CMS. Oltre a subire l'influsso dell'ambiente circostante, il magnete, influisce marcatamente su di esso, le elevate intensità di campo sviluppate possono alterare il funzionamento di apparecchiature elettroniche o stimolatori cardiaci e provocare attrazione di oggetti ferromagnetici. Data l'impossibilità di isolare il magnete in un'area del tutto priva di strutture che lo possano perturbare o che possano esserne perturbate, si ricorre ad una schermatura (shielding) che ha la funzione di contenere le linee di forza del campo magnetico entro certi limiti in modo da permettere l'utilizzo delle strutture circostanti.

Le schermature sono realizzate in ferro dolce in quanto tale materiale ha la proprietà di magnetizzarsi in presenza di un campo magnetico ma di non mantenere magnetismo residuo al cessare dell'induzione. Tali strutture di schermo forniscono alle linee di forza una via preferenziale; una mancata simmetria nella costruzione comporta deviazione delle linee di forza e disomogeneità del campo magnetico.

Tramite un sistema a giochi di chiusura delle linee di flusso è possibile creare intorno al magnete una schermatura efficace la quale possiede come limite l'eccessivo peso. Una possibile soluzione può essere rappresentata dalla "gabbia magnetica". Si tratta di una struttura posta a 1,5 metri dal magnete ed è costituita da barre di ferro distanziate tra loro in relazione alle linee di flusso del CMS.

Gli apparecchi di RM vengono differenziati tra loro in base al tipo di magnete presente. Esistono tre tipi di magneti: *resistivo*, *superconduttivo* e *permanente*.

### *Magnete resistivo*

Nel magnete resistivo il CMS è generato dal passaggio di corrente elettrica in bobine circolari (in genere 4 o 6) assemblate tra loro.

L'intensità del CMS non raggiunge valori elevati, di solito si ottengono valori compresi tra 0,15T e 3T.

Un rilevante problema è costituito dall'enorme quantità di calore che si libera al passaggio della corrente elettrica nelle spire, è necessario quindi l'utilizzo di un efficiente sistema di raffreddamento. A tal proposito vengono effettuati continui controlli al fine di monitorare la temperatura nella sala dell'esame la quale si aggira intorno ai 18°C.

La costanza della temperatura è necessaria per evitare variazioni della resistività degli avvolgimenti con seguente disomogeneità del CMS. Un'adeguata omogeneità dello stesso viene ottenuta ponendo all'interno del magnete delle "bobine di taratura" (shim coils); regolando, infatti, l'intensità della corrente che vi circola all'interno e con la loro posizione è possibile ridurre le sempre presenti disomogeneità dovute per esempio a difetti di costruzione.

I magneti resistivi hanno il vantaggio di pesare meno e lo svantaggio di costi di gestione superiori sia per l'impiego costante di corrente che percorre le bobine che per il sistema di raffreddamento.

### *Magnete superconduttivo*

Tali magneti sono realizzati con spire di materiali superconduttori che, a temperature prossime allo zero assoluto, possono essere percorse da corrente senza dispersione di calore. I campi che vengono generati sono altissimi, nell'ordine del Tesla (1T, 1,5T, 2T e addirittura 3T).

Il metallo usato per le spire è un particolare conduttore che viene mantenuto al di sotto della sua temperatura di superconduzione (circa 4K ossia -269°C) da un sistema di raffreddamento che impiega materiali criogeni (elio e azoto). I superconduttori consentono il flusso di corrente elettrica senza la produzione di calore in quanto non oppongono resistenza al movimento delle cariche.

La geometria ideale per questi magneti è quella solenoidale, realizzata con bobine di tipo split coils.

L'avvolgimento, che può raggiungere una lunghezza di oltre 20 km, è realizzato con fili di Nichel-Titanio (Ni-Ti) o Niobio-Titanio (Nb-Ti) intrecciati e incamiciati in una matrice di Rame ed è mantenuto ad una temperatura prossima allo zero assoluto (4,2 K, circa  $-269^{\circ}\text{C}$ ) per immersione in un bagno di elio liquido. In tal modo viene garantito il mantenimento delle proprietà superconduttive che consentono il passaggio di corrente senza dispersione di energia sotto forma di calore.

Per garantire la refrigerazione costante delle spire, l'avvolgimento e il bagno di elio sono contenuti in una struttura ermetica che funge da isolante termico: il criostato. Il criostato è una struttura disposta concentricamente all'avvolgimento ed è costituita da schermi antiradianti raffreddati con azoto liquido (che ha un punto di ebollizione più alto dell'elio pari a circa 77 K) e/o con vapori di elio. Gli schermi, a loro volta, delimitano camere all'interno delle quali viene creato il vuoto. Il calore proveniente dall'esterno incrementerà la temperatura del gas senza aumentare l'ebollizione dell'elio liquido. I consumi con questi tipi di magneti variano intorno ai 0,4-0,5 litri/ora per l'elio e ai 2 litri/ora per l'azoto con una autonomia tra i due riempimenti di 20-30 giorni. Per ridurre i consumi è stato introdotto un sistema che utilizza un refrigerante meccanico per mantenere gli schermi radianti a 20-100K. Questo dispositivo impiega, come fluido di refrigerazione, l'elio che fluisce in un circuito a se stante rispetto al magnete. Con questo accorgimento l'apparecchio ha un costo aggiuntivo di circa il 10% ma i consumi si riducono drasticamente: si passa ai 0,05 litri/ora per l'elio e si azzerà il consumo di azoto.

Nei magneti di ultima generazione la camera di azoto liquido è stata sostituita da un dispositivo denominato *testa fredda*, costituito da un compressore che pressurizza costantemente l'elio liquido, mantenendolo a bassa temperatura, per consentirgli di raffreddare a sua volta due lamine metalliche che avvolgono le camere interne del magnete: con questo sistema aumentano le condizioni di freddo riducendo i consumi.

Il magnete superconduttivo viene fatto funzionare in modo continuo, cortocircuitando i terminali dell'avvolgimento con un interruttore costituito da un filamento superconduttore che viene scaldato per portarlo allo stato resistivo e consentire così l'invio o la sottrazione di corrente nello avvolgimento nella fase di carica e scarica. Il passaggio allo stato persistente avviene disattivando il riscaldamento cosicché il filamento passi dallo stato superconduttivo e chiuda l'avvolgimento in cortocircuito.



Il CMS decade esponenzialmente con una costante di tempo tanto più lunga quanto più bassa è la resistenza complessiva dell'avvolgimento. Si ottengono omogeneità e stabilità di campo elevate (0,1 ppm/ora).

Una volta che il magnete è stato assemblato e installato, non è più possibile variare la posizione reciproca delle bobine che costituiscono il solenoide, poiché sono rigidamente fissate tra loro. Per realizzare il sistema di taratura dell'omogeneità di campo vengono impiegate bobine individuali costruite con tecnologia superconduttiva in alcuni casi e resistiva in altri.

Un evento importante che può manifestarsi nei tomografi con magneti superconduttivi è il *quenching* che consiste nel ripristino della resistenza nell'avvolgimento con conseguente scarica completa dell'energia immagazzinata nel magnete. Il quench ha luogo quando si incrementano indiscriminatamente la corrente e il campo del magnete, o nel caso di espulsione massiccia di criogeni (elio e azoto). Durante il quench nell'avvolgimento si producono delle tensioni elevatissime (nell'ordine di migliaia di Volt) che possono formare archi elettrici tra le spire con effetti distruttivi. Per ovviare a tale possibilità si provvede ad incorporare l'avvolgimento in una matrice di rame o ad installare appositi banchi di resistenza da connettere in parallelo all'avvolgimento all'atto del quench: in tal modo si crea una via preferenziale attraverso la quale dissipare l'energia che altrimenti provocherebbe effetti catastrofici.

La rottura della tubazione dei liquidi o gas criogeni all'interno della sala magnete, in caso di quench, provocherebbe lo spargimento degli stessi nel locale che renderebbe l'aria irrespirabile, congelerebbero gli eventuali tessuti umani con i quali venissero a contatto e, l'aumento di pressione all'interno della sala, potrebbe impedire, anche solo per breve tempo, l'apertura della porta di accesso.

I magneti superconduttivi sono i più utilizzati grazie ai seguenti vantaggi:

- alta intensità (0,5-2 T)
- omogeneità e stabilità temporale anche per grandi volumi (FOV anche maggiori di 50 cm)
- peso e ingombro contenuti

Gli svantaggi sono:

- elevati costi di acquisto e gestione
- elevato effetto proiettile essendo il campo magnetico orientato lungo l'asse z della macchina.

## *Magnete permanente*

I magneti permanenti sono costituiti da blocchi di materiali ad alta memoria magnetica (ferro, cobalto, nichel e leghe di questi ed altri elementi) i quali, una volta magnetizzati attraverso l'azione di una forte scarica elettrica, mantengono un campo magnetico stabile per un tempo indefinito. La qualità di questo tipo di magnete è misurata in termini di energia specifica, ossia di energia immagazzinata per unità di volume. Inizialmente i materiali usati erano ferriti, leghe di cobalto e terre rare, bario ceramico, mentre oggi si preferiscono leghe di neodimio-boro-ferro che hanno una maggiore energia specifica e un minor costo.

I magneti utilizzati principalmente hanno una struttura ad H o ad anello. La struttura ad H è aperta: i magneti sono posizionati sopra e sotto l'apertura per l'introduzione del paziente. La struttura ad anello è realizzata con magneti di forma trapezoidale.

I magneti permanenti presentano i seguenti vantaggi:

- costo di acquisto relativamente basso
- costo di gestione basso in termini di consumi energetici
- riduzione dell'effetto proiettile poiché il campo magnetico ha orientamento verticale
- ridotta dispersione del campo magnetico

Per contro si presentano i seguenti svantaggi:

- bassa intensità di campo ( al massimo pari a 0,3 T)
  - peso elevato (10-15 tonnellate)
  - difficoltà di omogeneizzazione del campo legata all'assemblaggio dei blocchi
- fluttuazioni del campo alle escursioni termiche ambientali.

I magneti permanenti trovano impiego nelle risonanze così dette *aperte a basso campo*, in quanto il campo ottenibile è nell'ordine dei 0,3 Tesla, tali scanner RM vanno incontro ai pazienti con problemi di claustrofobia.

### **4.3.1.1. Sistema di generazione dei gradienti**

Il sistema di generazione dei gradienti deforma il campo in modo controllato per imporre gli elementi di discriminazione spaziali nella risposta degli spin. Esso è caratterizzato dal valore massimo di gradiente che si può produrre e dal tempo necessario per le commutazioni.

L'unità di misura di un gradiente è il Tesla al metro (T/m); per gli strumenti impiegati nei tomografi è tuttavia più utile utilizzare dei sottomultipli come il milliTesla per metro (mT/m).

Un importante valore da considerare è il “tempo di salita”, ovvero il tempo necessario per instaurare o eliminare il gradiente stesso. Il tempo di salita concorre alla definizione dei vincoli cui devono sottostare le sequenze di eccitazione e di acquisizione, infatti esso è utile per determinare il minimo valore di tempo di eco ottenibile.

#### **4.3.1.2. Sistema a radiofrequenza**

Il sistema a radiofrequenza può essere suddiviso in due sezioni: una trasmittente ed una ricevente. La sezione trasmittente è caratterizzata dal valore della potenza che essa è in grado di emettere. Questo valore può essere molto variabile da apparato ad apparato senza che ciò influenzi, però, la qualità del risultato. Il compito dell'apparato trasmittente e della bobina di eccitazione è, infatti, quello di produrre un campo magnetico alternato, in direzione ortogonale a quello statico, alla frequenza di risonanza nucleare e con un valore tale da permettere di ottenere nel tempo desiderato il risultato voluto, ovvero il ribaltamento degli spin. Tale potenza può variare a seconda delle condizioni di contorno, dalla struttura della bobina di eccitazione, dalle caratteristiche di assorbimento delle strutture circostanti.

È oggi pratica comune utilizzare una bobina di eccitazione differente da quella di ricezione; la motivazione sta nella migliore omogeneità di irradiazione ottenibile. Il ricevitore provvede ad amplificare e a rivelare il segnale proveniente dalla bobina di ricezione per fornirlo poi, in forma digitale, alla sezione di elaborazione dati. La funzione della bobina di ricezione è quella di raccogliere il segnale elettrico indotto dalla magnetizzazione trasversale del campione discriminandolo dal rumore.

#### **4.3.2. Bobine a radiofrequenza**

Le bobine a radiofrequenza aumentano lo stato energetico dei nuclei somministrando energia sottoforma di impulsi radio aventi la stessa frequenza dei protoni. Terminato l'impulso i protoni tornano in equilibrio e cedono energia sottoforma di onde elettromagnetiche (EM). Quest'ultime sono in genere raccolte dalla stessa bobina che ha emesso l'impulso RF. Il passaggio, per la bobina, da emittente a ricevente, necessita

di un intervallo di tempo che può causare perdita di segnale si utilizzano, quindi, ulteriori impulsi a  $180^\circ$  per registrare l'eco del segnale.

Esistono bobine denominate “bobine di superficie” le quali ricevono soltanto e vengono affiancate da bobine trasmettenti.

Per evitare le interferenze dell'ambiente con l'impulso RF, poiché esse provocherebbero un rumore di fondo che andrebbe a diminuire lo SNR, si utilizzano delle *gabbie di faraday*. Tali strutture vengono ottenute applicando fogli di rame alle pareti della sala dell'esame, pareti costruite utilizzando mattoni pieni e isolando ogni struttura che può funzionare da antenna (cavi, tubature). Una soluzione più economica può essere quella della protezione dell'antenna ricevente con schermi conduttivi posti all'interno del tunnel.

### **4.3.3. Bobine di gradiente**

Si tratta di campi magnetici supplementari generati da bobine poste all'interno del magnete le quali vengono sovrapposte al campo magnetico principale per pochi millisecondi durante la sequenza. Possono essere orientati secondo i tre piani dello spazio (x, y, z).

Le frequenze di risonanza dei nuclei in esame, avendo un CM modulato nello spazio, saranno differenti nella direzione del gradiente e quindi distinguibili; in tale modo, utilizzando opportune tecniche, è possibile individuare ogni unità di volume delle strutture in esame.

Dato che queste bobine urtano contro i dispositivi di ancoraggio causano rumori udibili durante l'esame di RM. Per tale motivo al paziente vengono fornite delle cuffie.

### **4.3.4. Bobine di volume**

Le bobine di volume circondano completamente la parte del corpo che si deve visualizzare quindi dovrebbero essere della stessa taglia del soggetto. La bobina del corpo è una parte permanente dello scanner e circonda il paziente, è importante perché è la trasmittente per tutti i tipi di esame. Riceve, inoltre, il segnale anche quando devono essere tradotte in immagini grandi porzioni del corpo. La bobina per la testa agisce come una bobina ricevente quando la bobina del corpo trasmette gli impulsi RF.

### **4.3.5. Bobine shim**

I campi magnetici sono disomogenei, una migliore omogeneizzazione può essere ottenuta con accorgimenti elettrici e meccanici. Tale procedimento prende il nome di *shimming*.

### **4.3.6. Bobine di superficie**

Le bobine di superficie sono posizionate direttamente sull'area di interesse ed hanno forme corrispondenti alla parte da esaminare. Si tratta di semplici bobine riceventi e molti dei segnali ricevuti provengono anche dai tessuti adiacenti a quello in esame. Le strutture più profonde non possono essere esaminate con queste bobine. Come con le bobine per la testa, anche in questo caso l'impulso RF viene trasmesso dalla bobina del corpo.

## **4.4. Parametri intrinseci del segnale**

L'energia acquisita dai nuclei nella fase di eccitazione viene riemessa durante il rilassamento sotto forma di onde elettromagnetiche che costituiscono il segnale di RM. Tale segnale ha ampiezza, durata e conformazione che dipendono da vari parametri intrinseci alla struttura in esame. Tra questi parametri i più importanti sono: i tempi di rilassamento  $T_1$ ,  $T_2$  e la densità protonica  $\rho$ . Oltre che da questi parametri, il segnale dipende da fattori come il chemical shift ed il flusso.

Le sequenze di acquisizione in risonanza magnetica possono essere differenziate in base ai tempi  $T_1$ ,  $T_2$  e alla densità protonica  $\rho$ . Un utile metodo che mi è stato spiegato per riconoscere le diverse immagini è seguire le seguenti caratteristiche:

- Se nell'immagine il fluido appare bianco allora si ha a che fare con un'acquisizione  $T_2$  pesata.
- Se nell'immagine il fluido appare più scuro dei solidi allora si tratta di una sequenza  $T_1$  pesata o a densità protonica.
- In un'immagine a densità protonica il liquido cerebro-spinale è ancora scuro ma la sua intensità di segnale è leggermente più alta che nell'immagine  $T_1$ -pesata; in questo caso il contrasto tra la sostanza grigia e quella bianca è rovesciato.

### *Free Induction Decay (FID)*

L'eccitazione attraverso un impulso radio produce un segnale che è un'eco dell'impulso eccitatorio. Questo segnale presenta ampiezza massima non appena esso viene creato, ma decade rapidamente a causa della disomogeneità del campo magnetico. Questo segnale, rapidamente decrescente è chiamato *Free Induction Decay* (FID).

L'apparecchiatura RM è dotata di una bobina ricevente che rileva il segnale FID che risulta essere un'oscillazione smorzata che tende a zero quasi esponenzialmente.

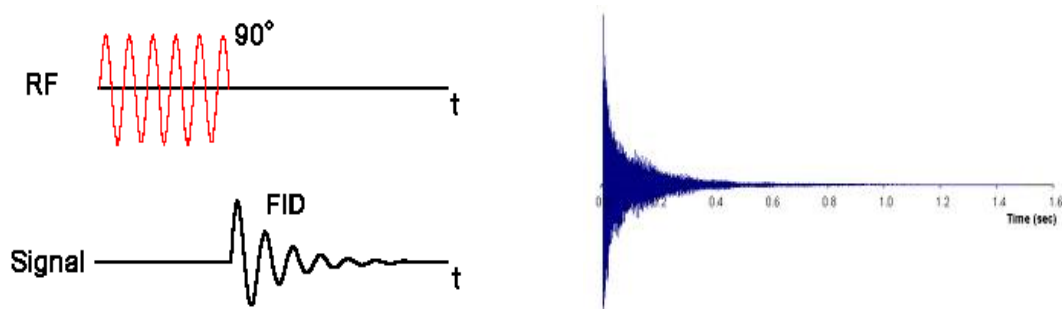


Figura 4.1. *Free Induction Decay (FID)*

### *Tempo di rilassamento spin - reticolo ( $T_1$ )*

Il tempo  $T_1$  è definito come il tempo necessario per cambiare il valore della componente z del vettore di magnetizzazione di un fattore  $e$ , si tratta quindi di una costante di tempo che descrive il ritorno all'equilibrio della magnetizzazione longitudinale,  $M_z$ . La seguente equazione descrive tale fenomeno in funzione del tempo  $t$  a partire dal suo abbattimento:

$$M_z = M_0(1 - 2e^{-t/T_1})$$

$T_1$  è anche detto “tempo di rilassamento longitudinale” in quanto ci si riferisce al ripristino, da parte dei protoni che avevano assunto una posizione antiparallela, della loro posizione di equilibrio, cioè quella parallela. I protoni (spin) nel riallinearsi scambiano energia con l'ambiente circostante (reticolo).

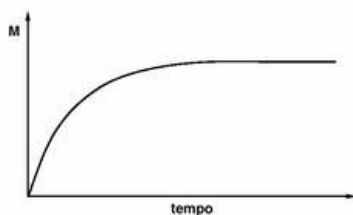


Figura 4.2. *Tempo di rilassamento  $T_1$*

$T_1$  è una costante di tempo caratteristica per ogni tessuto o struttura in esame ed è pari al tempo necessario alla Magnetizzazione Macroscopica (MM) per portarsi al 63% del suo valore di equilibrio.

### *Tempo di rilassamento spin – spin ( $T_2$ )*

Ogni tessuto ha un tempo di rilassamento  $T_2$  indipendente dall'intensità del campo magnetico. Questo tempo di rilassamento può essere considerato un limite superiore del tempo prima del quale due terzi della magnetizzazione trasversale sono decaduti.

La magnetizzazione risultante, oltre a ruotare, inizia a perdere fase questo perché ognuno dei pacchetti di spin che la costituiscono è sottoposto ad un campo magnetico leggermente diverso e ruota ad una propria frequenza di Larmor, maggiore è il tempo trascorso maggiore sarà la differenza di fase.

Il tempo di rilassamento spin-spin  $T_2$  è una costante di tempo che descrive il ritorno all'equilibrio della magnetizzazione trasversale,  $M_{xy}$ :

$$M_{xy} = M_{xy_0} e^{-t/T_2}$$

Quindi il tempo di rilassamento spin-spin  $T_2$  è il tempo necessario per ridurre la magnetizzazione trasversale di un fattore  $e$ , ovvero il tempo necessario alla Magnetizzazione Macroscopica Trasversale (MMT) per ridursi del 63% del suo valore iniziale.

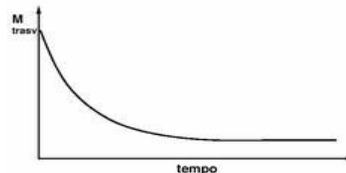


Figura 4.3. Tempo di rilassamento spin-spin  $T_2$

$T_2$  è anche detto “tempo di rilassamento trasversale” in relazione al fatto che esso è condizionato dall'interazione tra i campi magnetici dei protoni (spin) adiacenti; di conseguenza maggiori sono le interazioni tra i campi magnetici adiacenti, maggiore sarà la velocità con cui viene persa la coerenza di fase e quindi la Magnetizzazione Macroscopica Trasversale (MMT).

### *Densità protonica*

La densità protonica ( $\rho$ ) è il numero dei protoni, cioè dei nuclei di idrogeno (H), risonanti per unità di volume di tessuto. All'aumentare di tale numero, tenendo costanti gli altri parametri, aumenta l'intensità del segnale di RM.

La densità protonica è di fatto il substrato “materiale” del segnale che in tomografia assume un ruolo che può essere paragonato a quello della densità elettrica nella tomografia computerizzata. Al contrario di quest’ultima, però, la dipendenza dell’intensità del segnale della densità protonica è modulata dai valori dei tempi di rilassamento.

### *Chemical shift*

Quando un atomo è posto in un campo magnetico i suoi elettroni tendono a ruotare nella direzione del campo magnetico applicato. La rotazione crea, a sua volta, un piccolo campo magnetico in prossimità del nucleo il quale si oppone al campo magnetico applicato dall’esterno.

Il campo magnetico effettivo, quindi quello che si trova vicino al nucleo, è in genere più piccolo del campo magnetico applicato di una frazione  $\sigma$  definita *costante di schermo*:

$$B = B_0 (1 - \sigma)$$

Il chemical shift di un nucleo, quindi, è la variazione relativa della frequenza di risonanza del nucleo rispetto ad una frequenza presa come riferimento. Tale valore è riportato *in parti per milione* (ppm) ed è identificato con il simbolo  $\delta$ .

## **4.5. Acquisizione dell’immagine**

### **4.5.1. Codifica spaziale del segnale**

#### **a) Codifica della frequenza**

Supponendo che due oggetti X e Y risuonino alla stessa frequenza  $\nu_0$  nel campo magnetico  $B_0$ , risulta che il segnale ricevuto darà, dopo la trasformata di Fourier (FT), un’ampiezza di risonanza la cui superficie sarà proporzionale al numero totale di nuclei risonanti nei due oggetti.

Al contrario, se i due oggetti vengono sottoposti ad un campo disomogeneo  $B_0$ , al quale corrisponde un gradiente  $\nabla B_0$  secondo la direzione  $ox$ , l’oggetto X sarà sottoposto ad un campo  $B_{0x}$  e l’oggetto Y ad un campo  $B_{0y}$ . Di conseguenza le rispettive frequenze di risonanza  $\nu_{0x}$  e  $\nu_{0y}$  saranno differenti e la FT darà due ampiezze separate con uno spessore che risulta proporzionale alla distanza  $d$  che separa i due oggetti.



Nel caso di un'applicazione con un soggetto eterogeneo unico, è sufficiente scomporlo in elementi di volume (cosiddetti voxels) i quali, essendo sottoposti ciascuno ad un campo magnetico differente saranno ricostruibili dopo la FT.

## **b) Codifica di fase**

Considerando la definizione del tempo di rilassamento spin-spin  $T_2$  si comprende come una disomogeneità di  $B_0$  porti ad aumentare la velocità di sfasamento dei momenti magnetici elementari. Quest'ultima affermazione può essere spiegata con la frequenza di precessione  $\omega$ , la quale varia con il campo  $B_0$  al quale essi sono sottoposti. Risulta quindi chiaro che lo sfasamento dipende dall'intensità e della durata di applicazione di un gradiente del campo  $B_0$ .

Con  $B_0$  omogeneo il segnale decrescerà in maniera esponenziale, e la sua FT darà un'ampiezza proporzionale all'intensità del segnale all'arresto del gradiente.

## **4.5.2. Parametri estrinseci del segnale**

I tempi di rilassamento  $T_1$  e  $T_2$ , parametri intrinseci alle strutture in esame, sono i parametri più importanti del segnale di RM e variano da tessuto a tessuto. L'importanza di tali parametri può essere modulata da parametri estrinseci: le sequenze di impulsi, infatti, opportunamente create, permettono di ottenere immagini dipendenti in maggior misura dai tempi di rilassamento.

### *Sequenze di impulsi*

L'ampiezza dell'angolo di deflessione del vettore di magnetizzazione (MM), sotto l'azione dell'impulso RF, è proporzionale alla variabile "tempo di durata" di tale impulso. Ponendo in deflessione il vettore (MM) di  $90^\circ$ , questo si trova allineato lungo il piano trasversale ortogonale al Campo Magnetico Statico (CMS), dove è posto l'apparato che riceve il sistema di RM; facendo deflettere, invece, il vettore MM di  $180^\circ$  esso si porterà nel verso contrario a quello del CMS mantenendo però un allineamento con la sua direzione. Quindi, con opportune sequenze di impulsi che prevedono riflessioni di  $90^\circ$  e  $180^\circ$ , si possono ricevere dei segnali di RF in stretta dipendenza da  $T_1$  e  $T_2$ . Bisogna, inoltre, sottolineare che essendo unica la bobina usata sia per l'invio che per la ricezione della RF, si viene a determinare un piccolo intervallo il quale può causare perdita di segnale. Per ovviare a questa possibilità si

preferisce rilevare il segnale di eco non in maniera diretta, ma attraverso l'ascolto della sua eco ottenuta con l'invio di un impulso supplementare a  $180^\circ$ . Quest'ultimo ha anche lo scopo di compensare gli effetti creati dalla disomogeneità del CMS, ovvero di permettere il ripristino della coerenza di fase perduta appunto a causa della disomogeneità.

### *Sequenze Gradient Echo*

Una semplice sequenza Gradient Echo consiste in un impulso di eccitazione il quale viene seguito dalla misurazione dell'eco. La formazione dell'eco avviene sfasando prima la magnetizzazione con l'applicazione del lobo di sfasamento del gradiente di codifica di frequenza, e poi andando a rifasare la magnetizzazione con la riapplicazione del gradiente con la polarità invertita. Molte delle tecniche di Gradient Echo permettono di ottenere tempi di acquisizione veloci usando tempi di ripetizione brevi (TR).

Nelle immagini Unspoiled Gradient Echo, l'intensità del segnale è funzione sia della quantità di magnetizzazione longitudinale, recuperata tra gli impulsi di eccitazione, sia della quantità di magnetizzazione trasversale che persiste tra questi impulsi. Con le tecniche Unspoiled Gradient Echo i tessuti con  $T_1$  lunghi e  $T_2$  lunghi possono avere intensità di segnale simile a quella dei tessuti con  $T_1$  brevi e  $T_2$  brevi. Le immagini Spoiled Gradient Echo hanno intensità di segnale più bassa perché non vi è alcuna magnetizzazione trasversale residua che contribuisce alla magnetizzazione longitudinale all'equilibrio.

### *Sequenze spin-echo*

La sequenza spin-echo (SE) prevede l'invio di un segnale RF a  $90^\circ$  seguito, dopo pochi millisecondi, dall'invio di un segnale a  $180^\circ$ . Dopo il cosiddetto tempo di eco (TE), ovvero l'intervallo di tempo dal suo inizio, si avrà la formazione di un segnale RF di ritorno, il quale risulterà essere dipendente dal tempo di rilassamento spin-spin. L'impulso a  $90^\circ$  forma la MMT, al termine dell'impulso i protoni risentono della disomogeneità del CMS e delle interazioni magnetiche tra loro stessi, in seguito a ciò si registra uno sfasamento in gruppetti più o meno veloci e una conseguente diminuzione del MMT il quale determinerà un ribaltamento del senso di rotazione. Tale inversione porterà i gruppetti più veloci in posizione arretrata rispetto a quelli più lenti. Tuttavia tale disposizione porterà in breve a far trovare i gruppetti in fase tra

loro, in quanto i gruppetti più veloci essendo tali raggiungeranno in breve quelli meno veloci, creando la condizione ideale per emettere la RF di ritorno, dopo un tempo durante il quale è possibile porre la bobina in situazione ricevente, con l'impulso a  $180^\circ$  si ottiene un segnale che può essere considerato l'eco del segnale FID ottenuto con l'impulso a  $90^\circ$ .

### Sequenza inversion recovery

La sequenza inversion recovery (IR) prevede l'invio di un impulso a  $180^\circ$  seguito, dopo un certo intervallo di tempo, detto inversion time (IT), da un impulso a  $90^\circ$ . Con tale sequenza si possono avere delle acquisizioni  $T_1$  dipendenti.

Dopo l'invio dell'impulso a  $180^\circ$  il vettore di MM si ribalta assumendo la stessa direzione ma verso opposto. All'esaurirsi dell'impulso, la MM tende a ritornare nelle condizioni iniziali attraversando prima una fase negativa (al di sotto del piano xy) e poi una positiva (al di sopra del piano xy). Con l'invio dell'impulso a  $90^\circ$ , la parte di MML recuperata si ribalta sull'asse trasversale consentendo così la ricezione della RF di ritorno.

Con tale metodo si ottiene un segnale che è funzione della quantità di magnetizzazione longitudinale recuperata ( $T_1$ ) durante il TI (tempo che intercorre tra la RF a  $180^\circ$  e quella a  $90^\circ$ ).

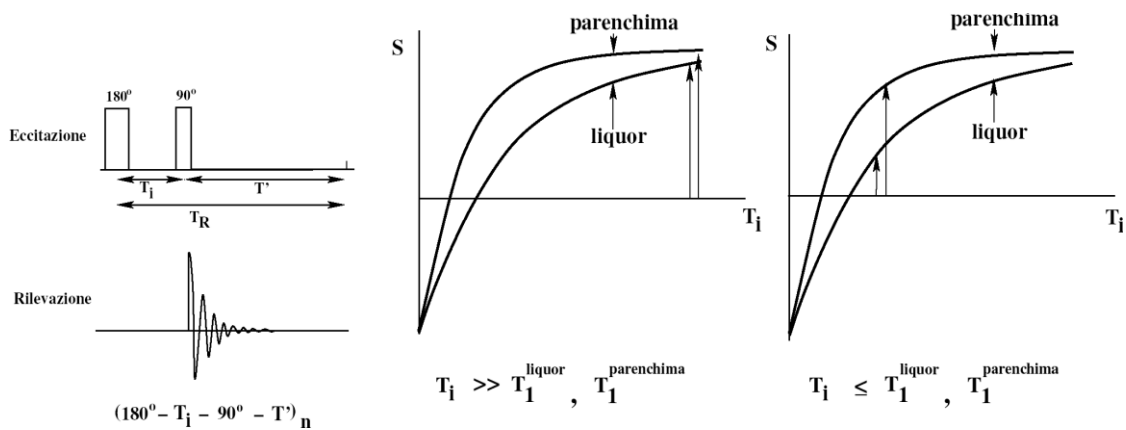


Figura 4.4. Inversion recovery

Tale tipo di tecnica consente di ottenere immagini dipendenti maggiormente dai  $T_1$  più lunghi o da quelli più corti; è opportuno scegliere, inoltre, il TI in base ai valori di  $T_1$  delle strutture che compongono il campione da esaminare. Questa tecnica viene usata normalmente per annullare il segnale del grasso (tecnica STIR).

### **4.5.3. Tecniche di acquisizione dell'immagine RM**

Le varie tecniche di acquisizione di immagini RM differiscono tra loro per il modo in cui vengono cambiate la selezione di sezione e la codifica di fase nelle diverse eccitazioni.

*Acquisizioni a sezione singola:* il tempo di acquisizione è direttamente proporzionale al TR. Quando una singola immagine viene creata utilizzando una ripetizione per ogni valore del gradiente di codifica di fase, il tempo di acquisizione è pari al numero dei valori di codifica di fase moltiplicato per il TR. Quindi, le acquisizioni a sezione singola, hanno tempi di ripetizione brevi.

*Acquisizioni bidimensionali multisezione:* alcune applicazioni necessitano di un TR più lungo per aumentare, ad esempio, l'intensità di tessuti che hanno tempi di rilassamento  $T_1$  lunghi. Per tali tipi di immagini le acquisizioni a sezione singola sono insufficienti perché il tempo che intercorre tra la misurazione dell'eco e l'impulso radio di eccitazione successivo è un tempo morto. Piuttosto che perdere il tempo durante l'intervallo tra il TE e l'impulso di eccitazione successivo, si può eccitare una diversa sezione riapplicando un impulso di eccitazione ad una frequenza leggermente diversa, in tal modo corrisponde alla frequenza di una posizione diversa lungo il gradiente di selezione della stessa sezione. Se il tempo lo consente possono anche essere eccitate diverse sezioni seguite, ogni volta, dalla misurazione dell'eco risultante.

### **4.6. Formazione dell'immagine RM**

Alla base della formazione di un'immagine di RM non ci sono solo i parametri intrinseci ma anche i parametri tecnici dei quali bisogna tener conto nell'esecuzione dell'esame. Tali parametri tecnici sono il tipo di sequenza, i parametri di scansione adottati, la matrice, il campo di vista, il numero di rilevamenti e l'intensità del CMS.

Bisogna tener presente che la ricostruzione dell'immagine è solo la sintesi di tutto il processo di acquisizione, infatti, una volta selezionato lo strato in esame, il segnale che viene raccolto mediante i sistemi di ricezione dalla struttura da esaminare viene analizzato dal computer il quale ne determina la localizzazione spaziale e la componente di segnale derivante da ogni singola unità di volume arrivando solo alla fine alla ricostruzione dell'immagine.

*Matrice:* ogni immagine viene suddivisa in tante piccole aree uguali (pixel), ordinate in righe (orizzontali), ordinate in colonne (verticali) ed il cui insieme prende il nome di matrice.

I pixel sono la rappresentazione bidimensionale degli elementi di volume (voxel), nei quali è suddiviso ogni strato del campione in esame. La matrice viene caratterizzata dal numero dei suoi pixel, ad esempio 128 x 128 o 256 x 256.

Una matrice 256 x 256 ha tempi di acquisizione più lunghi perché sono presenti in essa più righe e più colonne da riempire ma consente una risoluzione spaziale migliore visto che i pixel hanno delle dimensioni minori.

Una matrice 128 x 128 ha tempi di acquisizione più corti e permette un aumento di intensità del segnale fino a quattro volte in quanto aumenta il numero di protoni risuonanti in un pixel.

*Campo di vista* (field of view, FOV): rappresenta l'area espressa in millimetri della zona sulla quale eseguire l'acquisizione. Per migliorare la definizione dell'immagine il FOV deve comprendere solo l'area che interessa escludendo tutto il resto. Tuttavia è bene sapere che un FOV troppo piccolo può dare artefatti da ribaltamento, ribaltando, appunto, strutture escluse dal FOV dell'area interessata.

È importante anche osservare che il FOV rappresentato dalla matrice determina la grandezza dei pixel in quanto:

$$\frac{FOV}{matrice} = \text{area pixel}$$

#### **4.7. Ricostruzione dell'immagine RM**

Dopo aver selezionato lo strato da eccitare deve essere applicato un nuovo gradiente al fine di ottenere la localizzazione spaziale del segnale. Gli avvolgimenti che producono tale gradiente hanno una posizione diversa da quelli usati per l'eccitazione selettiva, infatti, essi provocano un gradiente in direzione x il quale prende il nome di *gradiente di lettura*. Quest'ultimo viene applicato dopo l'invio dell'impulso RF 90° - 180°, dopo l'ascolto della sua eco e fa sì che ogni colonna di voxel perpendicolare alla x abbia una propria frequenza.

Il metodo utilizzato per la ricostruzione dell'immagine è il *metodo della ricostruzione e proiezione*. Secondo tale metodo la sequenza di eccitazione selettiva e del rilievo del segnale vengono ripetute con il gradiente del segnale sempre contenuto nel piano xy, ma ruotato di circa un grado rispetto al precedente; ne consegue che le colonne all'interno dell'area di selezione subiscono un'alterazione dell'orientamento e si ottiene una seconda proiezione dello strato in questione. Tale procedimento deve essere ripetuto fino a ricoprire un angolo di 180° sul piano xy di sezione. I dati raccolti vengono elaborati e ricostruiti al calcolatore.

Per la ricostruzione dell'immagine, tuttavia, viene attualmente preferito il *metodo della trasformata di Fourier in due dimensioni*, in quanto più affidabile e veloce rispetto al precedente. Durante l'applicazione di tale metodo il gradiente sull'asse x viene mantenuto fisso in direzione e valore, l'informazione circa la coordinata y (righe) viene ottenuta tramite un terzo gradiente che determina uno sfasamento iniziale dei vari nuclei che riflette la loro posizione sull'asse y (codifica di fase-gradiente di preparazione).

Ciò significa che ogni pixel del piano è individuato da due coordinate: la frequenza sulle ascisse e le fasi sulle ordinate. Tale procedimento viene ripetuto variando il valore del gradiente di codifica di fase tante volte quante sono le righe della matrice.

I risultati di acquisizione vengono analizzati secondo la trasformata di Fourier bidimensionale, al termine del procedimento ogni voxel risulta essere caratterizzato da tre coordinate e da un'intensità di segnale: è possibile ricostruire l'immagine.

In alternativa esiste il *metodo della trasformata di Fourier tridimensionale*, il quale consente di costruire un'immagine tridimensionale servendosi di un unico gradiente di codifica di frequenza per un asse su un piano e la codifica di fase per gli altri due assi. Questo processo permette di acquisire segnali multipli utilizzando valori diversi dei gradienti di codifica di fase lungo due assi.

#### **4.8. Artefatti**

*Offset DC e artefatti da quadratura RF.* Causato da un offset di tensione in corrente continua in uno o entrambi gli amplificatori di segnale presenti nel rivelatore.

*Rumore RF.* Causato da un malfunzionamento nello schermo RF, il cui scopo è quello di evitare che rumore esterno possa raggiungere il rivelatore. Il modo in cui tale artefatto si manifesta sull'immagine dipende dalla sorgente di rumore ed in quale parte

del segnale il rumore ha avuto effetto. Informazioni maggiori sulla sorgente di rumore possono essere ottenute effettuando una trasformata di Fourier inversa dell'immagine.

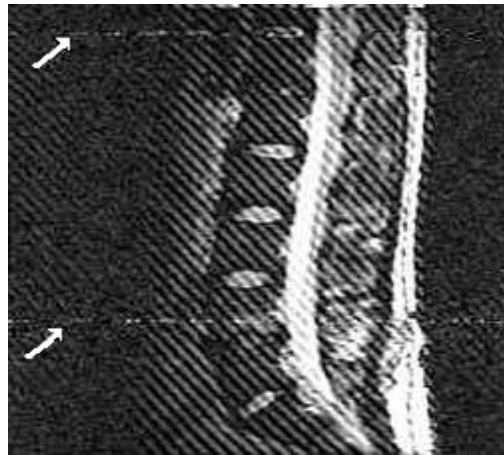


Figura 4.5. Artefatto da rumore RF

*Disomogeneità di campo magnetico.* La disomogeneità causa delle immagini distorte. Le distorsioni possono essere spaziali, dell'intensità o di entrambe. Le distorsioni di intensità sono il risultato della disomogeneità di campo in una zona più grande o più piccola del resto dell'oggetto esaminato.

*Gradienti.* Un gradiente non costante rispetto alla direzione cui agisce distorce l'immagine. Tali tipi di artefatti sono simili a quelli provocati dalla disomogeneità del campo magnetico. Questi possono verificarsi se è stata danneggiata una bobina.

*Suscettività magnetica.* Causato dalla presenza di qualche oggetto nel FOV con una suscettività magnetica molto alta o molto bassa.

*Disomogeneità di RF.* Tale artefatto si manifesta con una indesiderata variazione di intensità attraverso l'immagine. La causa può essere sia una disuniformità del campo magnetico, che una non uniforme sensibilità della sola bobina ricevente.

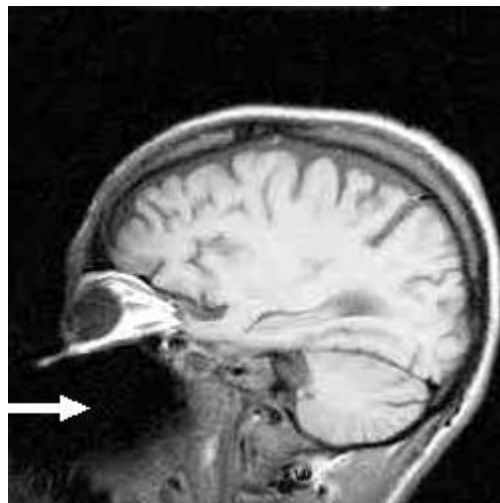


Figura 4.6. Artefatto da disomogeneità di RF

*Movimento.* Tale artefatto è dovuto al movimento dell'oggetto esaminato o di una sua parte durante la sequenza di imaging. Tale movimento provoca l'offuscamento dell'intera immagine ad opera di "immagini fantasma" nella direzione di codifica di fase.

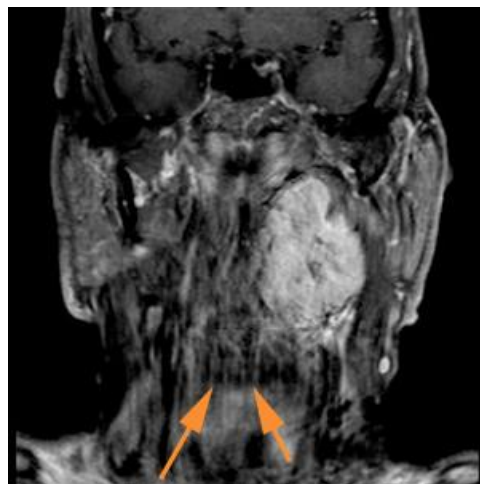


Figura 4.7. Artefatto da movimento

*Flusso.* Si tratta di artefatti causati dal fluire del sangue o di altri liquidi nel corpo. Il fluire di un liquido attraverso una fetta può incontrare un impulso RF e poi uscire da quella fetta nel momento in cui viene registrato il segnale.

*Chemical Shift.* Si tratta di un artefatto dovuto alla differenza nella composizione chimica di grasso e acqua. Si manifesta nell'immagine un'alterata registrazione dei pixel contenenti grasso rispetto a quelli contenenti acqua.

*Volume parziale.* È un artefatto che ha luogo quando la dimensione dei voxel dell'immagine è maggiore della dimensione del dettaglio che si vuole visualizzare.



Fetta di spessore 3 mm



Fetta di spessore 10 mm

Figura 4.8. Artefatto da volume parziale visibile in fette acquisite con spessori diversi



*Ribaltamento.* Si tratta della presenza nell'immagine di una parte della regione anatomica esaminata che si trova al di fuori del campo di vista. Tale artefatto ha origine quando l'oggetto esaminato non è interamente contenuto nel campo di vista selezionato, o meglio, quando la frequenza di campionamento è minore dell'intervallo di frequenze contenute nell'eco.

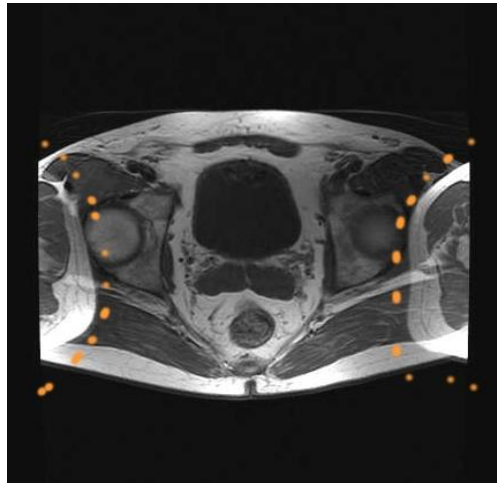


Figura 4.7. Artefatto da ribaltamento

Molti apparecchi recenti utilizzano una combinazione di sovra campionamento, filtraggio digitale e decimazione dei dati per annullare l'artefatto da ribaltamento.

*Filtraggio digitale.* L'operazione di filtraggio è la rimozione dal segnale di una banda di frequenza selezionata. Questo equivale a prendere un'immagine con un grande FOV e azzerare quei pixel la cui distanza dall'isocentro è maggiore di un certo valore. Il filtraggio digitale è la rimozione di tali frequenze utilizzando solo il segnale nel dominio del tempo; per fare ciò è necessario fare la convoluzione di tale segnale con la trasformata di Fourier della funzione rettangolare.

*Decimazione.* Si tratta dell'eliminazione di alcuni punti da un set di dati. Per esempio un rapporto di decimazione 4/6 vuol dire che quattro dati su sei sono stati eliminati, o che un dato ogni cinque è stato salvato.

#### **4.9. Mezzi di contrasto**

Per poter visualizzare una patologia o un qualsiasi tessuto di interesse in un'immagine di Risonanza Magnetica è necessario che ci sia contrasto. Tali agenti hanno lo scopo di creare una differenza nell'intensità di segnale tra la struttura di studio ed i tessuti adiacenti.

Nei paragrafi precedenti è stata sottolineata la dipendenza del segnale di RM dalla densità protonica  $\rho$  e dai tempi di rilassamento  $T_1$  e  $T_2$ ; i mezzi di contrasto (anche comunemente definiti *magnetofarmaci*) agiscono in particolar modo sulla modifica di  $T_1$  e  $T_2$ . Tali sostanze somministrate durante l'esame, per esempio per via endovenosa, si fissano agli organi e si distribuiscono nei vasi. A differenza dei MDC radiologici, i quali agiscono direttamente sul segnale, assorbendo o diffondendo i raggi X, i magnetofarmaci agiscono indirettamente modificando in maniera temporanea le proprietà magnetiche delle zone in cui si trovano. Da questa variazione ne consegue la modifica del segnale emesso e quindi anche dell'immagine.

A tal proposito risulta importante riportare alla mente che il campo magnetico all'interno di un corpo è diverso da quello che si osserva nel vuoto e che la differenza  $\Delta B$  che si crea in un dato materiale dipende dal campo esterno  $B_0$  secondo la seguente relazione:

$$\Delta B = \chi B_0$$

$\chi$  è la costante di suscettività magnetica tipica del materiale, il suo valore determina la natura magnetica della sostanza: nei materiali diamagnetici è negativa e dell'ordine di  $-10^{-6} \div -10^{-5}$ , nei materiali paramagnetici è positiva e dell'ordine  $-10^{-5} \div -10^{-3}$ .

L'effetto generale dei MDC è volto alla riduzione di entrambi i tempi di rilassamento in sostanza a causa delle perturbazioni prodotte dai campi locali delle relative molecole. Considerando gli effetti si può fare la seguente suddivisione:

- 1) Agenti paramagnetici i quali riducono principalmente  $T_1$ , con effetto di rafforzamento del segnale;
- 2) Agenti superparamagnetici (o con forti momenti magnetici) i quali provocano un rapido sfasamento degli spin con un accentuato effetto sul  $T_2$ , con conseguente indebolimento del segnale.

La predominanza di un effetto sull'altro è legata alla concentrazione di contrasto la quale viene determinata in base all'applicazione dei diversi protocolli e dalla sequenza degli impulsi di eccitazione.

TESSUTO	$T_1$ (s)	$T_2$ (ms)	P
CSF	0.8 – 20	110 – 2000	70 – 230

SOSTANZA BIANCA	0.76 – 1.08	61 – 100	70 – 90
MENINGI	0.5 – 2.2	50 – 165	5 – 44
MUSCOLO	0.95 – 1.82	20 – 67	45 – 90
GRASSO	0.2 – 0.75	53 – 94	50 – 100

Tabella I: Range dei valori  $T_1$ ,  $T_2$  e  $\rho$  a 1,5Tesla per tessuti riconoscibili in un'immagine di Risonanza Magnetica del cranio.

Un tipico mezzo di contrasto è il Gadolinio (Gd), si tratta di uno ione complesso di un metallo paramagnetico. L'introduzione di una sostanza paramagnetica crea molti campi oscillanti. Per diminuire la loro tossicità questi sono legati ad altre molecole o ioni per prevenire il loro legame con molecole all'interno del corpo.

<b>Mezzo di contrasto</b>	<b>Applicazione</b>
Gd-DTPA	Sistema nervoso centrale
Ferro ammonio citrato	Stomaco e parte superiore del piccolo intestino
Mangafodipir trisodico	Lesioni del fegato
Gadodiamide	Sistema nervoso centrale

Tabella II: Tipici mezzi di contrasto

#### 4.10. Sicurezza

Come per ogni strumento anche per la Risonanza Magnetica è bene precisare alcuni aspetti legati al rapporto rischio/beneficio che mi sono stati elencati sin dal primo giorno.

Sebbene la RM non usi radiazioni ionizzanti per produrre le immagini, ci sono alcune importanti considerazioni sulla sicurezza da tenere bene in considerazione: forti campi magnetici, energia di radiofrequenza, campi magnetici variabili nel tempo, liquidi criogeni e gradienti di campo magnetico.

I campi prodotti da magneti ad ampio raggio possono captare e attirare grossi oggetti ferromagnetici nel foro del magnete. Deve essere usata, quindi, estrema cautela allontanando tutti gli oggetti ferromagnetici dal magnete per due ragioni principali: gli oggetti attirati dal magnete sono dei veri e propri “proiettili” quindi possono ferire o addirittura uccidere un individuo posizionato nel magnete; gli oggetti attratti possono danneggiare seriamente il magnete e le bobine.

Le principali fonti di rischio provengono quindi da:

- Campo magnetico statico
- Campi magnetici variabili nel tempo
- Campi a radiofrequenza

L'interazione del CMS con oggetti ferromagnetici o dotati di circuiti elettronici presenti nel corpo delle persone generano fenomeni di pericolo, come del resto anche oggetti ferromagnetici presenti nell'area interessata dal campo magnetico.

I campi magnetici variabili nel tempo inducono nel corpo correnti elettriche le quali dipendono dall'ampiezza, dalla durata e dalla frequenza del campo.

I campi a radiofrequenza inducono un innalzamento della temperatura. Un innalzamento della temperatura oltre 0,5°C deve essere un allarme per l'interruzione dell'esame al fine di salvaguardare la salute del paziente.

In base a quanto detto esistono delle condizioni in cui l'esame non può essere effettuato. Affinché questo venga svolto in sicurezza ad ogni paziente viene consegnato un modulo informativo, che deve essere completato e firmato, nel quale sono presenti esplicite domande sui punti di seguito elencati, punti che evidenziano caratteristiche incompatibili con l'esame che si appresta a svolgere:

- Portatori di protesi metalliche
- Portatori di stimolatori cardiaci
- Portatori di protesi dotate di circuiti elettronici
- Portatori di preparati metallici intracranici o comunque posizionati in prossimità di strutture anatomiche vitali
- Portatori di clips vascolari o schegge ferromagnetiche
- Donne al primo trimestre di gravidanza.

# 5. RICOSTRUZIONE DELLE IMMAGINI: WORKSTATION

## 5.1. Generalità

La workstation è una tipologia di computer che si contraddistingue per essere *general purpose* (cioè non destinata a specifici compiti), monoutente, destinata ad un utilizzo produttivo e dall'aver alte prestazioni per poter assolvere compiti altamente professionali di vario genere. In reparto sono presenti tre workstation sulle quali è stato installato il software di immagini medico Vitrea ®.

### 5.1.1. Vitrea ®

Vitrea ® fornisce ricostruzioni di volumi di immagini acquisite mediante TAC e Risonanza Magnetica. Esso consente di effettuare una diagnosi, veloce ed affidabile proprio perché permette una ricostruzione in scala reale. Fornisce sia gli ambienti 2D che gli ambienti 3D, nei quali è possibile creare ed esaminare le immagini diagnostiche di alta qualità. Vitrea consente di:

- Comunicare con dispositivi con configurazione DICOM per recuperare ed esportare i dati dei pazienti
- Avere un'anteprima delle immagini acquisite
- Caricare i volumi di una o più TAC o RM
- Selezionare, da una raccolta di tipi predefiniti, i protocolli clinici di visualizzazione per migliorare le immagini
- Misurare le regioni di interesse usando anelli in 2D e 3D di segmentazione e messa a fuoco
- Ruotare (“volare”) attorno all'immagine anatomica

Diversi sono i protocolli che si possono studiare con tale software:

*TAC di perfusione cerebrale:* indicato per postprocessing su immagini TC acquisite dinamicamente durante l'iniezione del mezzo di contrasto al fine di visualizzare il flusso sanguigno nel cervello.

*Analisi cardiaca funzionale:* usata in esami TC del cuore al fine di supportare la diagnosi medica. Tale opzione comprende l'analisi funzionale del cuore e la segmentazione del ventricolo sinistro, l'identificazione dei piani longitudinali e i

confini della valvola mitrale. Permette il calcolo globale delle metriche, compreso il volume dell'alta diastolica, fine volume sistolico, stroke volume, la frazione di eiezione, la gittata cardiaca, l'indice cardiaco, l'indice di ictus, la massa del miocardio. Supporta, inoltre, le funzioni di calcolo della percentuale di inspessimento delle pareti, la frazione di espulsione, i diagrammi polari corrispondenti.

*Analisi delle coronarie:* utilizzata per studiare l'anatomia e la patologia ostruttiva delle coronarie, fornendo un'indagine non invasiva del paziente stesso. Dopo aver selezionato la coronaria, si evidenziano sulla ricostruzione 3D due punti di vista girevoli, da questi è possibile determinare in maniera automatica i confini del lumen, effettuare misure di stenosi, di diametro massimo e minimo del lumen stesso, esaminare i valori di densità in unità Hounsfield.

*Colonografia TC:* permette di studiare attentamente il lumen del colon usando l'auto segmentazione, immagini assiali (cioè slice ottenute "tagliando" dall'alto verso il basso o viceversa), riformattazione multi planare, fly-through, visualizzazione prona e supina.

*Analisi del polmone:* è intesa per la revisione delle immagini TC del torace ai fini di caratterizzare noduli polmonari in un singolo studio e nel corso del tempo, caricando, ovviamente, successivi volumi toracici. Le caratterizzazioni di tale studio comprendono diametro, volume attuale e volume nel tempo. Il sistema effettua in maniera automatica tali tipi di misurazioni.

Prima di poter lavorare con le immagini in Vitrea, è fondamentale caricare lo studio o il volume dalla directory di studio. In Vitrea è possibile rivedere le immagini digitali da dati DICOM originali secondo molteplici modalità tra cui TC, MR, DR, CR, XA; tuttavia, solo le modalità di immagini acquisite da TC e RM possono essere ricostruite con un volume 3D, inoltre, è necessario che la serie contenga un numero minimo di fette, tale numero è una soglia configurabile che può essere impostato a qualsiasi cifra maggiore di due.

Specifico, inoltre, che un volume è inteso come un file immagine che Vitrea costruisce da un set di dati DICOM contenente le originali immagini.

La directory è organizzata in una lista che contiene data, tipo e modalità di esame, numero di fette, spessore di strato, spaziatura tra le fette (thickness).

Per procedere con la ricostruzione bisogna, quindi, selezionare il nome del paziente dalla lista della directory e procedere con il caricamento del volume. Tale operazione è

seguita dall'apertura di una finestra suddivisa in sei sezioni le quali permettono una visualizzazione generica, quindi standard, del volume caricato; a questo punto, è possibile selezionare il protocollo di visualizzazione più consono allo studio da effettuare, in conseguenza alla scelta fatta cambieranno le sei immagini della galleria finestra. Si può ora procedere allo studio del volume selezionando una delle sei sezioni.

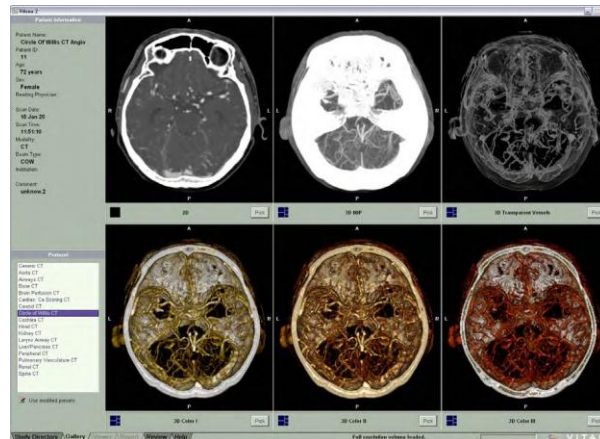


Figura 5. Gallery

Dopo la scelta della sezione si apre una finestra di analisi suddivisa in quattro sezioni: una corrispondente alla ricostruzione scelta nella finestra precedente, le altre tre corrispondono, invece, alla vista MPR (Multi Planar Reformatting). Ingrandendo la prima è possibile iniziare lo studio del volume o dell'immagine procedendo con l'utilizzo dei vari tools suddivisi in tre menù: visual, analysis, batch.

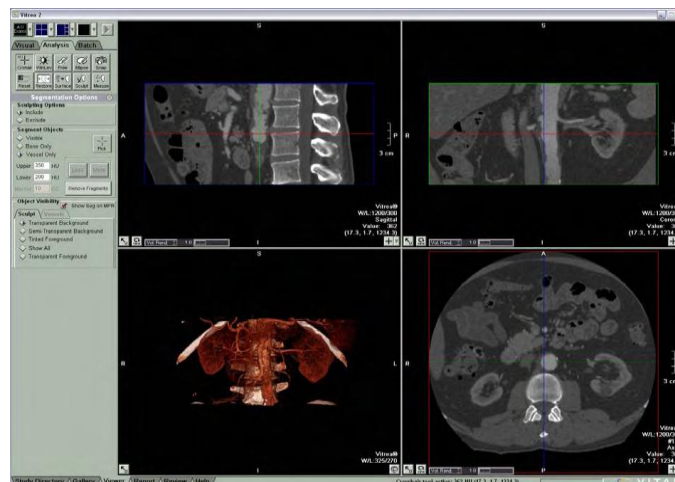


Figura 5.2. Finestra viewer

Gli strumenti della scheda *Visual* permettono di regolare e definire il rendering 3D, regolare il colore, impostare la trasparenza, controllare la qualità dell'immagine seguendo una scala da uno a cinque secondo la quale:

- 1 indica buona qualità e rendering più veloce
- 3 indica qualità migliore rispetto alla precedente
- 5 indica qualità ottima ma un rendering più lento

Vitreia permette di guardare le immagini da qualsiasi punto di vista, all'interno o all'esterno. Lungo le immagini sono presenti delle etichette: I (Inferior), S (Superior), A (Anterior), P (Posterior); sono rappresentati anche i piani di acquisizione in diverse colorazioni: rosso per l'acquisizione assiale, blu per l'acquisizione sagittale, verde per l'acquisizione coronale.

### *Immagini 3D*

Come già specificato all'inizio del paragrafo, Vitrea ® permette lo studio di volumi acquisiti da esami di TAC e RM. Lo studio dei volumi viene effettuato utilizzando righelli per misurazioni, tracciando linee di contorno per mettere in evidenza misure di interesse.

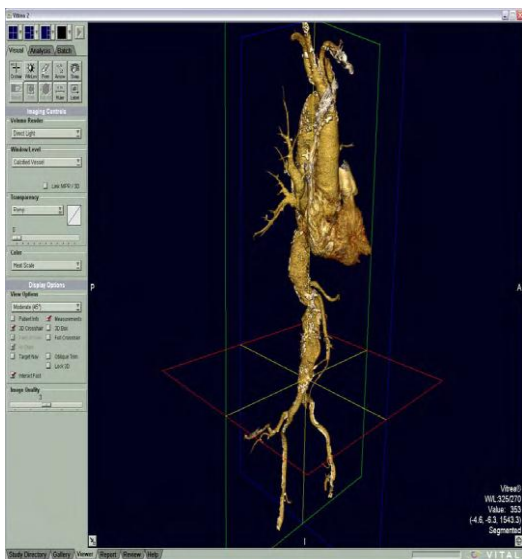


Figura 5.3. Ricostruzione 3D di un'aorta

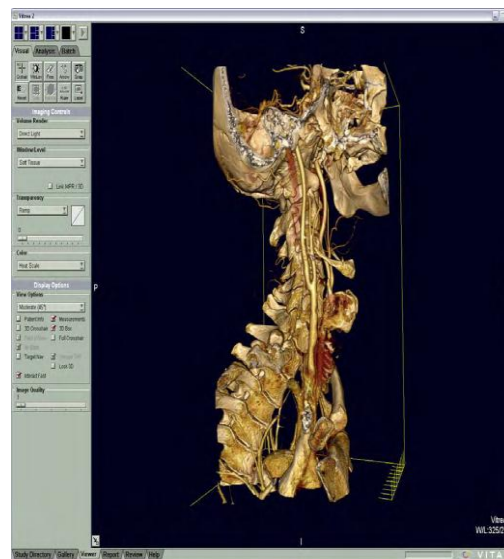


Figura 5.4. Ricostruzione 3D di  
Collo e torace superiore

Una delle applicazioni più utilizzate in immagini 3D è l'analisi dei dati ottenuti in seguito al posizionamento, durante l'esecuzione dell'esame, della ROI o SURE START. Si tratta di un'area di selezione che viene posizionata in un punto di interesse del sito anatomico in esame alla quale viene assegnato un valore di densità in unità Hounsfield. L'utilizzo della ROI serve per visualizzare con certezza il momento in cui tale punto in analisi raggiunge un determinato valore di densità in seguito all'iniezione del mezzo di contrasto. In base ai dati ottenuti durante l'acquisizione dell'immagine è



possibile effettuare un'analisi off-line la quale comprende l'utilizzo di linee di contorno per eseguire misurazioni 2D e 3D.

Bisogna precisare che le misurazione volumetriche per studi di RM non sono così accurate come quelle calcolate per gli studi di TAC. La spiegazione di ciò si riferisce al fatto che quando si misurano i volumi 3D dopo aver fatto uno *sculpt* (cioè dopo aver eliminato dal volume le regioni che non interessano allo studio in esame), Vitrea calcola la misura volumetrica corrente, dopo lo *sculpt*, fornendo, quindi, una misura volumetrica non più legata alle curve di livello definite. Il volume dopo lo *sculpt* è dato, infatti, dalla somma dei voxel visibili dopo la modifica. Per gli studi di TAC è, invece, possibile ottenere una più accurata misurazione volumetrica perché si può modificare la finestra di impostazione del livello 3D in modo tale che le strutture che si desidera misurare siano visibili; durante l'acquisizione RM, poiché varia la risoluzione, è difficile regolare la finestra del livello del volume in modo che tutti i particolari del sito anatomico siano visibili.

### *Analisi delle misure*

Una delle più importanti applicazioni che si possono effettuare con tale software è l'analisi dimensionale delle regioni di interesse. È possibile misurare la dimensione di una regione di interesse visualizzando la scala di riferimento in viste 2D o MPR. Ogni incremento della scala è uguale ad un centimetro. Per misurare il volume di una regione 3D è innanzitutto necessario definire la regione e visualizzare una superficie. Il tipo di informazione che si vede quando si richiede una misura 3D dipende dalla sua natura (che si tratti di una misura di volume o di superficie), dalla quantità non trasparente, dai dati opachi all'interno della superficie.

Sul display vengono presentati dei valori di misura che rappresentano rispettivamente il volume o l'area di interesse, a seconda che sia un'immagine 2D o 3D, e la quantità di spazio racchiuso all'interno della superficie. Non vengono però fornite informazioni sui contenuti all'interno dello spazio stesso.

Durante l'analisi è sempre possibile tagliare una parte del volume acquisito, ad esempio per studiarlo meglio. In questi casi è necessario tener presente due aspetti: esser sicuri di non tralasciare lesioni al di fuori dello spazio selezionato, effettuare l'operazione di rimozione dei volumi non di interesse diagnostico sempre dalla finestra di vista corrente e mai dal volume memorizzato. In questo secondo caso si va incontro

alla perdita di informazioni sul volume anatomico, perdita che può essere ripristinata solo con il caricamento ex novo del volume di dati.

Un'altra importante analisi è fornita dall'applicazione *sculpt*, la quale offre un metodo estremamente preciso per includere o escludere, dalla finestra di analisi, uno spazio anatomico.

### *Applicazioni di illuminazione, ombreggiatura e colore*

L'applicazione di illuminazione è denominata *lighting* e permette di illuminare l'immagine al fine di poterla vedere più chiaramente. Nel *volume rendering* sono presenti varie opzioni di illuminazione le quali dipendono dalla scelta di protocollo effettuata nella *Gallery* iniziale.

Sono sempre presenti le seguenti opzioni di illuminazione:

- *Normale*: turni di illuminazione off;
- *MIP(Maximum Intensity Projection)*: si tratta di un ambiente shading che visualizza dati utilizzando solo i valori più elevati di dati per ogni voxel dell'immagine. MIP è un buon assetto da utilizzare quando si dispone di voxel in competizione tra loro per valori simili o superiori che potrebbero oscurare la caratteristica di interesse;
- *MinIP(Minimum Intensity Projection)*: si tratta di un ambiente di shading che visualizza dati utilizzando solo i valori più bassi di dati per ogni voxel dell'immagine. Questo è utile quando la regione di analisi è composta da voxel con valori simili o superiori ad una certa soglia che possono oscurare la caratteristica di interesse nell'immagine digitalizzata;
- *Direct Light*: l'immagine viene illuminata da una fonte di luce perpendicolare allo schermo;
- *Direct Soft Light*: l'immagine viene illuminata da una fonte di luce soft perpendicolare allo schermo;
- *Oblique Left Light*: l'immagine viene illuminata da una fonte proveniente da un angolo a sinistra;
- *Oblique Right Light*: l'immagine viene illuminata da una fonte proveniente da un angolo a destra.

L'applicazione di ombreggiatura è denominata *Shading* e consente di variare la luminosità dell'immagine quando non è utilizzata l'opzione *Lighting*. Poiché i tessuti diversi hanno in genere valori di voxel diversi, e quindi un particolare tipo di tessuto può essere visualizzato meglio con una finestra piuttosto che con un'altra, tale applicazione consente di fornire il contrasto visivo all'immagine. Senza ombreggiatura il rendering di un oggetto spesso o denso può apparire con una luminosità uniforme.

L'applicazione dei colori, la quale comprende anche una scala di grigi, viene utilizzata per migliorare ulteriormente la visualizzazione delle immagini assegnando lo stesso colore a tutti i voxel con uno specifico valore e colori diversi per voxel con valori diversi. Poiché i diversi tipi di tessuti tendono ad avere valori diversi di voxel (per i volumi TAC i tessuti molli tendono ad avere valori di voxel più bassi, il contrario i tessuti più densi), ogni voxel ha un valore di rosso, verde e blu che gli vengono assegnati. La percentuale di ognuno di questi colori assegnati determina il colore finale.

### *Esame delle lesioni*

Uno dei maggiori utilizzi del software Vitrea è volto all'analisi delle lesioni le quali vengono generalmente definite "tumori" all'interno dei vari protocolli. Per "tumori", infatti, s'intendono tutte le lesioni cerebrali sospette o note in un'immagine di RM.

Il software è in grado di identificare, nelle regioni di interesse per lo studio, la presenza di lesioni sospette; per ogni valore di dati (valore di voxels) nella regione definita dall'utente, se il valore del dato è pari o superiore ad un determinato valore calcolato in modo dinamico dal software stesso, i dati dell'immagine vengono evidenziati. La parte in questione presenta dei bordi colorati i quali vengono redatti automaticamente per mettere in evidenza i volumi.

Il software Vitrea rileva, quindi, i tumori in base alla densità di assorbimento e posizione dei voxels. Bisogna tener presente la possibilità che alcuni dati al di sopra del valore calcolato dinamicamente, non indichino per forza una lesione; per questo è necessario esaminare attentamente le misurazioni del volume della lesione e metterlo in evidenza per garantirne una diagnosi precisa.

Bisogna, inoltre, precisare che il protocollo "tumore", con l'accezione sopra specificata, può essere applicato solo per le sezioni acquisite e non precedentemente

elaborate, è necessario, quindi, che tutto il cervello venga sottoposto a scansione ed assicurarsi di lavorare con immagini 2D, al fine di essere sicuri che altre immagini non vengono interpolate con quelle della lesione falsando così i dati.

In conclusione bisogna definire che l'accuratezza delle misurazione del volume della lesione, può essere influenzata dalle linee di contorno è importante, quindi, rivedere e se necessario modificare, tali linee al fine di comprendere l'esatta natura della lesione.

### 5.1.2. Alcune ricostruzioni effettuate durante il tirocinio



Figura 5.4. Ricostruzione assiale dei reni



Figura 5.5. Ricostruzione coronale dei reni

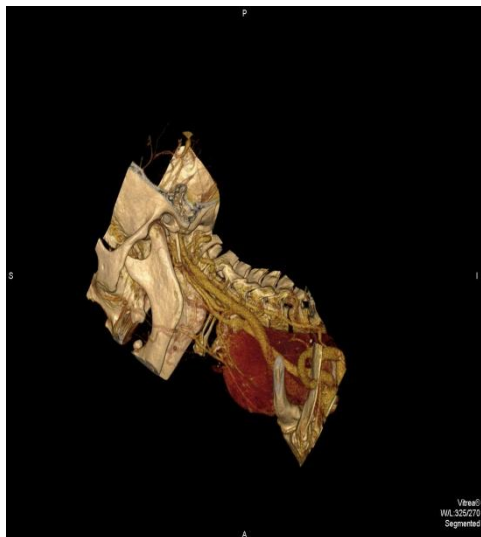


Figura 5.6. Ricostruzione sagittale cervicale



Figura 5.7. Ricostruzione sagittale aorta

Le immagini seguenti si riferiscono a ricostruzioni effettuate a partire da acquisizioni di RM angio-cerebrale utilizzando come protocollo di acquisizione delle sequenze *TOF*, acronimo per *Time of Fly*. La particolarità di tale sequenza consiste nel fatto che vengono effettuate due acquisizioni: durante la prima vengono acquisite tutte le

strutture in movimento nella zona cerebrale, durante la seconda scansione viene effettuata un'acquisizione generale dell'encefalo. A partire da queste due acquisizioni il computer effettua un processo di mascheratura estraendo dal volume della seconda acquisizione i vasi arteriosi. Tale tipo di analisi è utile per diagnosticare patologie legate al sistema dei vasi cerebrali: vasospasmo cerebrale (restringimento delle arterie cerebrali), ictus cerebrale, aneurisma, patologie aterosclerotiche. L'analisi dei vasi cerebrali può essere supportata anche da una navigazione ad alta risonanza dei vasi stessi. Tale applicazione è proposta dal software di immagini medico e viene eseguita ponendo il cursore nel punto di partenza, selezionando la direzione da seguire e infine memorizzando il passo; ciò consente di avere una visione del quadro patologico più completa che comprende, quindi, l'analisi esterna e l'analisi del lumen.

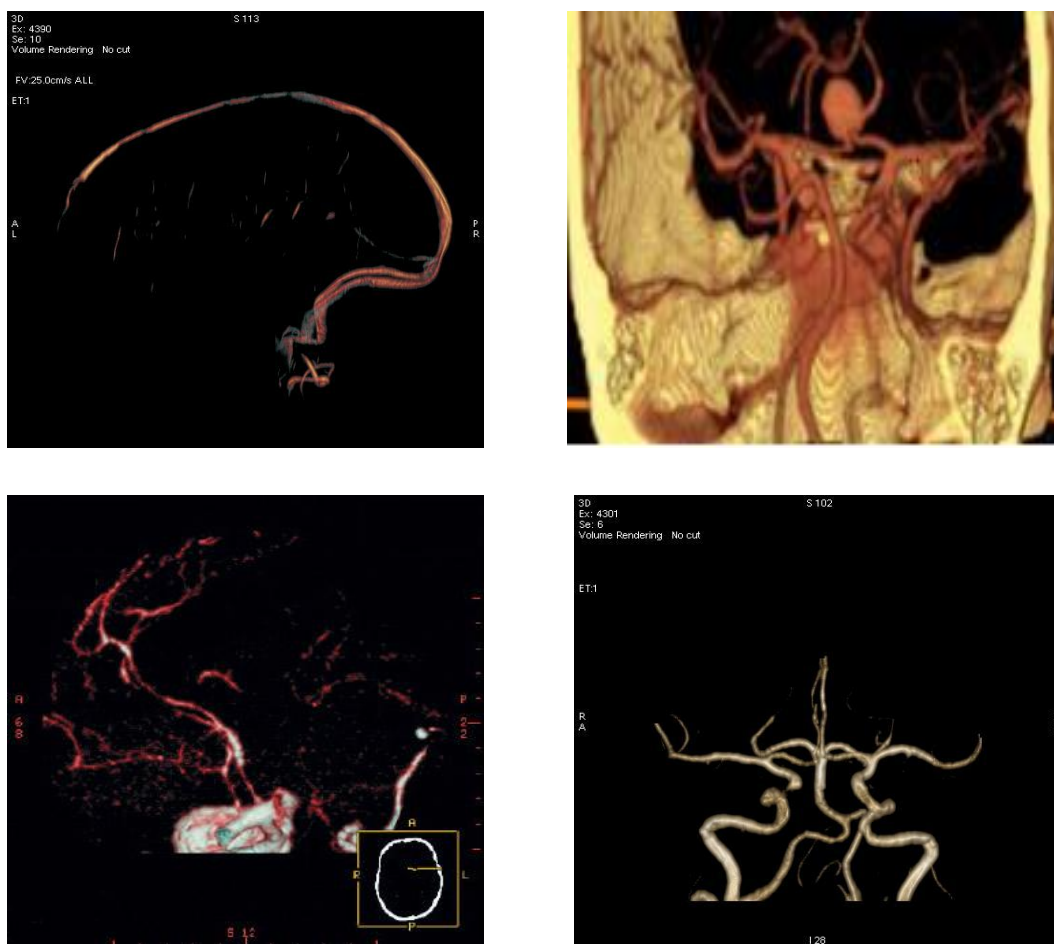


Figura 5.8. Ricostruzioni del circolo di Willis di immagini RM

## 5.2. Archivio di riferimento

L'archiviazione e la gestione delle immagini acquisite dai vari esami diagnostici vengono coordinati dal sistema informatico PACS (Picture and Communication System); il PACS affianca i due sistemi RIS/HIS (Radiological Information System /

Hospital Information System), i quali vengono utilizzati per la gestione del flusso dei dati dei pazienti all'interno del reparto stesso, rappresentano quindi l'archivio informatico, una sorta di directory dalla quale è possibile prelevare e memorizzare i vari flussi di dati.

Il reparto, come la maggior parte delle aziende che utilizzano strumentazione biomedica, ha adottato come protocollo di comunicazione lo standard DICOM/3 (Digital Imaging COmmunications in Medicine). Tale standard è stato introdotto per permettere una modalità di comunicazione e gestione di informazioni mediche. Tale standard permette l'invio di dati ad un'apparecchiatura diversa da quella che ha effettuato lo studio anche a diversi chilometri di distanza, permette di superare le diversità tra i vari costruttori, consente l'interfacciamento condiviso di dispositivi (scanner TC o MR, workstation, stampanti laser, server di archiviazione distribuiti).

## 6. CONCLUSIONI E RINGRAZIAMENTI

Quella del tirocinio è stata una valida esperienza in quanto mi ha permesso di venire a contatto con la realtà lavorativa e di comprendere come essa sia articolata e strutturata.

L'ospitalità che mi è stata offerta dall'A.S.P. di Cosenza e in particolare dal reparto di "Diagnostica per immagini" diretto dal dottor Perretti ha fatto sì che la mia attività fosse integrata a pieno con le esigenze del reparto.

La scelta di effettuare la suddetta esperienza presso un'azienda pubblica, e in particolare in un reparto di diagnostica per immagini, nasce dalla mia passione per la strumentazione biomedica. In azienda ho trovato un ambiente estremamente positivo e quasi familiare costituito da un personale che mi ha accolto sin da subito in maniera positiva, ciò ha contribuito al corretto svolgimento del mio periodo di permanenza nell'ente.

La mia attività si è concentrata sull'acquisizione delle immagini da TAC, RM e soprattutto sulla ricostruzione delle stesse tramite l'utilizzo della workstation.

Per l'acquisizione delle immagini ho seguito l'attività dei tecnici di radiologia i quali, esperti in tale campo, mi hanno spiegato sempre in modo molto preciso e puntuale le caratteristiche tecniche della strumentazione, le condizioni di mantenimento, le verifiche e le calibrazioni giornaliere, i singoli componenti dei macchinari e i software utilizzati in fase di acquisizione.

Per la ricostruzione delle immagini tramite workstation ho iniziato sin dal primo giorno a prendere confidenza con la postazione e con le modalità di gestione e ricostruzione di immagini mediche secondo il formato DICOM. La mia esperienza in questo senso si è concentrata sulla ricostruzione dei volumi acquisiti da esami di TAC e RM.

Alla fine di questa esperienza mi ritengo estremamente soddisfatta della mia scelta in quanto ho avuto la possibilità di associare le conoscenze teoriche estremamente valide, acquisite nel corso dei tre anni di studi ingegneristici, all'applicazione pratica degli stessi e ciò mi ha permesso di avere un'ulteriore conferma di quanto sia affascinante questa branca di studi e ha rinnovato in me la voglia di proseguire in questo senso.

## Ringraziamenti

Il primo ringraziamento è rivolto al **Professor Enrico Grisan**, per avermi dato la possibilità di svolgere un'attività così interessante che mi ha appassionata sin da subito, per la pazienza che ha dimostrato in ogni occasione, per disponibilità, per il supporto che ha mostrato nei miei confronti rispondendo ad ogni singolo dubbio e per la gentilezza avuta ogni qualvolta mi sono rivolta a lui.

Un doveroso ringraziamento va rivolto al primario, ai medici, ai tecnici e alle infermiere del **reparto di “Diagnostica per immagini”** di Castrovillari diretto dal Dottor Leonardo Perretti, per avermi accolta positivamente nel loro staff, per aver risposto ad ogni dubbio e per aver dimostrato assoluta disponibilità e cortesia.

### Alla mia famiglia

A Papà, Mamma, mia sorella e mio fratello rivolgo i più importanti ringraziamenti. Loro anche a quasi mille chilometri di distanza hanno sempre trovato il modo per essere presenti. Mi hanno sostenuta sin dal primo giorno, mi hanno aiutato a credere e a far valere le mie capacità, è anche merito loro se io oggi sono qui a festeggiare il primo traguardo. Ringrazio **mio Padre** perché mi aiuta razionalmente nelle scelte, perché si commuove quando raggiungo un risultato e mi sprona a far sempre meglio. Ringrazio **mia Madre** per la dolcezza con la quale ogni sera mi augura la buonanotte e la costanza con la quale sopporta il mio carattere pazzarello e lunatico. Ringrazio **mia sorella Francesca** perché è unica nel suo genere, perché mi diverto a prenderla in giro e perché con lei rido in continuazione. Ringrazio **mio fratello Mauro** perché è il mio piccolino, anche se è più alto di me, perché mi racconta ogni minima cosa che gli succede nella giornata, perché dorme nel mio letto quando io sono a Padova perché sente la mia mancanza.

Ringrazio gli altri parenti ma soprattutto i miei nonni. Ringrazio **nonno Francesco** e **nonna Assunta** che hanno sempre rivolto una preghiera Sant'Antonio prima dei miei esami e per farsi trovare a casa alle sette di mattina quando ritorno finalmente nella mia Calabria; ringrazio **nonna Mimma** che ogni mattina mi aspetta alla finestra con il suo gattino per augurarmi il buongiorno e che si commuove ogniqualvolta mi telefona.



### Ai miei amici

Ringrazio la mia amica **Elisabetta Grisolia** perché è sempre presente nella mia vita nonostante studi a Messina, perché mi risolve il morale quando sono triste, perché mi regala delle stupende risate, perché mi fa sentire importante, perché sono il lato razionale del suo carattere, perché mi aiuta a superare tutti i momenti sia belli che brutti.

Ringrazio **Paola Marotta** e **Anna La Falce** le mie più care amiche conosciute a Padova. Insieme ci siamo sostenute a vicenda e siamo riuscite a trascorrere in serenità la permanenza fuori casa. Le ringrazio per i momenti spensierati passati insieme, per le serate in pizzeria, per i racconti sul letto/divano, per le confidenze e i consigli.

### Agli amici di facoltà

Ringrazio **Denise De Zanet** perché è la “mia compagna di banco”, perché capisce subito se sono triste o allegra, perché mi spiega le battute in dialetto veneto, perché la sua risata è unica, perché siamo in sintonia, perché copia i miei appunti, perché le piace il peperoncino piccante ma non riesce a mangiare quello calabrese che le porto, perché ha sempre creduto in me.

Ringrazio **Giulia Ginami** perché è Giulia, perché è spensierata, perché è dolce, perché mi piacciono le sue gonne, perché le chiacchierate con lei sono uno spasso.

Ringrazio tutte le persone che non ho citato in questi ringraziamenti ma che hanno contribuito alla mia crescita, che mi hanno aiutata in qualche modo, che mi hanno regalato un sorriso o una lacrima.

Grazie a tutti.



## **7. Bibliografia**

G. Valli, G. Coppini, *Bioimmagini*. Collana di ingegneria biomedica, Pàtron editore, seconda edizione, Bologna 2005.

J. G. Webster, *Strumentazione biomedica, progetto ed applicazioni*. Edizione italiana a cura di G. Avanzolini, P. Barbini, A.Cappello, S.Cerutti, D.E. De Rossi, A. Ruggeri. Edises S.r.l., Napoli 2010.

E. Biondi, *Bioingegneria della mente*. Pàtron Editore, 2006.

F. Fazio, G.Valli, *Tecnologie e metodologie per le immagini funzionali*. Pàtron Editore, 1999.

A.M. Bernard, J.D. De Certaines, J.J. Le Jeune, *Risonanza magnetica nucleare. Applicazioni biomediche*. Elsevier, 1989.

R. Passariello, *Elementi di tecnologia in radiologia e diagnostica per immagini*. A cura delle ditte: Bracco (Milano), Citec (Roma), Esaote Biomedica (Genova), General Medical Merate (Seriato, BG), Medas (Genova), 3M Italia (Segrate, MI), Copyright, Roma 1990.

Donald G. Mitchell, *Principi di risonanza magnetica*. Edizione italiana a cura di A. Del Maschio. Centro scientifico editore, Torino 2008.

G. Dal Pozzo, *Compendio di tomografia computerizzata*. UTET, 1991.