



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO  
DI INGEGNERIA  
DELL'INFORMAZIONE**

**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**“USO DELLA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI NELL'IMPIANTO DI  
PROTESI BIOMEDICALI”**

**Relatore: Dott. MICHELE SCHIAVON**

**Laureando: ANDREA FARUCCI**

**ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022**

**Data di laurea 14-03-2022**

# INDICE

## Sommario

### 1. Introduzione

1.1 Introduzione alle bioimmagini 7

1.2 Obiettivo della tesi 9

### 2. Strumentazione per bioimmagini usata in ambito oropedico 11

2.1 Radiografia proiettiva e tomografia assiale computerizzata 11

2.1.1 I principi fisici della radiazione X e l'interazione con la materia 11

2.1.2 Metodologie e tecniche basate su raggi X: RX 13

2.1.2.1 Componenti 13

2.1.2.2 Evoluzione della strumentazione per radiografia proiettiva 16

2.1.3 Metodologie e tecniche basate su raggi X: TC 18

2.1.3.1 Componenti 18

2.1.3.2 Ricostruzione dell'immagine 19

2.1.3.3 Evoluzione della strumentazione TC 25

2.1.3.3.1 Tomografia sequenziale 25

2.1.3.3.2 Tomografia spirale 29

2.1.3.3.3 Tomografia multistrato 30

2.1.3.4 Artefatti 31

2.1.4 Principi di dosimetria 33

2.2 Risonanza magnetica nucleare 36

2.2.1 Principi fisici 36

2.2.2 Generazione del segnale 39

2.2.3 Componenti 41

2.2.4 Codifica spaziale 43

2.2.5 Acquisizione dell'immagine 44

2.2.6 Artefatti 44

2.3 Mineralometria ossea computerizzata 46

2.3.1 Principi fisici 46

2.3.2 Metodologie e tecniche basate su moc: DXA 47

3. Diagnostica per bioimmagini nell'impianto di protesi d'anca	49
3.1 La struttura ossea dell'anca	49
3.1.1 L'osso coxale	49
3.1.2 Il femore	50
3.1.3 L'articolazione coxo-femorale	52
3.2 Patologie che possono condurre alla protesizzazione	53
3.3 La protesi d'anca	54
3.4 Bioimmagini nell'impianto di protesi d'anca	58
3.4.1 Radiografia proiettiva	58
3.4.2 Tomografia assiale computerizzata	62
3.4.3 Risonanza magnetica nucleare	65
3.4.4 Mineralometria ossea computerizzata	70
Conclusioni	75
Bibliografia	



## ***SOMMARIO***

Secondo le statistiche dell'istituto superiore di sanità, nel 2019 sono state impiantate circa 220.447 protesi, un intervento ogni 2.4 minuti. Nel corso degli ultimi 20 anni si può notare una costante crescita degli interventi di artroprotesi in Italia, mediamente del 4.2% all'anno.

L'evoluzione della diagnostica per immagini ha contribuito alla diagnosi e alla pianificazione di questi interventi: prima di ogni intervento, è necessario sottoporsi ad un esame di Imaging Biomedico.

L'immagine acquisita tramite i macchinari permette, in primo luogo, la diagnosi del problema da parte del medico radiologo e, successivamente, di essere usata dal chirurgo ortopedico per decidere il percorso più adatto alle esigenze del paziente.

In particolare nella protesi d'anca, come descritto successivamente, l'acquisizione di bioimmagini rivela informazioni utili riguardo a possibili fratture, condizioni di osteoporosi, necrosi del femore e principi di coxartrosi: in base al deficit del paziente e tramite la visione delle immagini il chirurgo ortopedico decide, nel caso di necessità, che tipo di protesi utilizzare e come impiantarla.

La tesi è articolata in tre capitoli: nel primo capitolo viene fornita un'introduzione riguardo alla storia e all'evoluzione della diagnostica per immagini. Nel secondo capitolo ci si occupa della strumentazione per bioimmagini utilizzata in ambito ortopedico; viene trattata in particolare la radiografia, la tomografia computerizzata, la risonanza magnetica nucleare ed infine la mineralometria ossea computerizzata. Per ciascun macchinario è definito il principio fisico, la generazione dell'immagine, i suoi componenti ed infine i possibili artefatti. Nel terzo ed ultimo capitolo vengono presentate, per ciascun macchinario, una serie di acquisizioni: si procede analizzando l'immagine e come successivamente questa venga utilizzata per l'impianto protesico.



## 1. INTRODUZIONE

### 1.1 Introduzione alle bioimmagini[5]

Le bioimmagini sono le immagini generate da un essere vivente, cioè una figura relativa all'anatomia o alla fisiologia di parti interne del corpo. Per generarle è necessario avere a disposizione un'opportuna forma di energia che possa interagire con la struttura anatomica in esami, generando così un'immagine bidimensionale o tridimensionale. La diagnostica per immagini si occupa di questo aspetto molto importante e indispensabile nel mondo della sanità, in particolare all'interno di strutture ospedaliere.

Da definizione, la diagnostica per immagini, è la disciplina che studia l'acquisizione di immagini del corpo umano, utilizzata con finalità di analisi clinica del paziente. Essa permette di esaminare le strutture corporee tramite l'utilizzo di radiazioni ionizzanti e di energie alternative come ultrasuoni ed onde radio associate a campi magnetici statici.

Röntgen, nel 1895, scopre l'esistenza dei "raggi X" rivelando la possibilità di utilizzare questa tecnica in campo medico. Essi, impiegati in principio per lo studio delle fratture e delle alterazioni dello scheletro, vengono mitigati in conformità allo spessore del materiale attraversato e al rispettivo numero atomico.

Nonostante l'efficacia della tecnica di Röntgen successivamente, si ritiene necessario individuare ulteriori metodi che permettano lo studio dei tessuti molli, mediante l'utilizzo di sostanze in grado di aumentare il contrasto naturale di un organo, rendendolo visibile ai raggi X. Con la scoperta dei *mezzi di contrasto* (MDC), come il solfato di bario o lo ioduro di sodio, vengono sperimentati nuovi esami radiologici, ad esempio: l'urografia, la colangiografia e l'angiografia, così da ottenere l'analisi dettagliata di ulteriori porzioni di corpo.

Nel 1927 viene utilizzata per la prima volta l'angiografia; questa tecnica permette la rappresentazione dei vasi sanguigni o linfatici del corpo umano. Tramite l'infusione di un mezzo di contrasto idrosolubile all'interno dei vasi e la successiva esposizione ai raggi X vengono prodotte immagini che permettono lo studio del vaso che si intende visualizzare.

Nel 1930, gli studi condotti da Alessandro Vallebona, implementano una nuova tecnica chiamata *stratigrafia* o *tomografia*. A differenza della radiografia convenzionale utilizzata in precedenza, la tomografia consente l'acquisizione di immagini rispetto ad uno spessore di tessuto stabilito in precedenza, slegato da tutto ciò che circonda lo spazio delimitato.

La nascita dell'*ecografia* definisce ciò che oggi chiamiamo la "diagnostica per immagini"; gli ultrasuoni generati da un cristallo di quarzo, per mezzo di fenomeni piezoelettrici, si

propagano riflettendosi e rifrangendosi permettendo di osservare la forma, la struttura e la dimensione degli organi.

Ideata inizialmente per lo studio a livello cerebrale, la *TAC* (Tomografia Assiale Computerizzata) nasce nei primi anni del 1970; viene impiegato lo stesso tubo radiogeno presente nell'*RX*, il quale in base all'attenuazione del fascio di raggi X, attraverso una sezione corporea e l'analisi dei dati elaborati da un computer riproduce immagini in sezione tridimensionali. Il suo funzionamento è basato sulle differenze di densità dei tessuti presenti nel corpo; permette ad esempio lo studio di raccolte ematiche a livello cerebrale, la visualizzazione del fegato e di tutti gli organi molli non individuabili attraverso l'ecografia.

La *risonanza magnetica nucleare* viene utilizzata per la prima volta in campo medico negli anni '80. Essa si basa su indagini multi-parametriche, permettendo l'acquisizione di immagini diverse di uno stesso organo servendosi dei suoi tempi di rilassamento. I campi magnetici e le onde a radiofrequenza allineano i protoni nel corpo con quelli del campo magnetico del macchinario; una volta disattivato il magnete vi è il ripristino dei protoni nella loro posizione, i quali emettono energia captata successivamente dallo strumento attraverso appositi rilevatori. Successivamente queste informazioni vengono tradotte, grazie ad un computer, in immagini tridimensionali.

La *medicina nucleare*, anch'essa di rilevata importanza all'interno delle tecniche di Imaging, utilizza sostanze di tipo radiattivo a scopo terapeutico, diagnostico e di ricerca biomedica. Fanno parte di questo ramo della diagnostica per immagini la *scintigrafia*, la *PET* e la *SPECT*.

[1]

## *1.2 Obiettivo della tesi*

L'obiettivo della tesi è di fornire una visione panoramica di come la diagnostica per immagini, ad oggi, abbia rilevante importanza nella diagnosi, preventiva e non, delle patologie che possono colpire il paziente. In particolare, ci si è focalizzati sulle componenti tecniche ed implementate della strumentazione impiegata in ambito ortopedico per l'impianto di protesi biomedicali, con focus sulla protesi d'anca. Le motivazioni che mi hanno spinto a portare questo tema hanno duplice natura. L'interesse nei confronti della radiologia e degli interventi di impianto di protesi è stato influenzato particolarmente dal tirocinio svolto presso la struttura Centro Medici Insieme, nel mio paese natale, e soprattutto, grazie ai racconti di mia madre, strumentista da 30 anni in ortopedia, presso l'Ospedale San Biagio di Domodossola. E' stato condotto uno studio in loco, ricorrendo, in oltre, a consultazioni con i professionisti e i medici dell'azienda.



## **2. STRUMENTAZIONE PER BIOIMMAGINI USATA IN AMBICO ORTOPEDICO**

### *2.1 Radiografia proiettiva e tomografia assiale computerizzata [1] [5] [14]*

#### *2.1.1 I principi fisici della radiazione X e l'interazione con la materia [1] [5]*

La radiazione elettromagnetica alla base della radiografia sono i raggi X, ossia onde elettromagnetiche la cui lunghezza d'onda è molto più piccola, per cui molto più energetica, delle radiazioni visibili.

Sono prodotti dall'urto tra un fascio di elettroni ad alta energia e un disco composto da un elemento con un elevato numero atomico: sono quindi il risultato di una forte decelerazione degli elettroni nelle collisioni con i diversi nuclei atomici e delle transizioni nelle orbite più eccitate all'interno degli atomi.

I meccanismi di produzione dei raggi X sono due, tramite *Bremsstrahlung* (radiazione di frenamento) o tramite *radiazione caratteristica*.

Nella *radiazione di frenamento*, gli elettroni ad alta velocità vengono bruscamente decelerati nel momento in cui transitano in prossimità degli atomi dell'anodo del tubo radiogeno. Gli elettroni, aventi carica negativa, sono attratti dai nuclei, a carica positiva, sono deviati e perdono energia. La perdita di energia si concretizza nell'emissione delle radiazioni elettromagnetiche.

Vengono prodotti molti fotoni di diversa lunghezza d'onda ma nessuno di questi ha più energia di quella posseduta inizialmente: dopo l'emissione dello spettro di raggi X, gli elettroni incidenti rallentano o si fermano. La perdita di energia avviene secondo la relazione

$$E = h\nu \quad (1)$$

Dove  $E$  rappresenta l'energia,  $h$  la costante di Planck ( $6,62618 \cdot 10^{-34} J \cdot s$ ) e  $\nu$  la frequenza dell'onda elettromagnetica.

La *radiazione caratteristica* è prodotta dall'urto di un elettrone accelerato con un elettrone di un orbitale più interno di un atomo: L'elettrone viene rimosso dal suo livello energetico il quale viene riempito da un elettrone di livello superiore.

L'energia persa dall'elettrone che precipita viene emessa sotto forma di raggi X: nel mentre, elettroni con energia maggiore occupano lo strato vacante, *spazio K*, nel guscio esterno.

Le emissioni del guscio K producono raggi X di intensità maggiore rispetto a quelli prodotti durante la Bremsstrahlung: i fotoni prodotti, infatti, hanno tutti la medesima lunghezza d'onda. La radiazione emessa corrisponde alla differenza di energia tra i due livelli, caratteristica dell'atomo e dei suoi orbitali.

Quando un fascio di raggi X colpisce una sezione del corpo, una parte di questa viene assorbita e una parte, detta radiazione emergente, viene trasmessa. Maggiore è la frazione assorbita e minore è la quantità di radiazione emergente.

Supponendo di avere un fascio di raggi X di un materiale omogeneo di spessore  $dx$ , possiamo scrivere la relazione:

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \quad (2)$$

Il fascio di intensità  $I$  attraversando lo spessore  $dx$  viene attenuato di un valore  $dI$  parti alla quantità di raggi assorbiti dallo spessore stesso.

Integrando nell'intervallo, si ottiene:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d} \quad (2.1)$$

$I$  è l'intensità della radiazione emergente,  $I_0$  è l'intensità dei fotoni incidenti,  $d$  è lo spessore del tessuto e  $\mu$  il coefficiente di attenuazione lineare del tessuto.

La descrizione della variazione di intensità della radiazione in funzione dello spessore attraversato prendere il nome di legge di Lambert-Beer.

Il coefficiente di attenuazione lineare del tessuto rappresenta la frazione di fotoni che viene rimossa dal fascio, quindi assorbita dal tessuto, per unità di spessore di quest'ultimo.

La densità  $p$  dei tessuti è il fattore più importante a determinare l'attenuazione dei raggi X e la formazione della relativa immagine è influenzata dalle differenti densità dei corpi attraversati dal fascio.

Il *coefficiente di attenuazione massiccio* è definito come  $\frac{\mu}{p}$  ( $cm^2/g$ ), ovvero il parametro che caratterizza in modo ancor più preciso il tessuto attraversato dalla radiazione rispetto al coefficiente lineare.

## 2.1.2 Metodologie e tecniche basate su raggi X : Radiografia proiettiva[1] [14]

### 2.1.2.1 Componenti [1] [14]

Negli esami radiologici l'apparecchio in grado di generare i raggi X è il tubo radiogeno. Il tubo radiogeno (Fig.1) è un'ampolla di vetro, posta dentro ad un involucro di metallo, rivestita di piombo: l'emissione dei raggi X avviene solamente da una piccola zona del tubo, non schermata, chiamata finestra.

All'interno dell'ampolla di vetro viene creato il vuoto: in essa sono incorporati due elettrodi, disposti frontalmente uno con l'altro, chiamati catodo ed anodo.

Il *catodo* è l'elettrodo negativo del tubo ed è costituito da un involucro metallico e dalla *testa del catodo*, realizzata normalmente in nichel o ferro e contenente uno o due filamenti di tungsteno. Una parte essenziale della struttura del catodo è la *focusing cup*: il suo ruolo è quello di restringere il diametro del fascio di elettroni in modo da poterli indirizzare solamente su una piccola parte dell'anodo, ovvero sulla *macchia focale*.

La grandezza del filamento del catodo determina il diametro del fascio di elettroni, la grandezza della macchia focale e quindi il diametro del fascio di raggi X prodotti: per l'acquisizione di un'immagine con elevata risoluzione è necessario che la macchia focale sia delle giuste dimensioni, infatti, più piccola è la macchia focale e più puntiforme è la sorgente delle radiazioni, migliore risulta l'immagine finale.

La produzione degli elettroni, compito del catodo, avviene per effetto termoelettrico: il filamento di tungsteno viene attraversato da una corrente intensa che riscalda il catodo e determina quindi la produzione di elettroni di conduzione. Variando la tensione applicata ai capi del filamento è possibile gestire la corrente che lo percorre e di conseguenza la sua temperatura e la quantità di elettroni liberati.

L'energia cinetica degli elettroni aumenta al progredire della temperatura del filamento, al di sotto ad un certo valore limite gli elettroni rimangono confinati all'interno dell'atomo. Aumentando la temperatura aumenta anche l'energia cinetica, permettendo agli elettroni di superare la cosiddetta "barriera di potenziale" ed uscire nello spazio vuoto.

La temperatura ideale del filamento di tungsteno deve essere compresa tra i 2200°C e i 2500°C.

Applicando un campo elettrostatico tra l'anodo e il catodo è possibile convogliare la nube di elettroni verso l'anodo, generando così una corrente elettronica: nei tubi radiogeni il catodo si polarizza negativamente, mentre l'anodo positivamente. La differenza di potenziale tra anodo e catodo oscilla tra i 40 e i 150 KV: questo valore permette di direzionare gli elettroni prodotti dal catodo verso l'anodo, con un'energia sufficiente a provocare un'interazione tale da generare un fascio di raggi X.

L'*anodo* è l'elettrodo positivo del tubo radiogeno, costituito da tungsteno e può essere fisso o rotante.

L'*anodo fisso* è costituito principalmente da rame, mentre nel punto in cui avviene il bombardamento vi è una placchetta di tungsteno: il codolo è la parte dell'anodo prolungata all'esterno dell'ampolla di vetro, utile per una più attiva dissipazione del calore.

L'*anodo rotante* è invece costituito da un piattello di tungsteno forgiato e montato tramite un sottile stelo di molibdeno sull'estremità di un cilindro di rame, chiamato *rotore*, contenuto nell'ampolla di vetro del tubo radiogeno.

Il piattello di tungsteno ruota durante il bombardamento degli elettroni, questo fa sì che il metallo riscaldato dall'impatto con gli elettroni lasci il posto al metallo più freddo: grazie a questo sistema è possibile ripartire il calore su una superficie più grande, evitando problemi di surriscaldamento.

L'anodo costituisce il bersaglio contro il quale avviene l'impatto degli elettroni, dal quale, grazie a quest'ultimo fenomeno, si generano i raggi X. Il bersaglio non è perpendicolare al fascio degli elettroni ma bensì inclinato di un angolo di circa 20°: gli elettroni in questo modo interagiscono con l'area focale, mentre i fotoni possono uscire dalla macchia focale. Aumentando l'angolo di inclinazione, aumenta l'area focale, determinando così l'intensità del fascio X in uscita ed aumentando le dimensioni dello spot effettivo.

Il *fuoco*, ovvero la parte di superficie dell'anodo che viene colpita dal fascio elettronico e dalla quale prendono origine i raggi X, è suddiviso in:

- **Fuoco elettronico:** ovvero la sezione del fascio elettronico sulla superficie di impatto dell'anodo del tubo radiogeno
- **Fuoco termico:** cioè la parte dell'anodo sottoposta a riscaldamento per effetto dell'impatto del fascio elettronico
- **Fuoco ottico:** l'area della proiezione ortogonale del fuoco elettronico vista sul fascio centrale del fascio di radiazione.

I raggi X escono dal tubo attraverso un'apposita finestra: a questo punto le radiazioni a bassa energia devono essere rimosse in quanto non abbastanza intense da attraversare il paziente e quindi non contribuenti alla formazione dell'immagine. Queste radiazioni inoltre provocherebbero solo danni da esposizione al paziente stesso: per assolvere a questo problema si utilizza un *filtro* di alluminio.

I *collimatori* consentono di regolare la forma e la grandezza del fascio di raggi X: permettono la riduzione sostanziale di radiazioni diffuse, proteggendo il paziente ed evitando l'insorgere di rumore nelle immagini.

Il collimatore è costituito da una serie di lamine, da uno specchio e da una luce che riproduce la proiezione del fascio di raggi X, permettendo all'operatore di regolare al meglio il fascio di radiazioni prima di iniziare l'esposizione vera e propria.

I *diaframmi* invece, sono dei limitatori di fascio che permettono di confinare il fascio di idrogeno alla zona da radiografare, riducendo l'esposizione del paziente alle radiazioni.

Come qualsiasi dispositivo ad emissione di radiazioni, anche il tubo radiogeno deve essere racchiuso in uno specifico contenitore, chiamato *guaina*.

La guaina è un involucro di piombo avente solo una finestra radiotrasparente dalla quale è possibile delimitare il fascio, constando una schermatura protettiva contro le radiazioni e contro l'alta tensione applicata agli elettrodi del tubo.

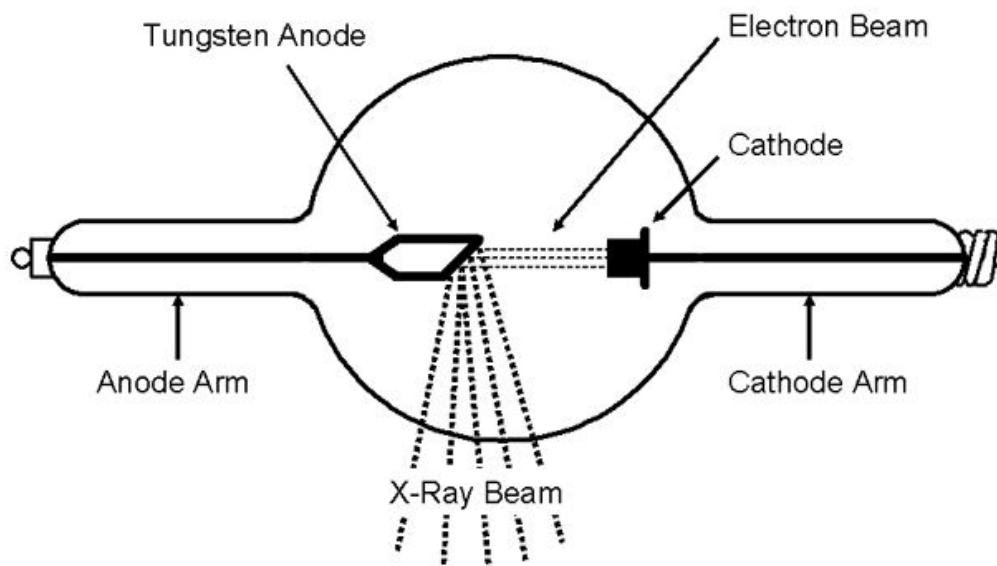


Fig.1 Il tubo radiogeno [14]

### 2.1.2.2 Evoluzione della strumentazione per radiografia proiettiva. [1] [14]

Con il termine radiologia convenzionale si intende la prima tecnica di Imaging biomedico dalla quale si ottiene lo sviluppo di un'immagine detta *radiografia analogica*.

Il rivelatore è costituito da una lastra fotografica, la *pellicola radiografica*, sensibile ai raggi X e fotosensibile, in grado quindi di fissare l'immagine radiologica.

In questa tecnica la scarsa attenuazione dei raggi X si traduce in un forte annerimento del radiogramma (tessuto radiotrasparente) , al contrario, l'attenuazione marcata del fascio determina un ridotto o assente annerimento del radiogramma (tessuto radiopaco).

Nonostante i numerosi vantaggi quali la semplicità di utilizzo, il basso costo e l'alta risoluzione dell'immagine, questo tipo di tecnica risulta svantaggioso in quanto non comporta un'indagine real-time e, oltretutto, è in grado di fornire solamente una proiezione bidimensionale di una struttura tridimensionale, perdendo così informazioni di profondità.

Questo limite verrà superato con l'introduzione della tomografia computerizzata, approfondita in seguito.

I raggi X, nella loro propagazione, obbediscono alla *legge della dispersione quadratica*: l'entità del flusso fotonico diminuisce in misura direttamente proporzionale al quadrato della distanza percorsa. Questo fa sì che alcuni oggetti delle stesse dimensioni, ma posti a distanze differenti, assumano sulla lastra una dimensione diversa dall'originale.

Il passaggio dalla radiologia tradizionale a quella digitale è sancito dal rinnovamento del processo intermedio di acquisizione, elaborazione e riproduzione dell'immagine.

I rivelatori digitali sono utilizzati esclusivamente per creare l'immagine che viene successivamente registrata e conservata su un supporto digitale: la *digital imaging* è basata sulla tecnologia a semi conduttori e l'uso di rivelatori digitali che fungono da trasformatori di energia, convertendo i segnali in dati numerici.

I raggi X ad alta energia trasferiscono un numero elevato di elettroni dalla banda di valenza a quella di conduzione; al ritorno degli elettroni al livello base vi è emissione di fotoni di luce, convertiti in immagine ed elaborati al computer.

I sistemi di radiologia utilizzati maggiormente sono il *sistema CR* ed il *sistema DR*.

Il *sistema computer radiography CR* è il più diffuso in quanto è stato il primo veramente efficace.

Utilizza una *imaging plate* come detettore, ovvero una piastra a fosfori di memoria dotati di luminescenza fotostimolata. La piastra è in grado di assorbire i raggi incidenti dando origine ad un'immagine latente dell'oggetto.

Un sistema a laser scannerizza la piastra e converte l'immagine elettronica in luminescenza fotostimolata in proporzione all'intensità dei fotoni X incidenti: la luminescenza viene convertita in segnali analogici e, successivamente, tramite un convertitore analogico-digitale, in dati digitali. Si ottiene quindi un'immagine pronta per essere visualizzata a monitor.

La tecnologia *digital radiography DR* utilizza un rivelatore allo stato solido, a schermo piatto, che integra un meccanismo di lettura basato su una matrice attiva di transistor.

È possibile trasformare pixel per pixel l'intensità di radiazione di un valore quantizzato che poi viene tradotto in livelli di grigio; i dati dell'immagine vengono spediti, mediante l'utilizzo di un cavo in fibra ottica, al computer che mostra l'immagine acquisita.

Vi sono due metodi di conversione dei fotoni in carica elettrica, il processo di *conversione diretta* e quello di *conversione indiretta*: nel primo, una volta finita l'esposizione ai raggi, l'elettronica del sensore si occupa di far uscire i valori di carica corrispondenti ad ogni pixel, inviando successivamente i dati al computer.

Nella conversione indiretta, invece, si verifica un passaggio intermedio nella trasformazione da fotone X a fotone luminoso sino alla carica elettrica: tramite una tecnologia CCD viene assorbita una parte di energia dei raggi X mentre una parte riemessa una parte sotto forma di luce visibile, quest'ultima è captata da un rivelatore che genera le cariche elettriche in risposta alla luce. Tramite l'impiego della tecnologia FPD è permesso il trasferimento indipendente della carica raccolta da ogni pixel, verso l'elettronica esterna, in cui essa viene amplificata e quantizzata.

### 2.1.3 Metodologie e tecniche basate su raggi X: tomografia computerizzata [9]

#### 2.1.3.1 Componenti [9]

La *tomografia computerizzata*, in radiologia indicata con l'acronimo *TC*, è composta principalmente da:

- **Gantry:** è una grande struttura a forma di anello orizzontale contenente il tubo radiogeno e i detettori. Man mano che il tavolo porta paziente scorre all'interno del gantry i raggi emessi dal tubo attraversano la struttura esaminata; quelli che riescono ad attraversare il distretto studiato vengono poi raccolti dai detettori che, ruotando in concomitanza con il tubo, sono in grado di trasformarli in immagine.
- **Tubo radiogeno:** similmente a quanto avviene nella radiografia proiettiva è un tubo vuoto adibito alla produzione di raggi X. È costituito da un *anodo rotante* che è in grado di disperdere il calore generato dall'impatto degli elettroni su di esso verso un'ampia area evitando l'interruzione dell'erogazione di raggi X. Viene raffreddato da uno scambiatore di calore ed ha un'emissione di raggi a pulsazione orientata perpendicolarmente verso il catodo, garantendo così la massima simmetria del fascio stesso.
- **Collimatori:** sono dispositivi in grado di fare combaciare il fascio di radiazioni in entrata, sotto forma di onda sferica, con quello in uscita, in raggi paralleli, sotto forma di onda piana.  
È importante che i collimatori siano sempre allineati, così da ottenere la massima risoluzione della radiazione secondaria e per poter determinare lo spessore della sezione tomografica.
- **Detettori:** definiti anche come trasduttori, hanno il compito di trasformare i fotoni residui dall'attraversamento del bersaglio in caso di studio in un segnale elettrico discreto e successivamente, mediante l'utilizzo di un *convertitore analogico-digitale*, in dati numerici binari.

Esistono due categorie di detettori: *solidi* e *gassosi*. I primi sono formati da cristalli a scintillazione accoppiati a tubi fotomoltiplicatori; gli elettroni, derivati dalla collisione della luce emessa dal cristallo con il catodo del tubo, vengono moltiplicati da un voltaggio sempre più alto generando un segnale proporzionale alla scintillazione in ingresso ma enormemente amplificato.

I detettori di tipo gassoso, invece, sono camere di ionizzazione riempite generalmente da

xenon e hanno il compito di annullare o diminuire fortemente i fotoni diffusi al fine di migliorare la qualità dell'immagine.

- **Consolle e computer:** all'interno della console sono posti i principali comandi per le diverse funzioni del macchinario e dei moduli di controllo. Attraverso di essa è possibile impostare i valori e i dati tecnici, nonché i protocolli per l'esecuzione dell'esame e comunicare con tutte le componenti del sistema  
Le immagini derivate dall'esame vengono poi visualizzate sul monitor e successivamente salvate sul dispositivo di archiviazione preferito.

### 2.1.3.2 Ricostruzione dell'immagine

La qualità dell'immagine ottenuta tramite tomografia computerizzata è fondamentale per il medico ai fini di una diagnosi ottimale; un metodo atto a garantire il perfetto profilo radiologico è la teoria della retroproiezione filtrata.

Tramite la retroproiezione si vuole retroproiettare dai detector verso la sorgente la proiezione stessa ottenuta per quell'angolo  $\theta$  e quindi al variare di  $P$ .

Si utilizza un piano (Fig.2), definito dalla funzione  $f(\alpha, \beta)$ , che descrive l'oggetto; bisogna determinare  $\alpha$  e  $\beta$ , coordinate cartesiane dell'oggetto. Nel piano immagine  $(x, y)$ , la funzione  $g(x, y)$ , sarà l'immagine di retroproiezione, quindi l'immagine ricostruita ottenuta dalla retroproiezione.

La funzione  $h(x, y, \alpha, \beta)$  rappresenta la *funzione di diffusione del punto (PSF)*, ovvero la risposta impulsiva nel campo dell'elaborazione numerica dell'immagini. Supponendo che il sistema sia lineare spazio invariante ed invariante alla traslazione ad un ingresso impulsivo, l'uscita  $g(x, y)$  sarà quindi data dalla *funzione di convoluzione*:

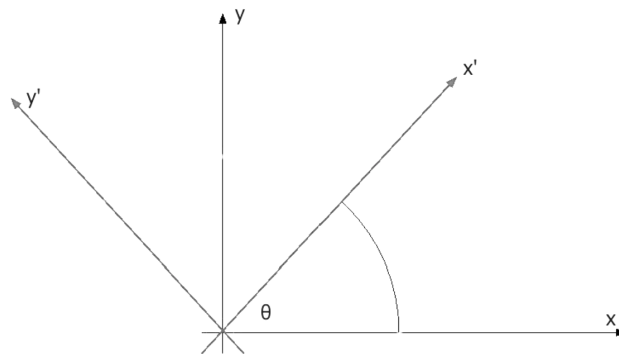
$$g[x, y] = \iint f[\alpha, \beta] h[x - \alpha, y - \beta] d\alpha d\beta = f(x, y) * h(x, y) \quad (3)$$

La (3), nel dominio di frequenza diventa:

$$G(u, v) = F(u, v) \cdot H(u, v) \quad (3.1)$$

Le immagini ottenute dalla tomografia si ottengono eseguendo dei profili sui diversi angoli; per definire i punti si prestano meglio le coordinate polari. Il volume corporeo, di cui si vuole ricostruire l'immagine della sezione, è centrato nel sistema di coordinate  $(x, y)$  mentre il tubo radiogeno e il rivelatore sono in un sistema di riferimento di coordinate  $(x', y')$ , con stessa origine ma ruotato di un certo angolo  $\Phi$  rispetto al sistema  $(x, y)$ . La coordinata  $x'$  si riferisce alla posizione del detettore mentre  $y'$  al percorso della radiazione.

Per passare da un sistema di coordinate ad uno nuovo traslato utilizzo le seguenti equazioni:



$$\begin{cases} x' = x\cos(\theta) + y\sin(\theta) \\ y' = x[-\sin(\theta)] + y\cos(\theta) \end{cases}$$

Si considera un punto P all'interno del sistema di riferimento  $x, y$ ; P avrà come coordinate

$$P(x_0; y_0) \equiv (r\cos\varphi; r\sin\varphi) \quad (4)$$

Nel nuovo sistema di riferimento sarà:

$$x' = r\cos\Phi - y\sin\Phi \quad (4.1)$$

$$y' = r\sin\Phi - x\cos\Phi \quad (4.2)$$

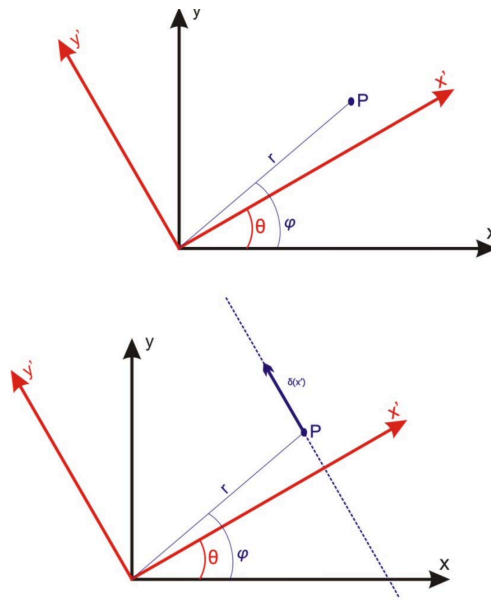
Sostituendo a  $x$  ed  $y$  le coordinate polari del punto P:

$$x' = r\cos\Phi\cos\varphi + r\sin\Phi\sin\varphi = r\cos(\Phi - \varphi) \quad (4.3)$$

$$y' = r\sin\Phi\cos\varphi - r\cos\Phi\sin\varphi = r\sin(\Phi - \varphi) \quad (4.4)$$

L'impulso proveniente dal punto P è:

$$\delta_p = \delta(x', y') \equiv \delta(x') \quad (4.5)$$



Si noti che il detector acquisisce sempre in modo parallelo all'asse  $y'$ .

Si vuole studiare quindi la risposta  $h(x, y)$  del sistema ad un ingresso impulsivo  $f(x, y) = \delta(x')$ ; avremo  $\delta[r \cdot \cos(\theta - \Phi)]$ . Tenendo conto della rotazione del sistema, la *delta di Dirac* si trasforma in una sommatoria di tante delte di Dirac, ognuna delle quali ruotata di un  $\theta$ ; bisogna ricordare che se il segnale è un impulso allora anche le sue proiezioni su  $x'$  e  $y'$  saranno impulsi.

Retroproiettare questi ultimi significa sommare tutti gli impulsi per ogni angolo di rotazione  $\theta$ :

$$g(x, y) = h(x, y) = \int_0^\pi \delta(x') d\theta = \int_0^\pi \delta(r \cdot \cos(\theta - \varphi)) d\theta \quad (5)$$

Utilizzando la proprietà della delta di Dirac  $\delta(ax) = \frac{1}{|a|}\delta(x)$  possiamo scrivere:

$$h(x, y) = \frac{1}{r} \int_0^\pi \delta(\cos(\theta - \varphi)) d\theta = \frac{1}{r} \quad (5.1)$$

Poiché il sistema è lineare spazio invariante, anche  $h(x - a, y - b) = h(x, y)$ .

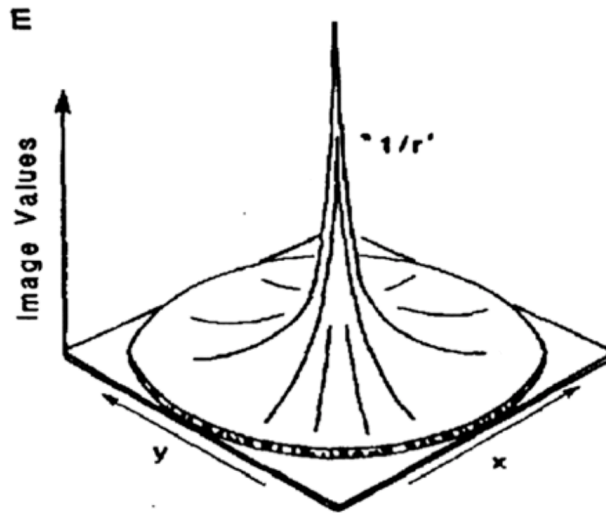


Fig. 2 Point of spread function [9]

La point of spread function utilizzata fino ad ora è quella che permette la retroproiezione semplice; per ottenere un risultato non sfocato bisogna applicare un filtro.

Nel dominio di frequenza:

$$H(u, v) = F[h(x, y)] = F\left[\frac{1}{r}\right] = \frac{1}{p} \quad \text{dove } p = \sqrt{u^2 + v^2} \quad (5.2)$$

$p$  è la distanza in termini di frequenze spaziali e svolge il ruolo di filtro. In precedenza si è detto che:

$$G(u, v) = F(u, v) \cdot H(u, v) \Rightarrow F(u, v) = \frac{G(u, v)}{H(u, v)} = p \cdot G(u, v) \quad (5.3)$$

L'immagine da ricostruire è

$$f(x, y) = F^{-1}[F(u, v)] \quad (6)$$

La retroproiezione semplice non è un metodo adeguato per la ricostruzione della morfologia originaria degli oggetti; ogni punto della griglia immagine riceve contributi non negativo da tutti gli altri punti dove  $f(x, y) = 0$ .

Il profilo di proiezione è una funzione non-negativa e di conseguenza la retroproiezione semplice riporta all'indietro su tutta l'immagine solo valori non negativi; i valori positivi vengono assegnati ai pixel non appartenenti all'oggetto.

Per ovviare a questo problema è necessario applicare un filtro in grado di ripristinare le alte frequenze e smorzare le basse frequenze.

Nel 1917 Johann Radon dimostra matematicamente che acquisendo proiezioni con diversi angoli, se con queste proiezioni utilizziamo la trasformata di Fourier in coordinate polari, si campiona un'immagine.

Il *teorema della fetta centrale* permette di determinare la struttura interna di un oggetto senza il bisogno di romperlo o tagliarlo; “se  $\lambda(r, \sigma)$  è la trasformata di Radon della funzione  $f(x, y)$ , allora la trasformata di Fourier uni-dimensionale  $\Lambda(p, \sigma)$ , rispetto ad  $r$ , della proiezione  $\lambda(r, \sigma)$ , è uguale alla fetta centrale, di angolo  $\sigma$ , della trasformata di Fourier bi-dimensionale di  $F(u, v)$  della funzione  $f(x, y)$ ”.

Si prendano  $N$  fotoni, tutti alla stessa energia che devono attraversare un oggetto di spessore  $x$ ; come detto in precedenza il fascio di di particelle viene attenuato a causa dei fotoni assorbiti da parte degli atomi del materiale. Le particelle che attraversano il materiale senza interazione sono segnalate dal detettore situato opposto all'ostacolo.

Preso il numero di fotoni rilevati uguale ad  $N + \Delta N$  si ha che il delta soddisfa la seguente relazione:

$$\frac{\Delta N}{N} \cdot \frac{1}{\Delta x} = -\tau - \sigma \quad (7)$$

$\tau$  e  $\sigma$  rappresentano il numero di fotoni per unità di lunghezza percorsa che interagiscono con il materiale.

Si uniscono i due coefficienti, per praticità, in  $\mu$ , si considera uno spessore di materiale attraversato  $\Delta x$  infinitesimo; la relazione precedente diventa un'equazione differenziale:

$$\frac{1}{N}dN = -\mu dx \quad (7.1)$$

Con soluzione:

$$N(x) = N_0 \exp(-\mu x) \quad (7.2)$$

In questo caso  $\mu$  è il coefficiente di attenuazione del materiale, dipendente strettamente dalla sua densità e dall'energia del fascio di particelle,  $N_0$  è il numero di fotoni che entrano nell'oggetto e  $N(x)$  è la quantità di fotoni non interagenti in funzione della posizione.

Si consideri ora una sezione del corpo umano attraversata da un singolo fascio di fotoni: si definisce con  $N_{in}$  il numero di fotoni in entrata, con  $N_{out}$  quello in uscita. A questo punto  $\mu$  è una funzione del piano e la soluzione dell'equazione differenziale (7.1) sarà:

$$N_{out} = N_{in} \exp\left[-\int_{\text{raggio}} \mu(x, y)\right] \quad (7.3)$$

$$\int_{\text{raggio}} \mu(x, y) ds = \ln \frac{N_{in}}{N_{out}} \quad (7.4)$$

Diventa così possibile avere una ricostruzione federe all'interno del corpo sottoposto ad esame; è necessario però far sì che i fotoni siano tutti alla stessa energia poiché il coefficiente di attenuazione è direttamente proporzionale all'energia del fotone.

### 2.1.3.3 Evoluzione della strumentazione TC [9]

#### 2.1.3.3.1 Tomografia sequenziale[9]

**Prima generazione:** il tomografo di prima generazione (Fig.3) prevede l'emissione da parte del tubo radiogeno di un fascio lineare di raggi X; è costituito solamente dalla sua sorgente e da un singolo rivelatore con il fascio di radiazione ha una geometria chiamata “*pencil beam*” (fascio a matita).

Sono consentite solo la traslazione e la rotazione: ad ogni traslazione segue una rotazione di un grado, così via fino al raggiungimento di una rotazione pari a  $180^\circ$ .

La necessità di compiere due movimenti in sincronia e la presenza di un solo detettore, comportano ad un tempo di acquisizione più lungo che può variare dai 5 ai 10 minuti per immagine.

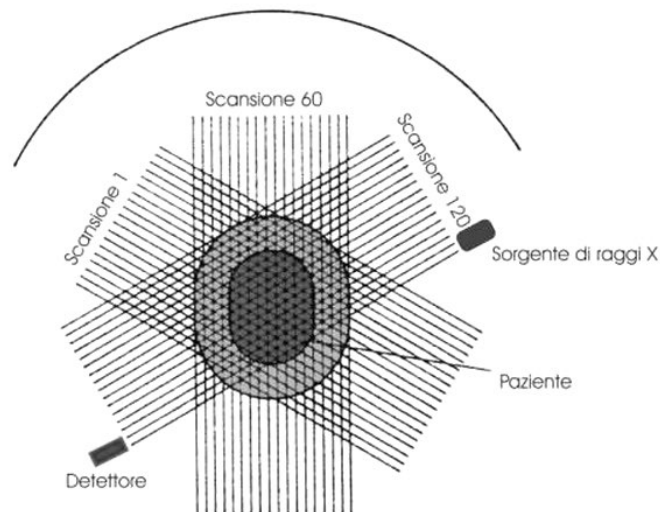


Fig. 3 Tomografo di prima generazione

**Seconda generazione:** il tomografo di seconda generazione (Fig.4) ha una sorgente a raggi X con un fascio a ventaglio stretto, geometria “*fan beam*” e una matrice di rivelatori composta da circa 30 elementi.

L'angolo di apertura del fascio a ventaglio è di circa  $10^\circ$ , di conseguenza il tubo a raggi X e la matrice di rivelatori devono essere spostati linearmente prima che l'angolo di proiezione possa essere regolato su un'altra proiezione.

Il tempo di acquisizione si riduce a pochi minuti a fetta.

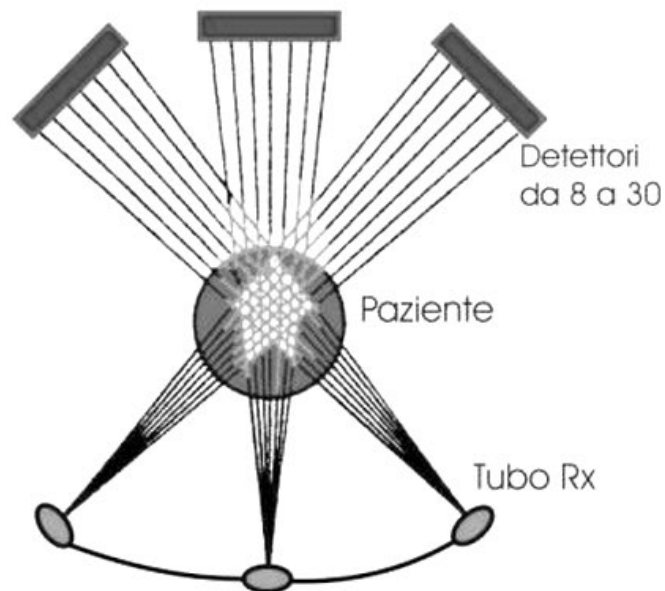


Fig. 4 Tomografo di seconda generazione

**Terza generazione:** il tomografo di terza generazione (Fig.5), ancora oggi in uso, risulta essere frutto di una miglioria tecnica piuttosto che dell'introduzione di nuovi principi di funzionamento.

Viene esteso il concetto di fan beam, presente nei tomografi di seconda generazione, con l'aumento dell'angolo del fascio a ventaglio e un *array* di rivelatori: l'apertura del fascio si è compreso tra i 40 e i 60° e sono presenti da 400 a 1000 rivelatori. In questo modo il raggio del fascio di raggi X è in grado di coprire l'intero campo di misura; viene inoltre eliminato completamente il movimento traslatorio del tubo radiogeno.

Il tempo di acquisizione per una singola scansione è compreso tra un minimo di 2 secondi ad un massimo di 4 secondi.

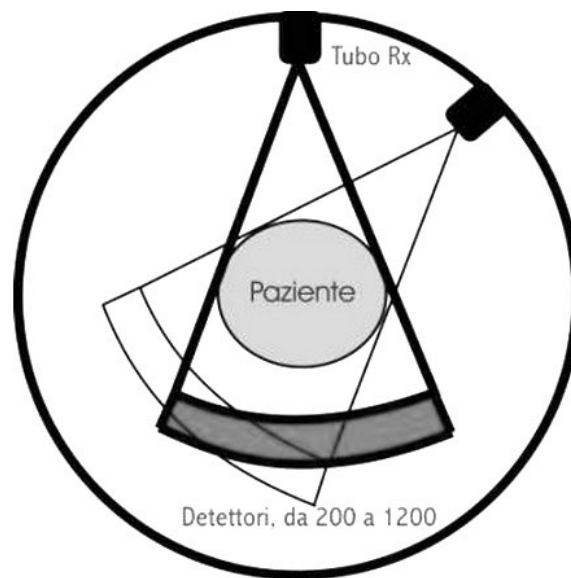


Fig.5 Tomografo di terza generazione

**Quarta generazione:** il tomografo di quarta generazione (Fig.6) non si differenzia di molto dai macchinari di terza generazione; la fonte fan-beam ruota attorno al campo di misura senza alcun spostamento e l'anello dei rivelatori ora è chiuso, fisso e contiene circa 5000 elementi.

Nonostante quest'ultimo accorgimento permette di portare il tempo di scansione a valori prossimi al secondo, i macchinari di quarta generazione vengono presto sostituiti dai tomografi computerizzati a spirale a causa della continua presenza dei cavi di alimentazione che impedivano la rotazione continua monodirezionale.

Lo sviluppo di quest'ultima generazione è segnato dalla presenza dei *contatti striscianti*, sistemi che permettono una connessione di tipo elettrico tra una parte fissa ed una rotante; così facendo si può far girare sempre nella stessa direzione il detector e il tubo di raggi X, raggiungendo velocità elevate e permettendo un'acquisizione continua.

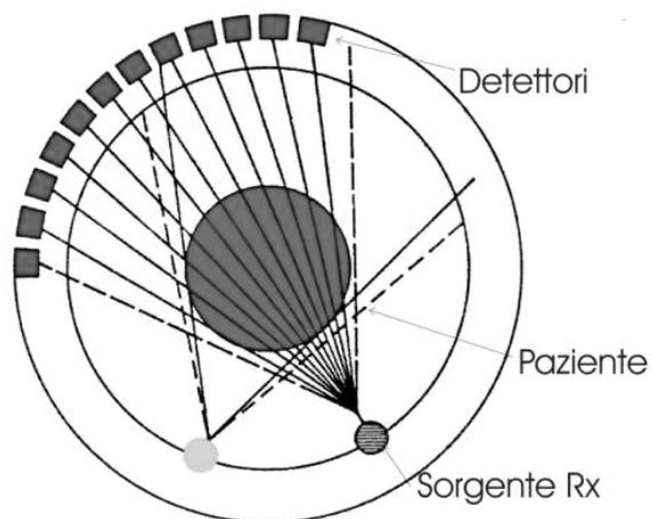


Fig.6 Tomografo di quarta generazione

### 2.1.3.3.2 Tomografia spirale [9]

Le ultime generazioni di tomografi permettono l'acquisizione di immagini assiali in cui però le successive ricostruzioni tridimensionali tra una fetta e l'altra lasciano volumi scoperti, lacuna che la risonanza magnetica non presenta.

Per ovviare a questo problema viene sviluppata la TAC a spirale (Fig.7): l'idea è quella di far girare il tubo con il detector e nello stesso momento, far muovere a passo costante il tavolo porta paziente.

Grazie ai contatti striscianti l'energia poteva essere applicata in maniera costante per un numero potenzialmente infinito di rotazioni; il tempo di acquisizione si avvicina a valori prossimi ad 1 secondo.

Rispetto alla TAC sequenziale è possibile ridurre al minimo gli artefatti da movimento grazie alla velocità di esecuzione della scansione, vengono acquisiti volumi e non solo più strati con una qualità migliore nella ricostruzione delle immagini planari e con la possibilità di rappresentare tridimensionalmente l'immagine.

Il problema principale della *spiral CT* è il surriscaldamento: durante una scansione il tubo radiogeno raggiunge i 900 gradi di temperatura e l'unico sistema di raffreddamento disponibile avviene tramite l'utilizzo dell'olio; ciò non permette di effettuare scansioni di durata elevata a causa dei rilevanti effetti del surriscaldamento.

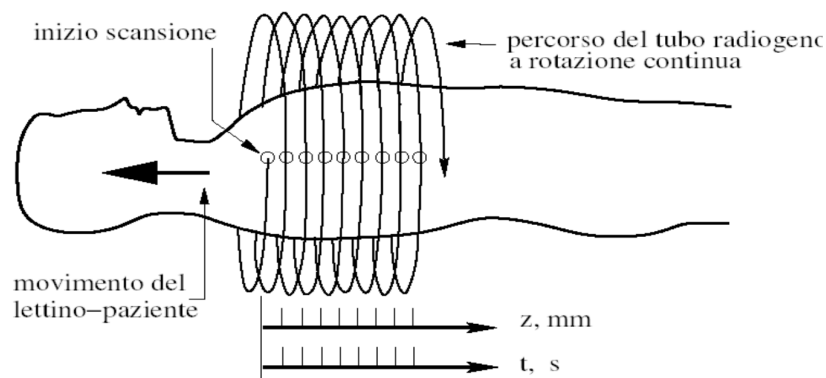


Fig.7 Tomografo a spirale [9]

### 2.1.3.3 Tomografia multistrato[9]

Successiva alla TAC a spirale è la TAC *multistrato* (Fig.8): il rivelatore non è costituito da una singola linea di detector, come visto in precedenza, ma bensì da un insieme di detector paralleli tra loro. In questo modo, con una singola rotazione del tubo acquisisco 64 fette senza spostare il paziente; la combinazione di TC a spirale e TC multistrato permettono di acquisire velocemente immagini con spessori di fetta molto piccoli.

Il macchinario suddivide ogni strato in esame in unità elementari chiamate *voxel*, corrispondenti ciascuno da un elemento unico dell'immagine, il *pixel*.

La densità dei tessuti attraversati dal fascio di raggi X è espressa secondo una precisa scala di grigi, costruita sulla base dei numeri di *Hounsfield UH*; questi numeri hanno come riferimento la densità dell'acqua (0 UH), a seconda della densità delle strutture si assegnano valori positivi o negativi. Infine, grazie all'impiego di potenti calcolatori e algoritmi matematici è possibile ricostruire l'immagine partendo da ciascun numero di Hounsfield assegnato ad ogni voxel.

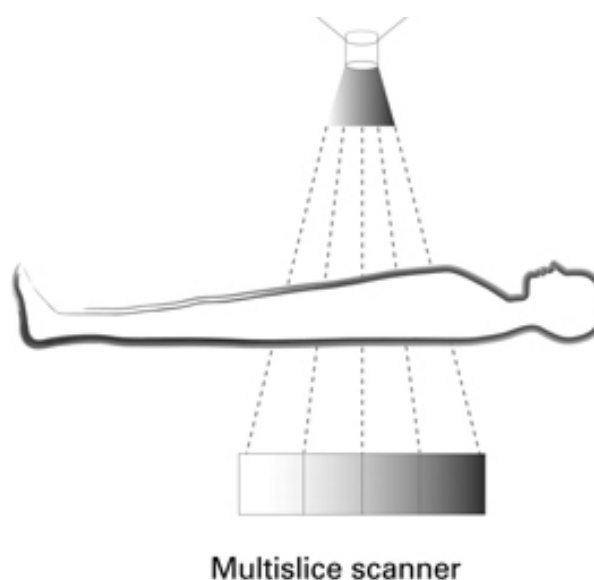


Fig.8 Tomografo multistrato [9]

L'ultima evoluzione della TC è la *Cone Beam CT*, uno sviluppo del macchinario piuttosto importante.

Il principio che sta alla base di questo progresso è quello di utilizzare un detector bidimensionale, piuttosto dei rivelatori come quelli visti in precedenza, che hanno una direzione privilegiata, ovvero quella del gantry. Così facendo si usa tutta la capacità di irraggiamento del tubo a raggi X e, ruotando attorno al paziente, si acquisisce l'intero volume.

#### 2.1.3.4 Artefatti [9]

Con il termine artefatto viene indicato il disturbo di un segnale digitale, analogico o di un'immagine a causa di un'errata tecnica di acquisizione, di codifica o di fenomeno interferenti in grado di alterare il risultato finale del processo. Normalmente quindi l'artefatto è presente all'interno dell'immagine finale ma non nell'oggetto rappresentato.

Alcuni tipi di artefatti non possono essere completamente eliminati, basta una formazione completa da parte del radiologo per poterli riconoscere. Altri invece fungono da spia del funzionamento del sistema, l'immagine risulta leggibile radiologicamente ma è opportuno intervenire in maniera specifica sul macchinario. Un'ultima categoria comprende gli artefatti dovuti alle caratteristiche del paziente.

- **Artefatti da indurimento del fascio:** Artefatto dovuto all'assorbimento delle radiazioni di bassa energia da parte dei tessuti ad elevato numero atomico, vi è un incremento relativo dell'energia media del fascio radiogeno. Può essere corretto allungando i tempi di scansione o usando filtri dedicati.

In questo caso è possibile utilizzare anche iterazioni in ricostruzioni: si può indurire il fascio, in maniera da essere abbastanza stretto in un intervallo di energia e, in seguito, ridurre l'indurimento dovuto al paziente.

- **Artefatto da volume parziale:** è un'imprecisione dei numeri TC che si verifica quando nel voxel sono presenti strutture a densità molto diversa: viene rappresentata una media che di fatto non è corrispondente a nessuna di esse. Più la fetta è sottile, minori saranno gli artefatti di questo tipo. La soluzione ad un artefatto da volume parziale è nella scelta di un voxel di dimensioni più piccole oppure rinunciare al Cone Beam ed utilizzare solo le immagini centrali del detector.

- **Artefatto da alta attenuazione:** dovuto principalmente ad un insufficiente numero di fotoni X rilevati dai detettori, condizione che determina l'aumento del rumore, traducendosi nella comparsa di *stalking artifact* (striature) nell'immagine.  
E' possibile modulare l'intensità del tubo, modulando la corrente, in maniera che, a seconda della zona irradiata, ci siano più o meno fotoni irraggiati.
- **Artefatto dovuto a parti metalliche:** qualsiasi parte metallica risulta essere un grosso problema in sede di esame TAC.  
La parte metallica assorbe a tal punto che mancano fotoni, manca la ricostruzione e vi è la presenza di un forte scattering.  
E' possibile filtrare l'artefatto in fase di ricostruzione oppure avere a disposizione componenti ad altra energia nel fascio di fotoni.
- **Artefatti da movimento:** sono causati da movimenti di tipo volontario e altri di tipo involontario da parte del paziente.  
E' possibile intervenire, per esempio per quanto riguarda il ciclo cardiaco o la respirazione, sincronizzando con questi l'acquisizione. L'unico contributo sul versante più tecnologico/metodologico è quello di sviluppare acquisizione sincronizzate.
- **Artefatti ad anello:** appaiono artefatti circolari quando un sensore della corona dei detettori perde la calibrazione: a parità di fotoni incidente non conta come gli altri. Questo tipo di artefatto deve essere monitorato durante i controlli di qualità, programmati periodicamente, al fine di prevenire l'insorgere di malfunzionamenti del macchinario e il conseguente fermo-macchina, provocando così disagi all'interno dell'organizzazione ospedaliera.

### 2.1.4 Principi di dosimetria [11]

L'esposizione del paziente a radiazioni provenienti dai raggi X è uno dei problemi più citati quando si parla di tomografia computerizzata.

Per descrivere la quantità di radiazioni assorbite bisogna tenere conto di tre valori:

- Dose assorbita
- Dose equivalente
- Dose efficace
- CTDI (CT dose index)

La *dose assorbita*  $D$  è definita come la quantità di energia assorbita da un materiale a seguito di esposizione a radiazioni per unità di massa.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (8)$$

È una grandezza estensiva e non è direttamente legata al danno biologico causato ad un organismo o ad un tessuto. Ogni organismo produce danni biologici differenti a seconda del tipo di radiazione a cui esso è esposto.

Per la valutazione degli effetti sul corpo è necessario introdurre il concetto di dose equivalente.

La *dose equivalente*  $H$  misura il danno provocato dall'assorbimento di radiazione su un determinato organo o tessuto. Si ottiene moltiplicando la dose assorbita per un fattore di pericolosità  $\omega_R$ :

$$H = \sum_R \omega_R D_R \quad (9)$$

Ogni tipo di radiazione ha una pericolosità a parità di dose assorbita: la prolungata esposizione può provocare mutazioni del DNA cellulare con conseguente alterazione dell'indice mitotico in grado di provocare un incontrollato accrescimento canceroso.

La *dose efficace* è la somma ponderata delle dose equivalenti ai vari organi e tessuti; viene tenuto conto della radiosensibilità di ciascun organo e tessuto irradiato:

$$E = \sum_T \omega_T H_T$$

Il *CTDI* (*computed tomography dose index*) è un indice di esposizione alle radiazioni ionizzanti, utilizzato in fase di esame. Attraverso le dimensioni e le caratteristiche del paziente è possibile stimare la dose di radiazioni assorbita.

E' definito come dose media impartita per una singola acquisizione assiale ad un dosimetro posto a 100mm di distanza dalla sorgente all'intento di un fantoccio, sulla larghezza di 14 sezioni TC:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-7t}^{7T} D(z) dz \quad (11)$$

La dose dipende dalla corrente, da quanti fotoni arrivano all'obiettivo e dalla corporatura del paziente: per ricostruire l'immagine con una qualità elevata dell'immagine è indispensabile avere un segnale buono, maggiore è la stazza del paziente, più radiazioni dovrà assorbire.

Nel materiale biologico esposto a radiazioni lo scenario più comune è la creazione di radicali idrossilici dalle interazioni dei raggi X con le molecole d'acqua: i radicali a loro volta interagiscono con il DNA causando rotture dei filamenti o danni alle basi.

Le rotture del doppio filamento non sono facilmente riparabili: occasionalmente possono dare luogo a mutazioni puntiformi, traslazioni cromosomiche e fusioni genetiche, inducendo il l'insorgere del cancro.

Al fine di ridurre l'esposizione del paziente alle radiazioni, oltre a optare per tipologie di esame differenti quando possibile e diminuire il numero di esami TC prescritti, vi è la modulazione della corrente nel tubo radiogeno.

Diminuendo la corrente all'interno del tubo e il tempo di esposizione (mAs) comporta un assorbimento minore di radiazioni a fronte però di un aumento di rumore nelle immagini.

Le tecniche di modulazione automatica della corrente nel tubo (*automatic tube current modulation - ATCM*) permettono di mantenere una qualità d'immagine costante per una determinata selezione di parametri di esposizione impostati.

Esse si basano sulla:

- **Modulazione lungo l'asse z**: la corrente viene modulata rotazione per rotazione tenendo conto delle variazioni nell'attenuazione lungo l'asse z. In questo modo il livello medio di rumore in uno strato si mantiene approssimativamente costante.
- **Modulazione angolare (x-y)**: avviene durante ogni singola rotazione, in modo tale da compensare grosse deviazioni dalla simmetria circolare del paziente.

Un tomografo ideale deve disporre di entrambi i sistemi per garantire il massimo dell'efficacia, ovvero una simultanea modulazione di corrente del tubo angolare e longitudinale sia durante la rotazione e lungo l'asse z del paziente.

Al fine di utilizzare al meglio questa tecnica occorre ricavare informazioni importanti riguardo alla corporatura del paziente, tramite analisi scout antero-posteriori e latero-laterali; questo metodo porta grandi vantaggi per quanto riguarda il risultato finale. E' possibile infatti ottenere una qualità delle immagini consistente da paziente a paziente, da strato a strato e infine all'interno dello stesso strato, oltre a ridurre notevolmente gli artefatti a strisce causati da un basso flusso di fotoni.

## 2.2 Risonanza magnetica nucleare (RM) [2]

### 2.2.1 Principi fisici [2]

L'immagine della risonanza magnetica si basa sullo studio della componente nucleare dell'idrogeno, elemento costituente fondamentale dell'organismo umano.

I nuclei sono formati da neutroni e protoni; questi ultimi fanno sì che il nucleo stesso possa essere considerato come una massa carica positivamente. Alcuni di essi ruotano su sé stessi e sono quindi caratterizzati da un movimento angolare, o *spin*. Essendo in movimento ed avendo carica elettrica, al nucleo è associato un campo magnetico e può essere considerato come un dipolo. In particolare, l'idrogeno è uno degli elementi più abbondanti all'interno dell'organismo e dato il suo momento dipolare magnetico, è idoneo a costituire la base dell'imaging clinico di risonanza magnetica (RM).

Il *fenomeno della risonanza magnetica* è fondato sulle proprietà magnetiche dei nuclei di idrogeno e del loro gioco quando immersi in un campo magnetico statico (CMS) a seguito dell'applicazione di radio frequenze (RF). Una volta sottoposti ad un campo magnetico di forte intensità, omogeneo e costante, i nuclei di idrogeno si orientano lungo la direzione delle linee di forza del CMS e acquistano movimento di rotazione attorno all'asse del campo magnetico statico (precessione).

Il fenomeno della risonanza si verifica solo quando il materiale viene colpito da un'onda elettromagnetica rotante alla stessa frequenza di oscillazione del sistema, con il verificarsi di trasferimento energetico alle popolazioni di nuclei di idrogeno che modificano il loro orientamento rispetto al CMS.

In una condizione normale, ossia in assenza di campo magnetico esterno forte, i momenti dipolari magnetici dei nuclei di idrogeno sono orientati casualmente in uno stato di massimo disordine; la *magnetizzazione macroscopica netta*, risultante della somma di vettori delle micromagnetizzazioni, è pressoché nulla. Una volta inseriti all'interno di un CM omogeneo, si possono orientare secondo la direzione del campo, con verso parallelo *up*, a minor contenuto energetico, o con verso opposto *down*, a maggior contenuto energetico.

Quando il protone si trova in campo magnetico, il suo spin si "allinea" con quest'ultimo o meglio, ruota con un moto di precessione attorno ad esso ad una specifica frequenza comportandosi esattamente come un magnete, assumendo configurazioni a bassa energia (poli allineati N-S-N-S) o ad alta energia (N-N-S-S). L'assorbimento di un fotone è in grado di

indurre una transizione tra le due configurazioni di una particella, facendola passare da uno stato all'altro: l'energia di questo fotone deve essere pari alla differenza di energia tra i due stati.

L'energia del fotone è in relazione alla sua frequenza  $\nu$  per mezzo della costante di Plank

$$E = h\nu \quad (11)$$

La frequenza  $\nu$  dipende sia dall'intensità del campo magnetico ma anche dal rapporto giromagnetico  $\gamma$  della particella

$$\nu = \gamma B_0 \quad (11.1)$$

Dove  $B_0$  è l'intensità del campo magnetico.

Per provocare quindi una transizione tra i due stati dello spin è necessaria una condizione di risonanza

$$E = h\gamma B_0 \quad (11.2)$$

La frequenza  $\nu$  è detta *frequenza di risonanza* o *frequenza di Larmor*.

Per una determinata intensità del CMS, nuclei differenti possono essere distinti sulla base di diverse frequenze di risonanza.

Mediante irraggiamento con onde elettromagnetiche di frequenza uguale a quella di precessione è possibile porre il sistema in condizioni di risonanza: alcuni nuclei possono così effettuare la transazione da un livello energetico più basso ad uno più alto. Dosando in modo opportuno la durata dell'impulso di radiofrequenza, le due popolazioni nucleari, quelle di *up* e quelle di *down* raggiungono la parità numerica. Questo accade quando il grado di deflessione dell'impulso è pari a  $90^\circ$ , permettendo ai nuclei di porsi in coerenza di fase sull'orbita precessionale.

La magnetizzazione macroscopica si flette progressivamente fino al raggiungimento del piano ortogonale del campo magnetico statico, sul quale essa ruota con velocità angolare pari a quella di precessione nucleare.

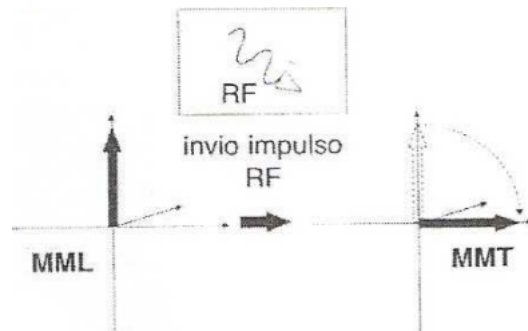


Fig. 9 Invio dell'impulso RF [2]

Una volta cessato l'impulso RF, il sistema eccitato tende a tornare nelle sue condizioni iniziali: i nuclei si rilassano restituendo il *surplus energetico*, si riduce la macro magnetizzazione *trasversale* (MMT) e si ripristina quella *longitudinale* (MML). Questo tipo di variazione magnetica, oscillante nel tempo, induce all'interno della bobina una differenza di potenziale, o *fem*, che rappresenta la base del segnale della risonanza magnetica, il *free induction decay (FID)*.

Analiticamente il FID corrisponde al ritorno dei nuclei alla situazione di equilibrio energetico precedente all'impulso e al loro contemporaneo defasamento, cioè alla perdita di sincronia di fase che aveva caratterizzato i loro moti di precessione durante l'erogazione dell'impulso a  $90^\circ$ .

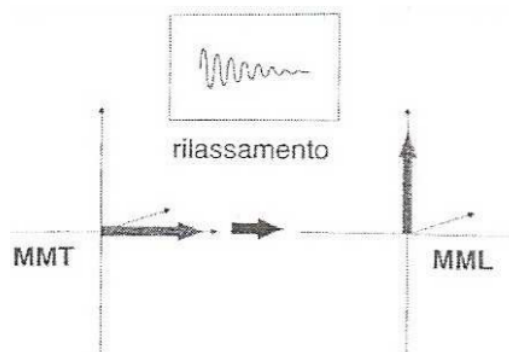


Fig.10 Rilassamento e ritorno all'equilibrio dei nuclei [2]

### 2.2.2 Generazione del segnale [2]

Le caratteristiche del segnale dipendono da ulteriori fattori intrinseci al tessuto esplorato: il segnale RM infatti non riflette soltanto la numerosità dei nuclei contenuti nell'unità di volume esaminato, ma anche altri fattori quali entità ed efficacia degli scambi termodinamici e numero di interazioni all'interno del sistema spin. Questi elementi definiscono i *parametri del segnale* e sono:

- **Densità protonica (DP)**: è definita come il numero di protoni risonanti per unità di volume di tessuto in esame.

E' opportuno precisare che non tutti i nuclei atomici possono contribuire in maniera significativa al segnale RM. La *densità protonica efficace* rappresenta il numero dei nuclei che partecipano in realtà alla formazione del segnale, ovvero la quantità di molecole di acqua libere.

Indipendentemente da altri parametri intrinseci ed estrinseci si può affermare che più alto è il numero di nuclei di idrogeno di acqua libera, maggiore è l'intensità del segnale: i nuclei di idrogeno presenti, per esempio, nel tessuto fibroso o nell'osso compatto, essendo organizzati in strutture macromolecolari o cristalline portano ad un segnale basso o nullo.

- **Tempo di rilassamento longitudinale (T1)**: è considerato come l'espressione degli scambi termodinamici nuclei atomici e reticolo, ovvero tra gli spin e l'ambiente molecolare attorno al campione di tessuto in esame. L'efficacia degli scambi è strettamente dipendente dalla prossimità della frequenza precessionale degli spin con quella rotovibrazionale del reticolo, quest'ultima correlata alle dimensioni e alla morfologia delle strutture molecolari.

Il tempo di rilassamento T1 esprime un processo di "recupero", legato ai movimenti del reticolo, che si verifica quando la frequenza radio magnetica è sovrapponibile a quella di precessione dei nuclei per una data intensità del campo magnetico statico.

- **Tempo di rilassamento trasversale (T2)**: è l'espressione delle interazioni intercorrenti tra spin e spin. Descrive una "perdita", il venir meno della sincronia di fase a seguito dell'impulso a 90°. A questo processo contribuiscono:
  - una componente dinamica, ottenuta dai moti molecolari che avvengono alla frequenza di risonanza
  - una componente statica, in grado di determinare la drastica perdita della coerenza di fase nei solidi e nelle proteine a basso grado d'idratazione.

Nei liquidi le interazioni spin-spin sono in grado di mantenere a lungo la coerenza di fase, caratteristica non presente nei tessuti macromolecolari dove la rigidità delle strutture induce la creazione di campi magnetici interni al sistema, i quali, interagendo con gli spin, determinando una veloce perdita della coerenza di fase.

Nella costruzione dell'immagini RM si può ricorrere ad una serie di parametri estrinseci, modificabili direttamente dall'operatore, per ottenere vere e proprie immagini mirate sui parametri intrinseci visti in precedenza.

Questi sono:

- **Tempo di ripetizione (TR):** è il tempo concesso al sistema di spin per ripristinare la MML prima dell'invio di un nuovo impulso.
- **Tempo di eco (TE):** è la quantità di tempo concessa al verificarsi del defasamento protonico, prima della registrazione del segnale, ovvero l'intervallo tra l'invio dell'impulso e il campionamento del segnale.
- **Flip Angle:** definito anche come "angolo di abbattimento" indica di quanti gradi, rispetto all'asse di MML, quindi di  $B_0$ , viene abbattuto il vettore dello spin dall'impulso di radiofrequenza di eccitazione.
- **Matrice:** al fine di consentire la ricostruzione ogni immagine viene suddivisa in linee orizzontali e verticali in aree uguali (ovvero i pixel), questo insieme prende il nome di matrice.

I pixel sono la rappresentazione bidimensionale dei voxel nei quali è suddiviso il l'elemento; la matrice viene ordinata in base al numero dei suoi pixel.

In base al tipo di matrice è possibile evidenziare, in base al quesito clinico, le diverse porzioni della struttura in esame.

- **Campo di vista :** chiamato anche *FOV (field of View)* indica l'area espressa in millimetri lineari della zona su cui si deve eseguire l'acquisizione.

La scelta del FOV dev'essere effettuata tenendo conto delle dimensioni della zona che interessa, escludendo le parti non soggette ad esame: si concentrerà quindi l'acquisizione dell'immagini su di una specifica zona aumentando la definizione dell'immagine.

- **Numero di rilevamenti:** al fine di diminuire il rumore del segnale è possibile ripetere due o più volte la medesima scansione. Le matrici vengono sommate punto per punto al fine di estrapolare solamente la parte di segnale ed eliminare eventuali rumori.

### 2.2.3 Componenti [2]

Le componenti del tomografo a RM sono suddivisibili in quattro gruppi funzionali, capaci di realizzare ciascuno tutta la sequenza di eventi fisici per l'acquisizione delle immagini in risonanza.

La risonanza magnetica è formata da:

- **Magnete:** in grado di creare il campo magnetico statico che, orientando i nuclei, li pone in precessione secondo la legge di Larmor.

Ha il compito di generare il campo magnetico statico o principale; la sua intensità è misurata in Tesla e varia nei sistemi attualmente disponibili tra 0,2 e 3T.

All'intensità del magnete è direttamente legata quella del segnale RM rilevabile: l'aumento dell'intensità comporta inoltre la riduzione dei tempi di acquisizione a scapito però dell'aumento di artefatti da *chemical shift*.

I magneti attualmente disponibili possono essere:

- **Resistivi:** hanno costi d'impianto relativamente contenuti, avendo tuttavia come limiti la formazione di campi magnetici a bassa intensità, compresi tra 0,15 T e 0,3 T, e l'elevata produzione di calore. Il campo magnetico statico è formato dal passaggio di corrente elettrica in bobine circolari, in genere 4 o 6, assemblate tra loro.

- **Superconduttivi:** sono realizzati con spire da materiali superconduttori che, a temperature prossime allo zero, possono essere percorsi da corrente senza dispersione di calore. Data l'elevata intensità del campo magnetico è possibile raggiungere i 3T.

La geometria ideale per questi magneti è quella solenoidale, realizzata con bobine di tipo split coils: queste ultime sono formate da fili di Nichel-Titanio o Niobio-Titanio, intrecciati tra loro e incamiciati in una matrice di rame ad una temperatura di circa -269°C. In tal modo viene garantito il mantenimento delle proprietà superconduttive che consentono il passaggio di corrente senza dispersione di energia sotto forma di calore.

- **Permanenti:** sono ottenuti dall'assemblamento di blocchi ferromagnetici o di sostanze in grado di mantenere indefinitamente la magnetizzazione acquisita dopo una forte scarica elettrica.

Essi hanno una struttura ad H o ad anello, particolari conformazioni che agevolano l'esame a chi soffre di claustrofobia.

Risultano poco maneggevoli a causa del peso e delle dimensioni e sono in grado di generare campi magnetici di debole intensità.

- **Bobine RF:** che inviano gli impulsi di eccitazione in radiofrequenza e ricevono il segnale. Agiscono in coordinazione con il sistema dei gradienti, alterando in maniera opportuna, le condizioni di equilibrio energetico del sistema di spin ordinato nel CMS.

Sono formate da una *sezione di trasmissione* del segnale RF e da una *sezione di ricezione*: la prima ha il compito di ribaltare il vettore MM tramite una frequenza d'emissione esattamente uguale a quella di precessione dei nuclei indagati, la seconda sezione invece è caratterizzata dall'efficienza di capostazione, cioè dalla capacità di raccogliere il segnale elettrico indotto dal ripristino dell'equilibrio.

- **Sistema dei gradienti:** capaci di modulare nello spazio il CMS rendendo possibile la ricostruzione dell'immagine. Ha il compito di aggiungere al campo magnetico statico un campo magnetico variabile, crescente in modo lineare nelle tre direzioni dello spazio, cosicché a ciascun voxel corrisponda una frequenza caratteristica di risonanza.

I gradienti sono caratterizzati da alcuni parametri fondamentali come:

- *Potenza*, ovvero la massima variazione di campo nell'unità di spazio
  - *Tempo di salita*, che individua la velocità con la quale il gradiente riesce a fornire la massima prestazione
  - *Duty-cycle*, cioè la crescita percentuale di un gradiente fino alla massima potenza
  - *Slew-rate*, indica il rapporto fra massima potenza e tempo necessario al raggiungimento di 100% del duty-cycle.
- **Computer:** che controlla ogni fase, converte il segnale, ricostruisce le immagini e le archivia. organizza tutti gli eventi uno a uno citati, nonché i passaggi successivi, quali campionamento e scomposizione del segnale analogico nelle sue diverse componenti di frequenza con il metodo analitico della trasformata bidimensionale di Fourier.
- Il dispositivo presenta l'immagine in scala di grigi sul video-display e archivia i dati numerici nella memoria centrale.

### 2.2.4 Codifica spaziale [2]

La codifica spaziale del segnale in RM è la procedura tramite la quale viene identificato, nelle tre dimensioni dello spazio, ogni voxel, a cui poi corrisponderà nell'immagine il relativo pixel.

La costruzione dell'immagine è una procedura complessa ed articolata: prevede l'impiego di impulsi RF trasmessi dall'antenna e di gradienti di campo magnetico. Tali gradienti sono di tipo lineare, secondo l'equazione:

$$\Delta f = \gamma(G \cdot x) \quad (12)$$

Dove  $\Delta f$  è la variazione della frequenza di risonanza,  $\gamma$  la costante giromagnetica,  $G$  l'intensità del gradiente lineare di campo e  $x$  la posizione dei protoni lungo l'asse del gradiente.

Sovrapponendo un gradiente al campo magnetico principale, esso fare sì che la frequenza di risonanza dei protoni sia modificata in rapporto alla posizione lungo tale asse, secondo l'equazione:

$$fLarmor = \gamma B_0 + \gamma(G \cdot x) \quad (12.1)$$

Per la codifica spaziale vengono utilizzati vari gradienti:

- **Gradiente di codifica dello strato (Gz) o di selezione:** genera una differenza lineare d'intensità di campo lungo  $B_0$ . L'accensione di Gz durante l'invio degli impulsi RF permettere di effettuare eccitazioni selettive lungo l'asse z.  
L'effetto del gradiente termina nel momento in cui esso viene spento.
- **Gradiente di codifica di fase (Gy) o di preparazione:** viene applicato tra l'impulso a  $90^\circ$  e quello a  $180^\circ$ . Induce uno spostamento nella fase dei protoni con ampiezza che varia lungo l'asse y e persiste anche dopo lo spegnimento del gradiente.
- **Gradiente di codifica di frequenza (Gx) o di lettura:** genera differenze nella frequenza di precessione lungo l'asse x durante il campionamento dell'eco.

### 2.2.5 Acquisizione dell'immagine [2]

I tempi di rilassamento T1 e T2, 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. In particolare:

- **Sequenze spin-echo:** prevede l'invio di un segnale RF a 90° seguito dall'invio di un segnale a 180°. Dopo il *tempo di eco (TE)* si ha la formazione di un segnale RF di ritorno, strettamente dipendente dal tempo di rilassamento spin-spin.
- **Sequenze inversion recovery:** prevede l'invio di un impulso a 180° seguito, dopo un intervallo di tempo chiamato *inversion time (IT)*, da un impulso a 90°. Tramite questa sequenza è possibile ottenere delle acquisizioni T1 dipendenti.
- **Sequenze gradient echo:** consiste in un impulso di eccitazione il quale viene seguito dalla misurazione dell'eco. L'eco si forma sfasando prima la magnetizzazione e poi andando a rifutare la magnetizzazione con l'applicazione di un nuovo gradiente con polarità invertita.

### 2.2.6 Artefatti [2]

- **Aliasing:** consiste nella riproiezione delle parti del corpo situate all'esterno del campo da vista all'interno dell'immagine.

Si verifica quando il campo di vista nella direzione di codifica della fase è più piccolo dell'oggetto da visualizzare.

- **Radiofrequenze:** consistono in una o più bande con intensità di segnale variabile, che attraversano l'immagine nella direzione della codifica della fase.

Questi artefatti sono dovuti a radiofrequenze provenienti dall'ambiente, derivanti non solo da segnali radio o televisivi, ma anche da motori elettrici, da apparecchi di monitoraggio di funzioni vitali del paziente ecc.

- **Movimento:** è la causa più importante della degradazione dell'immagine. I movimenti da parte del paziente possono essere di tipo volontario o involontario.

Gli artefatti si presentano con bande, immagini ad anello, immagini fantasma o *ghost*: sono tutti dovuti ad errori di codifica sia nella direzione della fase sia della frequenza dell'informazione spaziale.

- **Chemical shift:** in questo tipo di artefatto è presente una banda bianca ed una banda nera all'interfaccia tra due tessuti con diverse proprietà di CS, tipicamente acqua e grasso.  
I protoni del grasso e dell'acqua precedono con frequenze leggermente differenti, in relazione alla diversità delle strutture chimiche: in questo modo i protoni del grasso hanno frequenza di precessione più lenta rispetto a quelli dell'acqua e degli atomi di idrogeno.
- **Troncamento o artefatto di Gibbs:** è presente un'alternanza di bande care e scure, soprattutto in vicinanza di contorni di strutture anatomiche con alto contrasto.  
E' dovuto al fatto che la trasformata di Fourier è una funzione discreta, per cui viene usato un numero finito di sequenze, motivo per il quale è ben visibile nella direzione sia della codifica di fase e sia della frequenza.
- **Suscettibilità magnetica:** consiste nella riduzione dell'intensità del segnale a livello dell'interfaccia tra due tessuti vicini.  
L'artefatto è dipendente da alcuni parametri di acquisizione, principalmente dal tempo di eco.  
E' causato dalle disomogeneità del campo magnetico, maggiori in corrispondenza delle discontinuità tra i diversi tessuti.
- **Disomogeneità del campo magnetico:** è il tipico artefatto causato dalla presenza di materiale conduttivo.  
Se queste, per esempio, impianti protesici sono costituiti da materiali non magnetici allora l'effetto sarà poco evidente; viceversa, se c'è la presenza di materiali ferromagnetici, si produce una marcata distorsione dell'immagine.  
In linea generale si avrà un'immagine con una zona centrale con assenza di segnale, quindi nera, circondata da una banda asimmetrica con elevato segnale.  
L'artefatto, oltre al tipo di metallo, è strettamente collegato al tipo di sequenza utilizzata.

### *2.3 Mineralometria Ossea Computerizzata (MOC) [3] [4]*

La *mineralometria ossea computerizzata (MOC)* è un mezzo per la misura della densità minerale ossea, tecnica che permette di quantificare in modo accurato e preciso la massa ossea.

L'esame MOC trova indicazione nelle patologie metaboliche ossee che determinano una riduzione della componente ossea, principale indicatore di rischio di frattura.

La qualificazione del patrimonio minerale dello scheletro può essere eseguita con tecniche basate sull'attenuazione di raggi X oppure attraverso la diffusione e la trasmissione di ultrasuoni.

#### *2.3.1 Principi fisici [3] [4]*

Le tecniche più diffuse utilizzano l'attenuazione dei raggi X nell'attraversare il distretto scheletrico da esaminare; la *SXA (single Energy X-ray absorptiometry)* e la *DXA (dual Energy X-ray absorptiometry)* sono basate sull'assorbimento e sull'interazione dei fotoni incidenti, emessi dalla sorgente, con il tessuto osseo in esame.

Opportuni *filtri di collimazione* permettono il passaggio di un singolo fascio fotonico attraverso la regione esaminata, escludendo ulteriori radiazioni diffuse e migliorando la risoluzione spaziale del sistema.

Le tecniche DXA e SXA si basano sulla rappresentazione bidimensionale della struttura ossea esaminata: differenti regioni anatomiche sono rappresentate come su un piano frontale e si ottiene così una misura integrata che comprende l'osso spongioso, l'osso compatto ed altre eventuali formazioni calcifiche.

### 2.3.2 Metodologie e tecniche basate su MOC: Densitometria a raggi X a doppia elica (DXA) [3] [4]

La DXA viene introdotta nel 1987 ed è costituita dalla sorgente radiogena, dal sistema che consente la separazione dei due livelli energetici ed infine dall'apparato di rivelazione digitale dei rivelatori.

La sorgente a raggi X è posta all'interno del lettino sul quale appoggia il paziente e si muove in maniera sincrona con il rivelatore, posto invece al di sopra del paziente.

In base alla modalità di produzione del fascio elettronico si possono distinguere due sistemi: *A fascio costante*, i quali emettono un fascio radiante costante per intensità e tensione, successivamente filtrato, a due differenti tensioni in modo da generare due differenti bande di energia;

*A fascio pulsato*, dove viene emesso, in maniera alternata, un fascio fotonico a due differenti tensioni, in maniera da generare due distinti fasci fotonici.

La scansione procede secondo un sistema di assi cartesiani, il computer successivamente ricostruisce, pixel per pixel, l'immagine attraverso un complesso algoritmo in grado di distinguere automaticamente le strutture ossee e i tessuti molli, in base alla densità del pixel.

I densimetri DXA hanno introdotto innovazioni tecniche che hanno notevolmente migliorato le prestazioni delle apparecchiature: i sistemi sorgenti-rivelatori sono fissi, determinando così grosse riduzioni dei tempi di scansioni, oltre che ad un aumento della risoluzione di immagine e la possibilità di eseguire scansioni in proiezioni laterali.

Le informazioni derivate dalle tecniche di misurazione della densità ossea sono:

- Misura dello spessore dell'osso corticale, espressa in mm
- Misura del volume dell'area studiata, espressa in  $cm^3$
- Misura della massa ossea, espressa in grammi
- Misura del contenuto osseo minerale (BMC), espresso in  $g/cm$
- Misura della densità minerale ossea in un'area (BMD), espresso in  $g/cm^2$

La *BMD* esprime il rapporto fra la massa e l'area del segmento osseo esaminato: essa rende conto del 60-80% della resistenza ossea ai traumi, mentre la restante quota dipende dall'integrità della microarchitettura ossea.

Lo studio della BMD trova grande utilità a livello clinico: essa permette infatti di diagnosticare l'osteoporosi, predire rischi di fratture, decidere l'indirizzo terapeutico e monitorare l'effetto della terapia medica.

Piccoli cambiamenti nella BMD sono associati a grandi cambiamenti della resistenza ossea, una riduzione di una unità di DS di massa ossea corrisponde ad un rischio di frattura aumentato di 2-3 volte.

I valori ottenuti dopo la scansione sono riportati automaticamente su una curva di riferimento, standardizzata per età e per sesso, necessaria per l'inquadramento diagnostico del paziente.

Il referto vero e proprio è generato automaticamente dal computer mediante l'aiuto di complessi algoritmi e si basa su criteri stabiliti dall'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS), con riferimento ai valori ottenuti utilizzando un'apparecchiatura DXA nelle scansioni lombari e femorali. Questi criteri, proposti dalla OMS, sono frutto di un enorme database costituito da gruppi differenti per età, sesso e provenienza, classificando gli individui sulla base del *T score*.

Il *T score* rappresenta la deviazione standard del risultato densitometrico di massa ossea, espresso in BMS, ottenuto in un determinato soggetto e, contemporaneamente, confrontato con quello di una popolazione in età giovanile dello stesso sesso. Questo parametro rappresenta quindi la massa ossea del paziente esaminato e la media della massa ossea della popolazione in riferimento.

Lo *Z score*, invece, è la differenza tra la massa ossea del paziente confrontato con la massa media ossea della popolazione della stessa età.

E' opportuno ricordare che il confronto eseguito in precedenza non può essere valido per popolazioni con marcate differenze geografiche, epidemiologiche e con stili di vita diversi.

### 3. DIAGNOSTICA PER IMMAGINI NELL'IMPIANTO DI PROTESI D'ANCA.

#### 3.1. La struttura ossea dell'anca [7]

L'anca è la regione di unione tra la regione pelvica del tronco e l'arto inferiore: essa è costituita da una sola unità giunturale, l'articolazione coxofemorale e la testa del femore.

##### 3.1.1 L'osso coxale [7]

L'osso coxale, chiamato anche osso dell'anca, è un voluminoso osso piatto formato dalla fusione delle ossa della cintura pelvica: l'ileo, l'ischio e il pube.

- **L'ileo** rappresenta la porzione superiore dell'osso iliaco, la più ampia e grande: è formato dal corpo dell'ileo e dall'ala dell'ileo. Il primo costituisce una parte dell'acetabolo, ovvero la cavità formata dalla fusione dell'ileo, ischio e pube, nonché sede della testa del femore e dell'articolazione dell'anca. L'ala dell'ileo, invece è connessa all'osso sacro e forma l'articolazione sacro iliaca, dando vita alla nota struttura ossea della *cresta iliaca*.
- **L'ischio** rappresenta invece la parte bassa e posteriore dell'osso iliaco: risiede inferiormente all'ilio e dietro a quest'ultimo e al pube. E' formato da tre porzioni, il *corpo*, il *ramo inferiore* ed il *ramo superiore*. Il *corpo* si interpone tra i due rami: il ramo superiore, che comprende circa un terzo dell'acetabolo, e quello inferiore, che a sua volta, combinandosi con il ramo inferiore del pube, dà vita al *ramo ischio pubico*. Il *ramo ischio pubico* ospita all'interno della sua cavità naturale, il *foro otturatorio*, il *nervo otturatorio*, l'*aerteria otturatoria* e la *vena otturatoria*. L'ischio è la regione anatomica su cui grava il peso del corpo umano quando si è in posizione seduta e dà inserzione al legamento sacrospinoso e il legamento sacrotuberoso
- Il **pube** è la parte anteriore dell'osso iliaco e comprende tre porzioni rilevanti, il *corpo*, il *ramo superiore* e il *ramo inferiore*.

Il corpo è localizzato tra i due rami, articolandosi con il pube dell'osso iliaco controlaterale forma la sinfisi pubica. Il ramo superiore si estende lateralmente al corpo per formare parte dell'*acetabolo* mentre il ramo inferiore, unendosi con l'ischio, forma il ramo ischio-pubico.

L'**acetabolo**, o *cotile*, è la profonda cavità articolare dell'osso iliaco del bacino, sede in cui è accolta la testa del femore. La parete è formata da una porzione articolare semilunare, delimitata esternamente dal margine, e da una profonda porzione centrale, la fossa acetabolare.

### 3.1.2 Il femore [7]

Il **femore** costituisce lo scheletro della coscia; è l'osso più lungo del corpo, formato da una *diafisi* e due *epifisi*; viene suddiviso in tre sezioni, *l'estremità prossimale*, *il corpo* e *l'estremità distale*.

L'**estremità prossimale** è la porzione ossea vicina al tronco che, grazie alla sua morfologia, si unisce perfettamente all'interno dell'acetabolo del bacino per formare l'articolazione dell'anca. Le strutture rilevanti dell'estremità prossimale sono:

- La **testa**: ha le sembianze di una sfera e possiede una superficie liscia con una piccola depressione; quest'ultima funge da punto di intersezione per il *legamento rotondo*. Il legamento rotondo è uno dei legamenti più importanti dell'articolazione dell'anca.
- Il **collo**: è la sezione di osso femorale che collega la testa al corpo del femore; è leggermente piegato in direzione mediale e forma un angolo di circa 130°. L'angolo in questione è particolarmente importante, permette infatti all'anca di avere un notevole intervallo di movimento.
- Il **grande trocantere**: si origina dal corpo e si colloca lateralmente rispetto al collo. Ha una forma quadrangolare e la sua anatomia gli permette di accogliere i capi terminali dei muscoli coinvolti nel movimento dell'anca e della coscia.
- Il **piccolo trocantere**: ha origine sul corpo del femore, dalla forma conica e tozza ha orientamento opposto a quello del grande trocantere; esso è il punto di inserzione delle porzioni terminali dei tendini del muscolo grande psoas e del muscolo iliaco.
- La **linea intertrocanterica anteriore**: è situata sulla superficie anteriore del femore ed è una cresta ossea con orientamento infero-mediale (verso il basso e verso l'interno) che unisce i due trocanteri. Rappresenta inoltre il punto d'inserzione del legamento iliofemorale.
- La **linea intertrocanterica posteriore**: anch'essa come la linea intertrocanterica anteriore collega i due trocanteri; si trova sulla superficie posteriore del femore e, grazie alla

presenza del *tubercolo quadrato*, accoglie il capo terminale del muscolo del quadricipite femorale.

Il **corpo** è la regione centrale del femore, compresa tra le due estremità. Sulla superficie posteriore è presente una cresta ossea, con orientamento longitudinale, che si biforca sia superiormente sia inferiormente.

- La **linea aspra**, ovvero la cresta ossea, accoglie i capi terminali dei muscoli degli adduttori (lungo, breve e grande adduttore) e rappresenta il punto di origine del bicipite femorale, del vasto laterale e del vasto mediale;
- La **biforcazione superiore** forma una cresta mediale ed una cresta laterale, la prima prende il nome di *linea pettina*, la seconda *tuberosità glutea*. La linea pettina accoglie il capo terminale del muscolo pettineo, la tuberosità glutea è invece il punto d'aggancio del capo terminale del muscolo grande gluteo.
- La **biforcazione inferiore**, come nella cresta superiore, presenta una cresta mediale ed una laterale, chiamate rispettivamente *linea sopracondilare mediale* e *linea sopracondilare laterale*. Sulla linea sopracondilare mediale è presente una piccola protuberanza, il *tubercolo adduttore* che, assieme alla linea aspra, rappresenta il punto d'inserzione del capo terminale del muscolo grande adduttore.

L'**estremità distale** del femore è la porzione più distante dal tronco, più larga dell'estremità prossimale, ha una forma cubica. La sua struttura permette di articolarsi perfettamente con la tibia e con la rotula, per formare l'articolazione del ginocchio. In questa estremità possiamo trovare:

- Il **condilo mediale** e il **condilo laterale**: entrambe prominente oblunghe e arrotondate, hanno sede nella periferia del femore. La loro superficie postero-inferiore è articolata con la tibia, con i menischi mediali e laterali del ginocchio; quella anteriore invece si articola con la rotula. La *superficie patella*, situata anteriormente, separa i due condili ed ha un ruolo fondamentale nell'articolazione femore-rotula.
- L'**epicondilo mediale** e l'**epicondilo laterale**: sono due eminenze osse del condilo mediale e del condilo laterale. Essi fungono da aggancio per il capo iniziale del legamento collaterale mediale e del legamento collaterale laterale, entrambi fondamentali per la stabilità del ginocchio

- La **fossa intercondilare**: è la depressione che separa i due condili dalla superficie posteriore del femore. Ospita il punto d'inserzione dei capi iniziali del legamento crociato anteriore e del legamento crociato posteriore.

### 3.1.3 L'articolazione coxo-femorale [7]

L'articolazione dell'anca è una enartrosi che unisce la testa femorale con l'acetabolo. Le superfici non sono perfettamente corrispondenti ma, grazie al *labbro dell'acetabolo*, la superficie d'appoggio viene ampliata permettendo possibile il contenimento della testa femorale al suo interno. Il labbro acetabolare svolge un ruolo fondamentale nell'unione tra il femore e l'anca, è un mezzo di contenimento dell'articolazione e converte in foro il ponte situato sull'insicura dell'acetabolo.

Non tutta la cavità glenoidea prende parte all'articolazione; al centro è presente una depressione quadrilatera, la *fossa dell'acetabolo*, all'interno della quale si diparte il *legamento rotondo del femore*, il quale termina sulla *fovea capiti* della testa femorale.

La *capsula articolare* rappresenta il mezzo di unione: su di essa appongono tre legamenti di rinforzo e il legamento rotondo del femore. La capsula è un manicotto fibroso, inserito prossimalmente sul contorno dell'acetabolo e sul labbro acetabolare e distalmente sulla linea intertrocanterica, anteriormente, e su una linea posta al limite fra terzo medio e terzo laterale del collo femorale, posteriormente.

I *legamenti di rinforzo longitudinali*, *ileo femorale*, *ischio femorale* e *pubo femorale* non sono altro che ispessimenti della capsula: vengono anche denominati *legamenti ileocapsulare*, *ischiocapsulare* e *pubocapsulare*. Accanto a questi vi è la *zona orbicolare* ovvero un fascio di rinforzo profondo con fibre ad andamento trasversale.

- **Legamento ileo femorale**: ha forma di ventaglio, si origina al di sotto della spina iliaca con due fasci che divergono a ventaglio; il *fascio obliquo* e il *fascio verticale*. Il primo è diretto al margine anteriore del grande trocantere, mentre il secondo verso la parte più bassa della linea intertrocanterica.
- **Legamento ischio femorale**: è triangolare e dal lato rivolto verso l'ischio del ciglio cotiloideo si porta in fuori, alla fossa trocanterica.

- **Legamento pubofemorale:** nasce dal tratto pubico del ciglio dell'acetabolo, dall'eminanza ileo-pettinea e dalla parte laterale del ramo superiore del pube, perdendosi infine nella capsula davanti al piccolo trocantere
- **Zona orbicolare:** è ricoperta dai legamenti ileo, ischio e pubo-femorale; si stacca dal margine dell'acetabolo e dal labbro acetabolare, profondamente all'inserzione del legamento ileofemorale e, passando dietro al collo del femore che abbraccia ad ansa, ritorna a fissarsi al punto d'origine.

Il *legamento rotondo del femore* si estende nella *fovea capitis*, dalla quale scendendo e allargandosi, si applica sulla testa del femore. Raggiunge poi con due radici i bordi dell'insicura dell'acetabolo: è piatto, laminare e non è in tensione, a differenza degli altri legami intraossei.

La *membrana sinoviale* dell'articolazione dell'anca riveste la superficie interna della capsula articolare, ricopre il labbro acetabolare e si estende sopra al legamento rotondo del femore.

### 3.2 Patologie che possono condurre alla protesizzazione [7]

L'articolazione dell'anca può essere danneggiata da diverse patologie, compromettendo la sua corretta funzionalità.

La più frequente è *l'osteoartrosi idiopatica*, un processo degenerativo articolare cronico che comporta la progressiva degenerazione delle componenti cartilaginee e delle componenti ossee: di conseguenza si avrà dolore e difficoltà a compiere un corretto movimento articolare.

Altre cause del danneggiamento dell'anca derivano da possibili fratture prossimali del femore, esiti di lussazioni traumatiche, alterazioni strutturali congenite, necrosi ischemiche, tumori ossei del femore o dell'acetabolo e processi infiammatori.

L'insieme di queste patologie, sebbene diverse tra di loro, alterano in modo differente la struttura morfofunzionale dell'articolazione coxofemorale, causando invalidità, dolore e/o zoppia.

### 3.3 La protesi d'anca [12] [15]

L'artroprotesi dell'anca è un'articolazione artificiale realizzata in leghe metalliche, materiali plastici e/o ceramiche: essa sostituisce l'articolazione coxo-femorale danneggiata ed irrecuperabilmente alterata, eliminando il dolore in maniera efficace e permanente, consentendo al paziente un netto miglioramento della mobilità articolare.

E' generalmente formata da due componenti: la coppa cotiloidea, posizionata e fissata all'altezza dell'osso iliaco del bacino, utile a sostituire la componente cartilaginea dell'acetabolo, e la componente femorale. Quest'ultima è costituita dal collo dello stelo, inserito nel canale midollare del femore, sul quale viene assemblata una testa protesica, in metallo o in ceramica, che si articola con la superficie interna della coppa.

#### *Protesi totale o artroprotesi [12] [15]*

L'artroprotesi è l'asportazione e la conseguente sostituzione, con un impianto protesico, sia della testa del femore che della coppa acetabolare.

La struttura dell'artroprotesi è formata da:

- **Cotile:** chiamata anche *coppa acetabolare o acetabolo protesico*, è la parte che viene fissata al bacino mediante viti, cemento chirurgico, avvvitamento o fornimento meccanico nell'acetabolo.

Le coppe acetabolari, ad oggi, sono fatte di polietilene ad altissimo peso molecolare: nel corso degli anni l'uso delle coppe acetabolari di metallo, a contatto diretto con le teste femorale anch'esse di metallo, presentavano un alto momento di attrito tra le due superfici, causando l'allentamento della protesi, con conseguente usura.

Per quanto riguarda il fissaggio, questo può avvenire con o senza cemento: nel primo caso si utilizza del cemento osseo (il polimetilmetacrilato), nel secondo si sfruttano altri materiali che rivestono la superficie porosa della coppa, come l'HA, che stimola la crescita ossea all'interno della superficie.

- **Testina:** chiamata anche *epifisi protesica*, è la parte terminale della componente femorale, di forma sferica, che si accoppia con la cavità interna del cotile. Essa forma l'articolazione protesica. La testina può essere un tutt'uno con lo stelo, oppure modulare, cioè separata dallo stelo femorale e successivamente fissata ad esso, durante l'intervento, mediante accoppiamento conico. Viene solitamente realizzata in ceramica.

- **Stelo:** è la parte che viene inserita nella cavità femorale. Viene fissata meccanicamente o tramite cementazione: può essere rivestita da uno strato di idrossipatite per aumentare l'osteointegrazione.

L'obiettivo principale è quello di garantire una biocompatibilità a lungo termine, oltre ad un'alta resistenza ai carichi ciclici ripetuti nel tempo. Le leghe più spesso utilizzate per la costruzione dello stelo sono quelle di titanio o a base di cobalto-cromo-molibdeno; possono essere anche in acciaio inox.

Come per la coppa acetabolare, il fissaggio può avvenire con o senza l'uso del cemento. Nel primo caso il fissaggio richiede spesso l'uso di limatori di cemento o di tappi distali posti a 10mm dal livello preciso per la punta dello stelo: questo tappo, posto all'interno del canale midollare, ha l'obiettivo di aumentare la penetrazione del cemento nell'osso spugnoso. Questi tappi sigillano il canale femorale, migliorano il fissaggio e, inoltre, impediscono al cemento osseo di fuoriuscire durante l'inserimento e la pressurizzazione dello stelo.

- **Collo:** può essere definito come la porzione di stelo che unisce la testica, o il cono di fissaggio, al corpo dello stelo.
- **Colletto:** presente in alcuni modelli protesici, è una linguetta solidale con lo stelo che, all'inserimento in questo canale femorale, dovrebbe appoggiarsi sulla parte superiore del femore, trasferendogli parte del carico.



Fig.11 Protesi d'anca completa [15]

*Artroprotesi ibrida: [12]*

L'artroprotesi ibrida è la sostituzione sia della testa del femore che della coppa acetabolare, la prima con una componente cementata mentre la seconda con una componente non cementata.

*Artroprotesi ibrida inversa: [12]*

L'artroprotesi ibrida inversa, a differenza di quella ibrida vista in precedenza, è la combinazione di una coppa acetabolare cementata con uno stelo non cementato.

*Protesi parziale o endoprotesi: [12] [15]*

L'endoprotesi sostituisce, con una superficie artificiale, solo metà dell'articolazione dell'anca, solitamente la componente femorale: viene sostituita la componente femorale e viene accoppiata con l'impianto dell'acetabolo fisiologico del bacino.

In seguito a fratture del collo del femore, la testa femorale viene rimossa e sostituita con una protesi femorale, di tipo cementato o non cementato.

L'intervento di endoprotesi viene eseguito solitamente su pazienti particolarmente anziani, con limitazioni funzionali gravi e/o con importanti malattie generali: questa scelta riduce i tempi chirurgici e permette una veloce ripresa della verticalità e dell'ambulazione.

In un paziente giovane, a differenza del primo caso, l'articolazione viene utilizzata spesso e di conseguenza sollecitata più volte; un intervento di endoprotesi comporterebbe una precoce usura del cotile a causa della presenza della testa protesica a diretto contatto con quest'ultimo. In seguito al continuo attrito e al decadimento strutturale del cotile è necessario operare nuovamente il paziente per "completare" l'intervento: viene applicato un cotile protesico e l'endoprotesi viene trasformata in un'artroprotesi.

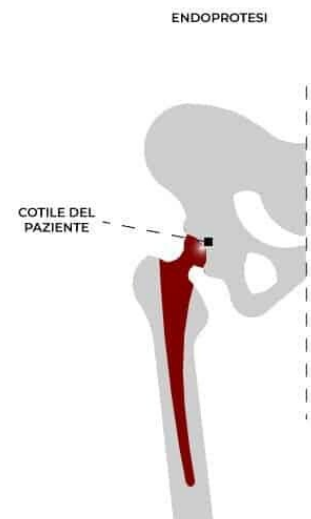


Fig. 12 Endoprotesi [15]

*Endoprotesi unipolare: [12]*

L'endoprotesi unipolare, costituita da una componente femorale artificiale, si articola direttamente con la superficie cartilaginea nativa dell'acetabolo

*Endoprotesi bipolare: [12]*

L'endoprotesi bipolare, anch'essa costituita dalla componente femorale artificiale, si articola con una coppa inserita, senza fissaggio, nel nativo acetabolo. La coppa è realizzata in polietilene con un supporto di metallo; essa può muoversi all'interno della cavità natia, risultato dell'assenza del fissaggio.

### *3.4 Bioimmagini nell'impianto di protesi d'anca*

#### *3.4.1 Radiografia proiettiva [13]*

L'esame radiografico del bacino e delle anche è un esame radiologico condotto mediante l'utilizzo di raggi ionizzanti: l'immagine consente di visualizzare il sistema osteo-articolare pelvico.

L'esame radiografico dell'anca riverste ancora oggi un importante ruolo diagnostico in quanto consente di valutare la conformazione scheletrica, i rapporti articolari e le eventuali modificazioni strutturali dei versanti ossei-articolari come conseguenza di processi artrosici.

Questo tipo di esame è utile per la diagnosi di:

- Coxartrosi o artrosi dell'anca
- Displasia dell'anca
- Anca a scatto
- Fratture
- Valutare lo stato di guarigione dell'osso dopo una frattura
- Escludere o verificare la presenza di patologie di natura tumorale
- Nel caso di processi degenerativi
- Nel caso di processi infiammatori
- Per evidenziare lo stato di usura della cartilagine.

#### *Proiezione anteroposteriore del bacino standard:*

Durante l'esame il paziente viene posizionato supino, con le anche intraruotate di circa 15°. L'apice del coccige deve essere in linea con la sinfisi pubica; il tubo rx deve essere ruotato craniocaudalmente, per raggiungere nell'immagine una distanza tra l'apice del coccige e il margine superiore della sinfisi pubica di 1 cm.

La radiografia frontale del bacino associata alla radiografia assiale dell'anca dolente è il primo e spesso l'unico esame in grado di aiutare lo specialista nella formulazione della diagnosi.

Per lo studio dell'anca è importante che la proiezione frontale sia di tutto il bacino e non solo dello specifico dell'articolazione coxofemorale: l'immagine così ottenuta permette un giudizio comparativo oltre che l'ottimale focalizzazione dei raggi X. [1]

*RX assiale cross-leg:*

Durante l'esame il paziente è posizionato perfettamente supino, le anche a 45° di flessione, 45° di abduzione, ruotando verso l'esterno. I piedi sono uniti per le piante. [1]

*Applicazioni cliniche:*

La *coxartrosi* dell'anca è una patologia cronico-degenerativa dell'articolazione dell'anca dovuta ad una progressiva alterazione della cartilagine articolare. A causa della degenerazione la cartilagine articolare si assottiglia comportando uno sfregamento anomalo delle porzioni ossee sottostanti, le quali si infiammano.

Questa condizione è il risultato di un insieme di fattori concomitanti tra cui l'età avanzata, traumi e fratture a carico delle porzioni ossee costituenti l'anca, infezioni articolari od ossee, malattie congenite dell'anca o osteonecrosi.

Tramite l'impiego della radiografia tradizionale si può notare la presenza di osteofiti, ovvero escrescenze di tessuto osseo localizzate in prossimità delle superfici articolari, la deformazione della testa del femore e la riduzione dello spazio articolare tra questa e la cavità dell'acetabolo.

*La coxartrosi tramite radiografia proiettiva:*

Nella seguente immagine è possibile delineare un quadro radiografico di un'anca affetta da coxartrosi.

Grazie all'utilizzo della radiografia tradizionale è possibile, in poco tempo, diagnosticare una situazione di coxartrosi grave. È possibile notare una completa perdita dello spazio articolare, tra la testa del femore e la cavità acetabolare, con conseguenti aree geodiche, causate dalla penetrazione del litio sinoviale nell'osso interessato da microfratture in seguito ad un processo artrosico.

Gli osteofiti sono escrescenze che si formano a livello delle articolazioni con strutture ossee soggette a processi degenerativi cronici: nel paziente in esame è possibile individuare il "becco osteofitico", tipico della coxartrosi.

A differenza della TAC e della Risonanza Magnetica Nucleare, la radiografia tradizionale risulta essere il metodo più efficace per la diagnosi di coxartrosi: a seguito di un consulto con il paziente da parte dell'ortopedico, viene eseguito questo tipo di esame, più rapido rispetto alle metodiche citate in precedenza.



Fig.13 Coxartrosi

*Protesi d'anca in seguito a coxartrosi:*

La prima misura terapeutica in caso di coxartrosi consiste in un trattamento conservativo a base di antidolorifici contestualmente a sedute di riabilitazione e fisioterapia.

Tuttavia, se l'entità del danno è notevole o ha natura cronica, è possibile sottoporsi ad un intervento chirurgico di protesi d'anca: questo mira alla riduzione del dolore oltre che ad un miglioramento della mobilità articolare, delle capacità motorie dell'individuo e della qualità di vita.

Grazie all'immagine radiografica è possibile pianificare l'intervento: in base all'età, al peso corporeo, al sesso e alle possibili patologie di base del paziente viene scelta la protesi adatta al contesto in cui il chirurgo ortopedico si trova. Si preferisce, come detto in precedenza, un intervento di artroprotesi per un paziente giovane, mentre un endoprotesi (per lo più cementata a causa della scarsa rigenerazione ossea, data l'età) per i pazienti più anziani.



Fig.13 Artroprotesi

### *3.4.2 Tomografia assiale computerizzata [10]*

L'esame TAC per l'anca è un esame a cui si sottopongono principalmente soggetti anziani, dai 70/80 anni di età, o chi, a causa di un evento traumatico, comporta lesioni gravi del bacino e dell'articolazione.

Durante l'esecuzione dell'esame il paziente si sdraia sul lettino, in posizione supina, con i piedi intra-ruotati verso l'interno: l'anca da esaminare viene posta al centro del lettino. Come nella risonanza magnetica, il paziente deve rimanere immobile durante tutto l'esame: viene traslato più volte all'interno del gantry fino a quando l'esame non sarà completato.

#### *Applicazioni cliniche:*

Le fratture della pelvi e dell'acetabolo sono un evento di frequente riscontro nei traumi ad elevata energia. Di fronte ad una lesione complessa delle pelvi o ad una frattura con interessamento acetabolare è opportuno scegliere il trattamento più idoneo da seguire. La TC bidimensionale e tridimensionale forniscono informazioni indispensabili riguardo alla frattura; una migliore definizione dell'estensione delle rime di frattura, l'identificazione di corpi liberi endoarticolari o frammenti impattati, congruenza dei rapporti articolari, fratture della testa del femore non riconoscibili all'indagine radiologia ed eventuali coinvolgimenti delle parti molli adiacenti allo scheletro e degli organi pelvici.

[9]

*Fratture dell'anca tramite tomografia computerizzata:*



Fig.16 Frattura della testa femorale e dell'acetabolo

Nella seguente radiografia (Fig.16) è possibile notare una frattura trasversale con parete posteriore dell'acetabolo associata a lussazione e frattura della testa femorale. Tramite la ricostruzione bidimensionale del tomografo (Fig.17) si osserva la frattura dell'acetabolo, della testa femorale e la presenza di un frammento osseo intra-articolare.

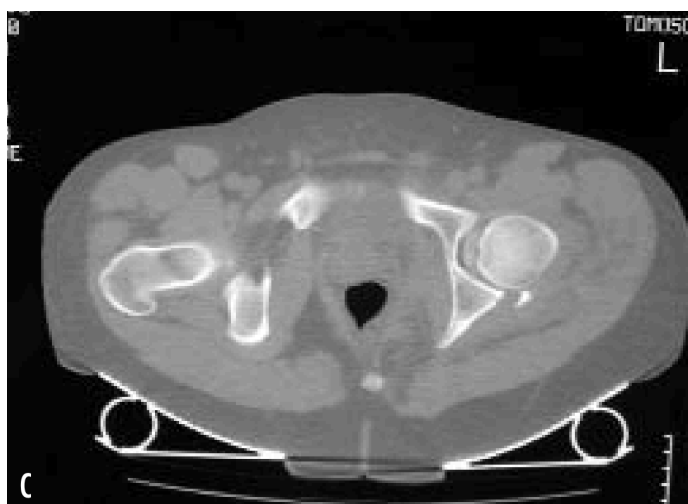


Fig.17 Ricostruzione del tomografo [10]

*Protesi d'anca in seguito a frattura:*

A seguito della di una frattura, in base alla gravità e alla tipologia, è possibile intervenire mediante riparazione con inserti metallici o, tramite sostituzione dell'anca.

In caso di fratture del collo del femore, ovvero le fratture sottocapitate, per sostenere la testa vengono inseriti dei perni metallici

Nel caso di fratture intertrocanteriche(fig.18), ovvero fratture che si verificano nelle grandi protuberanze dell'osso, i trocanteri, che si trovano sotto al collo femorale, possono essere utilizzate viti a scivolamento/compressione e piastre laterali metalliche. Nel caso in cui la frattura rischia di compromettere l'apporto di sangue all'intera articolazione, viene sostituita totalmente l'anca mediante artroprotesi.



Fig.18 Viti a scivolamento e piastre laterali metalliche a seguito di una frattura intertrocanterica.

### 3.4.3 Risonanza magnetica nucleare [2]

Nello studio dell'anca, la RM ha avuto rilevante impatto, per la possibilità di evidenziare precocemente quelle condizioni morbose, spesso invalidanti, come lo stato di sofferenza midollare della testa femorale, in cui risulta indispensabile una diagnosi precoce per poter instaurare una rapida e risolutiva strategia terapeutica.

Nel corso del tempo, il campo di applicazione clinica della RM si è andato progressivamente ampliando; si richiedono, per esempio, esami per la coxalgia aspecifica, in cui, il più delle volte, altre metodiche non hanno fornito informazioni diagnostiche.

Il paziente entra di piedi nel gantry, in posizione supina a gambe estese.

L'esame del bacino si esegue mediante l'utilizzo di bobine a grandi campi di vista, consentendo una visione d'insieme del bacino, con la rappresentazione contemporanea di entrambe le anche in tempi di esame non necessariamente lunghi.

Durante l'esame vengono prescritte sezioni sul piano *assiale, coronale e saggitale*:

- *Piano assiale*: possono essere di tipo panoramico, con ampi campi di vista, in grado d'includere entrambe le articolazioni con centratura sulla sinfisi pubica, se si vuole avere una comparazione delle anche, oppure di tipo settoriale. Quest'ultima sezione, con campo di vista più ridotto e centrato sull'anca da esaminare, permette di visualizzare i rapporti coxo-femorali, la morfologia delle teste femorali e la profondità delle cavità acetabolari.
- *Piano coronale*: possono essere a loro volta di tipo settoriale, centrate sulla singola anca, o panoramiche, centrate in sedie mediana, laddove si necessita una studio comparativo delle articolazioni. Questo piano offre una visualizzazione d'insieme del femore, del profilo acetabolare e della sinfisi pubica.
- *Piano saggitale*: sono di tipo settoriale, centrate sulla singola anca e si possono prescrivere indifferentemente dal piano coronale o dal piano assiale in modo ortogonale all'articolazione coxoarticolare. Il piano consente di rappresentare i profili anteriori e posteriori delle teste femorali e del collo femorale, permettendo la visione delle lesioni localizzate in tali sedi, laddove le sezioni coronali possono risentire di artefatti di volume parziale.

### *Applicazioni cliniche:*

La *necrosi avascolare* del femore rappresenta l'indicazione principe all'esame RM dell'anca. La risonanza magnetica dimostra elevata sensibilità nel documentare in fase molto precoce il focolaio di sofferenza cefalica. L'area necrotica interessa generalmente la regione di carico della calotta cefalica, sebbene a volte il processo possa colpire aree più estese, fino a interessare anche l'intera testa femorale.

Con la risonanza magnetica è possibile documentare l'evoluzione anatomopatologica e le conseguenti modificazioni istochimiche che s'instaurano nelle zone interessate dal processo patologico.

La necrosi vascolare del femore riconosce come causa frequente l'evento traumatico, come nel caso della frattura sottocapitata del collo femorale o la lussazione della testa femorale. E' una patologia subdola in quanto ha inizio insidioso nel paziente, con dolore e limitazione funzionale simile ad altre condizioni patologiche, prima fa tutte la *sindrome distrofica simpatica riflessa (RSDS)* che raggruppa in sé diverse entità patologiche come: osteoporosi transitoria dell'anca, osteoporosi regionale, atrofia di Sudeck e algodistrofia.

Il comune denominatore di queste affezioni è l'edema midollare: vi è un'interruzione del flusso sanguigno che porta alla morte delle cellule. Quando questo afflusso viene a mancare, la testa del femore si deteriora a causa dell'assottigliamento della cartilagine conseguentemente all'attrito prodotto durante i movimenti.

*La necrosi avascolare dell'anca tramite risonanza magnetica nucleare:*

Gli esami essenziali sono la radiografia tradizionale e la risonanza magnetica.

La radiografia deve essere di buona qualità e consente, a partire dallo stadio II di Steinberg (classificazione nata per la stadiazione della necrosi asettica della testa del femore) di seguire lo sviluppo della malattia.

Nelle fasi iniziali è sempre negativa e può trarre in inganno l'ortopedico.

Deve essere sempre eseguita nelle due proiezioni, anteroposteriore ed assiale, per valutare al meglio la perdita di sfericità della testa femorale.

Le immagini a raggi X vengono utilizzate per determinare se l'osso della testa femorale è crollato e in che misura.



Fig.14 Necrosi avascolare femore

Tramite l'esame di risonanza magnetica è possibile visualizzare i primi cambiamenti, a differenza della radiografia tradizionale.

Questo tipo di indagine è fondamentale soprattutto nei primi stadi e viene utilizzata per valutare la quantità di osso che è stata colpita dalla malattia.

Un'indagine tramite risonanza magnetica può mostrare un'osteonecrosi precocemente a volte, prima ancora che causi il dolore.

*Trattamento della necrosi vascolare della testa del femore tramite decompressione o artroprotesi:*

Nel caso la diagnosi, in seguito al referto del radiologo delle immagini ottenute, non lascia spazio alla possibilità di risolvere la situazione mediante trattamenti conservativi è necessario l'intervento chirurgico.

Le tecniche operatorie possono essere di due tipi:

- Quelle che hanno l'obiettivo di conservare la testa del femore e rigenerare il tessuto
- Quelle che prevedono l'impianto di una protesi d'anca, sostituendo l'articolazione originale

La *decompressione* è una tecnica chirurgica che prevede la perforazione della zona dell'osso interessata dalla necrosi al fine di alleviare la pressione all'interno della testa del femore. Vengono creati spazi adatti allo sviluppo di nuovi vasi sanguigni, in modo da rigenerare la testa del femore e delle strutture circostanti. La tecnica di decompressione può essere accompagnata dall'autotrapianto di tessuto osseo sano, innestato per rinforzare ulteriormente la strategia di rivascularizzazione.

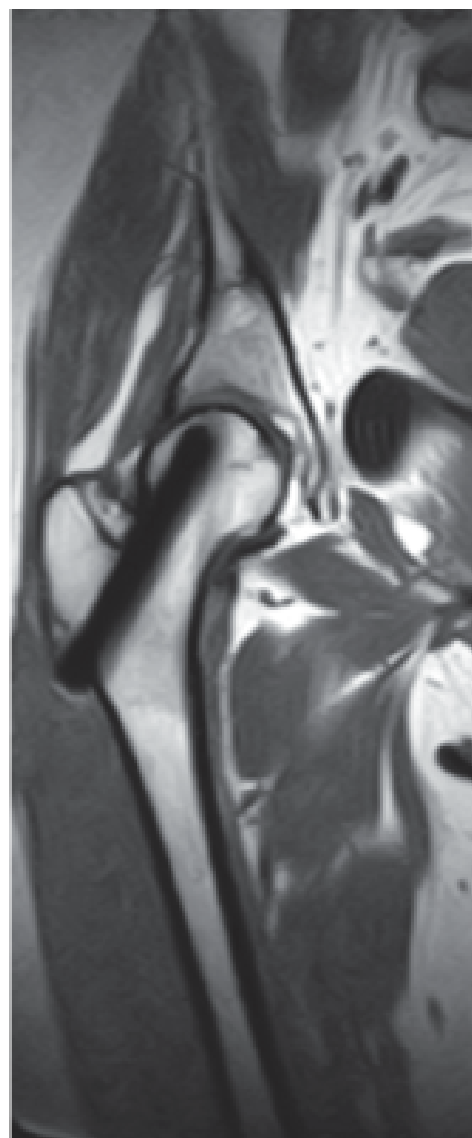


Fig.15 Cavità della testa del femore a seguito dell'intervento di decompressione.

Questo approccio è adottato soprattutto in pazienti piuttosto giovani ed è particolarmente efficace per chi ha sviluppato questa patologia in seguito ad eventi traumatici.

Nei pazienti in cui la malattia viene diagnosticata in fase avanzata o nei quali il potenziale rigenerativo è troppo basso per sperare di ottenere risultati accettabili tramite approcci conservativi, si opta per la sostituzione totale dell'anca mediante una protesi articolare.

Durante l'intervento la testa del femore danneggiata viene rimossa e sostituita con uno stelo, inserito nel centro del cavo del femore, una testina è assemblata sulla parte superiore dello stelo in sostituzione della testa del femore rimossa. La superficie di cartilagine danneggiata della coppa acetabolare viene rimossa e sostituita con un alloggiamento metallico, la componente acetabolare.



Fig.16 Artropotesi in seguito a necrosi avascolare

#### *3.4.4 Mineralometria ossea computerizzata*

A differenza di esami con la risonanza magnetica, la MOC non richiede che il paziente sia chiuso in un tunnel o in un anello; questo tipo d'esame non ha alcun tipo di contro indicazioni per i pazienti affetti da claustrofobia.

L'esame è particolarmente indicato per:

- Persone che hanno una storia di fratture e traumi lievi
- Uomini di più di 60 anni e donne in post-menopausa che hanno una storia di familiarità di fratture vertebrali o del femore o che hanno una storia di abuso di alcol, fumo di sigarette o basso peso corporeo
- Soggetti interessati da malattie potenzialmente osteopenizzanti

Prima dell'esame viene domandata al paziente (nel caso sia una donna) l'età in cui è iniziata la menopausa: nelle donne la densità ossea aumenta progressivamente fino all'età di 30 anni circa, quando le ossa sono al massimo della robustezza. Dopo tale periodo, la densità ossea si riduce gradualmente. La perdita di densità ossea accelera dopo la menopausa, che avviene in media intorno all'età di 51 anni.

Durante il test un braccio automatico passa lentamente al di sopra del paziente rilasciando deboli radiazioni mirate in punti specifici del corpo (solitamente viene esaminata l'anca e la colonna); la MOC, così facendo, è in grado di ricostruire l'immagine delle ossa analizzate per la valutazione della densità ossea.

Per eseguire l'esame MOC nella zona dell'anca, viene chiesto al paziente di sdraiarsi supino e di appoggiare entrambe le gambe sopra ad un materassino a forma di cubo; questa posizione aiuta il macchinario a scansionare l'anca interamente.

### *Applicazioni cliniche:*

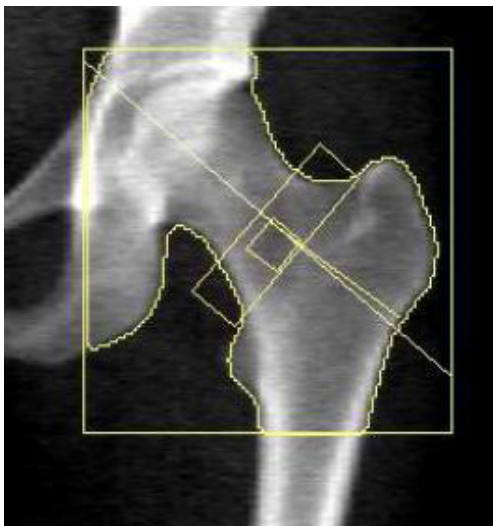
L'*osteoporosi* è una malattia che può essere identificata in fase precoce, prima della comparsa delle fratture scheletriche, attraverso l'utilizzo della MOC.

E' una malattia sistemata dell'apparato scheletrico, caratterizzata da una bassa densità minerale e dal deterioramento della micro-architettura del tessuto osseo.

La valutazione della densità minerale ossea è un passo importante nella diagnosi di fragilità scheletrica: permette di stimare il rischio di frattura e intervenire preventivamente.

Un T-score superiore a -1 corrisponde ad una situazione di normalità; un T-score compreso tra -1 e -2.5 indica un'osteopenia, cioè un modesto impoverimento dell'osso; mentre un T-score inferiore a -2.5 indica la presenza di osteoporosi, che implica un rischio sensibilmente maggiore di andare incontro a fratture.

### *L'osteoporosi tramite la mineralometria ossea computerizzata:*



A seguito dell'esame la MOC presenta un referto differente rispetto agli altri macchinari visti fino ad ora.

L'immagine (Fig.19), in questo caso, evidenzia solamente l'articolazione coxo-femorale: il tecnico, in sede di esame, dà le indicazioni corrette sul posizionamento del tubo radiogeno della MOC. Tramite l'anteprima a monitor è possibile riposizionare la scansione al fine di centrare il distretto anatomico perfettamente.

Fig.19 Articolazione anca tramite DXA

Sulla base dell'attenuazione dei raggi X da parte dei tessuti l'algoritmo calcola la densità ossea del paziente: il grafico (Fig.20) rappresenta la densità ossea del paziente in base all'età, al suo peso e in rapporto con la media del T-Score. Il paziente in questo caso è affetto da osteoporosi, con conseguente alto rischio di frattura dell'articolazione.

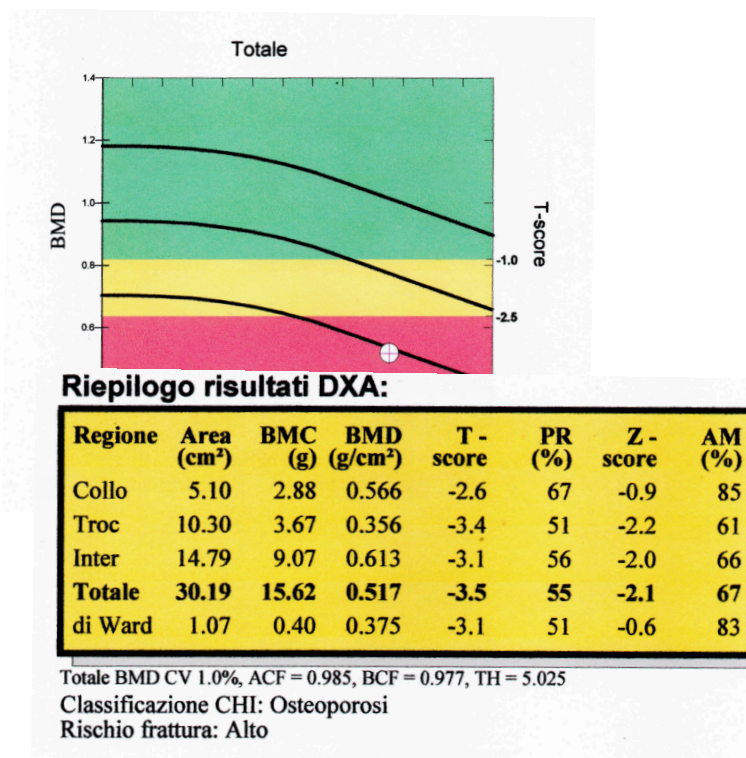


Fig.20 Grafico rappresentante il rischio di frattura

*Artroprotesi in seguito ad osteoporosi:*



L'impianto protesico a seguito di osteoporosi in stadio avanzato è un'opzione talvolta adottata. Viene sostituita l'articolazione coxo-femorale con una protesi totale: in questi casi la protesi viene fissata con l'utilizzo del cemento osseo a causa della scarsa capacità di rigenerazione dell'osso "originario".

Fig.21 Artroprotesi in seguito ad osteoporosi



## CONCLUSIONI

Questo studio ha cercato di riportare le principali tecniche utilizzate, in ambito di Imaging Biomedico, per la diagnosi delle più comuni patologie dell'anca che richiedono un impianto di protesi.

Si può notare come ogni macchinario presentato all'interno della tesi, oltre alle sue particolarità costruttive e funzionali, è adatto a specifici contesti; è indispensabile valutare attentamente il quesito diagnostico e, in seguito, sostenere l'esame più indicato.

Tramite un'analisi SWOT (strumento per valutare i punti di forza, le debolezze, le opportunità e le minacce) si è riscontrato che:

MACCHINARIO	PUNTI DI FORZA	PUNTI DI DEBOLEZZA	OPPORTUNITA'	MINACCE
Radiografia Tradizionale	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tecnica più veloce in assoluto per la visualizzazione e del sistema scheletrico</li> <li>- Bassi costi di impianto</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Impossibilità di utilizzo su materiali opachi alle radiazioni</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Controllo post operatorio di protesi e/o oggetti metallici all'interno del corpo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Esposizione del paziente alle radiazioni</li> </ul>
Tomografia assiale Computerizzata	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Eccellente visualizzazione di tutti i tipi di tessuti, ossei e molli</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Costi d'impianto</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Possibilità di utilizzo in situazioni di urgenza-emergenza</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Elevata esposizione del paziente alle radiazioni</li> </ul>
Risonanza Magnetica Nucleare	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Non emette radiazioni</li> <li>- Immagini di alta qualità e ricche di particolari</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- E' richiesta la completa immobilità del corpo per tutta la durata dell'esame (procedure lunghe)</li> <li>- Poco adatto a chi è claustrofobico</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Visualizzazione e dei danni a carico della fibrocartilagine</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Presenza di oggetti metallici all'interno del corpo: il magnete della risonanza può muoverli attirandoli verso di sé</li> </ul>
Mineralometria Ossea Computerizzata	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Precisa quantizzazione della densità ossea.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Specifica solo per la densità ossea.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Permette di valutare il rischio di frattura</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Esposizione del paziente a minime radiazioni</li> </ul>



*BIBLIOGRAFIA:*

- [1] R. Passariello, G. Simonetti, *Compendio di Radiologia III edizione, Idelson-Gnocchi, 2010. RX*
- [2] A. Vanzulli, P. Torricelli, G. Raimondi, *Manuale di RM per TSRM II edizione, Poletto editore, 2018. RMN*
- [3] C.V.Albanese, “Unità per lo studio dell’osteoporosi e malattie metaboliche dello scheletro, Istituto di Radiologia, Policlinico Umberto I, Università degli studi “La Sapienza” - Roma MOC
- [4] Ministero della salute, Dipartimento della qualità, *Individuazione dei criteri di Accesso alla Densitometria Ossea, 2005. MOC*
- [5] G. Valli, G.Coppini, *Bioimmagini,, Pàtron editore II edizione, 2005*
- [6] R. Passariello, *Elementi di Tecnologia Radiologica, Idelson-Gnocchi, 2012 RX*
- [7] K. S. Saladin, *anatomia umana, Piccin, 2011*
- [8] A. Bagno, *corso di biomateriali, 2020*
- [9] R. Pizzicaroli, *Tomografia Assiale Computerizzata, 2018 [www.technologicalminds.it/ingegneria/tomografia-assiale-computerizzata-tac](http://www.technologicalminds.it/ingegneria/tomografia-assiale-computerizzata-tac)*
- [10] *Giornale italiano di ortopedia e traumatologia, Management of hip pain and prearthritic hip conditions in young adult, 2013*
- [10] *Giornale italiano di ortopedia e trumatologia, 3D CT in staging and treatment of pelvic and acetabular fractures.*
- [11] R. F. Laitano *Fondamenti di dosimetria delle radiazioni ionizzanti IV edizione, Enea, 2015*
- [12] F. Franchin, *La protesi d’anca di primo impianto, Springer, 2003*
- [13] G. L. Sacchetti, S. Bondioli, L. Malagoli, *Studio radiografico dell’anca, Università di Modena e Reggio Emilia*
- [14] D. Bernard, *History of X-rays - 125 years in the making, excillum, 2020*
- [15] S. Rossetti, *La protesi d’anca, [sandrorossetti.it/protesi/la-protesi-allanca/](http://sandrorossetti.it/protesi/la-protesi-allanca/)*