

Scuola di Scienze
Dipartimento di Fisica e Astronomia
Corso di Laurea Magistrale in Fisica

Applicazione della Dual Energy Computed Tomography (DECT) per la riduzione degli artefatti metallici nelle protesi d'anca

Relatore:

Prof.ssa Maria Pia Morigi

Presentata da:

Miriam Santoro

Correlatori:

Dott. Fabio Baruffaldi

Dott.ssa Anna Festa

Abstract

Gli artefatti metallici causati dalle protesi d'anca possono degradare notevolmente la qualità delle immagini tomografiche. Le protesi d'anca fanno parte dei grandi impianti ortopedici e il modo in cui influiscono più o meno severamente sull'immagine dipende dalla loro dimensione, geometria e materiale.

Questo lavoro, svolto presso il Laboratorio di Tecnologia Medica (LTM) dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, si focalizza su due obiettivi primari: la realizzazione di un fantoccio che possa contenere al suo interno una protesi d'anca primaria e la valutazione dell'efficacia della Dual-Energy CT e dell'algoritmo Smart MAR combinato con essa nella riduzione degli artefatti metallici nell'imaging delle protesi d'anca. Nello specifico, l'obiettivo è quello di valutare quale sia l'impianto protesico che induce meno artefatti e il protocollo di ottimizzazione ideale al variare del materiale.

Per quanto riguarda il fantoccio, questo è stato progettato in maniera che potesse contenere qualsiasi geometria, accoppiamento e dimensione della protesi d'anca primaria.

Riguardo al secondo obiettivo, dopo aver scansionato il fantoccio simulando diversi casi di impianto monolaterale e un caso di bilaterale, si sono usati due approcci complementari per valutare la severità degli artefatti e la loro riduzione dopo l'applicazione di queste tecniche.

Nel primo si sono confrontati numero CT, rumore e SNR di ROI affette da artefatti metallici severi sia per le immagini virtuali monocromatiche che per quelle combinate con Smart MAR. Nel secondo sono stati analizzati i conteggi degli artefatti severi e lievi per le diverse densità che simulano i tessuti attorno alla protesi.

L'algoritmo MAR si è dimostrato più efficace rispetto alla sola ricostruzione monoenergetica nel migliorare l'accuratezza del numero CT ed aumentare il valore del SNR nelle regioni vicino alla protesi. Tuttavia nel caso delle configurazioni affette da meno artefatti metallici severi l'algoritmo MAR ha introdotto nuovi artefatti.

Lo studio ha dimostrato che le ricostruzioni monoenergetiche valutate non riducono sufficientemente gli artefatti metallici severi causati da grandi impianti ortopedici, che il materiale che induce meno artefatti severi è il titanio e che si dovrebbe applicare un protocollo diverso a seconda del materiale di cui è costituita la protesi per migliorare la qualità dell'immagine.

Indice

Introduzione	v
1 Aspetti teorici	1
1.1 Raggi X	1
1.1.1 Natura dei raggi X	1
1.1.2 Spettro dei raggi X	2
1.2 Produzione dei raggi X	5
1.2.1 Generatori ad alto voltaggio	5
1.2.2 Inserto del tubo a raggi X	7
1.2.3 Guaina del tubo a raggi X	11
1.2.4 Filtri e collimatori	12
1.3 Fattori che influenzano lo spettro dei raggi X	13
1.4 Interazione dei raggi X con la materia	14
1.4.1 Scattering Rayleigh	15
1.4.2 Effetto fotoelettrico	15
1.4.3 Scattering Compton	17
2 Computed Tomography e Dual Energy Computed Tomography	19
2.1 Computed Tomography (CT)	19
2.1.1 Generazioni di scanner CT	20
2.1.2 Metodi di ricostruzione tomografica	22
2.2 Artefatti	27
2.2.1 Classificazione in base all'aspetto	27
2.2.2 Classificazione in base alle cause	27
2.3 Dual Energy CT (DECT)	31
2.3.1 Principi fisici	32
2.3.2 Ricostruzione delle immagini	33
2.3.3 Modalità	34
3 Materiali e metodi	41
3.1 Gemstone Spectral Imaging	41
3.1.1 ASiR-V	43
3.1.2 Smart MAR	44
3.2 GE Revolution HD GSI	46
3.3 Descrizione del fantoccio	49
3.4 Configurazioni delle protesi	52
3.4.1 Prima configurazione	54
3.4.2 Seconda configurazione	54
3.4.3 Terza configurazione	55
3.4.4 Quarta configurazione	55
3.4.5 Quinta e sesta configurazione	55
3.5 Analisi quantitativa	57

4 Risultati	59
4.1 Pre-processing	59
4.2 Analisi delle immagini	60
4.2.1 Valutazione preliminare	60
4.2.2 Classificazione delle ROI	63
4.3 Caratterizzazione degli artefatti	65
4.3.1 Indagine globale	65
4.3.2 Indagine locale	66
4.4 Valutazione complessiva	69
4.5 Discussione	71
Conclusioni	73
Appendice	75
Indagine globale	75
Mappe colore	79
Bibliografia	85

Introduzione

La tomografia computerizzata (CT) è una tecnica diagnostica che sfrutta radiazioni ionizzanti (raggi X) per ottenere immagini tridimensionali di un oggetto a partire da acquisizioni radiografiche singole dello stesso in molte direzioni.

Un problema comune nell'imaging CT è rappresentato dagli artefatti metallici. Questi artefatti sono causati dalla presenza di materiali metallici che possono degradare severamente la qualità dell'immagine, limitandone il valore diagnostico. Nel caso in cui i materiali metallici siano quelli che costituiscono una protesi d'anca, questa degradazione porta a difficoltà nella diagnosi delle fratture, della mobilizzazione dell'impianto (progressivo distacco dell'elemento protesico dall'osso) o di patologie in organi o tessuti molli presenti nell'area pelvica.

Gli artefatti metallici sono il risultato della combinazione di più artefatti, tra cui quelli più importanti sono causati da beam hardening, scattering, partial volume e photon starvation. [1] [2].

Per ridurre gli artefatti metallici sono stati sviluppati diversi metodi software sulla base delle loro cause primarie. Queste strategie possono essere categorizzate in tre approcci principali: modifica dei parametri di acquisizione e ricostruzione, modifica dei dati di proiezione tramite algoritmi di riduzione degli artefatti metallici e applicazione della Dual-Energy CT (DECT).

L'imaging Dual-Energy CT permette la creazione di immagini monocromatiche virtuali (come se fossero prodotte con un fascio mono-energetico) dalla combinazione di immagini acquisite con due sorgenti radiogene a tensioni diverse. Estrapolando le immagini ad energie più alte diminuisce l'influenza dei fotoni a bassa energia, considerati la causa dei cosiddetti artefatti di beam hardening, con conseguente diminuzione di questo tipo di artefatti.

L'applicazione clinica della Dual-Energy CT non è stata possibile fino al 2006 [3] a causa delle difficoltà tecniche nella generazione dei due spettri di raggi X in un intervallo temporale tale da evitare artefatti di movimento.

Le tecniche MAR (*Metal Artifact Reduction*) si basano su un metodo chiamato *in-painting* che identifica i dati di proiezione corrotti a causa della presenza di metallo e li sostituisce con dati mediati o interpolati dagli elementi di detector circostanti. [4]

Nel caso di artefatti metallici classificati come "severi", come quelli presenti nelle immagini CT di impianti protesici d'anca, l'uso di un algoritmo MAR combinato con la tecnica Dual-Energy CT può ridurre, oltre gli effetti di beam-hardening, anche gli effetti di photon starvation e scattering.

La valutazione di queste tecniche in ambito clinico è difficile a causa dell'assenza di un vero e proprio *gold standard*. Per fornire una valutazione più affidabile, una valida alternativa è costituita dagli studi su fantocci. [5]

In questo lavoro che è stato condotto presso il Laboratorio di Tecnologia Medica (LTM) dell'Istituto Ortopedico Rizzoli (IOR, Bologna), partendo da un lavoro di ricerca bibliografica, è stato realizzato un set-up sperimentale che permettesse di indagare la riduzione degli artefatti metallici al variare di materiale protesico ed energie impiegate. Inoltre, l'utilizzo di materiali a densità diverse ha permesso di simulare e indagare la risposta di diversi tessuti nelle zone peri-protesiche. L'analisi quantitativa sul fantoccio è stata realizzata tramite lo sviluppo di uno script in MATLAB.

Questo è il primo studio sperimentale con un fantoccio così complesso e versatile che comprenda al suo interno protesi d'anca di diversi materiali e che indaghi l'applicazione della Dual-Energy CT e la sua combinazione con l'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici. Inoltre, in questo studio viene proposta una procedura per la valutazione quantitativa degli artefatti metallici e del loro grado di severità, in quanto, ad oggi, non esiste una procedura standard per la classificazione di questo tipo di artefatti.

Il lavoro è strutturato in 4 capitoli.

Nel capitolo 1 vengono descritti i concetti base dei raggi X, della loro produzione e della loro interazione con la materia.

Nel capitolo 2 viene presentata una panoramica della CT come modalità di imaging, con i principi fisici su cui si basa e i limiti in presenza di artefatti metallici. Allo stesso tempo viene presentata la DECT come modalità che ha la potenzialità di ridurre gli artefatti metallici tramite l'imaging monocromatico virtuale. Della DECT sono illustrati i principi fisici, le potenzialità e le modalità con cui può essere realizzata.

Nel capitolo 3 viene descritto l'apparato sperimentale utilizzato per lo svolgimento di questo lavoro di tesi. Quindi, vengono illustrate le caratteristiche del tomografo *CT Revolution HD GSI*, installato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, i parametri di acquisizione e di ricostruzione utilizzati nelle scansioni, il fantoccio e le diverse configurazioni considerate.

Nel capitolo 4 viene descritta e mostrata l'analisi svolta. Sono riportati i risultati ottenuti circa la riduzione degli artefatti metallici relativamente all'imaging virtuale monocromatico ad energie diverse e alla sua combinazione con l'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici *Smart MAR*.

L'analisi è stata svolta considerando due approcci complementari, definiti rispettivamente globale e locale, da cui è possibile ottenere un diverso tipo di informazione. Infatti il primo si basa sul confronto di cilindri affetti da artefatti metallici severi rispetto a quelli di riferimento; invece il secondo si riferisce al conteggio dei cilindri in base alla loro classificazione.

I risultati sono stati infine discussi alla luce di un confronto con la letteratura.

Capitolo 1

Aspetti teorici

1.1 Raggi X

1.1.1 Natura dei raggi X

I raggi X sono la porzione di spettro elettromagnetico con lunghezza d'onda λ compresa tra circa 10 nm e 1 pm. [6]

Un'onda elettromagnetica di frequenza ν ha un'energia E proporzionale ad essa pari a:

$$E = h\nu \quad (1.1)$$

dove $h = 4.135 \cdot 10^{-15} eV \cdot s$ è la costante di Planck.

I raggi X e γ si distinguono in base al modo con cui vengono prodotti; infatti, per definizione:

- i raggi X hanno origine a livello atomico e possono essere prodotti tramite diversi metodi, quali sincrotroni, fonti di canalizzazione, lasers ad elettroni liberi, etc. anche se la tecnologia più comune per la loro produzione è il tubo a raggi X [7];
- i raggi γ hanno origine dal nucleo dell'atomo e sono emessi da isotopi radioattivi come ^{99m}Tc , ^{201}Tl e ^{132}I [7].

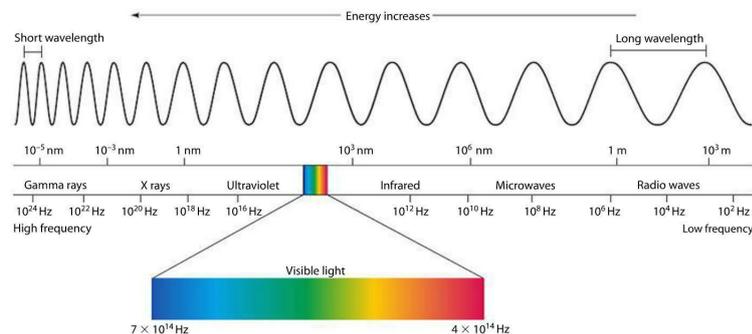


FIGURA 1.1: Spettro elettromagnetico.

1.1.2 Spettro dei raggi X

Lo spettro energetico dei raggi X è costituito da due componenti:

- **radiazione continua (o di Bremsstrahlung):** è il principale meccanismo di produzione dei raggi X. Si verifica quando degli elettroni incidenti interagiscono con il campo coulombiano del nucleo di un materiale con un alto numero atomico, subendo una decelerazione con conseguente deviazione di traiettoria ed emissione di raggi X.

L'intensità totale della radiazione di Bremsstrahlung, integrata su tutti gli angoli e tutte le energie, per una particella di massa m e carica ze , incidente su nuclei bersaglio aventi una carica Ze , è proporzionale a:

$$I_{\text{bremsstrahlung}} \propto \frac{Z^2 z^4 e^6}{m^2} \quad (1.2)$$

Gli elettroni sono la scelta più pratica per la produzione di Bremsstrahlung in quanto sono più efficienti rispetto ai protoni o alle particelle α . [7]

Il termine Z^2 nell'eq. 1.2 indica un aumento rapido della produzione di Bremsstrahlung all'aumentare del numero atomico del target, suggerendo una preferenza per i bersagli ad alto Z .

Come è possibile notare in figura 1.2, a seconda delle distanze a cui gli elettroni incidenti passano rispetto al nucleo bersaglio, vengono emessi raggi X di diverse energie (E_1 , E_2 ed E_3). Nello specifico gli elettroni che incidono più esternamente sul campo coulombiano del nucleo (ad es. e_1^-) cedono solo una piccola frazione della loro energia cinetica, e il raggio X risultante avrà un'energia relativamente bassa (ad es. E_1). In alcuni casi, l'interazione comporta l'emissione di un raggio X di energia equivalente a quella dell'elettrone incidente (ad es. E_3).

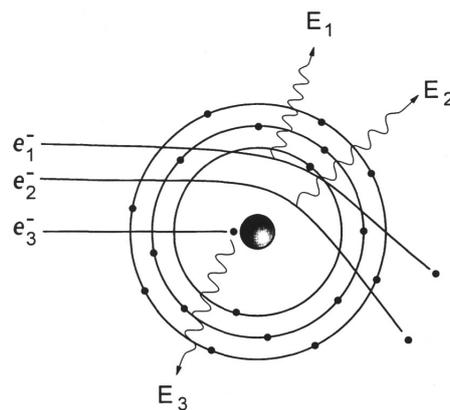


FIGURA 1.2: Produzione della radiazione di Bremsstrahlung.

La probabilità di produzione dei raggi X dipende dall'energia. Nello specifico, le interazioni più esterne sono più probabili, quindi determinano una maggiore produzione di raggi X a bassa energia; le interazioni in cui gli elettroni interagiscono con il nucleo e cedono tutta la loro energia cinetica, invece, si verificano meno frequentemente, come mostrato in figura 1.3. [7]

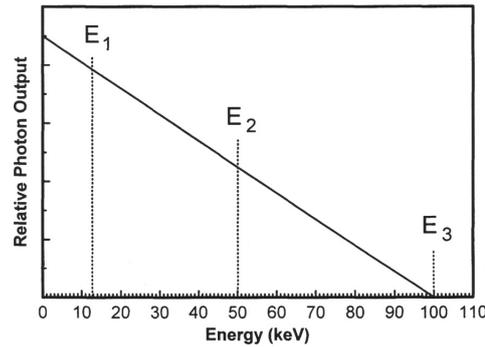


FIGURA 1.3: Spettro teorico della radiazione di Bremsstrahlung di un target spesso.

- **radiazione caratteristica:** è un altro meccanismo che porta alla produzione dei raggi X e si verifica quando degli elettroni incidenti interagiscono con gli elettroni atomici del materiale target, come è possibile notare in figura 1.4, provocando la ionizzazione dell'atomo.

I raggi X provenienti dalle transizioni di livello energetico sono chiamati *caratteristici* in quanto sono dipendenti dal materiale del target (ovvero dalla configurazione elettronica dell'atomo).

Nel modello classico di Bohr dell'atomo, gli elettroni, legati al nucleo tramite interazioni carica-carica, occupano orbitali (o *shell*) con un'energia, chiamata *energia di legame*, che diminuisce all'aumentare della distanza dal nucleo.

Quando un elettrone bombardante espelle un elettrone di una shell interna, si crea una vacanza che viene riempita da un elettrone proveniente da una shell più esterna e viene innescata una cascata di transizioni elettroniche fin quando le vacanze nella shell di valenza più esterna vengono riempite da elettroni essenzialmente liberi nell'ambiente. Poiché l'energia degli elettroni in ogni shell è ben definita a valori discreti quantizzati (definiti da numeri quantici), la transizione di un elettrone da una shell all'altra comporta l'emissione di radiazione caratteristica, la cui energia è data dalla differenza tra l'energia di legame delle due shells.

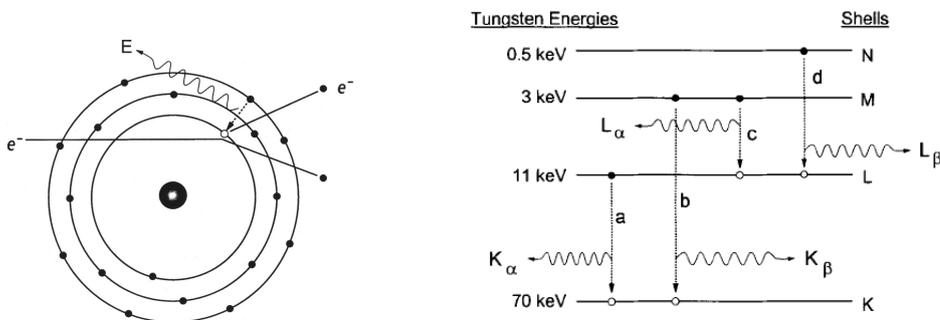


FIGURA 1.4: A sx: schema di produzione di un raggio X caratteristico. A dx: diagramma energetico che mostra le shell K,L,M e N. Le energie di legame dell'elettrone (in keV) di ogni shell sono mostrate per il tungsteno.

In conclusione, nella figura 1.5 sono mostrati lo spettro di Bremsstrahlung e le linee spettrali caratteristiche teoriche per un bersaglio di tungsteno. Lo spettro di Bremsstrahlung teorico, come quello mostrato in figura 1.3, risulta attenuato in quanto i raggi X a bassa energia vengono assorbiti o dal target stesso (*autoassorbimento*) o dalle altre strutture del tubo a raggi X.

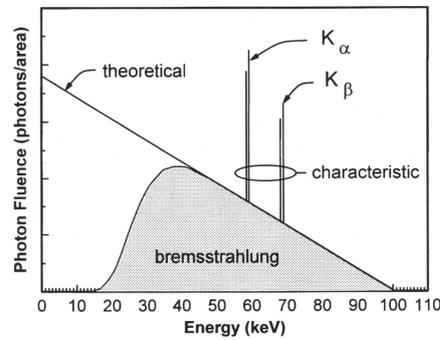


FIGURA 1.5: Spettro dei raggi X prodotti da elettroni di 100 keV che colpiscono un anodo di tungsteno.

1.2 Produzione dei raggi X

Per produrre i raggi X in un dispositivo diagnostico sono necessari:

1. **generatore** che fornisce l'alimentazione e permette di selezionare la differenza di potenziale, la corrente e il tempo di esposizione del tubo;
2. **tubo a raggi X** che fornisce un ambiente per la produzione di radiazione di Bremsstrahlung e raggi X caratteristici. [6]
Questo è un inserto in cui è stato praticato il vuoto, contenente catodo, anodo e finestra;
3. **guaina** del tubo che fornisce una schermatura di protezione dalle radiazioni, raffredda l'inserto e presenta una porta di output;
4. **filtri e collimatori** che, alla porta del tubo, rispettivamente, modellano lo spettro dei raggi X e definiscono dimensione e forma del campo di raggi X incidente sul paziente.

Uno schema semplificato degli elementi necessari per la produzione dei raggi X è raffigurato in figura 1.6.

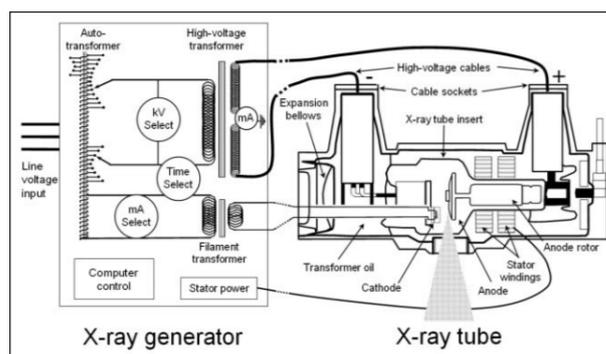


FIGURA 1.6: Diagramma dei principali componenti di un generatore e di un tubo a raggi X con il suo gruppo di guaina.

1.2.1 Generatori ad alto voltaggio

Esistono diversi design di circuiti riguardanti i generatori di raggi X, ma quello ad alta frequenza (fino a 50.000 Hz) rappresenta lo stato dell'arte attuale per la diagnostica a raggi X. [6]

Un generatore di questo tipo ha le seguenti caratteristiche:

- Un trasformatore in input per regolare la tensione primaria e secondaria;
- Un trasformatore ad alta tensione per fornire fino a 150 kV;
- Un sistema raddrizzatore per convertire la corrente alternata (AC) in corrente continua (DC);
- Un trasformatore a bassa tensione per fornire 8-12 V per il riscaldamento del filamento;
- Un meccanismo di temporizzazione per terminare le esposizioni.

I primi generatori per tubi a raggi X erano auto-raddrizzatori [8]. In questo caso un potenziale ad alto voltaggio alternato era fornito al tubo che allo stesso tempo fungeva da raddrizzatore, cioè permetteva agli elettroni di scorrere in una sola direzione, ovvero solo quando l'anodo era positivo e il catodo negativo, eliminando il problema del flusso di corrente inversa nel tubo. Questo tipo di sistema, chiamato "mezz'onda rettificata", era realizzato in maniera che la forma d'onda fosse quella mostrata in figura 1.7 (b) e determinava un output dei raggi X pulsato e uno spettro corrispondente dipendente dal tempo.

Questo metodo è molto inefficiente perchè se l'anodo si riscalda, inizia a rilasciare elettroni per effetto termoionico, e questi vengono accelerati verso il filamento del catodo durante il mezzo ciclo in cui il catodo è positivo, danneggiando il tubo. Inoltre, la rettificazione a metà onda ha un output povero poichè i raggi X sono emessi solo per metà ciclo.

Si potrebbe usare una rettificazione ad onda piena ma anche in questo caso il tubo emetterebbe la maggior parte dei raggi X ad una tensione al di sotto del valore di picco (kVp); quindi, per raggiungere una tensione più costante viene usato un generatore trifase. Il tubo in questo caso è guidato da tre generatori di tensione separati, ciascuno pienamente rettificato, e il profilo della tensione mostra solo il 15% circa di variazione, come è possibile notare in figura 1.7.

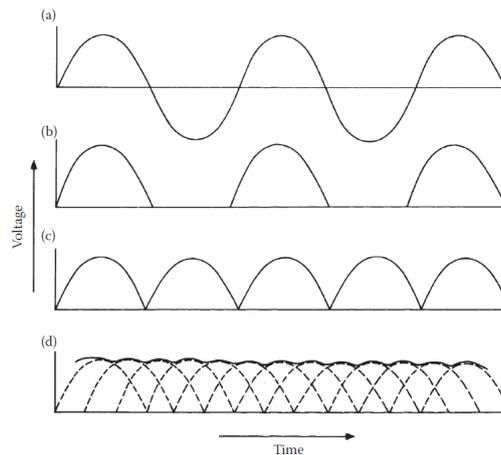


FIGURA 1.7: Esempi di diverse forme d'onda di tensione: (a)Tensione di rete; (b)Rettifica a mezza onda; (c)Rettifica a onda intera usando un raddrizzatore a ponte; (d)Alimentazione trifase (con rettifica).

Con generatori ad alta frequenza si può ottenere una tensione in output quasi costante dopo la rettificazione e lo smoothing, come mostrato in figura 1.8. La variazione nella tensione di alimentazione è conosciuta come *ondulazione di tensione (voltage ripple)* con la seguente equazione:

$$V = \frac{V_{max} - V_{min}}{V_{max}} \quad (1.3)$$

Siccome nella tomografia computerizzata è essenziale un output dei raggi X altamente uniforme, l'ondulazione deve essere ridotta a meno dell'1%. [9]

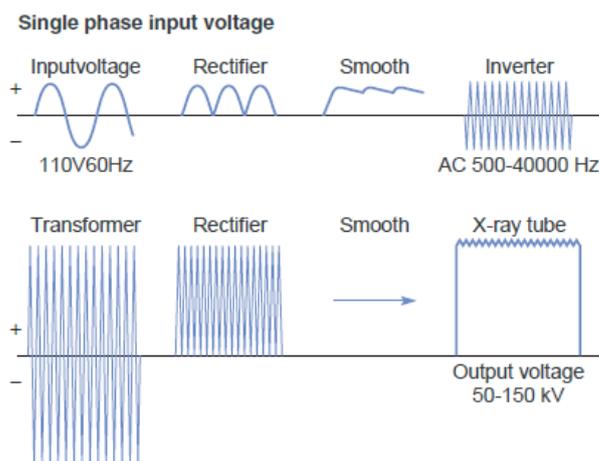


FIGURA 1.8: Schema di funzionamento di un generatore invertitore ad alta frequenza.

1.2.2 Insetto del tubo a raggi X

L'insetto di un tubo a raggi X deve essere forte da resistere alla pressione atmosferica e alla quantità considerevole di calore e, allo stesso tempo, abile nel trasferire via questo calore efficientemente.

Storicamente era costruito con pareti spesse di vetro borosilicato in modo da fornire un isolamento adeguato tra il catodo e l'anodo e i raggi X erano emessi attraverso una finestra di vetro più sottile.

Nei tubi moderni invece, l'insetto ha pareti di metallo. Questi tubi sono più compatti, hanno una maggiore stabilità meccanica, hanno un materiale ceramico che fornisce un migliore isolamento elettrico tra le connessioni anodo/catodo, hanno un buon assorbimento dei raggi X che non passano attraverso la finestra, fatta di berillio o titanio e sono scambiatori di calore.

In un tubo a raggi X, il catodo è la sorgente di elettroni e l'anodo è il bersaglio degli elettroni.

Il catodo è tenuto ad un alto potenziale negativo (da -10 kV a -500 kV, [8]) rispetto all'anodo e, al suo interno, contiene un filamento che viene riscaldato fino all'incandescenza e libera degli elettroni. Questi viaggiano verso l'anodo accelerati da una grande differenza di potenziale¹ e ottengono un'energia cinetica uguale al prodotto della carica elettrica per la differenza di potenziale, espressa in eV.

Quando avviene l'impatto con il target, l'energia cinetica viene convertita per la maggior parte in calore e in minima parte in produzione di raggi X. Infine, i raggi X provenienti dal punto focale dell'anodo vengono emessi in tutte le direzioni; tuttavia, solo quelli che fuoriescono dalla finestra del tubo costituiscono il fascio utile.

Uno schema semplificato delle minime componenti richieste per la produzione dei raggi X è mostrato in figura 1.9.

1.2.2.1 Catodo

Il catodo è l'elettrodo negativo nel tubo a raggi X ed è formato da:

¹la differenza di potenziale in radiologia diagnostica è compresa tra 40 kV e 150 kV [6]

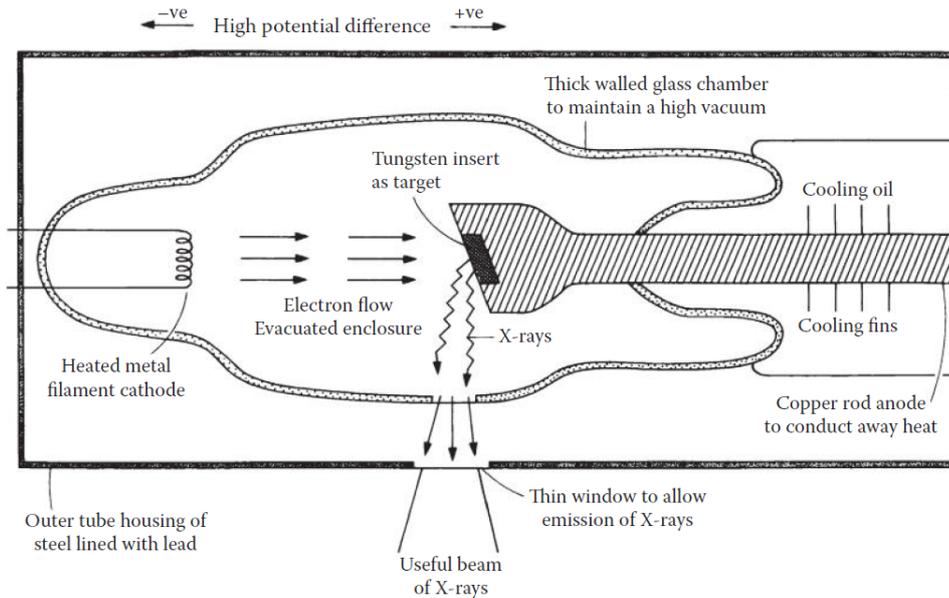


FIGURA 1.9: Schema di funzionamento di un tubo a raggi X contenuto nella propria guaina. Per semplicità sono raffigurati un anodo stazionario e solo i raggi X che passano attraverso la finestra.

- una sorgente elettronica (emettitore, filamento), ovvero un filo avvolto in un'elica, di resistenza ragionevolmente alta e tipicamente fatto di tungsteno (W, $Z=74$, punto di fusione 3370°C) poichè quest'ultimo ha un elevato punto di fusione e quindi, produce un'elevata quantità di elettroni a temperature in cui c'è un'evaporazione molto piccola di atomi metallici nel vuoto;
- un elettrodo ausiliario che circonda l'emettitore, tipicamente fatto di nickel.

Il filamento è elettricamente connesso ad un circuito che fornisce un voltaggio di $\sim 10\text{ V}$ e una corrente variabile fino a 7 A . [6]

Quando viene energizzato, il passaggio della corrente riscalda il filamento determinando un processo di emissione termoionica che rilascia elettroni dalla superficie del filamento ad una frequenza dipendente dalla corrente del circuito e, quindi, dalla corrispondente temperatura del filamento. Di conseguenza, attorno al filamento si crea una nube di elettroni carichi negativamente, chiamata comunemente carica spaziale.

Come già spiegato, quando una grande differenza di potenziale nella polarità corretta viene applicata tra gli elettrodi, gli elettroni emessi, che formano la corrente del tubo, vengono accelerati in una distribuzione stretta e colpiscono una piccola area dell'anodo, chiamata macchia focale, le cui dimensioni sono determinate in una direzione dalla lunghezza del filamento e nella direzione perpendicolare dalla larghezza della distribuzione degli elettroni stessi.

Siccome le velocità randomiche indotte termicamente e la repulsione reciproca degli elettroni che lasciano il catodo causerebbero un fascio largo, il filamento è circondato da un elettrodo ausiliario, o coppa di focalizzazione, che fornisce un campo

magnetico, esercitante un'azione focalizzante sugli elettroni, per produrre una piccola macchia focale sull'anodo.

Idealmente la macchia focale dovrebbe essere un punto, tuttavia questo non è possibile e viene usata un'area finita grande abbastanza da permettere una corrente del tubo sufficientemente considerevole e brevi tempi di esposizione.

La maggior parte dei tubi a raggi X hanno la possibilità di scegliere la dimensione della macchia focale; in quanto, ad esempio, una macchia focale più piccola produce immagini più nitide.

Come mostrato in figura 1.10 in un tubo a raggi X si possono avere due filamenti di lunghezza diversa, ognuno posizionato in una fessura ricavata nella coppa di focalizzazione, che producono due macchie focali di dimensione diversa. Per un esame di imaging solo un filamento viene energizzato e su molti sistemi di raggi X, i due filamenti possono essere selezionati manualmente o automaticamente con i valori di kV e mAs.

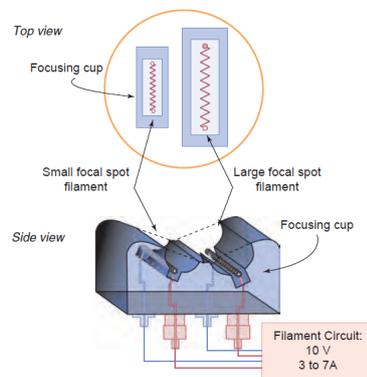


FIGURA 1.10: Struttura del catodo di un tubo a raggi X.

1.2.2.2 Anodo

L'anodo è un elettrodo bersaglio metallico ed è tenuto a una grande differenza di potenziale positiva rispetto al catodo. [6]

Gli elettroni che colpiscono l'anodo depositano la maggior parte della loro energia ($\sim 99\%$) sotto forma di calore e solo una piccola frazione ($\sim 1\%$) è impiegata nell'emissione di raggi X, prodotti da radiazione di Bremsstrahlung e caratteristica, come già spiegato nella sezione 1.1.2.

Il materiale da scegliere per l'anodo deve avere:

1. un'alta efficienza di conversione per gli elettroni in raggi X e a questo proposito sono favoriti materiali con alti numeri atomici poichè l'intensità dei raggi X è proporzionale a Z ;
2. un alto punto di fusione così che la grande quantità di calore rilasciato causi danni minimi all'anodo;
3. un'elevata conduttività in modo che il calore sia rimosso rapidamente.

L'anodo può essere di due tipi:

- **anodo stazionario:** che consiste in un inserto in tungsteno incorporato in un blocco di rame che ha un doppio ruolo:
 1. supporta l'inserto meccanicamente;
 2. conduce il calore proveniente dal target in tungsteno in modo efficiente.

In un anodo stazionario la piccola area della macchia focale limita la corrente del tubo e l'output dei raggi X può essere sostenuto senza danno ma se, per un dato diametro, nel fascio è contenuta troppa potenza² allora l'anodo si surriscalderebbe. Questa caratteristica lo rende inadatto per molte applicazioni cliniche. [9]

Il materiale più largamente usato per un anodo stazionario è il tungsteno avente elevati punti di fusione e numero atomico oltre ad una produzione intensa di Bremsstrahlung.

- **anodo rotante:** che consiste in un disco smussato montato su un gruppo rotore supportato da cuscinetti nell'inserto del tubo a raggi X.

Un anodo rotante, diffondendo il calore su un'area molto più grande rispetto a quella dell'anodo stazionario, permette un maggiore carico di calore e una maggiore intensità in output dei raggi X. Infatti, assumendo che il tempo di esposizione sia lungo abbastanza da far ruotare l'anodo almeno una volta, si ha che:

$$\frac{\text{Area effettiva per l'assorbimento del calore con anodo rotante}}{\text{Area effettiva per l'assorbimento del calore con anodo stazionario}} = \frac{2\pi r \cdot x}{y \cdot x}$$

dove r è il raggio medio di rotazione, x è la larghezza della macchia bombardata e y è l'altezza della macchia stazionaria. [9]

Originariamente, anche gli anodi rotanti erano fatti di tungsteno puro, tuttavia, a temperature molto alte generate nell'anodo rotante, si sviluppavano rotture profonde nel punto di impatto degli elettroni. Al contrario, il materiale tuttora scelto come metallo di base è il molibdeno (M, Z=42, punto di fusione 2620°C) in quanto immagazzina il doppio del calore, anche se richiede un volume anodico maggiore perchè ha una densità inferiore rispetto al tungsteno.

In figura 1.11 viene confrontato un anodo stazionario con uno rotante.

Nell'anodo la targhetta bersaglio non è perpendicolare al fascio degli elettroni, ma inclinata di un angolo che può andare dai 7° ai 15° ma che, nei tubi diagnostici, più comunemente va dai 12° ai 15°. [6]

In questo modo gli elettroni interagiscono con un'area rettangolare (area focale), mentre i fotoni escono da un'area molto più piccola, detta macchia focale o spot focale effettivo. Nello specifico, la lunghezza effettiva è:

$$\text{Lunghezza focale effettiva} = \text{lunghezza focale reale} \cdot \sin\theta \quad (1.4)$$

dove θ è l'angolo anodico.

²la potenza è il prodotto della corrente del tubo in mA per la tensione del tubo in kV

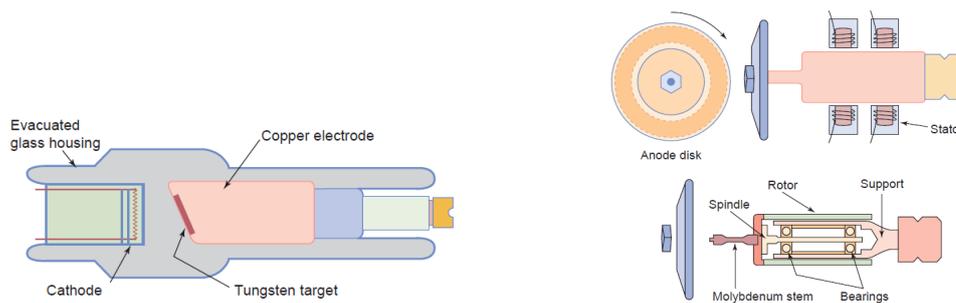


FIGURA 1.11: A sx: Struttura di un anodo stazionario di un tubo a raggi X. A dx: Struttura di un anodo rotante di un tubo a raggi X.

Quando l'angolo anodico diminuisce (si avvicina a 0°), a parità di area focale reale (determinata dalla lunghezza del filamento del catodo e dalla larghezza della coppa di focalizzazione, come già spiegato nella sezione 1.2.2.1), la macchia focale effettiva diventa più piccola ma si ha una piccola copertura di campo, come è possibile notare in figura 1.12.

Aumentando l'angolo di inclinazione, aumenta la copertura di campo però viene richiesta una maggiore area focale reale.

Per questo motivo l'angolo anodico ottimale dipende dall'applicazione clinica. Per l'imaging radiografico generale sono necessari angoli anodici grandi ($\sim 12-15^\circ$) per raggiungere una copertura d'area sufficientemente grande a una distanza focale tipica punto-detector come 100 cm. [6]

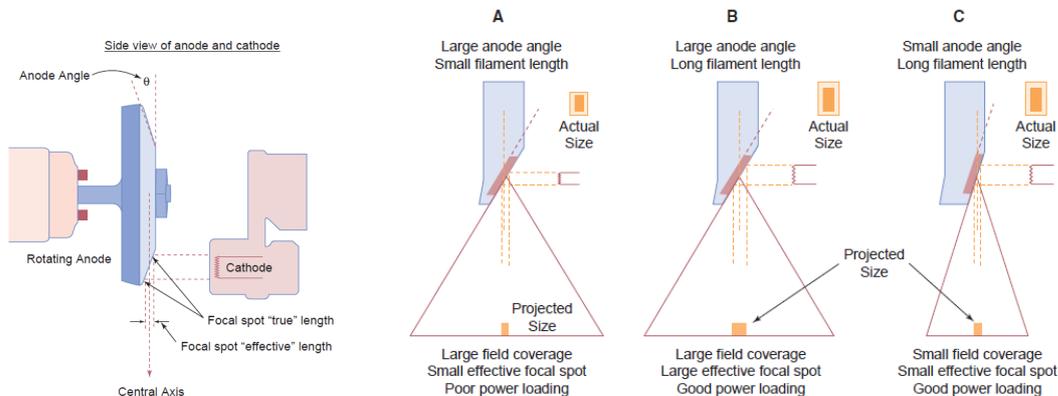


FIGURA 1.12: A sx: Caratteristiche di un anodo rotante. A dx: variazione della copertura di campo e lunghezza della macchia focale effettiva al variare dell'angolo anodico.

1.2.3 Guaina del tubo a raggi X

La guaina del tubo a raggi X ha le seguenti funzioni:

- schermo dai raggi X vaganti perchè è rivestito di piombo;
- fornisce una finestra ma filtra alcuni raggi X a bassa energia;
- contiene il generatore per la rotazione dell'anodo;
- fornisce i terminali ad alta tensione;

- isola l'alta tensione;
- permette il montaggio preciso dell'insero del tubo a raggi X;
- fornisce una superficie di riferimento e di collegamento per i dispositivi di collimazione dei raggi X;
- contiene l'olio refrigerante.

1.2.4 Filtri e collimatori

La filtrazione è la rimozione dei raggi X quando il fascio passa attraverso uno strato di materiale e comprende:

- **filtrazione inerente**, cioè quella prodotta da tutti i materiali non asportabili che determinano un'attenuazione della radiazione primaria prima di uscire dal complesso tubo-guaina, come lo spessore (1 o 2 mm) del vetro o un inserto metallico alla porta del tubo di raggi X;
- **filtrazione aggiuntiva**, cioè quella inserita dal costruttore per assorbire i raggi X a bassa energia che penetrerebbero nel paziente senza giungere al detector e così fornendo una dose indebita, come i fogli di metallo intenzionalmente posizionati nel fascio per cambiare la sua energia effettiva. L'alluminio (Al) è il materiale più comunemente come filtro aggiuntivo.

I collimatori modificano la dimensione e la forma del campo di raggi X che esce dalla porta del tubo.

Il gruppo del collimatore tipicamente è attaccato con un giunto girevole alla guaina nella porta del tubo. Due coppie di otturatori di piombo aggiustabili paralleli e opposti definiscono un campo di raggi X rettangolare, come è possibile notare in figura 1.13.

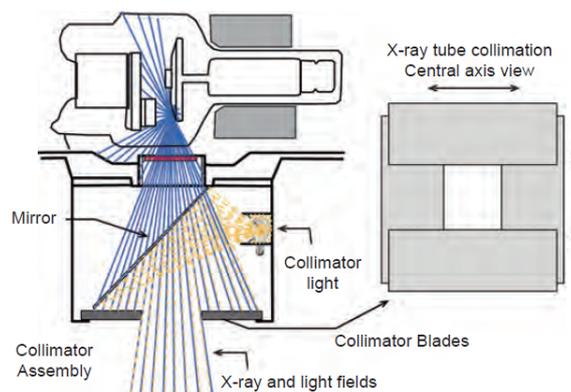


FIGURA 1.13: Schema del funzionamento di un collimatore.

1.3 Fattori che influenzano lo spettro dei raggi X

L'output di un tubo a raggi X è spesso descritto dalla:

- **quantità** che si riferisce al numero di fotoni che compongono il fascio. Quando si verifica un cambiamento in essa, la forma dello spettro rimane inalterata [9];
- **qualità** che descrive la penetrabilità di un fascio di raggi X. Quando si verifica un cambiamento in essa, cambia anche la forma dello spettro [9].

Questi valori sono determinati da sei fattori maggiori:

1. **corrente del tubo (mA)**: determina il numero di elettroni che colpiscono l'anodo. L'intensità dei raggi X emessi (o esposizione E), e di conseguenza l'esposizione E del paziente, è proporzionale alla corrente del tubo ($E \propto I_T$), ma viene influenzata solo la *quantità* di raggi X.
2. **tempo di esposizione (s)**: determina il numero di elettroni che colpiscono l'anodo. Anche in questo caso l'esposizione è proporzionale al tempo ($E \propto t$) ma viene influenzata solo la *quantità* di raggi X.
3. **tensione del tubo (kV)**: determina un aumento dell'esposizione proporzionalmente al proprio quadrato ($E \propto kV^2$), se le altre condizioni operative del tubo sono mantenute costanti. Aumentare il kV del tubo altera anche la *qualità* della radiazione perchè aumenta il cut-off energetico, invece la posizione delle linee caratteristiche non cambia.
4. **materiale dell'anodo bersaglio**: determina l'efficienza della produzione di Bremsstrahlung con un output non filtrato che aumenta in modo approssimativamente proporzionale al numero atomico del bersaglio. Anche la posizione delle linee caratteristiche si muove ad energie più alte con l'aumentare del numero atomico. Influenza sia la *quantità* di fotoni di Bremsstrahlung che la *qualità* della radiazione caratteristica.
5. **filtraggio del fascio**: ha un effetto marcato sia sulla *quantità* che sulla *qualità* del fascio di raggi X, non solo riducendo l'output complessivo, ma anche riducendo la proporzione di fotoni a bassa energia. Filtri aggiunti al tubo a raggi X possono significativamente diminuire la dose al paziente, ma richiedono un aumento compensatore nei mAs.
6. **generatore di forme d'onda**: influenza sia la *qualità* che la *quantità* dello spettro emesso di raggi X; infatti per lo stesso kV, un generatore monofase fornisce una minore differenza di potenziale media rispetto a un generatore trifase o ad alta frequenza.

Da ciò che è stato detto è possibile evincere che:

- la quantità dei raggi X è approssimativamente proporzionale a $Z_{target} \cdot kV^2 \cdot mAs$;
- la qualità dei raggi X dipende dalla tensione, dal generatore di forma d'onda e dal filtraggio del tubo.

1.4 Interazione dei raggi X con la materia

Quando un fascio collimato di raggi X passa attraverso la materia, si attenua poichè i fotoni sono progressivamente rimossi dal fascio. I tipi di interazione possibili sono:

1. scattering Rayleigh;
2. effetto fotoelettrico;
3. scattering Compton;
4. produzione di coppie;
5. assorbimento fotonucleare.

La probabilità che avvenga un certo tipo di reazione tra i fotoni e la materia è descritta dalla sezione d'urto e dipende sia dall'energia del fotone sia dal numero atomico Z degli atomi nella materia attraversata.

L'importanza relativa dei diversi tipi di interazione in acqua e, con una piccola approssimazione nei tessuti molli, [10] è la seguente:

- fino a 50 keV predomina l'effetto fotoelettrico;
- da 60 a 90 keV sono importanti sia l'effetto fotoelettrico che lo scattering Compton;
- da 200 keV a 2 MeV dominante l'effetto Compton;
- da 5 MeV a 10 MeV la produzione di coppie inizia ad essere importante;
- da 50 MeV a 100 MeV predomina la produzione di coppie.

Se ne deduce che nel range di energie diagnostiche le interazioni dominanti sono solo l'effetto fotoelettrico e lo scattering Compton, di cui il primo predomina quando fotoni di minore energia interagiscono con materiali ad alto Z e il secondo predomina in materiali con Z inferiore come il tessuto e l'aria. [6] Gli effetti al di fuori del range di energia diagnostica non saranno trattati.

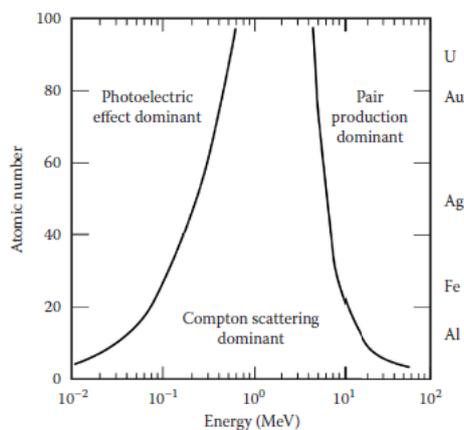


FIGURA 1.14: Schema degli effetti dominanti a seconda dell'energia e del numero atomico.

1.4.1 Scattering Rayleigh

Lo scattering Rayleigh (o scattering coerente), come è possibile notare in figura 1.15, si verifica quando un fotone interagisce con un atomo e lo eccita tramite il suo campo elettrico oscillante, causando l'assorbimento dell'energia di vibrazione da parte degli elettroni dell'atomo stesso. [9]

Questo è un processo di risonanza e gli elettroni vibrano ad una frequenza corrispondente a quella del fotone. C'è uno stato instabile e la nuvola elettronica che ri-irradia velocemente questa energia ad esattamente la stessa frequenza del fotone incidente, ma in una direzione leggermente differente, con un angolo di scattering medio che diminuisce all'aumentare dell'energia del fotone incidente.

Siccome in questa interazione non vengono emessi elettroni, non avviene ionizzazione.

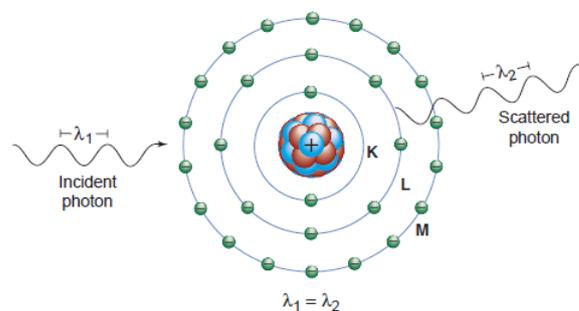


FIGURA 1.15: Scattering Rayleigh.

Questo tipo di interazione è più probabile quando il numero atomico del materiale di scattering è alto e l'energia del fotone bombardante è relativamente bassa; infatti ha una sezione d'urto del tipo:

$$\sigma_{coh} \propto (h\nu)^{-2} Z^{2.5} \quad (1.5)$$

Nell'imaging medico, la rivelazione di raggi X scatterati avrebbe un effetto deleterio sulla qualità dell'immagine.

Sebbene una certa quantità di scattering Rayleigh avvenga a tutte le energie dei raggi X, il suo contributo non eccede mai il 10% dei processi totali di interazione nella radiologia diagnostica, quindi ha una bassa probabilità di occorrenza e può essere trascurato. [9]

1.4.2 Effetto fotoelettrico

L'effetto fotoelettrico si verifica quando un fotone viene completamente assorbito e rimuove un elettrone dalla sua orbita attorno al nucleo, provocandone l'espulsione. [9]

Affinchè si verifichi l'assorbimento, l'energia del fotone incidente deve essere maggiore o uguale all'energia di legame dell'elettrone che viene espulso (*fotoelettrone*); infatti una parte viene usata per superare l'energia di legame stessa, mentre l'altra viene data al fotoelettrone come energia cinetica (E_{pe}), definita nell'equazione 1.6, e

viene dissipata localmente.

$$E_{pe} = E_0 - E_b \quad (1.6)$$

dove $E_0 = h\nu_0$ è l'energia del fotone incidente ed E_b è l'energia di legame dell'orbitale elettronico.

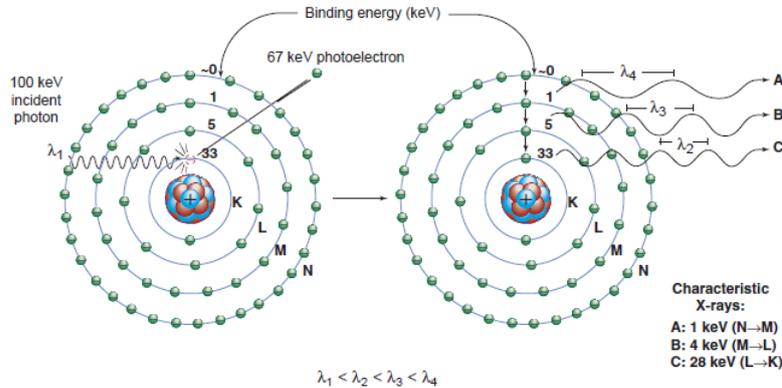


FIGURA 1.16: Effetto fotoelettrico.

Tramite l'effetto fotoelettrico l'atomo viene ionizzato, infatti è lasciato in uno stato altamente eccitato poichè viene provocata una vacanza elettronica in una shell interna, spesso la K shell. L'atomo può essere portato all'equilibrio tramite due processi competitivi:

- **fluorescenza** che consiste nella produzione di raggi X caratteristici ogni volta che una vacanza viene riempita da un elettrone di una shell successiva, quindi avente un'energia di legame minore. In questo caso si verifica una cascata elettronica dalle shells più esterne a quelle più interne e può essere definita la *resa quantica*, ovvero il rapporto tra il numero di raggi X emessi e il numero delle vacanze primarie (quindi di fotoni assorbiti).
La fluorescenza si verifica con un'alta resa quantica in materiali con un elevato numero atomico e diminuisce con il diminuire del numero atomico dell'assorbitore.
Di conseguenza, non vengono emessi frequentemente raggi X caratteristici quando i fotoni con energia diagnostica interagiscono nei tessuti molli.
- **effetto Auger** che consiste nella produzione di elettroni di Auger, rilasciati dalla shell più esterna dell'atomo e aventi energie che dipendono dagli elementi chimici presenti nel campione e che vanno da pochi ad alcune centinaia di eV. Questo effetto si verifica maggiormente in materiali con un basso numero atomico.

Una volta che si è tornati all'equilibrio, si avrà una coppia di ioni, ovvero un atomo con un elettrone in meno (ione positivo) e un elettrone libero.

La probabilità dell'assorbimento fotoelettrico per unità di massa è:

$$\mu_p \propto \frac{Z^n}{E^3} \quad (1.7)$$

dove Z è il numero atomico, E è l'energia del fotone incidente ed n varia tra 4 e 5. Il vantaggio dell'assorbimento fotoelettrico nell'imaging a raggi X è che non ci sono fotoni scatterati che degradano l'immagine.

1.4.3 Scattering Compton

Lo scattering Compton, come è possibile notare in figura 1.17, si verifica quando un fotone urta un elettrone appartenente alla shell più esterna (o shell di valenza) provocando la ionizzazione dell'atomo e la divisione della propria energia tra:

- fotone che viene scatterato e che può sia attraversare il mezzo senza interagire, sia essere coinvolto in altre interazioni, come assorbimento fotoelettrico, scattering Rayleigh, ecc.;
- elettrone che viene emesso e che perde la sua energia cinetica eccitando e ionizzando gli atomi del materiale circostante.

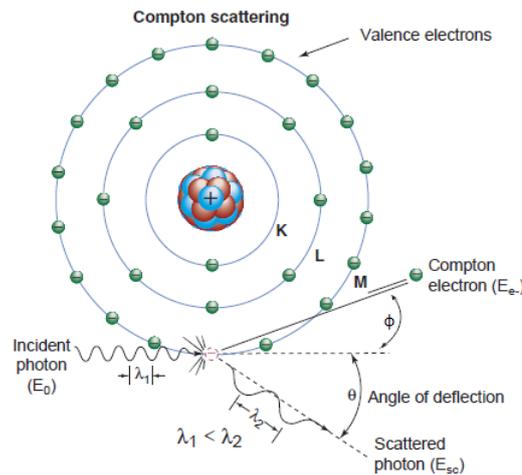


FIGURA 1.17: Scattering Compton.

Dato che sia l'energia che il momento devono essere conservati, l'energia del fotone incidente (E_0) è:

$$E_0 = E_{sc} + E_{e^-} \quad (1.8)$$

dove E_{sc} è l'energia del fotone scatterato e E_{e^-} è l'energia cinetica dell'elettrone emesso. L'energia del fotone scatterato può essere calcolata dall'energia del fotone incidente e dall'angolo del fotone scatterato (rispetto alla traiettoria incidente):

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (1.9)$$

dove E_{sc} è l'energia del fotone scatterato, E_0 è l'energia del fotone incidente, θ è l'angolo del fotone scatterato e $m_0 c^2$ è l'energia a riposo dell'elettrone ed è pari a 511 keV. In questa equazione l'energia di legame dell'elettrone emesso è comparativamente piccola e può essere ignorata.

L'energia dell'elettrone emesso è pari a:

$$E_{e^-} = \frac{E_0}{m_e c^2} \frac{E_0(1 - \cos\theta)}{1 + \left(\frac{E_0}{m_e c^2}\right)(1 - \cos\theta)} \quad (1.10)$$

La probabilità dello scattering Compton dipende dal numero di elettroni disponibili come bersagli di scattering, quindi aumenta linearmente con Z . [11]

Nell'imaging a raggi X, la rivelazione di fotoni scatterati dai detector risulta in una degradazione del contrasto dell'immagine e un aumento del rumore casuale.

Capitolo 2

Computed Tomography e Dual Energy Computed Tomography

2.1 Computed Tomography (CT)

La CT (*Tomografia Computerizzata*), dalla sua introduzione nel 1971, rappresenta una delle principali innovazioni mediche per l'imaging diagnostico. Grazie all'evoluzione tecnologica, gli apparati più moderni sono in grado di produrre in un brevissimo tempo di acquisizione, immagini di elevata qualità del corpo o di sue zone, fornendo informazioni sia di tipo anatomico che funzionale. [2]

La CT sfrutta l'interazione dei raggi X con la materia per ottenere immagini dettagliate di organi interni, ossa, tessuti e vasi sanguigni o per ottenere informazioni sulla composizione interna del campione da investigare.

Il principio sfruttato nella TC si basa sul lavoro di J.Radon, un matematico austriaco, che nel 1917 dimostrò la possibilità di ricostruire un oggetto tridimensionale con un numero infinito di proiezioni bidimensionali. Questa teoria, tuttavia, venne introdotta nel campo medico solo negli anni Sessanta e fu applicata alla ricostruzione di oggetti tridimensionali tramite acquisizione tomografica.

Il primo prototipo di TC, chiamato EMI Mark 1, fu costruito grazie alla collaborazione di G. Hounsfield con l'azienda EMI, e nel 1971 fu prodotta la prima immagine di un encefalo avente una lesione tumorale nel lobo centrale.

Il primo tomografo in grado di acquisire il distretto toraco-addominale, nonché il primo scanner total body, chiamato ACTA (Automatic Computerized Transverse Axial), fu prodotto nel 1973 dalla Pfizer e sfruttava anch'esso una combinazione di movimenti di traslazione e rotazione.

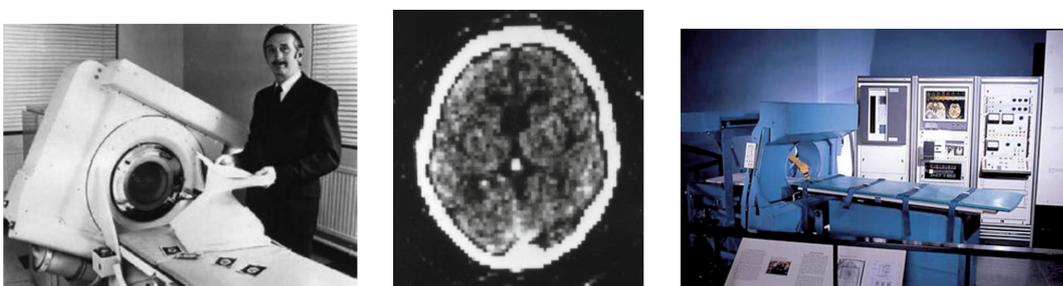


FIGURA 2.1: A sx: Immagine del tomografo EMI Mark 1 con il suo inventore G. Hounsfield. Al centro: Sezione assiale di un encefalo prodotta dal tomografo EMI Mark 1 con una matrice di 80x80 pixel. A dx: immagine del tomografo ACTA prodotto dalla Pfizer.

2.1.1 Generazioni di scanner CT

Dall'avvento dei primi tomografi e grazie alla loro popolarità e utilità, c'è stato uno sviluppo tecnologico atto ad ottenere immagini migliori, inferiori tempi di acquisizione e riduzione della dose al paziente; infatti è possibile distinguere in ordine cronologico le seguenti tecnologie (generazioni) di scanner CT:

- **I generazione (*Pencil beam*):** questo consiste in una sorgente radiogena costituita da un fascio di raggi X estremamente collimato definito "a matita" (*pencil beam*), in 1-2 detectors, allineati e contrapposti. Il complesso tubo-detectors realizza una scansione lineare lungo tutta la sezione trasversale del paziente, seguita da una rotazione di 1° e il procedimento viene ripetuto fin quando non viene completata una rotazione di almeno 180° , con tempi di acquisizione di 4-5 minuti per strato. [2]

Questo sistema permette di sfruttare una geometria roto-traslazionale, ma ha lo svantaggio di un lungo tempo di acquisizione in cui, a causa del moto del paziente o dei suoi organi, si possono verificare artefatti di blurring nell'immagine. Per questo motivo, la I generazione di tomografi era impiegata solo per lo studio di organi privi di movimento come l'encefalo.

- **II generazione (*Narrow Fan Beam*):** consiste in un sistema di fasci multipli e stretti di raggi X, aventi un'apertura angolare di $20^\circ - 30^\circ$ e accoppiati con un numero di detectors multipli (N) che va dai 20 ai 50. [2]

Per ogni fascio il sistema viene traslato per scansionare il corpo intero e ruotato di 5° , fino al raggiungimento di 180° .

Questa generazione produce un piccolo fascio a ventaglio (*fan beam*) e si basa ancora su una geometria roto-traslazionale ma permette di ridurre il numero di traslazioni e, conseguentemente, il tempo di acquisizione di un fattore uguale al numero di detectors fino ad arrivare a circa 20 s.

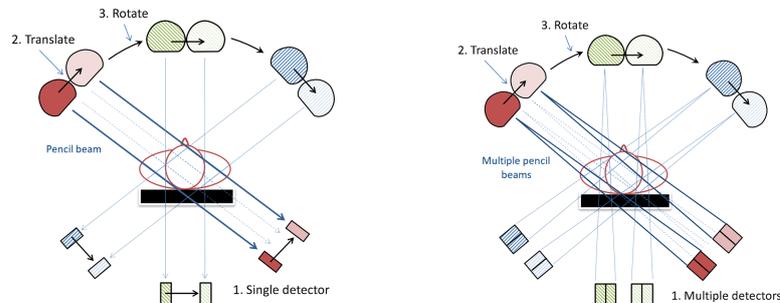


FIGURA 2.2: A sx: Scanner CT di prima generazione. A dx: Scanner CT di seconda generazione.

- **III generazione (*Wide fan beam*):** consiste in un fascio di raggi X con un angolo di apertura molto più ampio ($\approx 30^\circ - 50^\circ$), in modo da coprire l'intero corpo durante l'esame, e in un numero abbastanza grande di detector (da 300 nelle prime generazioni a 800 in quelle più moderne [2]), posizionati su un grande arco di circonferenza. In questo modo il sistema sorgente-detectors ruota continuamente attorno al paziente per 360° .

Questo sistema si basa su una geometria rotazionale-rotazionale, permette una notevole riduzione del tempo di acquisizione fino ad arrivare a 1-3 s [2].

- **IV generazione (Stationary ring detector):** consiste in un tubo radiogeno che ruota di 360° , mentre un anello di detectors a stato solido, il cui numero è compreso tra 600 e 4800, rimane stazionario. [2]

Questo sistema si basa su una geometria rotazionale-stazionaria ma non ha mai sostituito le applicazioni di terza generazione per via dell'elevato costo dovuto al grande numero di detectors. [2]

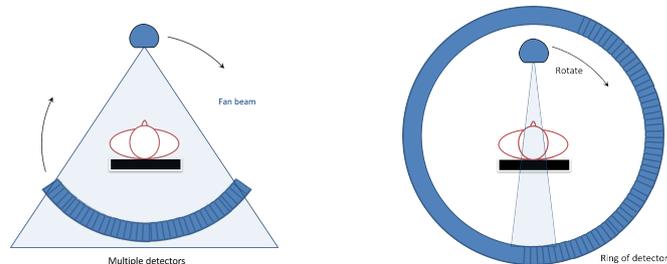


FIGURA 2.3: A sx: Scanner CT di terza generazione. A dx: Scanner CT di quarta generazione.

- **V generazione (Electron Beam CT):** consiste in una sorgente stazionaria di raggi X e in un anello stazionario di detectors. In questa generazione, la rotazione non viene fornita dal movimento meccanico del tubo, ma dal movimento del fascio elettronico che viene deflesso magneticamente per colpire un anodo semicircolare attorno al paziente.

Questo sistema permette di raccogliere un set completo di proiezioni entro 50 ms risultando così particolarmente adatto per le applicazioni cardiache. [12]

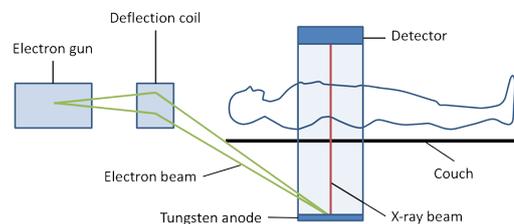


FIGURA 2.4: Scanner CT di quinta generazione.

- **VI generazione (Helical o spiral CT):** consiste in un lettino porta-paziente che si muove a velocità costante, mentre il gantry ruota attorno ad esso.

Questo sistema permette di aumentare la velocità in quanto viene eliminata la procedura *step-and-shoot* che richiede l'arresto del complesso tubo-detectors e l'avanzamento del tavolo porta-paziente per step finiti. Tuttavia la ricostruzione delle immagini dalle misure è più complessa in quanto richiede un processo di interpolazione matematica. [2]

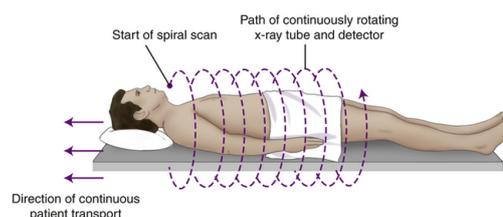


FIGURA 2.5: Scanner CT di sesta generazione.

- **VII generazione (Multi slice CT):** consiste nell'acquisizione di slices multiple per ricoprire un grande volume del corpo. In questa modalità si passa da una tecnologia *fan beam* a una tecnologia *cone beam*, cioè si usa un ampio fascio a cono che interagisce con un detector bidimensionale (flat panel). Questo sistema sfrutta un'unica emissione di radiazioni per produrre l'immagine dell'intero oggetto e permette di ridurre sia i tempi di acquisizione che la dose.

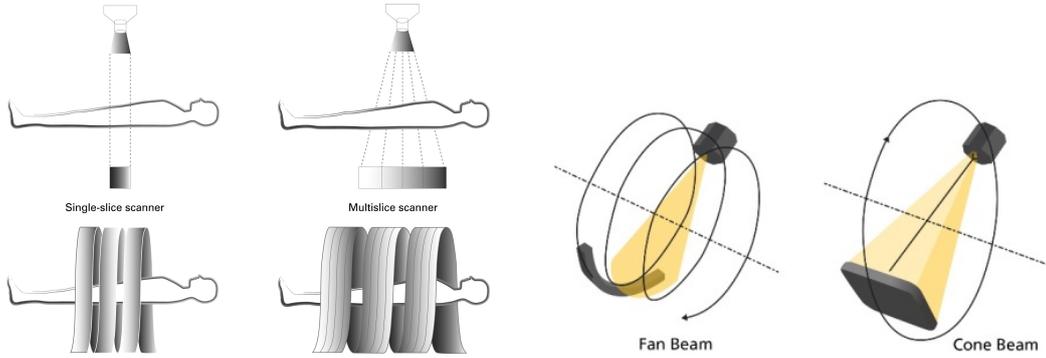


FIGURA 2.6: A sx: Scanner CT multislice. A dx: differenza tra fan beam e cone beam.

2.1.2 Metodi di ricostruzione tomografica

Il contrasto nelle immagini CT dipende dalla capacità dei tessuti di assorbire i fotoni. L'attenuazione di questi ultimi è descritta dalla legge di Lambert-Beer, secondo cui l'intensità $I(E)$ di un fascio di fotoni di energia E uscente da un oggetto omogeneo è pari a:

$$I(E) = I_0(E)e^{-\mu(E)l} \tag{2.1}$$

dove $I_0(E)$ è l'intensità del fascio di fotoni incidente su un oggetto omogeneo di spessore l e coefficiente di attenuazione lineare $\mu(E)$. In realtà, siccome i fotoni attraversano spessori di materiali diversi, è possibile scrivere l'equazione 2.1 nella forma:

$$I(E) = I_0(E)e^{-\int_1 \mu(x,y)ds} \tag{2.2}$$

L'intensità del fascio misurata dal detector deve essere "processata" per ricostruire l'immagine finale 3D del paziente.

Considerando il caso di una geometria *parallel beam* (cioè a raggi paralleli) è possibile definire una funzione $f(x, y)$ che rappresenta la distribuzione bidimensionale del coefficiente di attenuazione in una slice dell'oggetto desiderato, all'angolo rotazionale θ e alla posizione t del detector con $t = x\cos\theta + y\sin\theta$. [13]

In questo caso x e y sono le coordinate della funzione, invece t e θ sono le coordinate nello spazio della proiezione, di cui la prima è una coordinata spaziale mentre l'altra è la coordinata angolare che determina la direzione lungo cui viene calcolata la proiezione. Sapendo che la proiezione dell'oggetto è un insieme di integrali di linea [13], è possibile definire $P_\theta(t)$ come:

$$P_\theta(t) = \int_{(t,\theta)line} f(x, y)ds \tag{2.3}$$

L'insieme delle proiezioni al variare di tutti gli angoli θ è chiamata sinogramma. Se si convertono x e y in coordinate polari, cioè $x = r\cos\phi$ e $y = r\sin\phi$, si può descrivere la stessa linea con $t = r\cos(\theta - \phi)$. A questo punto l'equazione 2.3 può essere riscritta come l'integrale della convoluzione tra la funzione delta di Dirac e la funzione dell'oggetto $f(x, y)$ [13]:

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x\cos\theta + y\sin\theta - t) dx dy \quad (2.4)$$

La funzione $P_{\theta}(t)$ è la trasformata di Radon della funzione $f(x, y)$. [13]

L'obiettivo della ricostruzione della sezione tomografica è quello di risolvere un problema inverso, ossia quello di ottenere $\mu(x, y)$ a partire dalle proiezioni $P_{\theta}(t)$. Per effettuare questa operazione, si retroproietta ogni valore in un punto della proiezione su una matrice di calcolo, lungo una direzione che è parallela all'angolo di acquisizione.

La semplice operazione di retroproiezione, tuttavia, produce valori imprecisi e genera un'immagine distorta dell'oggetto esaminato. Per esempio, la rappresentazione di un oggetto circolare dà luogo a una forma a stella, che tende ad essere mascherata con un numero crescente di acquisizioni.

Questa imprecisione determina, per un grande numero di angoli, una sfocatura proporzionale a $1/r$ dell'immagine retroproiettata che è causata dal fatto che la densità dei percorsi geometrici dei raggi X aumenti verso il centro dell'immagine. Come è mostrato in figura 2.7, per eliminare questo effetto, bisogna modificare i dati grezzi prima che vengano retro-proiettati, con un filtro *a rampa* (filtro passa alto [14]), utilizzando il metodo della *Filtered Back Projection*. [15]

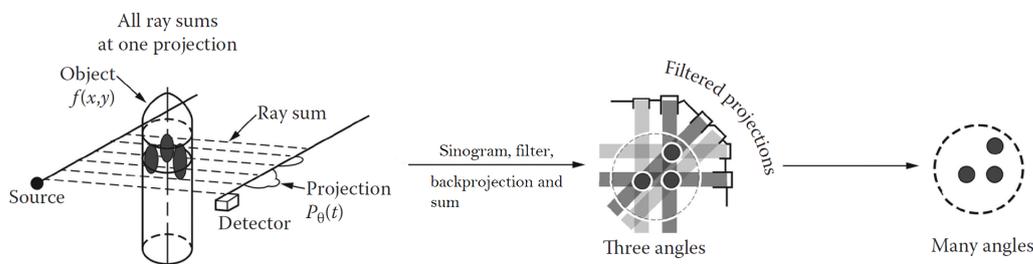


FIGURA 2.7: Ricostruzione dell'oggetto: dall'acquisizione con un fascio parallel-beam alla ricostruzione dell'immagine con FBP.

Filtered Back Projection (FBP) È il metodo standard per la ricostruzione dell'immagine in CT [16] ed è in grado di rimuovere gli artefatti e migliorare la qualità di immagine.

Per il *Fourier slice theorem*, la trasformata di Fourier della proiezione $P_{\theta}(t)$ all'angolo di proiezione θ porta ad una linea nello spazio di Fourier $F(w, \theta)$ inclinata dello stesso angolo θ dall'asse orizzontale u , come è possibile notare in figura 2.8. [13]

Ruotando il detector di 180° , l'intera trasformata di Fourier 2D viene "misurata" ed è possibile ottenere la funzione 2D originale $f(x, y)$ dalla trasformata inversa di Fourier 2D.

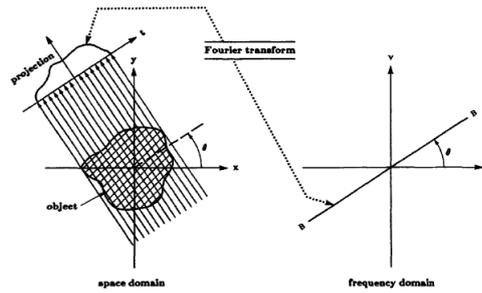


FIGURA 2.8: Fourier Slice Theorem

Le operazioni della FBP possono essere riassunte in 4 passaggi:

1. si effettua la trasformata di Fourier $F(w, \theta)$ delle proiezioni nello spazio di Radon;
2. a ciascuna trasformata si applica un filtro a rampa. Per il teorema della convoluzione, la convoluzione nel dominio spaziale (come quella mostrata nell'equazione 2.4) è equivalente a una moltiplicazione nel dominio delle frequenze; quindi le proiezioni, dopo aver subito la trasformata di Fourier, vengono moltiplicate per il filtro a rampa $|w|$ nel dominio delle frequenze;
3. si fa la trasformata inversa di Fourier per tornare nello spazio di Radon;
4. si effettua la retroproiezione sui profili filtrati per fornire $f(x, y)$ nel dominio spaziale.

L'algoritmo di FBP può essere sintetizzato con la seguente equazione [13]:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F(w, \theta) |w| e^{i2\pi w t} dw d\theta \quad (2.5)$$

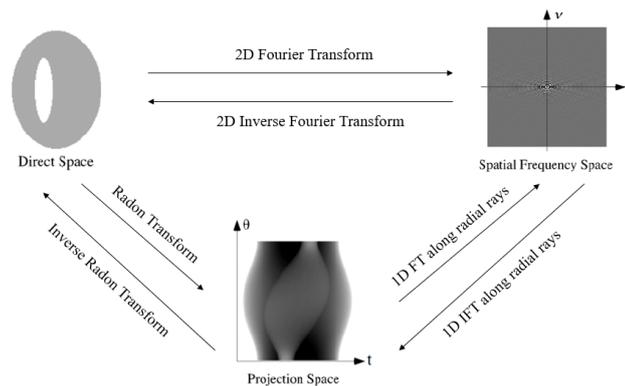


FIGURA 2.9: Relazione tra il dominio dell'oggetto, quello di Radon e quello di Fourier.

Iterative Reconstruction Oltre le tecniche di ricostruzione Filtered Back Projection, il progresso nella potenza computazionale ha portato allo sviluppo di nuove tecniche di ricostruzione dell'immagine, come i metodi di Ricostruzione Iterativa (IR). [16]

Come mostrato in figura 2.10, una ricostruzione iterativa generale, consiste nella stima di un'immagine iniziale, spesso bianca [17], o ricostruita dalla FBP e nel calcolo del sinogramma corrispondente. Successivamente questo viene confrontato con il sinogramma misurato e viene calcolata la matrice di errore sul sinogramma. Quest'ultima viene retroproiettata nel dominio dell'immagine e sottratta dalla ricostruzione corrente. Questo processo è ripetuto fino all'ottimizzazione della funzione oggettiva (la funzione che esprime l'errore sul sinogramma) poichè questo indica che è stata ottenuta una buona ricostruzione.

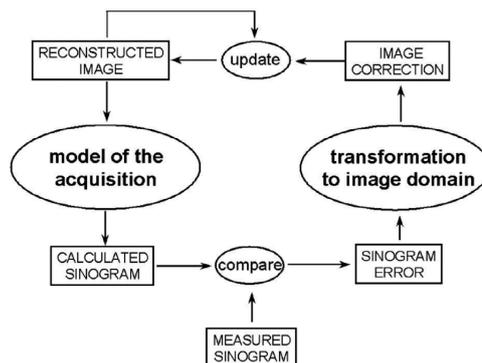


FIGURA 2.10: Schema generale di ricostruzione iterativa.

Rispetto alla FBP, i modelli più complessi usati dai metodi iterativi possono migliorare l'accuratezza delle immagini ricostruite, riducendo rumore e artefatti, al costo di un maggiore costo computazionale. A questo proposito, esistono diversi algoritmi di ricostruzione iterativa a seconda dei modelli su cui si basano. Il diagramma di flusso presentato in figura 2.11 mostra un algoritmo *model-based* completo in cui si può notare come la stima iniziale dell'oggetto scansionato venga aggiornata non solo sulla base delle proiezioni misurate ma anche sulle caratteristiche che si conoscono circa il sistema di imaging e l'oggetto scansionato. Le prime sono ottenute dalla modellizzazione dell'ottica del sistema, le altre sono ottenute dalla modellizzazione di rumore, oggetto e fisica. [18]

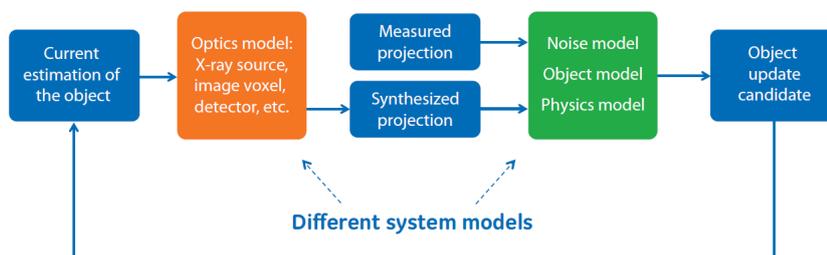


FIGURA 2.11: Diagramma di flusso di un processo di ricostruzione iterativo

Gli algoritmi model-based funzionano sotto l'assunzione che la maggior parte degli artefatti vengano prodotti perchè alcuni dati sono mancanti o deviano dal modello usato per l'acquisizione dei dati. Ne consegue che la loro performance è soggetta al livello di accuratezza dei modelli fisici utilizzati e della conoscenza a priori della forma e della posizione dell'oggetto. [17]

2.1.2.1 Scala HU

Al di là del metodo utilizzato nella ricostruzione dell'immagine, per valutare quantitativamente il contrasto dei tessuti all'interno dell'immagine CT, viene utilizzata la scala in unità Hounsfield.

Questa è una trasformazione lineare che permette di ottenere una misura della radiodensità dal coefficiente di attenuazione lineare. [19]

Nello specifico, i numeri CT (o numeri Hounsfield) corrispondono ai valori di attenuazione presenti all'interno di un'immagine CT, normalmente prodotta su una matrice di 512x512 pixel, e vengono calcolati prendendo come riferimento l'acqua, a cui è attribuito un valore di attenuazione di 0 HU e associando, rispetto ad essa, valori HU maggiori a tessuti con densità maggiore e valori HU minori a tessuti con densità minore.

La scala HU standard va da -1000 HU a +1000 HU ma nelle CT attuali viene impiegata una scala più estesa che va da -1024 HU a 3071 HU. [20]

Nella tabella 2.1 sono mostrati dei valori tipici di alcuni tessuti e organi del corpo umano in unità Hounsfield anche se, in realtà, sono soggetti a variazioni legate a materiale, differente tensione del tubo e temperatura. Inoltre, si possono verificare inaccuratezze legate alla dipendenza del valore HU dal filtro di ricostruzione, dalla dimensione del campo di vista (FOV) e dalla posizione del tessuto all'interno del campo di vista stesso. [20]

Materiale	Numero CT (HU)
Osso corticale *	1828 (da 1768 a 1888)
Osso spugnoso *	344 (da 324 a 364)
Fegato	60 (da 50 a 70)
Sangue	55 (da 50 a 60)
Rene	30 (da 20 a 40)
Muscolo	25 (da 10 a 40)
Cervello, materia grigia	35 (da 30 a 50)
Cervello, materia bianca	25 (da 20 a 30)
Acqua	0
Grasso	-90 (da -100 a -80)
Polmone	-750 (da -950 a -600)
Aria	-1000

TABELLA 2.1: Valori tipici dei differenti tessuti e organi in scala Hounsfield.[20] *[21]

2.2 Artefatti

Gli artefatti nelle immagini CT sono le discrepanze tra i valori ricostruiti e quelli attesi del numero CT sulla base della densità del materiale e sulla geometria del campione. Possono degradare severamente la qualità delle immagini CT, a volte a tal punto da renderle inutilizzabili dal punto di vista diagnostico. [22]

Per ottimizzare la qualità dell'immagine è necessario capire perchè si verifichino degli artefatti e come possono essere evitati o soppressi. A questo proposito, gli artefatti possono essere classificati in base all'aspetto con cui si presentano e alle cause che li hanno generati.

2.2.1 Classificazione in base all'aspetto

Ring artifact Consiste in anelli sovrapposti all'immagine CT (figura 2.12(A)) che possono essere:

- completi. Questi sono facili da identificare e sono causati da uno o più detector fuori calibrazione che forniscono un errore di lettura consistentemente con ogni posizione angolare;
- parziali (archi). Questi sono più difficili da individuare, soprattutto se di piccole dimensioni, e possono danneggiare la qualità diagnostica dell'immagine in quanto possono simulare strutture di tessuto.

Questo tipo di artefatto è presente soprattutto negli scanner di terza generazione, per questo motivo è detto anche artefatto scanner-based.

Streaking artifact Consiste in righe strette iper- e ipo-dense (figura 2.12(B)) che attraversano l'immagine CT ed è causato dall'indurimento di un fascio policromatico di raggi X a differenti angolazioni, in accordo con la posizione rotazionale di tubo/detector.

Quindi appare, o tra due oggetti densi (es. in corrispondenza della fossa posteriore cranica) o lungo l'asse di un singolo oggetto ad alta attenuazione.

Può sia condurre a errori diagnostici in quanto può mimare alcune piccole strutture, sia degradare l'immagine fino a renderla illeggibile.

Shading artifact Consiste in una zona "d'ombra" o iperdensa vicino a oggetti con elevato contrasto rispetto allo sfondo (figura 2.12(C)). Può comparire nei tessuti molli vicini a strutture ossee o raccolte d'aria.

Non è facile da identificare e può condurre a errori di interpretazione dell'immagine.

2.2.2 Classificazione in base alle cause

Questi artefatti si dividono in artefatti basati sulla fisica, artefatti basati sul paziente e artefatti basati sullo scanner (con scansione elicoidale e multislice).

Gli artefatti basati sulla fisica comprendono: artefatti di beam hardening, di scatter, di photon starvation, di volume parziale e di aliasing.

Gli artefatti basati sul paziente comprendono: artefatti di movimento, metallici e out-of-field.

Poichè questo studio vuole indagare la riduzione degli artefatti metallici, ci si concentrerà su questi ultimi.

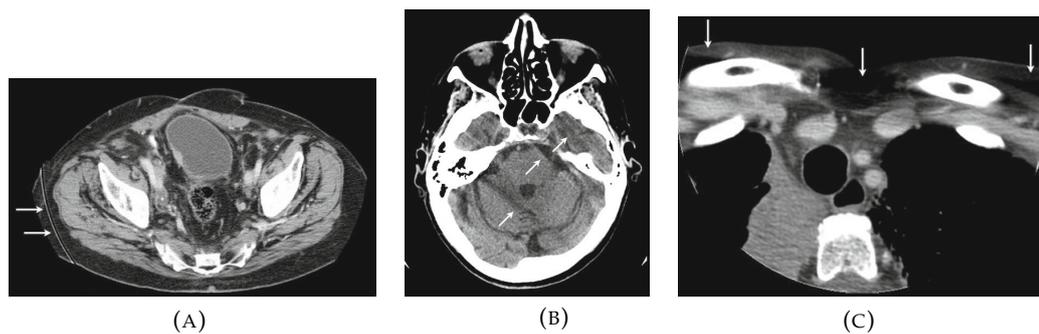


FIGURA 2.12: Artefatti classificati in base al diverso aspetto indicati dalle freccette bianche. (A) Ring artifact. (B) Streaking artifact. (C) Shading artifact. [22]

Beam hardening artifact Si verifica quando un fascio di raggi X comprendente energie policromatiche passa attraverso il tessuto del paziente e i fotoni con bassa energia vengono assorbiti dai tessuti corporei in misura maggiore rispetto a quelli ad alta energia.

L'effetto è concettualmente simile a un filtro passa-alto in cui solo i fotoni ad energie più alte contribuiscono al fascio e quindi l'energia media del fascio rivelato dal detector è più alta di quella prodotta dalla sorgente, si parla perciò di fascio indurito ("hardened").

Questo fenomeno aumenta all'aumentare dello spessore o della densità del tessuto esaminato.

Quando questo artefatto è provocato da un target molto denso (per esempio l'osso) può avere due manifestazioni distinte:

1. *Streaking artifacts*, già spiegati nella sezione 2.2.1 e mostrati in figura 2.14.
2. *Cupping artifacts* che si verificano quando i raggi X che passano attraverso il centro di un grande oggetto diventano più duri di quelli che passano attraverso i bordi dell'oggetto a causa della maggiore quantità di materiale che il fascio deve penetrare. Il profilo risultante dei coefficienti di attenuazione lineare appare come una "coppa" (cup), come è possibile notare in figura 2.13(A). Questo tipo di artefatto viene mostrato quando si fa l'imaging di un oggetto cilindrico uniforme.

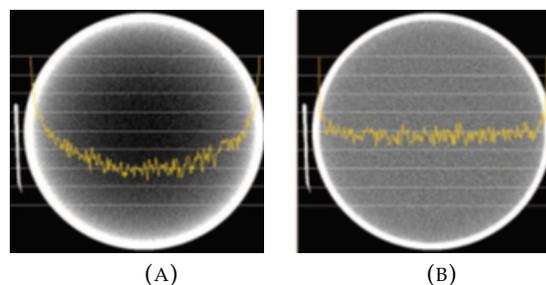


FIGURA 2.13: Profilo di attenuazione ottenuto lungo il centro di un fantoccio d'acqua uniforme. (A) Fantoccio affetto da cupping artifact e senza correzione della calibrazione. (B) Fantoccio con correzione della calibrazione. [22]

Per ridurre questi artefatti si possono usare tecniche di correzione che assumono una quantità media di indurimento del fascio, data l'attenuazione misurata, ricostruzioni iterative e appropriate tecniche di filtraggio. [2]

Scatter artifact Si verifica quando i fotoni, nella loro interazione con i tessuti, vengono assorbiti in parte con l'emissione di fotoni secondari a minore energia (scattering o effetto Compton) e vengono individuati da una riga di detector differente rispetto a quella in cui dovrebbero essere individuati. In particolare, se un impianto metallico blocca tutti i fotoni, allora il corrispondente elemento di detector individuerà solo i fotoni deviati.

Questo artefatto è tra le principali cause della degradazione della qualità delle immagini, si manifesta come bande iperdense e ipodense e quindi ha un aspetto molto simile all'artefatto di beam hardening (2.15(A)).

Per ridurre questo artefatto vengono posti dei collimatori davanti ai detector utili ad impedire l'arrivo dei fotoni deviati sullo stesso.

Photon starvation artifact Si verifica quando dai detector viene rivelato un numero insufficiente di fotoni X, determinando un aumento del rumore nell'immagine. E' causato da valori insufficienti di corrente e di tensione del tubo, da un posizionamento errato del paziente o dai limiti fisici dello scanner e si può verificare in aree ad alta attenuazione come le spalle.

Questo artefatto è del tipo streaking artifact (figura 2.15(B)).

Per ridurlo, senza che il paziente riceva una dose maggiore, oltre al corretto posizionamento, sono state sviluppate tecniche come la modulazione automatica della corrente del tubo e il filtraggio adattivo. [22]

Partial volume Si verifica quando un voxel contiene tessuti con densità molto diversa (per esempio, ossa e tessuto molle) e il suo numero CT è dato dalla media dei numeri CT relativi ai diversi tessuti.

Questo artefatto è del tipo shading artifact (figura 2.15(C)) ma risulta essere più accentuato quando si verifica insieme allo streaking artifact.

Per ridurre questo tipo di artefatto è necessario usare una sezione di acquisizione avente una piccola larghezza e specifici algoritmi di ricostruzione.

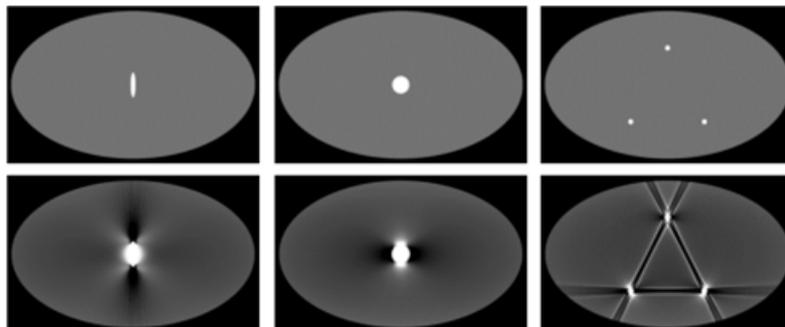


FIGURA 2.14: Scansioni simulate con (riga superiore) e senza (riga inferiore) beam hardening. E' possibile notare come le righe scure si verificano lungo le linee di più alta attenuazione, mentre le righe chiare si verificano in altre direzioni [23].

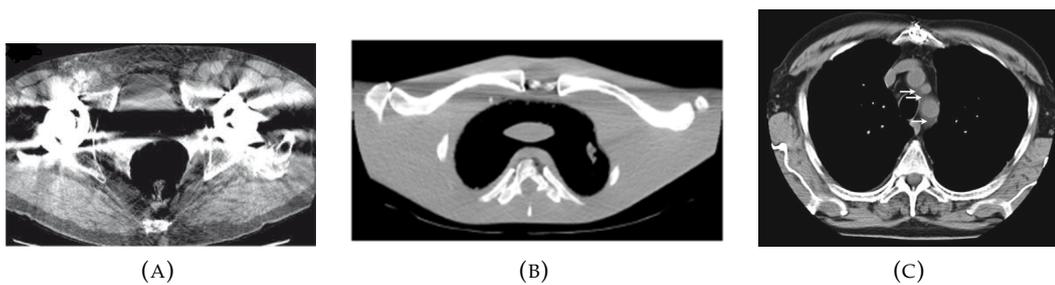


FIGURA 2.15: (A) Righe e bande scure nelle protesi d'anca causate da artefatti di beam hardening e scatter [24]. (B) Immagine CT di un fantoccio di spalla che mostra artefatti da photon starvation [23]. (C) Artefatti di partial volume mostrati dalle frecce [2].

Metal artifact Si verifica quando degli oggetti metallici sono presenti all'interno o all'esterno del paziente (protesi metalliche, pacemaker, clip chirurgiche, stent, elettrodi, ecc.) ed è il risultato della combinazione di più artefatti, tra cui quelli più importanti sono causati da beam hardening, scatter, partial volume e da photon starvation. [1] [2]

Questo artefatto nelle immagini come righe iper-dense e ipo-dense, tipicamente alternate tra loro (figura 2.16).

Per ridurre questo tipo di artefatto è possibile:

- inclinare il gantry in modo da evitare di includere il metallo nel campo di vista;
- migliorare l'acquisizione o modificando i parametri di acquisizione dello scanner (tensione e corrente del tubo), piano di scansione e spessore della slice; o impiegando una modalità di scansione dual-energy, come verrà spiegato successivamente; oppure impiegando la CT spettrale con il conteggio dei fotoni;
- applicare tecniche di pre-processing basate sulla fisica in cui vengono modellizzate le cause fisiche degli artefatti metallici e vengono corretti i dati grezzi nel dominio delle proiezioni prima della ricostruzione dell'immagine;
- completare la proiezione quando la misura di attenuazione del materiale metallico è completamente corrotta o mancante. Per completare il sinogramma bisogna sintetizzare nuovi dati di proiezione per completare il sinogramma. Tra questi è possibile distinguere i metodi di interpolazione, di ri-proiezione e di normalizzazione a cui appartengono gli algoritmi di riduzione degli artefatti metallici sviluppati dai diversi produttori di scanner CT. Questi metodi costituiscono la maggior parte delle tecniche di riduzione degli artefatti metallici e sono principalmente indirizzati a correggere artefatti da oggetti metallici grandi e/o ad alta attenuazione, come le protesi d'anca [25];
- usare una ricostruzione iterativa dell'immagine, come già spiegato nella sezione 2.3.2;
- applicare tecniche di post-processing quando non sono disponibili i dati grezzi di proiezione. Questo è un approccio che è implementato sulle immagini ricostruite e, se usato da solo, non è efficace come le tecniche di correzione dei dati grezzi; tuttavia, combinandolo con delle modifiche di ricostruzione si potrebbero ottenere dei buoni risultati. [25]

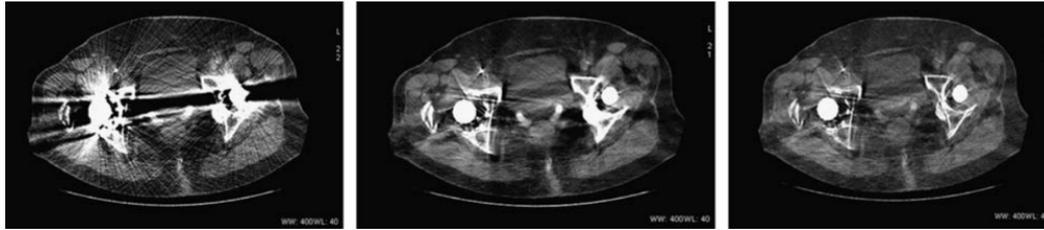


FIGURA 2.16: Protesi d'anca bilaterale. A sx: Immagine policromatica (immagine standard CT). Al centro: immagine standard CT con MARS (algoritmo di riduzione degli artefatti metallici implementato dalla GE Healthcare). A dx: Immagine virtuale monocromatica, ottenuta con dual-energy CT, con MARS [26].

2.3 Dual Energy CT (DECT)

I primi tentativi relativi all'uso dell'informazione spettrale nella tomografia computerizzata risalgono alla fine degli anni 70 [3] in cui venivano acquisite due scansioni separate ed erano processati sia i dati di proiezione che quelli ricostruiti. In quegli anni, la DECT non era accettata clinicamente a causa della mancanza di stabilità nei valori di densità CT, dei lunghi tempi di scansione che spesso causavano il movimento del paziente tra le scansioni, della risoluzione spaziale limitata e della difficoltà di post processing.

Lo sviluppo di nuove tecnologie ha permesso di riprendere dal 2006 l'applicazione della dual-energy CT nella pratica clinica. [3]

Generalmente per l'imaging CT spettrale sono richiesti tre requisiti legati a:

1. **spettro dei raggi X** in quanto sono necessarie sorgenti di raggi X che forniscano fotoni con energie differenti. La modalità DECT che soddisfa questo requisito in modo ottimale, come si vedrà nella sezione 2.3.3, è quella che sfrutta due sorgenti separate di raggi X che emettono fotoni di energia diversa e adatta la corrente per ottenere un output simile da entrambi gli spettri. Per avere il massimo contrasto nell'immagine è preferibile avere la minore sovrapposizione possibile tra gli spettri, ma:
 - una tensione inferiore a 80 kV non è utile perchè troppi fotoni sarebbero assorbiti dal corpo umano;
 - una tensione superiore a 140 kV non è generalmente disponibile e risulterebbe in un contrasto molto basso dei tessuti molli, contribuendo poco alla differenziazione dei tessuti.
2. **tecnologia del detector** che deve permettere di differenziare fotoni di diversa energia.
3. **proprietà dei tessuti** in quanto ci deve essere una sufficiente differenza nelle proprietà spettrali dei materiali sotto investigazione. Sapendo, come già spiegato nella sezione 1.4, che l'attenuazione che caratterizza differenti tessuti del corpo è causata da tre processi fisici di cui solo l'effetto fotoelettrico è fortemente legato al numero atomico Z del materiale, solo elementi con un'elevata differenza in esso possono essere distinti tramite le loro proprietà spettrali.

2.3.1 Principi fisici

Riprendendo l'equazione 2.2, l'intensità trasmessa $I(l)$ lungo il cammino di integrazione l può essere scritta come:

$$I(l) = \int S(E) e^{-\int_l \mu(x,y;E) dl} dE \quad (2.6)$$

dove $S(E)$ è lo spettro pesato in energia. [27]

Il coefficiente di attenuazione lineare è una combinazione lineare di effetto fotoelettrico e scattering Compton nel range di energia diagnostica [28], come mostrato di seguito:

$$\mu(x, y; E) = a_P(x, y) f_P(E) + a_C(x, y) f_C(E) \quad (2.7)$$

dove $f_P(E) \approx E^{-3}$ esprime la dipendenza energetica dell'interazione fotoelettrica, mentre $f_C(E) = f_{KN}(E)$, ovvero la funzione di Klein-Nishina, esprime la dipendenza energetica dello scattering Compton. Per quanto riguarda a_P ed a_C , questi dipendono da parametri fisici:

$$a_P \approx K_1 \frac{\rho}{A} Z^4 \quad a_C \approx K_2 \frac{\rho}{A} Z \quad (2.8)$$

dove K_1 e K_2 sono costanti, ρ è la densità di massa, A è il peso atomico e Z è il numero atomico. Le espressioni relative ai termini presenti nelle equazioni 2.8 sono approssimate in quanto indicano un comportamento generale. [28]

Assumendo le seguenti approssimazioni secondo cui:

- il K-edge di ogni tessuto di interesse è nel range energetico in cui i due spettri (S_H e S_L , rispettivamente ad alta e a bassa energia) sono piccoli;
- i due coefficienti di base hanno una dipendenza energetica abbastanza differente nel range di energia di interesse;

e rimpiazzando l'effetto fotoelettrico e lo scattering Compton con due materiali di base, di cui uno ha un alto Z e l'altro un basso Z che li rappresentino rispettivamente, l'equazione 2.7 può essere riscritta così:

$$\mu(x, y; E) \approx \mu_1(E) c_1(x, y) + \mu_2(E) c_2(x, y) \quad (2.9)$$

dove $c_1(x, y)$ e $c_2(x, y)$ rappresentano la concentrazione dei due materiali nel pixel avente coordinate x, y rispettivamente. [27] [29]

Inserendo l'equazione 2.9 nell'equazione 2.6 e sapendo che i coefficienti di attenuazione lineare dei materiali di base sono noti e indipendenti dalla posizione, si ottiene un'equazione in due incognite, ovvero $c_1(x, y)$ e $c_2(x, y)$. Per trovare le soluzioni è necessario introdurre una seconda equazione che si può ricavare considerando i due spettri differenti S_H e S_L . In questo modo si ha il seguente sistema di due equazioni in due incognite:

$$\begin{cases} I_H(l) = \int S_H(E) e^{-\mu_1(E) \int_l c_1(x,y) dl - \mu_2(E) \int_l c_2(x,y) dl} dE \\ I_L(l) = \int S_L(E) e^{-\mu_1(E) \int_l c_1(x,y) dl - \mu_2(E) \int_l c_2(x,y) dl} dE \end{cases} \quad (2.10)$$

Per ottenere i dati di proiezione è possibile prendere i logaritmi di queste quantità:

$$\begin{cases} g_H(l) = -\ln[I_H(l)] = -\ln[\int S_H(E)e^{-\mu_1(E)L_1(l) - \mu_2(E)L_2(l)} dE] \\ g_L(l) = -\ln[I_L(l)] = -\ln[\int S_L(E)e^{-\mu_1(E)L_1(l) - \mu_2(E)L_2(l)} dE] \end{cases} \quad (2.11)$$

dove:

$$L_1(l) = \int_l c_1(x, y) dl \quad L_2(l) = \int_l c_2(x, y) dl \quad (2.12)$$

Grazie alla tecnica della dual energy, si può risolvere il sistema 2.11 con i dati provenienti dalle acquisizioni e, successivamente, si possono calcolare le quantità $c_1(x, y)$ e $c_2(x, y)$ con le tecniche standard di ricostruzione CT.

Esistono diversi modi per risolvere le equazioni non lineari presenti nel sistema 2.11 ma quello più comune è il metodo della linea di iso-trasmissione secondo cui, usando l'energia efficace dello spettro policromatico, i valori g_H e g_L possono corrispondere a molte possibili combinazioni della coppia L_1 e L_2 , che rappresenta lo spessore dei materiali di base scelti, e possono essere scritti come:

$$\begin{cases} g_H = mL_1 + nL_2 \\ g_L = rL_1 + sL_2 \end{cases} \quad (2.13)$$

dove m, n sono i coefficienti di regressione per l'alta energia, mentre r e s sono quelli per la bassa energia. [30]

Queste misure di calibrazione stabiliscono una relazione tra i dati misurati a bassa e ad alta energia e i sinogrammi delle densità di massa dei materiali di base.

2.3.2 Ricostruzione delle immagini

Tramite la CT Dual-Energy si possono ottenere due tipi principali di immagini: le immagini virtuali monocromatiche, ovvero immagini ricostruite come se il tubo radiogeno emettesse un fascio monocromatico di raggi X e quelle pesate nella densità del materiale.

Per sintetizzare immagini monocromatiche virtuali si possono usare due metodi:

1. **metodo projection-based** in cui le immagini virtuali monocromatiche sono sintetizzate nel dominio della proiezione.

Questo metodo segue i passaggi esplicitati nella sezione 2.3.1; quindi, prima converte le proiezioni misurate in sinogrammi indipendenti dei materiali di base e poi ricostruisce le immagini DECT usando gli algoritmi di ricostruzione standard.

2. **metodo image-based** in cui le immagini virtuali monocromatiche sono ottenute risolvendo le mappe di densità dei materiali di base tramite le immagini ricostruite da scansioni a bassa e ad alta energia e questa caratteristica lo rende differente dal metodo precedente.

La differenza di questo metodo con il precedente risiede nel fatto che la risoluzione delle mappe di densità dei materiali di base è realizzata usando immagini ricostruite da scansioni ad alta e a bassa energia.

Riscrivendo l'equazione 2.9 in termini di numeri CT, sotto l'assunzione che

uno dei materiali sia l'acqua, è stato dimostrato che l'immagine monocromatica generata dai dati dello spazio dell'immagine è semplicemente una combinazione lineare delle due immagini CT ad alta e bassa energia con il fattore di peso $w(E)$ che è una funzione dell'energia monocromatica [31]:

$$CT(E) = w(E) \cdot CT^L + [1 - w(E)] \cdot CT^H \quad (2.14)$$

I metodi projection-based hanno il vantaggio di correggere intrinsecamente, e in teoria eliminare [32], gli artefatti di beam-hardening. Tuttavia per poter essere applicati richiedono di acquisire allo stesso angolo o di interpolare accuratamente le proiezioni ad alta e bassa energia [21], quindi possono essere implementati sulle modalità fast-kV switching e dual-layer, che verranno descritte rispettivamente nella sezioni 2.3.3.2 e 2.3.3.3.

Al contrario, l'applicabilità del metodo è severamente limitata sia nella scansione dual-source che in quella sequenziale (SECT), che verranno descritte rispettivamente nella sezioni 2.3.3.1 e 2.3.3.4.

Il formalismo image-based può essere realizzato su tutti i tipi di scanner DECT e sugli scanner SECT convenzionali acquisendo due immagini consecutive a diverse impostazioni di kVp, quindi è stato implementato più frequentemente. [33]

Nella CT dual-energy, una volta risolta l'equazione 2.11 e usati i metodi standard di ricostruzione delle immagini per ottenere $c_1(x, y)$ e $c_2(x, y)$, per ottenere una mappa dell'immagine in unità Hounsfield, bisogna applicare una sovrapposizione lineare delle mappe di base, come mostrato di seguito [34]:

$$HU(x, y; E) = 1000 \cdot \left(\frac{c_1(x, y)\mu_1(E) + c_2(x, y)\mu_2(E) - \mu_{H_2O}(E)}{\mu_{H_2O}(E)} \right) \quad (2.15)$$

2.3.3 Modalità

Attualmente, esistono quattro diverse modalità per realizzare una dual-energy CT clinica, implementate da diversi produttori e descritte nelle successive sottosezioni.

2.3.3.1 Dual-source

Questa modalità presenta due sorgenti di raggi X, di cui ognuna equipaggiata con il proprio generatore ad alta tensione, e due detectors corrispondenti, come mostrato in figura 2.17.

Questa tecnologia è implementata sulle macchine prodotte dalla *Siemens* in cui le due coppie tubo-detector presentano un offset angolare di 90° per la prima generazione e di 95° per la seconda e la terza generazione, risultando in una piccola differenza temporale che può essere riconosciuta come artefatti di moto in e attorno strutture che si muovono rapidamente, come ad esempio il cuore. [35]

In aggiunta, in corrispondenza della sorgente prodotta tramite la tensione più elevata, si può usare un filtro per indurire ulteriormente lo spettro energetico, diminuendo in esso i fotoni a bassa energia. Infatti, sulle macchine *Siemens* che sfruttano questa modalità sono implementate diverse combinazioni di tensioni del tubo con o senza un filtro di stagno ed è possibile notare un aumento della separazione spettrale in modo graduale dalla prima alla terza generazione:

- prima generazione: 80 kVp/140 kVp;

- seconda generazione: 80 kVp/140 Sn kVp, 100 kVp/140 Sn kVp, oltre quella della prima generazione;
- terza generazione: 70 kVp/150 Sn kVp, 80 kVp/150 Sn kVp, 90 kVp/150 Sn kVp, 100 kVp/150 Sn kVp, oltre quelle della seconda generazione.

La combinazione 70 kVp/150 Sn Kvp disponibile nella terza generazione fornisce il più alto contrasto spettrale dual-energy e sembra essere particolarmente utile nella valutazione di piccole zone del corpo, come l'intero corpo di un bambino o le estremità di adulti e bambini. [35]

In questa modalità i dati di proiezione acquisiti sono ricostruiti con il metodo standard di retro-proiezione filtrata, in modo separato per i due dataset e le analisi relative alla decomposizione dell'immagine sono realizzate nel dominio delle immagini.

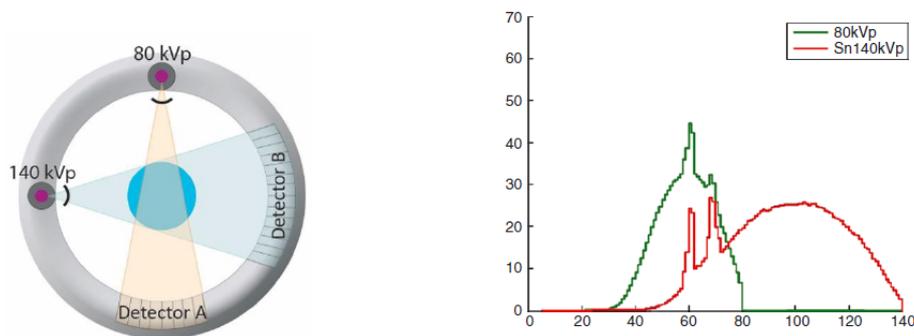


FIGURA 2.17: A sx: immagine di una DECT dual-source. A dx: simulazione Montecarlo dello spettro ottenuto nella DECT dual-source [3].

I vantaggi di questa modalità sono:

- l'ottimizzazione realizzabile liberamente e in modo indipendente di tensione, corrente e filtraggio del tubo al fine di ottenere, allo stesso tempo, sia la più grande differenza energetica possibile nei fotoni sia una quantità di fotoni simile in uscita da entrambi i tubi, quindi livelli di rumore aggiustabili. In questo modo:
 - si può ottenere un'ottimizzazione della dose modulando la corrente del tubo;
 - si possono migliorare i rapporti contrasto-rumore nelle immagini, raggiungendo un grado di sovrapposizione spettrale relativamente basso.

Al contrario, gli svantaggi di questa modalità sono:

- la necessità di avere un hardware specializzato che rende il sistema costoso;
- lo shift di 90° tra dati a bassa e ad alta energia che:
 - che non permette di ottenere dei dati di proiezione accoppiati alle stesse posizioni sull'asse z e, conseguentemente, di realizzare un post-processing primario;

– richiede l'implementazione di un algoritmo di correzione dello scatter. Infatti, siccome entrambi i tubi vengono energizzati simultaneamente, la radiazione scatterata, i cui fotoni vengono da un tubo, può essere individuata dal detector dell'altro tubo e viceversa. Ciò degrada la separazione spettrale.

L'algoritmo sfrutta una piccola porzione di elementi del detector per misurare e correggere questa radiazione ma potrebbe non eliminarla completamente. [35]

- il limitato spazio nel gantry che è sufficiente solo per un secondo detector più piccolo e causa un restringimento del campo di vista del secondo detector rispetto al primo che risulta essere di 26, 33 o 35 cm, a seconda della generazione del sistema dual-source.

Nonostante ciò, l'organo target è compreso solitamente all'interno del campo di vista e si può valutare l'anatomia fuori da esso sfruttando i dati del detector più grande per la ricostruzione dell'immagine ad energia singola. [35]

2.3.3.2 Fast kV switching

In questo metodo, la tensione del tubo viene cambiata rapidamente tra 80 kVp e 140 kVp, come mostrato in figura 2.18, seguendo una curva ad impulsi e acquisendo i dati due volte per ogni proiezione, ovvero ad alta e a bassa tensione; dati che, successivamente, vengono allineati nello spazio delle proiezioni.

Questo sistema è stato implementato dalla *GE Healthcare* su varie macchine, tra cui lo scanner *CT 750 HD* in cui è possibile ottenere un offset temporale tra i due spettri di 0.5 ms.

I tempi di salita e di discesa per la modulazione della tensione limitano la qualità dei due dati di proiezione tensione-specifici ed è necessaria una riduzione nella velocità del gantry per realizzare una scansione dual-energy CT di questo tipo.

La salita e la discesa non ideali dei kVp complicano anche la calibrazione spettrale poichè rendono difficile trovare un kVp fisso avente la stessa risposta spettrale dello spettro energetico di uno scanner a rapido kV switching. Lo spettro totale può essere decomposto in una sovrapposizione di alcuni spettri conosciuti di kVp tramite la misura della risposta del detector all'attenuazione bow-tie¹ [3], come mostrato nella seguente equazione:

$$S_P(E) = \sum_k^{N_k} \alpha_k S_k(E) \quad (2.16)$$

dove $S_k(E)$ sono le basi spettrali dei kVps fissati, N_k è il numero totale delle basi spettrali e α_k sono i pesi delle basi spettrali.

La risposta auto-normalizzata del detector può essere scritta come:

$$R(d) = \frac{\sum_k \alpha_k G_k(d)}{\sum_d \sum_k \alpha_k G_k(d)} \quad (2.17)$$

ponendo:

$$G_k(d) = \int_E S_k(E) E [1 - e^{-\mu_d(E)t_d}] e^{-\sum_b \mu_b(E,d) I_b(d)} dE \quad (2.18)$$

¹Il filtro bow-tie è un filtro a forma di arco con meno materiale filtrante al centro e solitamente viene usato per produrre un'immagine più uniforme, compensando il fatto che il percorso dei raggi X nelle parti più periferiche del corpo abbia una lunghezza inferiore rispetto al centro del corpo. [34]

in cui $\mu_d(E)$ è il coefficiente di attenuazione lineare dei detector, t_d è lo spessore del detector e, rispetto al materiale bow-tie b corrispondente al canale d del detector, $\mu_b(E, d)$ è il coefficiente di attenuazione lineare e $I_b(d)$ è lo spessore. Inoltre, $R(d)$ può essere misurato tramite una scansione di fast switching con l'aria, $G_k(d)$ può essere calcolato sulla base della geometria del sistema e α_k può essere ottenuto risolvendo $R(d)$ tramite un fitting con il metodo dei minimi quadrati. [3]

Dopo le operazioni di calibrazione, si ottiene una coppia di immagini ricostruite, pesate rispettivamente nelle densità dei due materiali di base, e si usa un algoritmo di ricostruzione dell'immagine monocromatica del tipo projection-based.

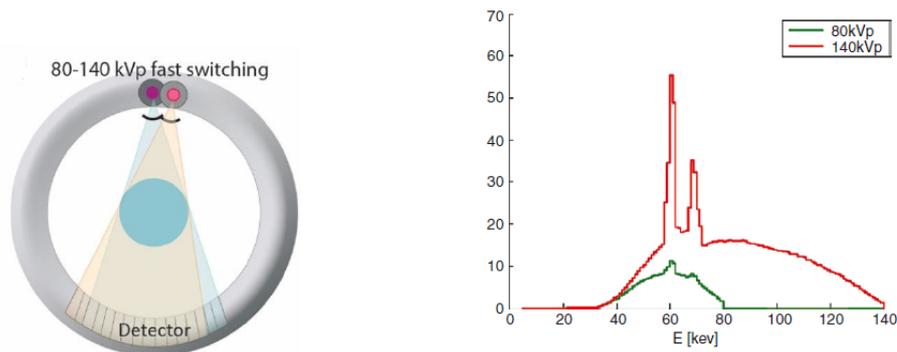


FIGURA 2.18: A sx: immagine di una DECT a rapido kV switching. A dx: simulazione Montecarlo dello spettro ottenuto nella DECT a rapido kV switching [3].

I vantaggi di questa modalità sono:

- la simultaneità nelle acquisizioni (meno di 1 ms di intervallo temporale) dei dataset a bassa e ad alta energia che permette di avere a disposizione coppie di proiezioni;
- la possibilità di implementare algoritmi di decomposizione materiale dual-energy usando sia i dati di proiezione che le immagini ricostruite;
- la maggiore riduzione degli artefatti di beam hardening grazie alla ricostruzione projection-based nelle immagini virtuali monoenergetiche. [36]

Gli svantaggi di questa modalità sono:

- la maggiore lentezza di acquisizione in quanto bisogna ridurre il tempo di rotazione a meno della metà, rispetto a quello della CT convenzionale, per permettere la collezione di proiezioni aggiuntive;
- la mancanza di corrispondenza tra le tensioni ideali e quelle nominali del tubo, come già spiegato precedentemente;
- l'impossibile ottimizzazione dello spettro tramite il filtraggio dei raggi X che causa una sovrapposizione relativamente alta degli spettri energetici;
- la mancanza di disponibilità della modulazione della corrente, che determina, in generale, un segnale molto più basso a bassa energia rispetto a quello ad alta energia, come mostrato in figura 2.18, e che dovrebbe essere modulata in maniera almeno inversamente proporzionale rispetto alla tensione del tubo per

mantenere la differenza più piccola possibile nel numero dei fotoni.

Questo problema causa un'alta esposizione di radiazione per compensare la qualità degradata dell'immagine per via della differenza nell'output dei fotoni tra tensioni alte e basse; tuttavia, è stato affrontato dalla *GE Healthcare* implementando un campionamento asimmetrico delle proiezioni, cioè più lungo per le proiezioni a bassa energia. [36]

2.3.3.3 Dual layer detector

In questo metodo si sfruttano il fascio policromatico di un tubo ad alta tensione fissata, generalmente 120 kVp [35], come mostrato in figura 2.19, e dei detector di scintillazione a strati (o sandwich) che hanno loro massima sensibilità² per diverse energie dei fotoni. Nello specifico, lo strato sottile più interno consiste in uno scintillatore di ittrio e assorbe fotoni a bassa energia, invece lo strato più esterno è formato da $Gd_2O_2S_2$ e assorbe fotoni ad alta energia. Vengono usati diversi spessori per raggiungere un rumore confrontabile tra le immagini a bassa e quelle ad alta energia. Un prototipo di questo tipo di sistema è lo scanner CT 64-detector row (Philips) che è in grado di differenziare lo iodio dall'osso e in cui la scansione dual energy può essere realizzata con una velocità di rotazione pari a 0.27 s e FOV pari a 50 cm; tuttavia, il contrasto spettrale è minore di quello del sistema dual-source perchè i profili di sensibilità dei materiali degli scintillatori risultano considerevolmente sovrapposti, come mostrato in figura 2.19. [35]

In questo approccio viene usato un algoritmo di ricostruzione dell'immagine monocromatica del tipo projection-based. [37]

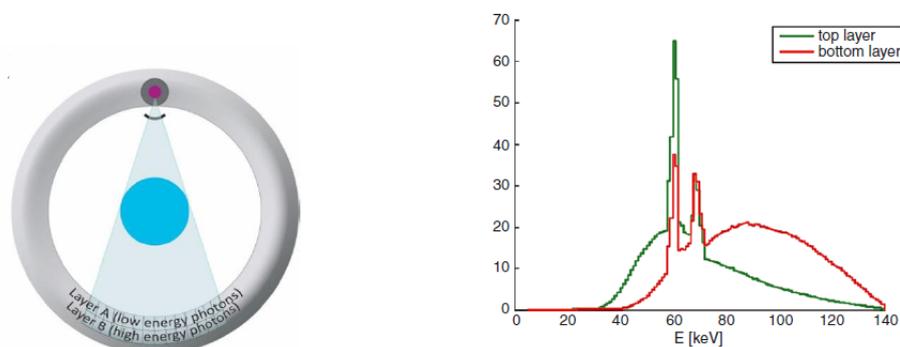


FIGURA 2.19: A sx: immagine di una DECT con detector a doppio strato. A dx: simulazione Montecarlo dello spettro ottenuto nella DECT con detector a doppio strato [3].

I vantaggi di questa modalità sono:

- la necessità di un solo tubo standard;
- l'acquisizione simultanea dei dataset a bassa e ad alta energia che sono registrati a tutti i tempi, permettendo di operare sempre in modalità "dual-energy", quindi di realizzare l'imaging specifico del materiale.

Gli svantaggi di questa modalità sono:

²La sensibilità è determinata dal materiale dello scintillatore

- la richiesta di un hardware specializzato per il detector a strati;
- la differenza spettrale piuttosto bassa, con una conseguente minore efficienza di dose e diverse quantità di fotoni a livello dei detector, a causa della sovrapposizione relativamente alta degli spettri energetici. Questo:
 - causa un contrasto limitato dell'informazione spettrale;
 - causa un livello di rumore diverso tra immagini ad alta e bassa energia;
 - richiede una dose aggiuntiva per essere compensato.

2.3.3.4 Sequential acquisition

In questo metodo si sfrutta una scansione spirale o sequenziale acquisita due volte ciascuna con una tensione diversa, generalmente 80 e 140 kVp e opzionalmente con un filtro aggiuntivo. [35]

Un approccio modificato per minimizzare il ritardo temporale inter-scansione (tra due scansioni successive) dell'intero volume anatomico di interesse (VOI) consiste nel realizzare una rotazione del tubo alle due tensioni prima dell'avanzamento del tavolo.

In alternativa, si possono usare tecniche di ricostruzione di scansione parziale in cui, per le due tensioni del tubo, i dati di proiezione vengono acquisiti a 180° + fan angle con un piccolo ritardo per cambiare il potenziale del tubo e permettere l'avanzamento del tavolo.

Questa modalità è praticabile specialmente su sistemi con ampi detector e un numero piuttosto alto di slice acquisite simultaneamente.

In questo caso, le immagini monocromatiche vengono ottenute sfruttando un algoritmo di ricostruzione dual energy image-based.

I vantaggi di questa modalità sono:

- il minore sforzo a livello di hardware in quanto può essere realizzata in ogni scanner TC;
- l'uso di strategie di filtraggio particolari e della modulazione della corrente. Questo permette di:
 - ottimizzare gli spettri dei raggi X per aumentare la differenza in energia efficace;
 - ottenere quantità simili di raggi X a livello del detector.

Gli svantaggi di questa modalità sono:

- la notevole differenza temporale tra le acquisizioni, per cui possono essere individuati artefatti da movimento cardiaco o respiratorio e cambiamenti nell'opacizzazione del materiale di contrasto. Questo comporta una degradazione sia a livello dell'immagine che a livello dell'informazione sulla decomposizione materiale in quanto, per ridurre la differenza temporale, si usano ricostruzioni parziali che sono più suscettibili a errori nei numeri CT [36];
- l'applicazione clinica ristretta a studi come la differenziazione dei calcoli renali, la gotta e la riduzione degli artefatti metallici.

Capitolo 3

Materiali e metodi

Lo scopo di questo lavoro è quello di effettuare uno studio sulla riduzione degli artefatti metallici in diverse configurazioni protesiche d'anca, analizzate tramite ricostruzioni di immagini Dual-Energy CT e algoritmo di riduzione degli artefatti metallici.

Si vuole valutare, quindi, quanto l'immagine ottenuta con i vari meccanismi di ricostruzione sia fedele all'anatomia analizzata. Lo scopo è dare indicazioni sul protocollo da seguire per ottenere una migliore qualità dell'immagine grazie alla riduzione degli artefatti metallici che sono i principali responsabili della degradazione dell'immagine.

Nella sezione 3.1 vengono introdotti la modalità di imaging, l'algoritmo di ricostruzione delle immagini e l'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici implementati nello scanner utilizzato. Nella sezione 3.2 vengono descritte le peculiarità dello scanner e i parametri di acquisizione e di ricostruzione delle immagini. Nelle sezioni 3.3 e 3.4 sono descritti i fantocci utilizzati nelle varie configurazioni. Infine nella sezione 3.5 viene anticipato il metodo utilizzato per svolgere l'analisi quantitativa.

3.1 Gemstone Spectral Imaging

La Gemstone Spectral Imaging (*GSI*) è una nuova applicazione della DECT introdotta dalla GE nel 2010 sullo scanner *Discovery CT750 HD*.

Questa sfrutta un rapido cambiamento dei kVp tra 80 kVp e 140 kVp per ogni proiezione, nel modo già spiegato nella sezione 2.3.3.2, effettuato tramite una sorgente singola e un nuovo detector, chiamato per l'appunto *Gemstone*. L'intero sistema può essere usato per identificare materiali di base come calcio, iodio e acqua.

I dati vengono acquisiti alternando le due tensioni kV ad una frequenza di 0.25 ms. [38]

Il vantaggio di questa architettura a sorgente singola è l'abilità di generare le immagini di decomposizione della materia sull'intero campo di vista (FOV) di 50 cm, come è possibile notare nella figura 3.1, rendendo questa tecnologia adatta a scansionare pazienti sovrappeso e che hanno difficoltà a piegarsi o a muovere gli arti per posizionarsi al centro del FOV.

Il materiale dello scintillatore è una ceramica isotropica con una struttura cubica, composta da granati attivati al cerio (Ce, materiale delle terre rare) come è possibile notare in figura 3.2.

Il reticolo di questa struttura offre una migliore trasparenza rispetto a quella dell'ossisolfuro di gadolinio, detto anche *GOS* (Gd_2O_2S), che ha un reticolo esagonale.

Sapendo che le proprietà del detector sono strettamente legate alla qualità dell'immagine, il materiale dello scintillatore è costruito per produrre una buona qualità

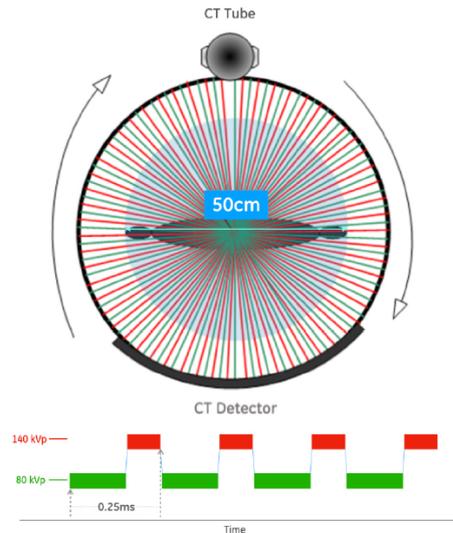


FIGURA 3.1: Schema di funzionamento del rapido switching in kV usato nella Gemstone Spectral Imaging

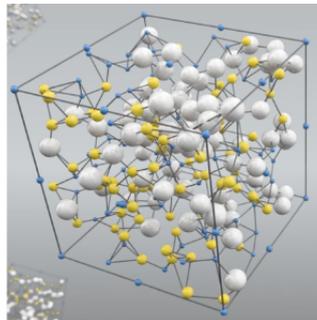


FIGURA 3.2: Struttura interna del materiale di cui è fatto lo scintillatore

dell'immagine, è chimicamente stabile ed è facile da fabbricare. Il detector Gemstone ha i seguenti vantaggi [39] :

- *alta velocità primaria*, ovvero il tempo di decadimento che descrive quanto velocemente lo scintillatore emetta la luce dopo l'eccitazione da parte dei raggi X, pari a $0.03 \mu\text{s}$. Questo rende lo scintillatore circa 100 volte più veloce degli scintillatori GOS;
- *eccezionale prestazione di afterglow*¹ pari allo 0.001% a 40 ms. Questo valore è il 25% in meno rispetto agli scintillatori GOS;
- *danneggiamento da radiazione ad alta energia*, pari allo 0.03%. Questo è 20 volte minore rispetto al danneggiamento da radiazione degli scintillatori GOS, pari allo 0.65%;

¹L'afterglow è il decadimento secondario della luce emessa dallo scintillatore per alcuni ms dopo che la sorgente dei raggi X viene spenta.

Ne deriva che la velocità di afterglow è la velocità di recupero dello stato neutro dopo l'impulso fotonico ma se non è abbastanza grande una parte del segnale viene portata da una vista a quella successiva durante la scansione, influenzando l'informazione e potenzialmente causando artefatti di decomposizione spettrale non voluti. [3]

- *spettro di emissione* con un ampio picco da 500 nm a 700 nm con un massimo a circa 585 nm. Questo spettro si accoppia molto bene con il diodo in silicio, fornendo un output luminoso con un'efficacia di conversione molto alta.

Le capacità degli scintillatori sono unite a un veloce campionamento del data acquisition system (DAS), che permette l'acquisizione simultanea dei sinogrammi dipendenti da alti e bassi livelli di kVp. Avendo a che fare con una modalità DECT del tipo fast kV-switching, tramite la ricostruzione projection-based già descritta nelle sezioni 2.3.2 e 2.3.1, è possibile ricostruire delle immagini monocromatiche a differenti mono-energie, scelte durante la programmazione dell'esame, che hanno il vantaggio di:

- minimizzare gli artefatti da metallo, calcio, sodio e altri materiali ad alta attenuazione;
- fornire un'informazione quantitativa sulla composizione chimica dei tessuti;
- permettere una riduzione dose/contrasto, tramite immagini ricostruite a keV minori.

Come è possibile notare in figura 3.3, gli step di processing necessari per ottenere le immagini finali nella GSI consistono in:

1. ottenere le acquisizioni intervallate a basso kVp e alto kVp. Quindi viene "riempito" il sinogramma con le viste intervallate a basso kVp ed alto kVp;
2. dividere le viste in sinogramma a basso ed alto kVp;
3. ricostruire il sinogramma ad alto kVp per produrre un'immagine a 140 kVp, che viene usata come immagine di controllo della qualità, in quanto le immagini GSI necessitano di un tempo di ricostruzione più lungo ma permettono di avere una migliore qualità diagnostica dell'immagine [35];
4. processare i dati intervallati ad alto kVp e basso kVp usando una trasformazione sofisticata da attenuazione a densità del materiale. Questo produce due sinogrammi di densità del materiale, uno per lo iodio e l'altro per l'acqua;
5. ricostruire i sinogrammi di iodio ed acqua per generare le immagini di densità materiale (MD) iodio e acqua (espresse in mg/ml);
6. generare dalla coppia di immagini acqua/iodio o immagini monocromatiche all'energia specificata dall'utente nel range compreso tra 40 keV e 140 keV, o immagini pesate in densità del materiale, o immagini virtuali "non migliorate" (VUE) ottenute sottraendo lo iodio dalle immagini di interesse.

Oltre ad avere a disposizione la GSI, sulle macchine della famiglia *Revolution CT* prodotte dalla *GE Healthcare*, viene usato l'algoritmo iterativo *ASiR-V* per la ricostruzione delle immagini dai sinogrammi e si può scegliere di usare l'algoritmo *Smart MAR* per la riduzione degli artefatti metallici.

3.1.1 ASiR-V

ASiR-V è un algoritmo iterativo di ricostruzione delle immagini che è stato introdotto recentemente dalla *GE Healthcare* [40] ed è stato ampiamente adottato sui sistemi

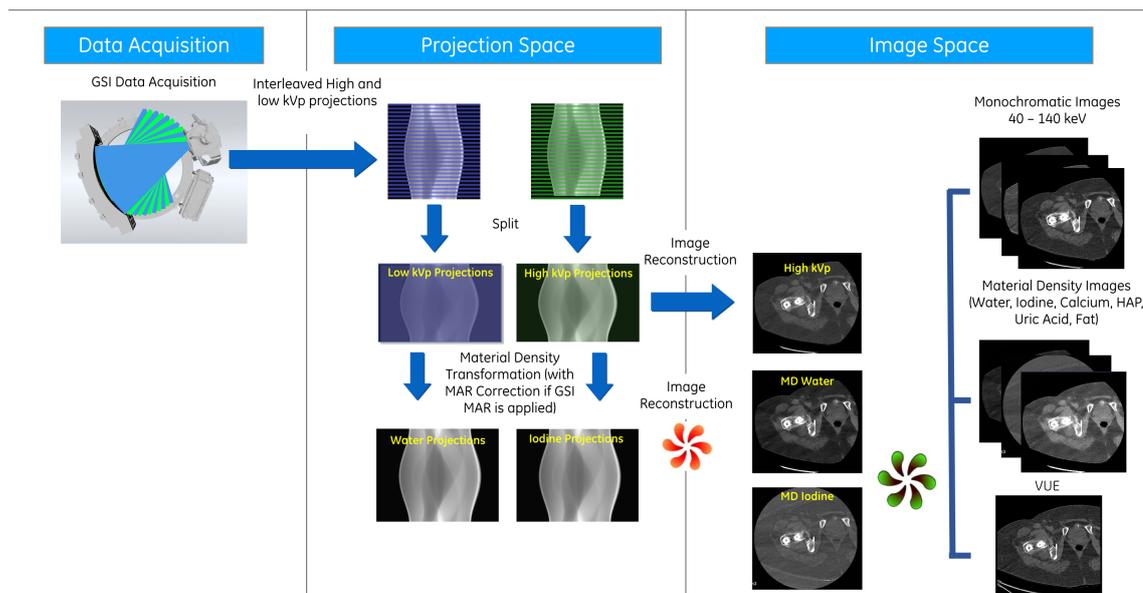


FIGURA 3.3: Step realizzati nella GSI per ottenere un'immagine virtuale monoenergetica

CT di tutto il mondo per via delle sue abilità di riduzione della dose al paziente e di conservazione della qualità dell'immagine. [18]

Questo algoritmo produce immagini dalla combinazione di FBP (*Filtered Back Projection*) e di IR (*Iterative Reconstruction*), con percentuali IR che vanno dallo 0% al 100% e che rappresentano il contributo all'immagine finale. [41].

La sua peculiarità consiste nel limitare il peso della modellizzazione dell'ottica del sistema, a differenza di un algoritmo iterativo interamente model-based (descritto nella sezione 2.1.2). Questo permette una velocità di ricostruzione simile a quella della FBP [18] in quanto questa modellizzazione è la fase per cui è necessario più tempo all'interno del processo IR.

L'algoritmo si focalizza principalmente sugli altri termini del processo IR, ovvero la modellizzazione del rumore del sistema, degli oggetti e della fisica.

3.1.2 Smart MAR

Smart Metal Artifact Reduction è un algoritmo di riduzione degli artefatti metallici sviluppato per la rivelazione dei dettagli anatomici oscurati da questi ultimi [42] ed implementato dalla *GE Healthcare* su varie macchine, tra cui anche quelle dotate della tecnologia *Gemstone Spectral Imaging*. [43]

L'obiettivo principale di questo approccio è quello di generare immagini corrette da artefatti metallici e, allo stesso tempo, conservare la risoluzione spaziale e l'integrità dei dati vicino al metallo.

Per ridurre gli artefatti metallici nello spazio delle proiezioni, in questo algoritmo viene usato un metodo chiamato *projection inpainting*, il cui principio è quello di rimpiazzare le proiezioni corrotte con dati di proiezione sintetizzati, creati o tramite

l'interpolazione di proiezioni "confinanti" [44] o con un'immagine *prior*. [45]

Un'immagine *prior* è un'immagine che dovrebbe modellizzare l'immagine originale nel miglior modo possibile senza contenere artefatti e viene ottenuta applicando diverse soglie per segmentare aria, tessuto molle e ossa.[46]

Le difficoltà legate al projection inpainting includono la perdita di risoluzione e la mancanza di consistenza tra le proiezioni sintetizzate e quelle reali; quindi, l'algoritmo Smart MAR presenta tre fasi diverse per risolverle:

- prima fase: prevede l'identificazione dei campioni corrotti e la successiva creazione di proiezioni sintetizzate usando un'interpolazione "di ordine maggiore" [43].
Seguendo questo processo, le proiezioni vengono retro-proiettate, producendo l'immagine MAR della prima fase;
- seconda fase: prevede la creazione di un'immagine *prior* avanzata usando una "tecnica innovativa di processing del segnale".[43]
Questa immagine viene segmentata e viene creata l'immagine classificata del tessuto che, successivamente, viene proiettata in avanti per produrre i dati sintetizzati nel dominio delle proiezioni. Questi ultimi, usando "tecniche avanzate" [43], rimpiazzano i dati corrotti per produrre i dati *inpainted*;
- terza fase: prevede il completamento delle operazioni nello spazio delle proiezioni con la rivelazione delle strutture anatomiche che normalmente sono nascoste nello spazio delle immagini da artefatti metallici. [43]
In questa fase vengono combinati i dati di proiezione originali, i dati di proiezione *inpainted* e una maschera costituita dai dati di attenuazione dei materiali metallici per produrre i dati di proiezione finali.
Infine, questi dati corretti di proiezione vengono retro-proiettati per produrre l'immagine corretta che ha le caratteristiche desiderate sia dei dati reali (migliore risoluzione a basso contrasto) che di quelli di proiezione (artefatti ridotti).

3.2 GE Revolution HD GSI

Per realizzare le scansioni è stato utilizzato lo scanner GE Revolution HD 1700 GSI (figura 3.4), realizzato dalla *GE Healthcare* e installato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

Questo fa parte di una nuova generazione di scanner CT e permette di realizzare esami di imaging ad alta definizione riducendo, allo stesso tempo, la dose richiesta di radiazione, grazie ad un avanzato algoritmo di ricostruzione delle immagini.

Inoltre, consente la realizzazione di sequenze CT che vanno oltre la classica valutazione anatomica, grazie alla caratterizzazione quantitativa del tessuto.



FIGURA 3.4: GE Revolution HD GSI

Le potenzialità offerte da questo scanner sono dovute ad alcune innovazioni a livello di hardware (figura 3.5) del sistema [38], ovvero:

- **generatore ultrarapido di kV switching e tubo Performix HD**, che permettono sia di avere una registrazione spaziale e temporale quasi simultanea che di avere una buona separazione energetica, come spiegato in sezione 2.3.3.2. Queste sono caratteristiche fondamentali per realizzare l'imaging CT spettrale, come illustrato nella sezione 2.3. Inoltre, il tubo ha anche il vantaggio di poter controllare dinamicamente lo spot focale, un altro parametro che influenza la qualità dell'immagine e che permette di raggiungere un maggior livello di dettaglio;
- **scintillatore Gemstone**, già spiegato nella sezione 3.1;
- **sistema di acquisizione dati Volara**, che permette di ottenere 2496 viste per rotazione per migliorare la risoluzione entro l'intero campo di vista e ridurre gli artefatti. Inoltre, permette anche di ridurre il rumore elettronico. [47] Queste sono caratteristiche cruciali per avere una buona qualità dell'immagine GSI e per l'accuratezza delle misure basate sulla densità del materiale.

Tra le altre componenti dello scanner è possibile menzionare:

- **gantry**, una struttura rotante che guida il sistema, controllando il posizionamento angolare del detector e della sorgente di raggi X;
- **tavolo porta-paziente** che fornisce il supporto e il movimento verticale e longitudinale del paziente rispetto allo scanner CT;

- **desktop dello scanner**, che fornisce l'interfaccia utente e che, nella stanza di controllo, permette di regolare tutte le operazioni sul sistema relative a funzionamento e flusso di lavoro;
- **unità di distribuzione della potenza**, che ripartisce la potenza tra gantry, tavolo del paziente e desktop.

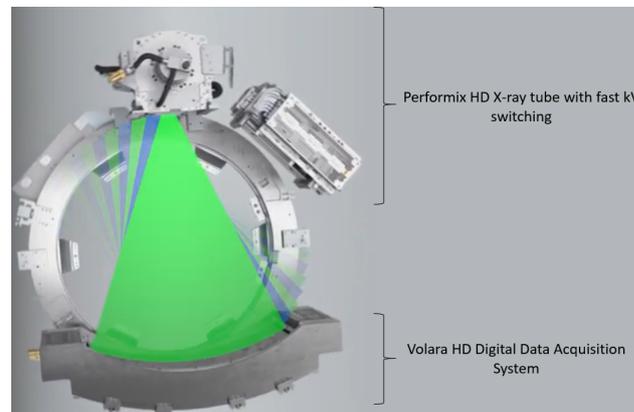


FIGURA 3.5: Hardware dello scanner GE Revolution HD 1700 GSI

Parametri di scansione

L'obiettivo principale di una scansione CT è quello di massimizzare la qualità dell'immagine e, al tempo stesso, minimizzare la dose assorbita dal paziente. Questa ottimizzazione può essere raggiunta tramite i principali parametri di scansione, come i parametri di acquisizione (kV, mA e tempo di rotazione) che determinano la qualità del fascio emesso dal tubo radiogeno e i parametri geometrici (spessore di strato e pitch) che sono legati alla modalità di acquisizione dell'immagine.

In questo studio è stato utilizzato un protocollo² personalizzato, implementato nello scanner *GE Revolution CT*, chiamato *8.17 HIP OP GSI* e avente i seguenti parametri:

- *Tensione del tubo*: 80-140 kVp;
- *Corrente del tubo* : 375 mA;
- *Tempo di rotazione*: 0.7 s;
- *Modalità di scansione*: Helical;
- *Pitch*: 0.98435;
- *Copertura del detector*: 40 mm;
- *DFOV*³: variabile a seconda dell'acquisizione;
- *Tipo di filtro*: body filter;

²Un protocollo consiste in una serie di parametri di scansione pre-programmati

³Displayed Field Of View: determina quanto del campo di vista scansionato viene ricostruito nell'immagine, quindi può essere minore o uguale ad esso.

Parametri di ricostruzione delle immagini

In questo studio si sono fatte le seguenti scelte sui parametri di ricostruzione delle immagini:

- *Spessore di strato*: 0.625 mm;
- *Kernel di ricostruzione*: Detail;
- *Algoritmo di ricostruzione*: ASIR-V al 50%;
- *Ricostruzioni monocromatiche virtuali* a 90 keV, 110 keV e 130 keV, 90 keV + Smart MAR, 110 keV + Smart MAR e 130 keV + Smart MAR.

Mentre i primi tre parametri sono stati mantenuti costanti al fine di ottenere immagini coerenti tra di loro, sono state utilizzate sia ricostruzioni monocromatiche virtuali, prodotte grazie al meccanismo Dual-Energy a diverse energie, sia la loro combinazione con l'algoritmo Smart MAR, spiegato nella sezione 3.1.2.

Il kernel di ricostruzione, chiamato anche filtro di ricostruzione, è uno dei parametri più importanti che influenzano la qualità dell'immagine. Per ogni kernel si ha un compromesso tra la risoluzione spaziale e il rumore; per questo deve essere scelto a seconda dell'applicazione clinica.

I kernel comunemente usati per esami CT nell'area pelvica [48] sono:

- *soft kernel* genera immagini con rumore inferiore ma risoluzione spaziale ridotta generalmente usato per la valutazione dei tessuti molli e tumorali;
- *sharp kernel* genera immagini con maggiore risoluzione spaziale e maggiore rumore ed è generalmente usato per la valutazione delle strutture ossee.

Il kernel *Detail* utilizzato in questo lavoro è uno sharp kernel.

3.3 Descrizione del fantoccio

Il fantoccio è stato progettato e realizzato presso il *Laboratorio di Tecnologia Medica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli*. La progettazione e realizzazione di tale fantoccio è parte integrante di questo lavoro di tesi.

Su di esso è stato condotto uno studio al fine di effettuare misure di quantificazione degli artefatti metallici nella zona peri-protetica, al variare dei materiali, delle dimensioni e della geometria della protesi.

Gli elementi che lo costituiscono sono:

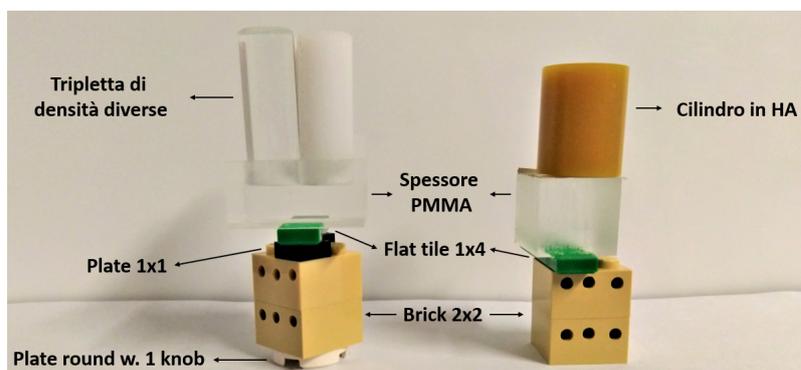
- **contenitore** rettangolare *SuperCube*, prodotto dalla *Superfos*. Questo è realizzato in plastica e ha dimensioni pari a 380x265 mm e volume pari a 17 l. Il contenitore è stato scelto in modo da avere a disposizione un ambiente stabile che contenesse la protesi e tutti gli altri elementi necessari per l'analisi;
- **acqua** per preparazioni iniettabili S.A.L.F. Versata all'interno del contenitore, è stata scelta per simulare i tessuti molli che circondano normalmente la protesi all'interno di un paziente. Il fatto che l'acqua sia sterile e non contaminata dagli organismi assicura una buona ripetibilità del set-up sperimentale;
- **base** in LEGO sagomata di dimensioni pari alla base inferiore del contenitore. Al di sotto della base è stato incollato uno spessore in PMMA (materiale plastico) delle stesse dimensioni, al fine di evitare il galleggiamento del set-up in assenza della protesi. La base LEGO è risultata utile al posizionamento libero di ogni elemento nello spazio, rendendo versatile il suo utilizzo per le diverse configurazioni. Prima di scegliere il LEGO è stata fatta una valutazione relativa al materiale con cui viene realizzato. Questo è un polimero termoplastico denominato ABS (*Acrilnitrile Butadiene Stirene*) e ha il vantaggio di presentare una bassa radio-densità. [49] Quest'ultimo parametro è importante in quanto l'elevata radio-densità avrebbe determinato un assorbimento eccessivo dei raggi X, causando delle misure inaffidabili;
- **Unità Di Sostegno (UDS)** per la regolazione e il posizionamento di cilindri aventi diverse densità. Come mostrato in figura 3.6, in questo studio sono stati posizionati sia cilindri calibrati in HA⁴, sia tre diverse plastiche unite in una 'tripletta'. A seconda della geometria che sorreggono, le UDS sono strutturate diversamente, come esplicitato in tabella 3.1 e come mostrato in figura 3.6.

Le UDS sono formate da varie componenti che sono state scelte in quanto:

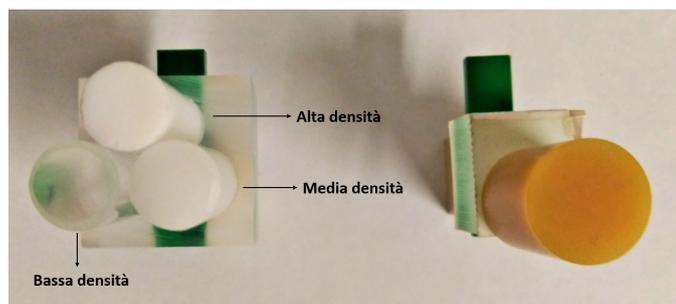
- *plate Round w. 1 knob* permette la rotazione dell'intera unità;
- *bricks 2x2* permettono di regolare l'altezza alla quale si vogliono porre i cilindri rispetto alla protesi: il numero massimo è stato quello di 4 unità. Al fine di evitare di incamerare aria, con conseguente galleggiamento del set-up, sono stati forati per fornire maggiore stabilità;
- *plates 1x1* permettono una regolazione più fine dell'altezza, fino ad un massimo di 2 unità;

⁴HA indica l'idrossiapatite (*Hydroxyapatite*)

- *flat tiles 1x4*, una volta privati dei 'piedini' sottostanti, permettono di realizzare un movimento traslatorio e fare in modo che i cilindri siano a contatto con la protesi;
- *spessore in PMMA forato* di 5 mm e incollato al *flat tile* permette di tenere fissi i tre cilindri di densità diversa, una volta inseriti;
- *spessore in PMMA con bioadesivo*, non forato e incollato al *flat tile*, permette di utilizzare i cilindri calibrati in HA ma allo stesso tempo di preservarli.



(A)



(B)

FIGURA 3.6: Unità di supporto. (A) Vista laterale. (B) Vista dall'alto.

Triplette di densità diversa	Cilindri calibrati in HA
Plate Round w. 1 knob	-
Brick 2x2	Brick 2x2
Plate 1x1	-
Flat tile 1x4	Flat tile 1x3
Spessore PMMA forato	Spessore PMMA con bioadesivo

TABELLA 3.1: Componenti dell'unità di sostegno. I *bricks* hanno un'altezza di 9.6 mm, mentre i *plates* e i *tiles* hanno un'altezza di 3.2 mm. [50]

- **cilindri calibrati in HA** aventi concentrazioni di CaHA di 0.25 g/cm^3 e 0.75 g/cm^3 . Entrambi hanno un diametro di 16 mm;
- **Tre cilindri plastici** per ogni unità. Questi hanno differenti diametri (10 mm e 5 mm) e densità in modo da simulare tessuti diversi; nello specifico:
 - Teflon: cilindro più esterno che all'occhio appare più bianco. Ha la densità più elevata ed è stato scelto per simulare l'osso compatto;

- POM C: cilindro più interno che all’occhio appare bianco ma meno intenso rispetto al teflon. Ha una densità intermedia ed è stato scelto per simulare l’osso spugnoso;
- PMMA: cilindro che all’occhio appare più trasparente. Ha una bassa densità ed è stato scelto per simulare i tessuti molli.

La scelta dei materiali è stata fatta confrontando i numeri CT dei tessuti da simulare, mostrati nella tabella 2.1, con quelli dei materiali plastici riportati nel manuale Catphan 700 [51] e mostrati in tabella 3.2. *Catphan 700* è un fantoccio calibrato utilizzato per svolgere controlli di qualità su scanner CT e particolarmente indicato per gli scanner CT più avanzati.

Materiale	Densità (g/cm ³)	Numero CT (HU)
Teflon (PTFE)	2.2	Da 941 a 1060
POM-C (Delrin)	1.41	Da 344 a 387
PMMA	1.19	Da 92 a 137

TABELLA 3.2: Valori di densità e numero CT per i diversi materiali presenti all’interno del fantoccio Catphan 700. [51]

- **Afferraggi** per le protesi realizzati con i seguenti elementi LEGO:
 - 4 *bricks 2x2* e *Plate 2x4 w. pins* permettono rispettivamente di sollevare rispetto alla base e appoggiare la parte superiore dello stelo protesico (descritto nella sezione 3.4);
 - 4 *bricks 2x2* e *Plate 2x2 with Wide Wheel Attachments* permettono rispettivamente di sollevare rispetto alla base e di appoggiare la parte inferiore dello stelo protesico;
 - *Elastici* permettono di tenere fissa la protesi ai *plates*;
 - *bricks 2x2* permettono di sollevare la coppa protesica (descritta nella sezione 3.4);
- **Protesi d’anca** nelle varie configurazioni che verranno descritte nella sezione 3.4.

3.4 Configurazioni delle protesi

La protesi d'anca viene impiantata chirurgicamente quando l'articolazione naturale non è più funzionante.

Esistono tre tipologie di protesi d'anca, utilizzate a seconda delle indicazioni terapeutiche, ovvero:

1. **Protesi totali** che prevedono la completa sostituzione dell'articolazione coxo-femorale (figura 3.7(A)), ovvero l'articolazione dell'anca;
2. **Endoprotesi** che prevedono la sostituzione della sola componente femorale. In questo caso, o la testina si articola direttamente alla cartilagine del paziente (figura 3.7(B)) oppure viene usata una cupola metallica bipolare che si articola da un lato con la testa protesica e dall'altro con la cartilagine;
3. **Protesi di rivestimento** in cui si cerca di conservare al massimo il tessuto del paziente. In questo caso, la componente femorale è un'emisfera mentre quella acetabolare è una coppa metallica.(figura 3.7(C)).

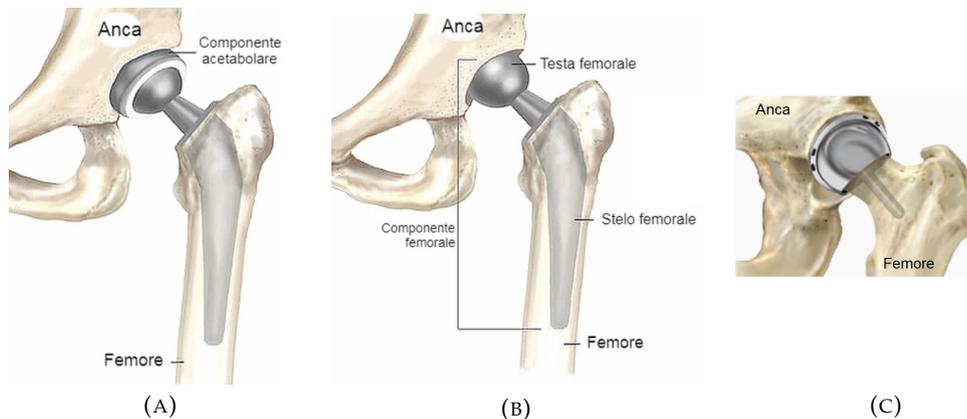


FIGURA 3.7: Tipologie di protesi d'anca. (A) Protesi totale. (B) Endoprotesi. (C) Protesi di rivestimento

Il Registro dell'Implantologia Protesica Ortopedica (RIPO) è un database che raccoglie e cataloga le informazioni relative a tutti gli interventi primari e di revisione di protesi di anca, ginocchio e spalla della regione Emilia Romagna.

Secondo il rendiconto RIPO, le protesi totali d'anca sono quelle maggiormente impiantate ($\approx 63.5\%$) in Emilia Romagna dal 2000 al 2016. [52]

Queste sono formate dalle seguenti componenti (figura 3.8) che possono essere di varie dimensioni e materiali, a seconda del produttore:

- **stelo** che può essere cementato o non cementato, a seconda dell'uso del cemento nella fase di fissaggio o dell'ancoraggio con osteointegrazione, e può avere diverse geometrie. I materiali di cui può essere costituito sono: Ti6Al4V ISO 5832-2 (e sue leghe), CoCrMo ISO 5832-4 (e sue leghe) e acciaio INOX ISO 5832-9 o ISO 5832-1.
- **collo** che può essere fisso, ovvero costituire un corpo unico con lo stelo, oppure modulare;

- **testa** che può essere costituita dai seguenti materiali: CoCrMo (e sue leghe), acciaio INOX o ceramica Biolox Delta ISO 6474 (e altre ceramiche);
- **inserto** che può essere costituito dai seguenti materiali: UHMWPE⁵ ISO 5834-1/2 e ceramica Biolox Delta (e altre ceramiche).
Rispetto alla testa protesica si devono rispettare i seguenti accoppiamenti: testa metallica-inserto in UHMWPE oppure testa in ceramica-inserto in ceramica;
- **coppa** che può essere cementata o non cementata e può essere bipolare (nel caso delle endoprotesi). I materiali di cui può essere costituita sono: Ti6Al4V (e sue leghe), CoCrMo (e sue leghe) e acciaio INOX.

Queste componenti richiedono accoppiamenti specifici non solo a seconda del materiale di cui sono fatte (accoppiamento testa-inserto) ma anche a seconda delle dimensioni che devono essere adattate all'anatomia del paziente.

Secondo un progetto di ricerca finalizzata le cui informazioni sono state ottenute dai report del registro RIPO del periodo 2010-2012, è risultato che il materiale più usato per gli steli è il Ti6Al4V, per i colli è il Ti6Al4V, per le teste protesiche sono quelli ceramici, per gli inserti è la ceramica Delta Biolox e per la coppa è il Ti6Al4V. [53]



FIGURA 3.8: Componenti di una protesi d'anca completa

Nelle prossime sottosezioni sono presentati gli accoppiamenti protesici utilizzati con le informazioni relative a produttori, materiali e dimensioni.

Sono state prese in considerazione solo le protesi d'anca primarie, cioè da primo impianto. Ogni accoppiamento per formare una protesi totale d'anca o un'endoprotesi costituisce una configurazione diversa ed è stato scelto in base al rendiconto RIPO del 2018 [52].

In tutte le configurazioni sono stati incollati la coppa, l'inserto e la testa. Le configurazioni in cui era necessario incollare metallo (testa o coppa) con inserto in UHMWPE hanno richiesto l'applicazione del primer *Loctite 757* sul polietilene prima dell'applicazione del super-attack *Koala attaccatutto, colla istantanea*.

⁵UHMWPE è l'acronimo di *Ultra High Molecular Weight Poly-Ethylene*, ovvero polietilene ad altissimo peso molecolare

3.4.1 Prima configurazione

Questa configurazione descrive il caso in cui il paziente abbia una protesi monolaterale avente le componenti mostrate in tabella 3.3 e in figura 3.9(A).

E' stata scelta in quanto secondo il rendiconto RIPO le sue componenti sono tra le più impiantate. [52]

Componente	Nome	Materiale	Dimensione
Stelo	Adler Apta, non cementato	Ti6Al4V+HA	5R
Collo	Adler Modula	Ti6Al4V	0C-SF
Testa	Adler Delta Ceramic Head	BioloX Delta	36(+4)
Inserto	Adler Ceramic Insert	BioloX Delta	36
Coppa	Adler Fixa Ti-Por CUP	Ti6Al4V	T52/B

TABELLA 3.3: Componenti della prima configurazione

3.4.2 Seconda configurazione

Questa configurazione descrive il caso in cui il paziente abbia una protesi monolaterale avente le componenti mostrate in tabella 3.4 e in figura 3.9(B).

Questa configurazione è stata scelta in quanto alcune componenti sono abbastanza impiantate in base al rendiconto RIPO [52].

Nel caso in cui lo stelo fosse impiantato in un paziente richiederebbe il fissaggio tramite cementazione. Nonostante questa operazione non sia semplice da realizzare in laboratorio rispetto alla sala chirurgica, si è deciso di adoperarla comunque per capire quale fosse l'impatto del cemento nella zona peri-protetica e per replicare la situazione clinica.

La cementazione è stata realizzata:

- avvolgendo attorno a una raspa *Lubinus SP II* (taglia L4) e in successione pellicola trasparente, nastro adesivo e pellicola trasparente. Questa operazione è necessaria a causa della superficie ruvida della raspa;
- realizzando uno stampo siliconato con apice distale allineato verticalmente tramite l'inserimento della raspa in questo modo. Il silicone è prodotto dalla *Italgessi* ed è stato ottenuto miscelando (con un rapporto di miscelazione 1:1):
 - Silicon mix, SH A 13, trasparente, 222 g, base;
 - Silicon mix, SH A 13, trasparente, 222 g, catalyst;
- estraendo la raspa e inserendo lo stelo protesico da cementare;
- inserendo il cemento commerciale *Palacos R+G*. Dopo la sua asciugatura, lo stelo cementato è stato tenuto in acqua per rimuovere l'antibiotico contenuto nel cemento (0.5 g di Gentamicin).

La raspa usata, in relazione allo stelo usato in questa configurazione, ha potuto garantire un mantello di cemento di circa 2-3 mm.

Componente	Nome	Materiale	Dimensione
Stelo	Lubinus SP II, cementato	CoCrMo	L1
Testa	Zimmer Metasul	CoCrMo	28/0
Inserito	Zimmer Durasul Alpha	UHMWPE	28
Coppa	Zimmer Fitmore	Ti6Al4V	54

TABELLA 3.4: Componenti della seconda configurazione. In questo caso lo stelo è già dotato di collo.

3.4.3 Terza configurazione

Questa configurazione descrive il caso in cui il paziente abbia una protesi monolaterale avente le componenti mostrate in tabella 3.5 e in figura 3.9(C).

Nonostante nessuna componente appaia nel rendiconto RIPO [52], è stata scelta per valutare l'impatto del CoCr nella peggiore delle situazioni, ovvero a contatto con la protesi. Infatti, i chirurghi spesso usano metodi di cementazione diversi, quindi spessori differenti di cemento.

Componente	Nome	Materiale	Dimensione
Stelo	Aesculap Excia Isodur, cementato	CoCrMo	12
Testa	Aesculap Isodur	CoCrMo	28
Coppa	B.Braun Bipolar Cup	UHMWPE, Acciaio INOX	28/46

TABELLA 3.5: Componenti della terza configurazione. In questo caso lo stelo è già dotato di collo e l'inserito è già compreso nella coppa, in quanto si tratta di una coppa bipolare per endoprotesi

3.4.4 Quarta configurazione

Questa configurazione descrive il caso in cui il paziente abbia una protesi monolaterale avente le componenti mostrate in tabella 3.6 e in figura 3.10(A).

E' stata scelta in quanto alcune componenti sono abbastanza impiantate da rendiconto RIPO [52].

Componente	Nome	Materiale	Dimensione
Stelo	Mathys CCA, cementato	Acciaio INOX	17.5
Testa	Samo	Acciaio INOX	28/M
Coppa	Samo Bipolar	UHMWPE, Acciaio INOX	28/52

TABELLA 3.6: Componenti della quarta configurazione. In questo caso lo stelo è già dotato di collo e l'inserito è già compreso nella coppa, in quanto si tratta di una coppa bipolare per endoprotesi

3.4.5 Quinta e sesta configurazione

Queste configurazioni descrivono il caso in cui il paziente abbia una protesi bilaterale (in figura 3.10(B)) avente:

- nella parte destra dell'anca (quinta configurazione) le componenti mostrate in tabella 3.3;
- nella parte sinistra dell'anca (sesta configurazione) le componenti mostrate in tabella 3.6.

E' stata scelta per simulare il caso in cui il paziente abbia un doppio impianto. In questo modo si può valutare se gli artefatti di una protesi siano talmente severi da influenzare l'altra.

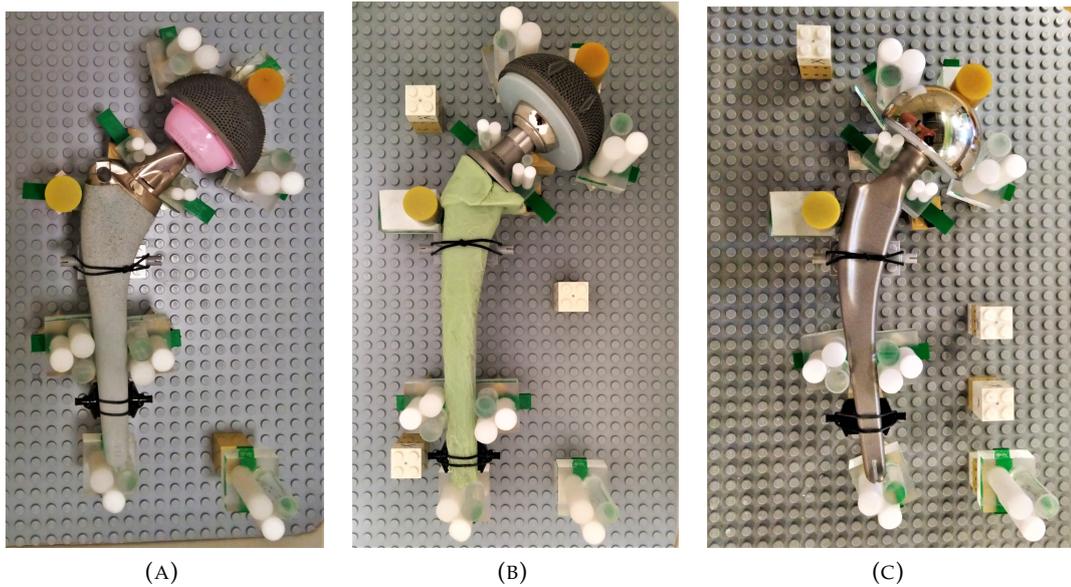


FIGURA 3.9: Configurazioni delle protesi. (A) Prima configurazione. (B) Seconda configurazione. (C) Terza configurazione

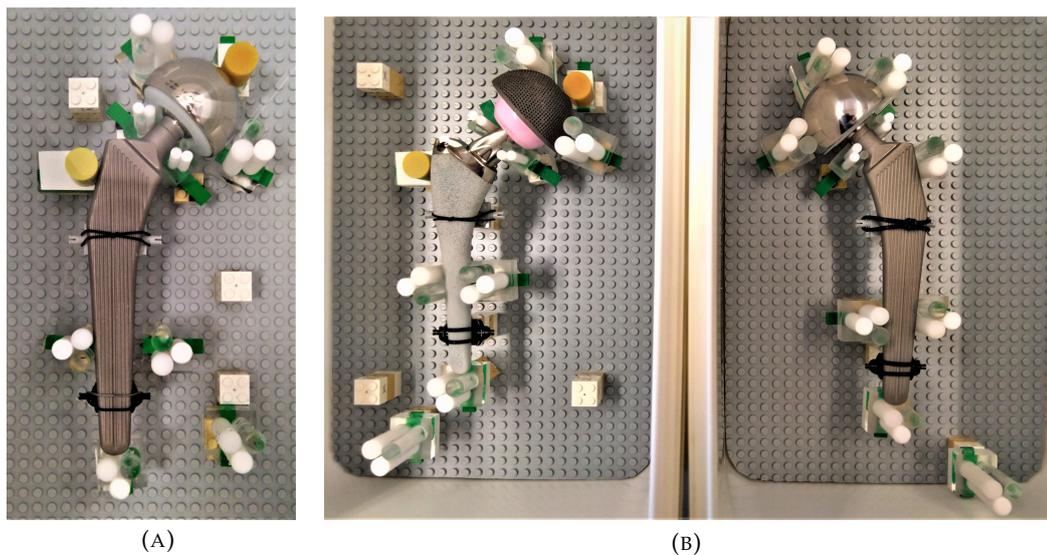


FIGURA 3.10: Configurazioni delle protesi. (A) Quarta configurazione. (B) Quinta (a sx) e sesta (s dx) configurazione.

3.5 Analisi quantitativa

In letteratura non è stata ancora definita una procedura standard per la valutazione e la classificazione, in base alla severità, degli artefatti metallici causati da protesi d'anca. Per questo motivo, per realizzare l'analisi quantitativa delle configurazioni sopra citate è stato preso come riferimento l'articolo di Wellenberg [54] in cui viene realizzato un fantoccio contenente una protesi d'anca circondata da cilindri che simulano l'osso. Sono stati studiati il grado di severità degli artefatti metallici, gli effetti dell'imaging virtuale monocromatico e l'impatto dell'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici (Smart MAR) tramite l'analisi di numeri CT, rumore e SNR (*Signal to Noise Ratio*) in regioni di interesse (ROIs) posizionate all'interno di ogni cilindro. Questo permette di ottenere un'informazione circa la discrepanza tra numeri CT di regioni simili prima e dopo la correzione.

Come suggerito nell'articolo di Wellenberg [54], per aggiungere un valore clinico all'analisi sono state definite alcune ROIs in regioni che corrispondono a diversi tessuti (densità diverse di cilindri) e sono state riportate le differenze tra le aree affette e quelle prive di artefatto.

L'analisi quantitativa è stata realizzata usando il programma di image-processing MATLAB (versione 2019b) [55].

In esso è stata sviluppata una maschera di misure standardizzata per ogni configurazione per aumentare l'affidabilità delle misure.

Ogni maschera è stata creata manualmente per ogni configurazione e presenta:

- 26 ROIs corrispondenti ai 26 cilindri presenti nelle prime 5 configurazioni;
- 30 ROIs corrispondenti ai 30 cilindri presenti nella sesta configurazione.

I cilindri sono stati collocati in tutte le posizioni radiologiche rilevanti a livello acetabolare (zone di DeLee e Charnley [56], indicate nella figura 3.11 da b5, b4 e cilindro in HA a bassa densità), in alcune zone radiologiche rilevanti a livello femorale (zone di Gruen [57], indicate nella figura 3.11 da b1, b2, b3 e cilindro in HA ad alta densità) e nella zona del collo (indicate nella figura 3.11 da s1 e s2).

Per ogni ROI, per calcolare i numeri CT e il rumore sono state misurate rispettivamente le intensità medie e la deviazione standard dei pixel presenti al loro interno. Infine, facendo il rapporto tra queste due grandezze è stato calcolato il SNR, come esplicitato dalla seguente equazione:

$$SNR = \frac{\text{Numero CT}}{\text{Rumore}} = \frac{HU_p}{\sigma_p} \quad (3.1)$$

dove p indica il cilindro (o pellet).

In primo luogo, le misure sono state realizzate su immagini monocromatiche virtuali ricostruite a tre diverse energie (90 keV, 110 keV e 130 keV) in assenza di protesi. Questo passaggio è necessario per ottenere i valori di riferimento dei numeri CT delle diverse densità propri dello scanner usato in questo studio.

Successivamente le misure sono state realizzate su immagini monocromatiche virtuali ricostruite a 90 keV, 110 keV, 130 keV, 90 keV+Smart MAR, 110 keV+Smart MAR e 130 keV+Smart MAR, in particolare su una slice coronale scelta in modo che fosse visibile tutta la protesi e che fosse il più vicino possibile al centro della testa protesica. Questa scelta è il frutto di un compromesso tra la presenza di artefatto e di componente protesica.

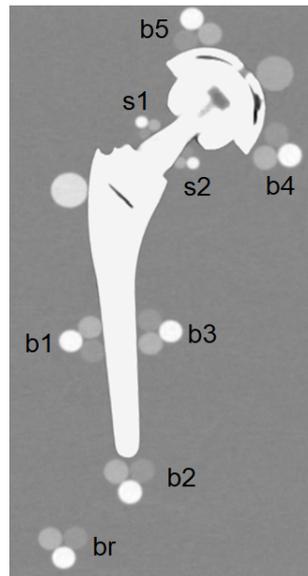


FIGURA 3.11: Schematizzazione del posizionamento dei cilindri attorno alla protesi. Ogni tripletta di densità diversa è identificata da una lettera e un numero come in figura. Il riferimento è indicato con la sigla 'br'. Ulteriori dettagli nel testo.

I risultati sono presentati in figure e grafici nella sezione successiva. L'analisi statistica è stata eseguita tramite due test non parametrici, ovvero il Kruskal-Wallis e il Wilcoxon signed-rank, entrambi a due code con un livello di significatività al 5%.

Capitolo 4

Risultati

In questo capitolo viene mostrata l'analisi svolta sulle immagini acquisite.

Nelle sezioni 4.1 e 4.2 vengono mostrati gli step necessari per poter estrapolare dalle immagini i dati su cui effettuare l'analisi.

Nella sezione 4.3 vengono mostrati i risultati confrontando un'indagine globale e una locale.

Nella sezione 4.4 vengono mostrati dei risultati che danno una visione di insieme circa il materiale che permette di valutare meglio la zona peri-protetica e circa il migliore protocollo di ricostruzione delle immagini per ogni configurazione.

Nell'ultima sezione viene presentata la discussione dei risultati ottenuti confrontandoli con la letteratura.

4.1 Pre-processing

Come già accennato nella sezione 3.5, per ottenere l'immagine su cui valutare gli artefatti è stato utilizzato MATLAB.

I dati biomedici sono archiviati secondo lo standard DICOM¹. L'insieme di file DICOM costituisce il volume ottenuto da una scansione CT.

Per ottenere le immagini coronali finali, devono essere applicati i seguenti step in MATLAB:

- interpolazione dei dati per scalare correttamente il volume scansionato. In caso contrario la slice coronale non verrebbe visualizzata correttamente poiché le dimensioni del voxel non sono isotropiche e MATLAB non applica di default questa correzione. Il volume di ogni scansione è stato scalato nella dimensione z tramite la seguente relazione [58]:

$$D_f = D_i \cdot d \quad \text{con} \quad d = \frac{\text{dimensione z in mm}}{\text{dimensione x in mm}} \quad (4.1)$$

dove D_f è la dimensione z finale del volume, D_i è la dimensione z iniziale del volume e d è lo spessore normalizzato di un singolo voxel contenuto nel volume.

- selezione della slice coronale, come già spiegato nella sezione 3.5;
- rotazione della slice;
- trasformazione lineare dei pixel chiamata *Rescale Type* [59] con i parametri *Rescale slope=1* e *Rescale intercept=-1024*, come indicato da file DICOM, per

¹DICOM è l'acronimo di *Digital Imaging and COmmunications in Medicine*

ottenere l'immagine in scala Hounsfield [60]. La trasformazione è:

$$\text{Output units} = m \cdot SV + b \quad (4.2)$$

dove, nell'header DICOM², m è il parametro chiamato *Rescale slope* e b è il parametro chiamato *Rescale intercept*.

4.2 Analisi delle immagini

Ottenuta l'immagine coronale, per avere un'idea generale sulla gravità e l'aspetto degli artefatti metallici al variare delle configurazioni, è stata effettuata una valutazione visiva preliminare sulla degradazione della qualità dell'immagine. Successivamente, è stato implementato un metodo per la realizzazione di misure quantitative.

4.2.1 Valutazione preliminare

Da un confronto visivo preliminare, è emerso che la configurazione meno affetta da artefatti metallici severi sia quella in Ti6Al4V monolaterale (figura 4.1 (A)).

La presenza di artefatti metallici è individuata da bande ipo e iper dense. Queste si concentrano maggiormente nelle zone con maggiore presenza di materiale metallico (ad esempio, nella parte superiore dello stelo) e nella zona del collo della protesi. Inoltre le bande iper-dense sono più visibili a livello della coppa acetabolare.

Inoltre, per la stessa configurazione è stato possibile notare come a parità di energia l'immagine con l'algoritmo Smart MAR (figura 4.1 (B)) peggiori la visibilità della protesi causando un aspetto 'a gradini' indesiderato che degrada la qualità dell'immagine nella zona peri-protetica.

La configurazione che risulta peggiore dal confronto visivo è quella avente lo stelo in acciaio INOX (figura 4.2). In questo caso è possibile notare come tutta la zona attorno allo stelo sia fortemente affetta da artefatti ipo-densi che mascherano gli artefatti iper-densi e come la presenza di artefatti ipo e iper-densi sia accentuata e a livello della componente acetabolare.

Vengono riportate anche le immagini relative al caso in cui viene simulato un doppio impianto (figure 4.3 e 4.4, centrate rispettivamente nella protesi con lo stelo in Ti6Al4V e in quella con lo stelo in acciaio INOX).

Confrontando l'immagine 4.3 con l'immagine della stessa protesi nel caso di un impianto monolaterale (figura 4.1 (A)) è possibile constatare come attorno alla protesi con lo stelo in Ti6Al4V ci siano più artefatti, soprattutto a livello acetabolare. Questo è dovuto al fatto che la protesi con lo stelo in acciaio INOX induce degli artefatti severi (visibili in figura 4.4) che si combinano con quelli della protesi in Ti6Al4V.

Una valutazione visiva approfondita di questo tipo verrà svolta in un lavoro successivo con il supporto dei radiologi. Per caratterizzare in modo oggettivo gli artefatti è stata introdotta un'analisi quantitativa.

²L'header DICOM è un file di intestazione che conserva tutte le informazioni di una scansione CT come ad esempio i dati sul paziente, i parametri di acquisizione, le dimensioni dell'immagine, ecc.

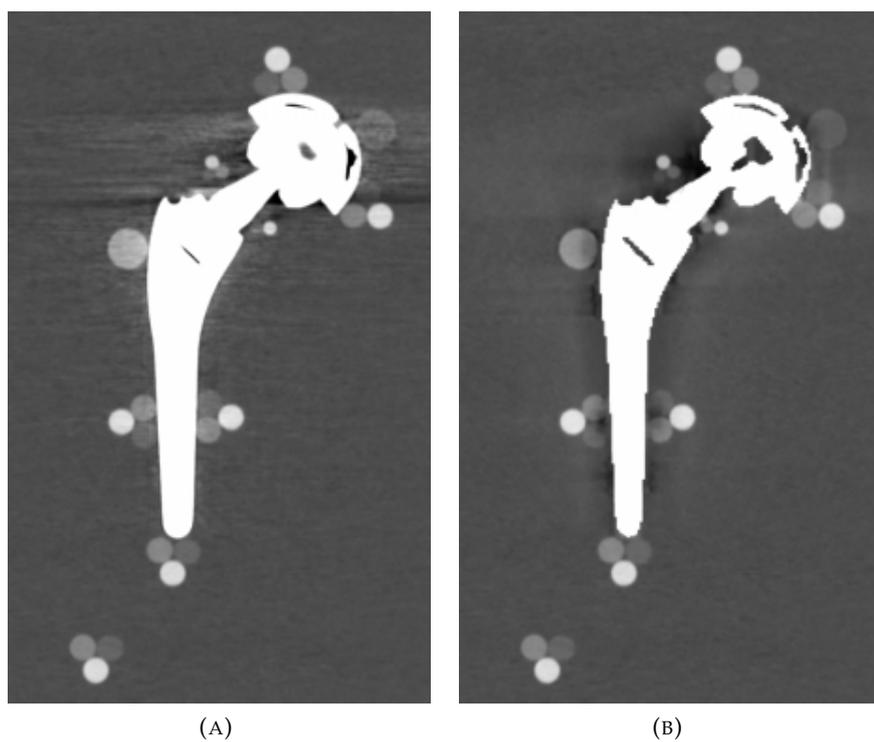


FIGURA 4.1: Protesi con lo stelo in Ti6Al4V con finestra di visualizzazione CT Bone (WL:300, WL:1500). (A) Immagine monocromatica virtuale a 130 keV. (B) Immagine monocromatica virtuale a 130 keV+Smart MAR



FIGURA 4.2: Protesi con lo stelo in INOX con finestra di visualizzazione CT Bone (WL:300, WL:1500). Immagine monocromatica virtuale a 130 keV.

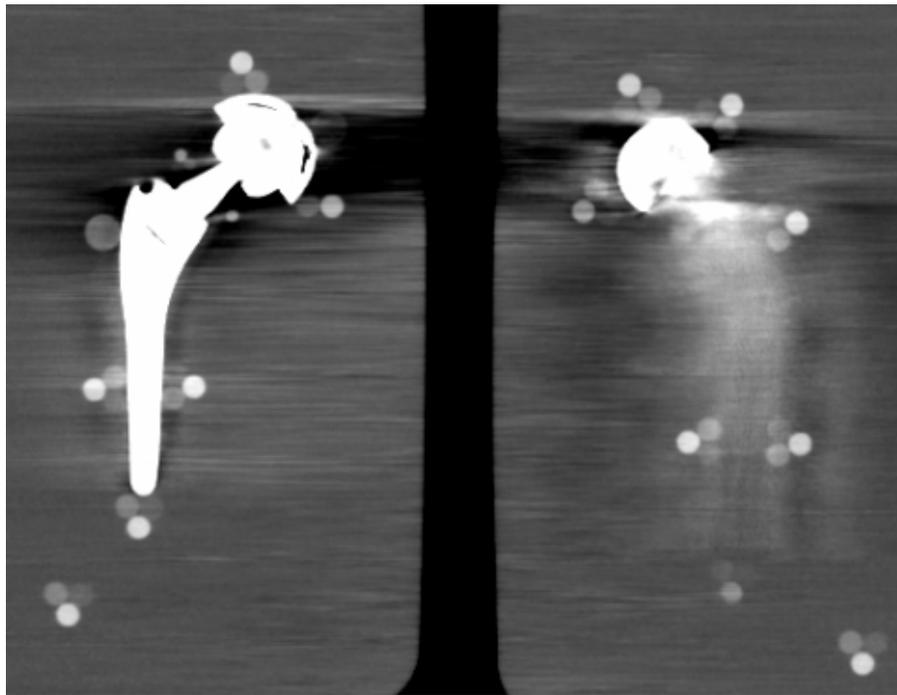


FIGURA 4.3: Immagine dell'impianto bilaterale centrata nella protesi lo stelo in Ti6Al4V con finestra di visualizzazione CT Bone (WL:300, WL:1500). Immagine monocromatica virtuale a 130 keV.

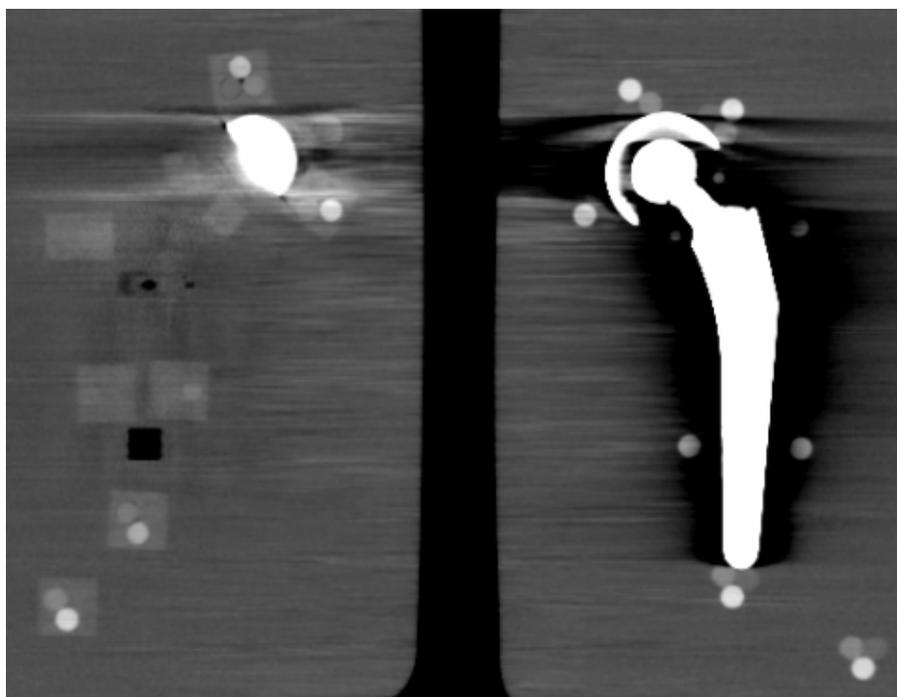


FIGURA 4.4: Immagine dell'impianto bilaterale centrata nella protesi lo stelo in acciaio INOX con finestra di visualizzazione CT Bone (WL:300, WL:1500). Immagine monocromatica virtuale a 130 keV.

4.2.2 Classificazione delle ROI

In MATLAB per ogni slice coronale selezionata (quindi, per ogni configurazione) è stata creata una maschera standardizzata posizionando manualmente una ROI per ogni cilindro.

Il diametro delle ROI è pari all'80% del diametro dei cilindri in modo da essere certi di essere all'interno del cilindro e, allo stesso tempo, di avere una buona statistica circa il numero dei pixel. [61]

Il diametro di ogni ROI è stato adattato al variare della configurazione (del DFOV) e del diverso diametro dei cilindri, secondo la relazione:

$$\text{Diametro ROI} = \frac{80\% \text{ diametro cilindro}}{\text{larghezza pixel}} \quad (4.3)$$

dove la larghezza del pixel è ricavata dal file DICOM.

Nelle analisi successive sono state considerate solo le triplette di diversa densità e non i cilindri calibrati in HA.

Applicando il template standardizzato di misure alle ricostruzioni monocromatiche a diversa energia del fantoccio scansionato senza protesi, sono stati definiti i valori di riferimento senza protesi (*rsp*) per il numero CT e il rumore per tutte le densità.

Al fine di ottenere una misura più affidabile, per ogni ricostruzione i valori di riferimento sono stati ottenuti mediando i valori di media e deviazione standard dei cilindri con un diametro di 10 mm. Questo è stato fatto per tutte le densità, escludendo di fatto i cilindri aventi un diametro di 5 mm poichè al loro interno il numero di pixel non è sufficiente ad avere una buona statistica. [62]

Per ogni configurazione, sono stati calcolati i valori di riferimento posizionando la tripletta *br* (figura 3.11) in un punto lontano dalla protesi.

Per verificare che i valori del numero CT e del rumore così ottenuti non fossero affetti da artefatto, sono stati confrontati con i valori del *rsp*. I valori che sono stati accettati sono quelli che si collocavano all'interno dell'intervallo definito da una deviazione standard rispetto ai valori del *rsp*. In caso contrario, sono stati rigettati e al loro posto si sono tenuti come riferimento i valori del *rsp*.

In ogni fantoccio con la protesi, per ogni cilindro, si sono ottenuti i numeri CT e il rumore al variare della ricostruzione e della densità. Per aumentare l'affidabilità dell'operatore, questi valori sono stati ottenuti mediando su tre successivi riposizionamenti del centro dei cilindri. Infine, si sono prodotti dei grafici come quello mostrato in figura 4.5.

Da questi è stato possibile definire quali cilindri siano affetti da artefatti metallici e il loro grado di severità. Nello specifico, sono stati classificati:

- **non affetti** i cilindri il cui numero CT ricade all'interno dell'intervallo definito da 1 deviazione standard del riferimento;
- **affetti da artefatti gravi** i cilindri il cui numero CT è al di fuori dell'intervallo definito da 2 deviazioni standard del riferimento. Infatti in questo caso, assumendo una distribuzione gaussiana, si ha solo il 5% di probabilità che il cilindro affetto da artefatto appartenga a una fluttuazione del riferimento.

- **affetti da artefatti lievi/moderati** i cilindri il cui numero CT è compreso tra 1 e 2 deviazioni standard del riferimento.

Per la classificazione degli artefatti è stato considerato solo il numero CT e non anche la sua deviazione standard poichè questa è influenzata sia dal contributo del rumore che da quello degli artefatti, entrambi non distinguibili, quindi non è un parametro attendibile.

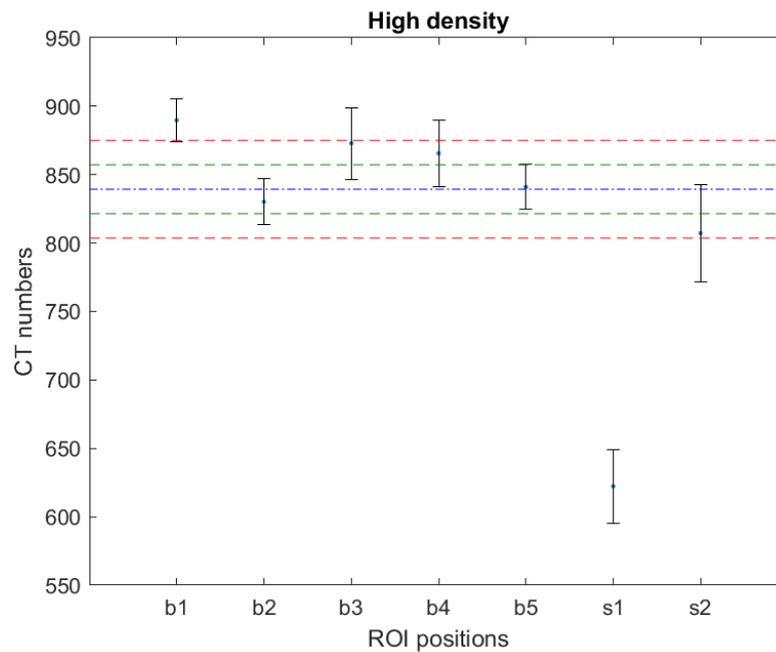


FIGURA 4.5: Esempio di grafico prodotto per la classificazione degli artefatti. Prima configurazione, alta densità, ricostruzione 130 keV+Smart MAR

4.3 Caratterizzazione degli artefatti

Per poter confrontare le varie configurazioni si sono usati due approcci complementari: il primo è descritto nella sezione 4.3.1 e si basa sul confronto dei cilindri affetti da artefatti metallici severi rispetto al riferimento; invece il secondo è descritto nella sezione 4.3.2 e si basa sul conteggio dei cilindri in base alla loro classificazione.

4.3.1 Indagine globale

Questa indagine è definita globale in quanto vengono confrontati solo andamenti medi. Si sono considerate esclusivamente le ROI classificate affette da artefatti metallici severi di cui si sono mediati il numero CT, il rumore e il SNR al variare di configurazione, energia e densità.

Nelle figure 4.6, 4.7 e 4.8 è possibile effettuare un confronto fra gli andamenti di numero CT, rumore e SNR per l'imaging monocromatico virtuale (VMI) e l'imaging monocromatico virtuale + Smart MAR (VMI+SMAR).

Per valutare gli andamenti al variare dell'energia sia per VMI che per VMI+SMAR, è stato usato come test di significatività statistica, il test non parametrico di Kruskal-Wallis a due code con un livello di significatività al 5%.

Quello che si è osservato è che non vi è una variazione statisticamente significativa di numero CT, rumore e SNR per tutte le densità ($p > 0.05$).

Per valutare l'impatto dell'algoritmo Smart MAR, si sono confrontati gli andamenti di VMI rispetto a VMI+SMAR. In questo caso è stato utilizzato il test statistico non parametrico di Wilcoxon a due code con un livello di significatività al 5%. Ciò che si è osservato è una variazione statisticamente significativa ($p < 0.001$) per tutti gli andamenti e le densità, ad eccezione del numero CT ad alta densità il cui p-value è risultato essere $p = 0.09$.

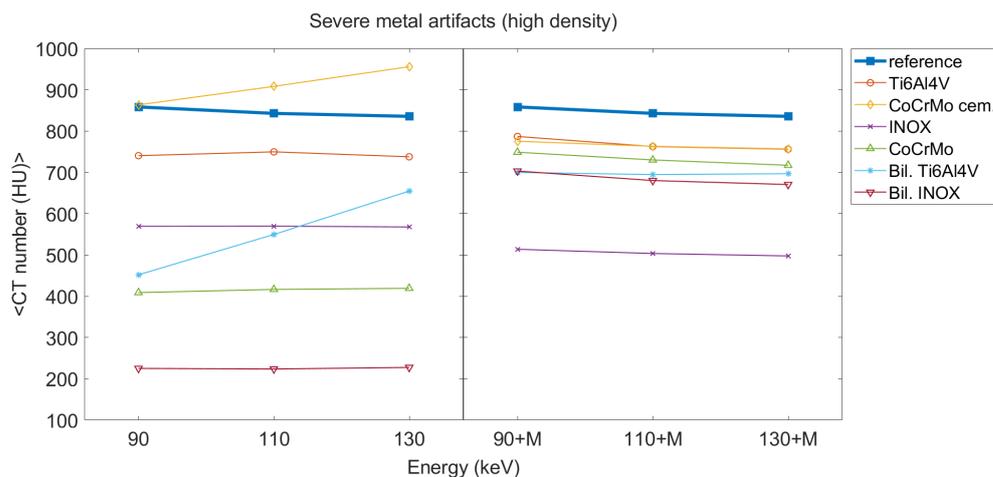


FIGURA 4.6: Andamento del numero CT per VMI (a sx) e VMI+SMAR (a dx) per i cilindri ad alta densità affetti da artefatti metallici severi

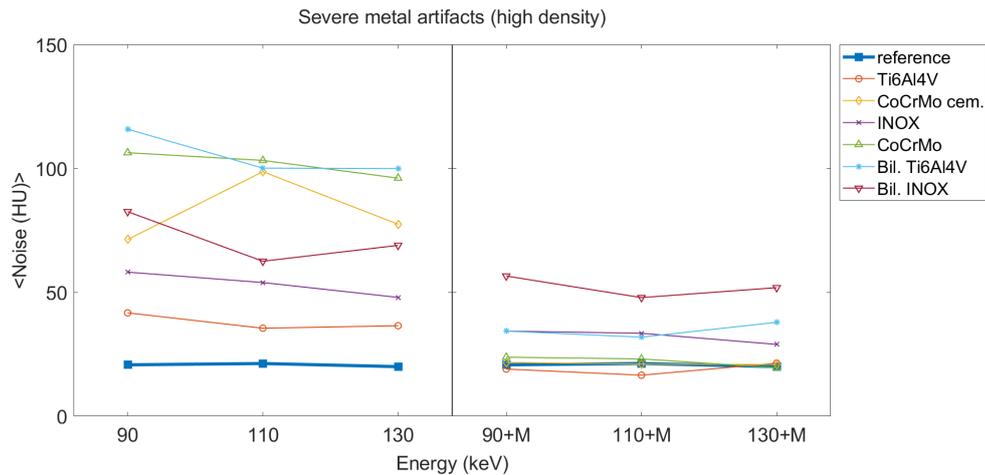


FIGURA 4.7: Andamento del rumore per VMI (a sx) e VMI+SMAR (a dx) per i cilindri ad alta densità affetti da artefatti metallici severi

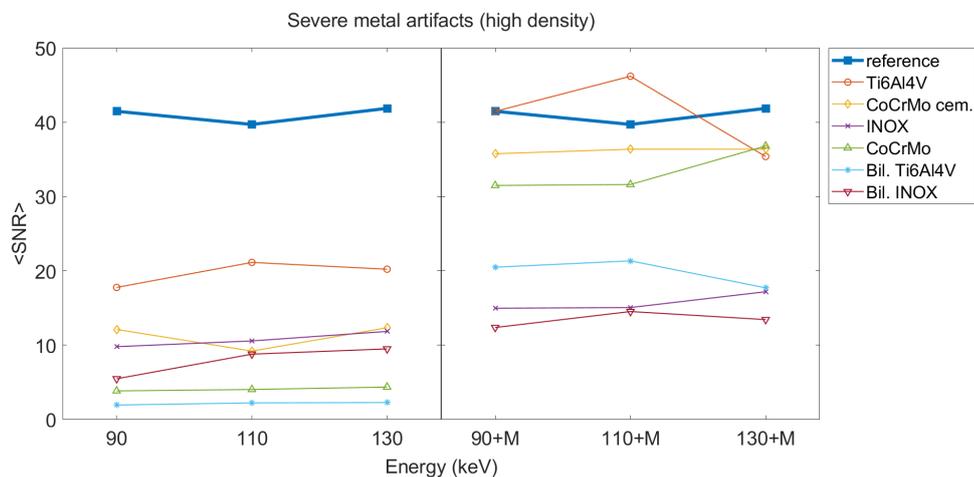


FIGURA 4.8: Andamento del SNR per VMI (a sx) e VMI+SMAR (a dx) per i cilindri ad alta densità affetti da artefatti metallici severi

4.3.2 Indagine locale

Viene introdotto uno studio locale, inteso come studio degli artefatti severi e lievi al variare dell'energia e della posizione.

Per ogni configurazione sono state prodotte delle mappe colore che tengono conto dei conteggi relativi alle diverse classificazioni delle ROI.

Si è tenuto conto di due parametri:

- la diversa energia: per quantificare la riduzione degli artefatti metallici ad opera dell'algoritmo Smart MAR;
- la diversa posizione: per dare un'indicazione sulle zone meno e più affette da artefatti metallici a livello peri-protetico.

Studio sull'energia

Per ogni configurazione è stata prodotta una mappa colore come quella presente in figura 4.9.

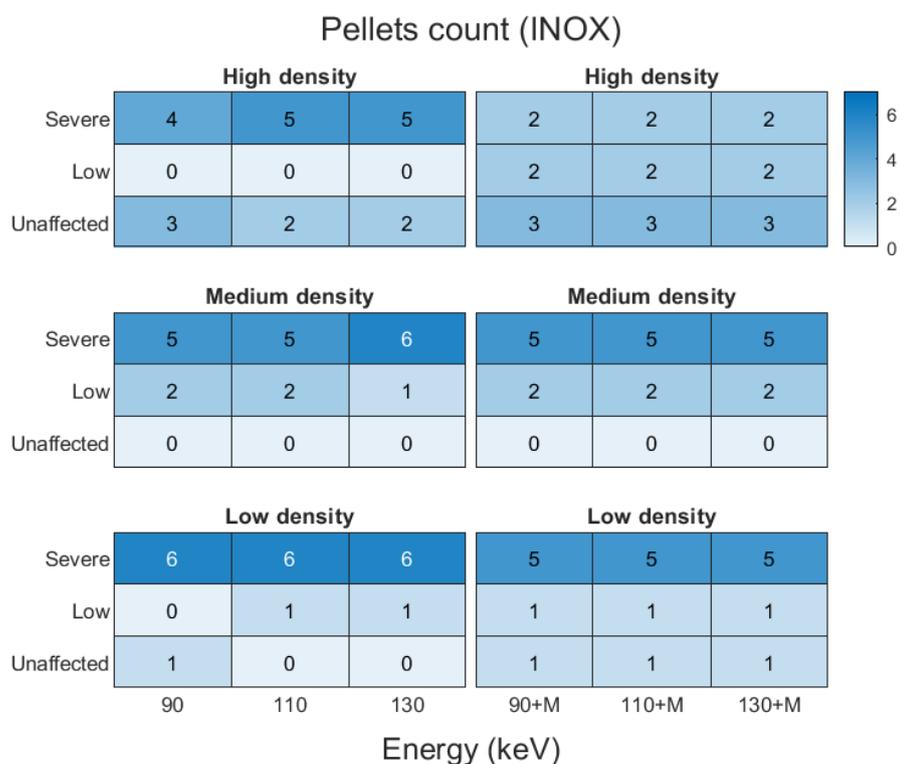


FIGURA 4.9: Mappa colore della protesi con lo stelo in acciaio INOX al variare dell'energia.

In tabella 4.1 è riportata la percentuale di riduzione degli artefatti metallici al variare della densità, ottenuta da ogni mappa colore. E' possibile notare come ad eccezione del Ti6Al4V e del CoCrMo cementato si abbia una maggiore riduzione per gli artefatti metallici severi individuati nei cilindri ad alta densità.

	Alta densità	Media densità	Bassa densità
Ti6Al4V	6 %	18 %	38 %
CoCrMo cem.	-	18 %	38 %
CoCrMo	60 %	-	17 %
INOX	57 %	6 %	17 %
Ti6Al4V bil.	31 %	-	1 %
INOX bil.	47 %	25 %	38 %

TABELLA 4.1: Riduzione degli artefatti metallici severi grazie all'applicazione dell'algoritmo Smart MAR.

Per gli artefatti lievi si è osservato un aumento per tutte le densità nelle varie configurazioni, ad eccezione della bassa densità per il CoCrMo, dopo aver applicato l'algoritmo Smart MAR. Questo è in linea con il fatto che l'algoritmo riduca gli artefatti severi a tal punto da poterli considerare affetti da artefatti lievi o non affetti.

Studio sulla posizione

Per ogni configurazione è stata prodotta una mappa colore come quella presente in figura 4.10. Per le altre configurazioni si faccia riferimento all'appendice 4.5.

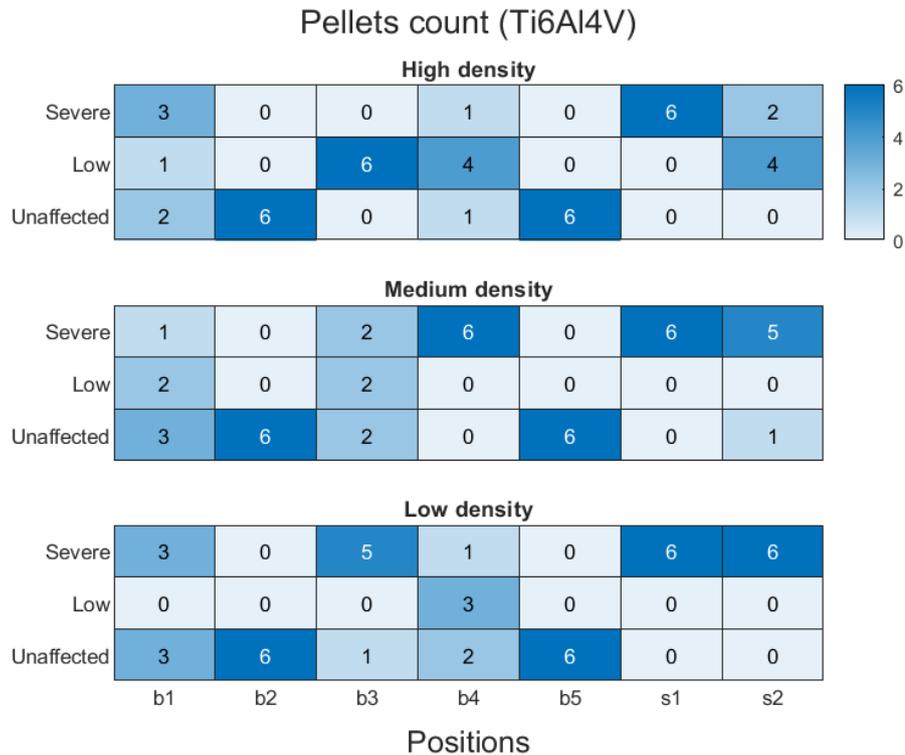


FIGURA 4.10: Mappa colore della protesi con lo stelo in Ti6Al4V al variare della posizione.

Da queste è possibile ricavare un'indicazione su quali siano le posizioni migliori e, di contro, le peggiori. Le posizioni migliori sono:

- **b2** con solo l'1% di artefatti severi, il 19% di artefatti lievi e l'80% di cilindri non affetti da artefatto;
- **b5** con il 19% di artefatti severi, il 19% di artefatti lievi e il 62% di cilindri non affetti da artefatto.

Le posizioni peggiori sono:

- **s1** con il 98% di artefatti severi;
- **s2** con il 92% di artefatti severi, il 4.5% di artefatti lievi e il 3.5% di cilindri non affetti da artefatto.

Per le altre posizioni si hanno delle situazioni intermedie che possono essere viste nello specifico da ogni mappa colore.

4.4 Valutazione complessiva

Lo scopo di questa sezione è duplice: dare un'indicazione sull'uso o meno di protocolli specifici per ogni configurazione affinché si ottengano immagini di migliore qualità (cioè meno affette da artefatti metallici) e determinare il migliore materiale protesico.

Per quanto riguarda il primo scopo, per ogni configurazione si sono conteggiati gli artefatti totali (sia lievi che severi) sommando le diverse densità al variare dell'algoritmo di ricostruzione. I risultati sono mostrati in figura 4.11.

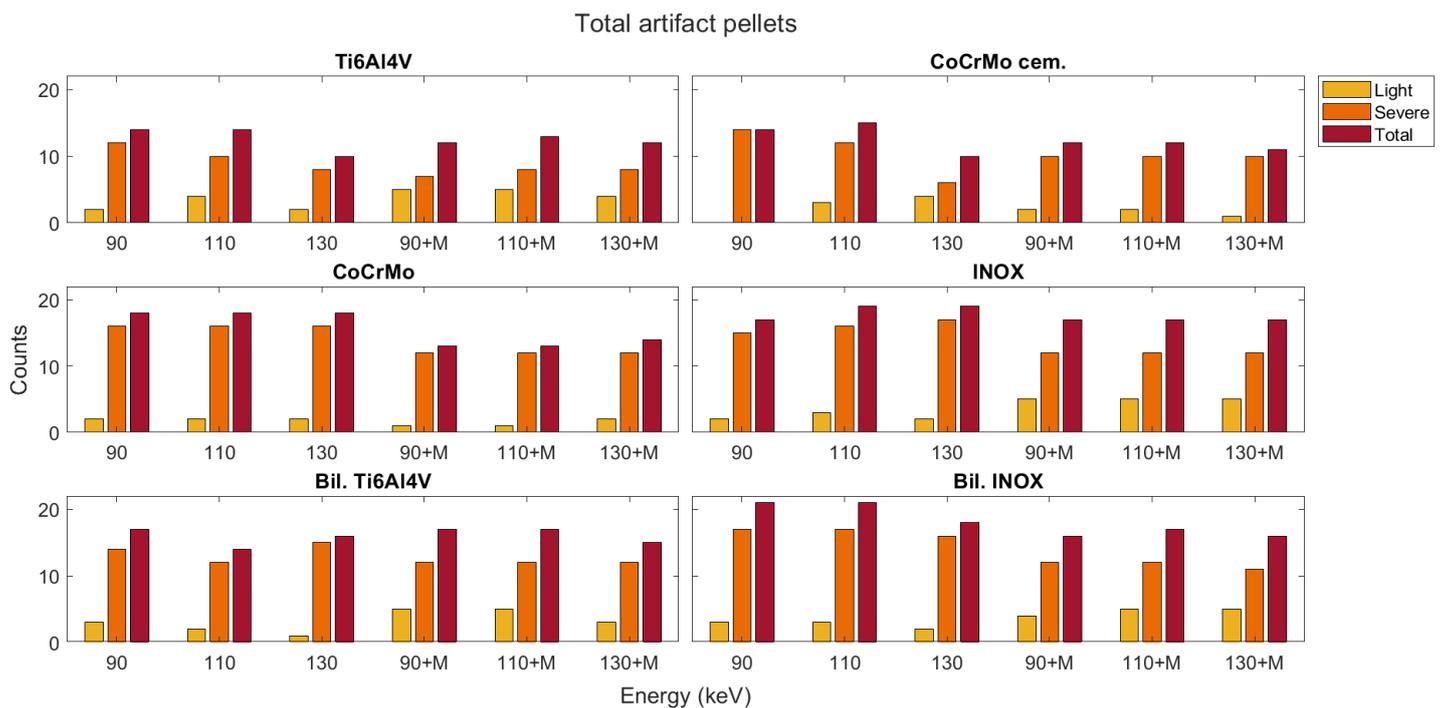


FIGURA 4.11: Cilindri totali affetti da artefatti lievi e severi, al variare di energia e configurazione. Total inteso come la somma degli artefatti lievi e severi.

Da questa valutazione è possibile notare come le ricostruzioni che danno i risultati migliori (cioè meno presenza di artefatti) siano a:

- **130 keV** per il Ti6Al4V e per CoCrMo cementato;
- **110 keV** per il Ti6Al4V bilaterale;
- **130 keV+MARS** per l'INOX bilaterale.

Invece nel caso del CoCrMo e dell'INOX è evidente un miglioramento dell'immagine grazie all'uso dell'algoritmo Smart MAR ma senza notare una differenza sostanziale al variare dell'energia. Quindi, a parità di applicazione dell'algoritmo non è individuabile una ricostruzione migliore.

Per determinare quale sia il migliore materiale protesico, si sono sommati tutti gli artefatti per ogni configurazione, in modo da avere un indicatore unico. I risultati sono mostrati in figura 4.12.

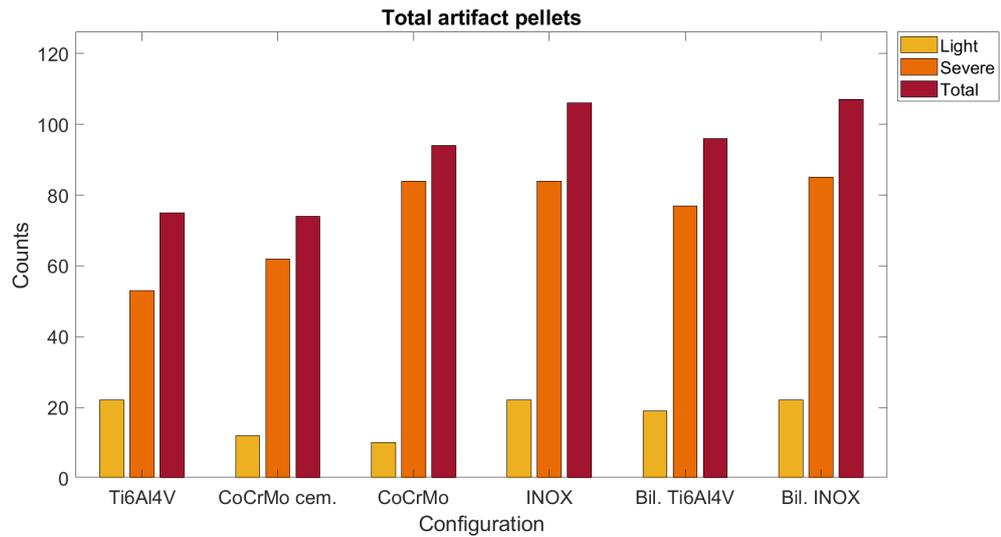


FIGURA 4.12: Cilindri totali affetti da artefatti lievi e severi per ogni configurazione

Si può notare come la configurazione migliore sia quella in Ti6Al4V, mentre la peggiore sia quella in INOX (sia monolaterale che bilaterale). Inoltre anche il CoCr-Mo cementato induce un basso numero di artefatti. Questo può dipendere dal fatto che i cilindri non sono a contatto con la protesi, ma con il manto di cemento, quindi sono lontani di circa 2-3 mm dalla principale causa di artefatti metallici.

4.5 Discussione

La degradazione della qualità dell'immagine causata dalla presenza di metallo può rendere difficile o addirittura impossibile valutare l'interfaccia tra l'impianto e l'osso o i tessuti molli adiacenti. Metalli diversi causano una diversa severità di artefatti ma non esiste ancora un metodo standardizzato per la loro descrizione nè a livello soggettivo nè oggettivo.

In questo lavoro viene proposto (sezione 4.2.2) un metodo per la classificazione oggettiva del grado di severità degli artefatti. Seguendo questa classificazione sono state condotte un'indagine globale e una locale.

Lo scopo della prima è quello di indagare l'impatto delle ricostruzioni monoenergetiche virtuali, ottenute grazie al modalità CT Dual-energy, sulla qualità dell'immagine al variare dell'energia. Per fare ciò sono stati usati come parametri di confronto numero CT, rumore e SNR. Inoltre sono state usate diverse densità che simulano rispettivamente l'osso compatto (alta densità), l'osso spugnoso (media densità) e tessuti molli (bassa densità), poichè in questo modo si può simulare e comprendere meglio una situazione clinica.

Secondo lo studio di Wellenberg [54] all'aumentare dell'energia monocromatica di ricostruzione si dovrebbe ottenere aumento nei numeri CT, riduzione del rumore e aumento dell'SNR. Nei nostri dati non è possibile osservare in maniera statisticamente significativa questi andamenti per nessuna delle tre densità. Questo è dovuto principalmente alla piccola finestra energetica nella quale sono state effettuate le misure.

Nonostante sia stata provata l'efficacia degli algoritmi di riduzione degli artefatti metallici nei seguenti studi [63], [64], [61], [65], non sono presenti molti risultati sull'applicazione combinata con le ricostruzioni mono-energetiche virtuali su fantocci contenenti protesi d'anca.

In particolare, è stato realizzato uno studio su un fantoccio con protesi d'anca in Co-Cr [48] e uno con protesi d'anca in titanio [66]. D'altra parte sono stati condotti studi su pazienti [67], [26], [68] oppure su fantocci aventi diversi materiali ma geometrie semplici [69], [70], [71]. Le protesi metalliche producono principalmente artefatti di beam hardening, photon starvation e scatter; tuttavia tramite le immagini monocromatiche virtuali si riesce ad agire sul primo effetto. Di conseguenza, per ridurre gli altri due effetti si può indagare l'uso aggiuntivo di un software come Smart MAR.

Da questo studio è emerso che grazie all'applicazione dell'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici Smart MAR si ottiene una variazione statisticamente significativa ($p < 0.001$) in termini di numeri CT, rumore e SNR che sono risultati più vicini al valore di riferimento, ad eccezione del numero CT per l'alta densità nel quale il p-value ha un valore $p = 0.09$.

Tuttavia, un caso da mettere in evidenza è quello del rumore del titanio monolaterale ad alta densità in cui il rumore risulta inferiore a quello del riferimento. Una possibile spiegazione potrebbe derivare dallo studio di Bolstad [65] in cui si afferma che l'algoritmo Smart MAR, se applicato a protesi in titanio, può introdurre nuovi artefatti che hanno impatto sul rumore.

Nella seconda indagine si analizza la variazione in percentuale degli artefatti. Questo ha un doppio scopo: individuare per quale densità l'algoritmo Smart MAR

induca la maggiore diminuzione degli artefatti metallici e indicare se intorno alla protesi ci siano regolarità che permettano l'individuazione di posizioni migliori o peggiori. Nel primo caso è stato evidenziato come, ad eccezione di Ti6Al4V e CoCrMo cementato, ci sia una maggiore riduzione di artefatti metallici severi per l'alta densità compresa tra il 31% e il 60%.

Nel secondo caso è risultato che nelle posizioni attorno al collo c'è una presenza costante di artefatti metallici severi; invece nelle posizioni più in alto e più in basso relativamente alla lunghezza dello stelo si ha la migliore visibilità delle tre densità. Ad oggi questi risultati non sono stati esplicitati in nessun articolo su rivista.

Infine si è realizzata una valutazione complessiva che risponda a due quesiti: se bisogna utilizzare o meno un protocollo standardizzato per tutti i materiali protesici e quale sia la configurazione migliore tra quelle esaminate.

Per quanto riguarda la prima domanda, da questo studio si evince che si dovrebbero applicare dei protocolli diversi a seconda del materiale protesico, come è stato suggerito dallo studio di Wellenberg [63]. Si può notare come per le configurazioni affette da meno artefatti metallici severi, la ricostruzione migliore si ottenga con l'imaging virtuale monocromatico, alle due energie 130 keV e 110 keV. Anche questo risultato è in linea con quanto affermato da Bolstad [65]. Invece, in tutte le altre configurazioni, sono da privilegiare le ricostruzioni con l'algoritmo Smart MAR che sono all'incirca equivalenti a tutte le energie.

Per quanto riguarda la seconda domanda, il materiale che induce meno artefatti è risultato essere il titanio. Questo risultato è in linea con lo studio di Wellenberg [63] e con altri studi [66], [72], [73].

Anche il CoCrMo cementato ha indotto meno artefatti però questo probabilmente è dovuto al fatto che i cilindri si trovino ad una maggiore distanza dalla protesi, a causa del cemento.

Conclusioni

Lo scopo di questa tesi è lo studio, tramite misure sperimentali, della riduzione in immagini CT degli artefatti metallici causati da protesi d'anca. In particolare, dopo aver realizzato un fantoccio originale, sono state analizzate sei configurazioni in cui si sono variati i materiali costituenti gli elementi delle protesi d'anca. Le misure, relative agli artefatti metallici, hanno avuto come scopo principale quello di individuare il miglior protocollo da usare e di stabilire quale fosse la configurazione migliore al variare dell'energia. Un altro obiettivo era la valutazione di quanto potesse effettivamente migliorare la qualità dell'immagine con l'impiego dell'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici Smart MAR.

Per quanto riguarda i risultati, le misurazioni hanno messo in evidenza un netto miglioramento della qualità dell'immagine in presenza di protesi con stelo in Ti6Al4V e la necessità di usare dei protocolli specifici di ricostruzione, a seconda del materiale protesico.

Inoltre, si è osservato come la visibilità di materiali (o tessuti simulati) di diversa densità nella zona peri-protesica dipenda fortemente dalla posizione in cui si trovano e come, per i tessuti ad alta densità, gli artefatti metallici severi vengano di gran lunga ridotti rispetto alla media e alla bassa densità.

E' stato anche osservato come l'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici, combinato all'imaging monocromatico virtuale, riesca a ridurre gli artefatti metallici severi, sebbene la sua efficacia venga ridotta se applicato a situazioni in cui la maggior parte degli artefatti sono lievi. Per questo motivo si sconsiglia l'uso dell'algoritmo Smart MAR per le protesi in Ti6Al4V, in quanto sono quelle che generalmente inducono meno artefatti.

Per quanto riguarda gli artefatti lievi si è osservato come questi non diminuiscano tramite l'applicazione di Smart MAR, bensì aumentino. Questo può essere spiegato con il fatto che gli artefatti metallici severi, una volta ridotti, vengano classificati come lievi.

Uno dei limiti di questo lavoro consiste nel considerare il rumore solo come la deviazione standard dei pixel all'interno della ROI. In realtà, la deviazione standard dei pixel nella ROI è una combinazione di rumore e artefatto; non si è quindi in grado di determinare se la sua riduzione (grazie all'imaging monocromatico virtuale ad alti keV e alla sua combinazione con l'algoritmo Smart MAR) corrisponda a una riduzione del rumore nelle regioni attorno al metallo oppure a una riduzione del solo artefatto.

Inoltre, siccome non esiste ancora un metodo standardizzato per la valutazione della severità degli artefatti metallici, sono stati considerati severi gli artefatti metallici che determinano uno scostamento superiore a 2 deviazioni standard rispetto ai valori di riferimento. Su questa scelta dovranno essere condotte ulteriori analisi per capire se la bassa statistica relativa agli artefatti metallici lievi sia causata da un intervallo troppo piccolo di classificazione (tra una e due deviazioni standard).

L'apparato sperimentale e i risultati preliminari ottenuti tramite questo studio rappresentano una novità e dovranno essere supportati da un metodo di valutazione soggettiva realizzato da radiologi. Questo approccio permetterà di fornire ulteriori approfondimenti sull'utilità clinica e sul valore aggiuntivo dell'imaging CT monocromatico spettrale, in combinazione o meno con l'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici, nel migliorare la qualità delle immagini di pazienti con protesi d'anca.

Indagine globale

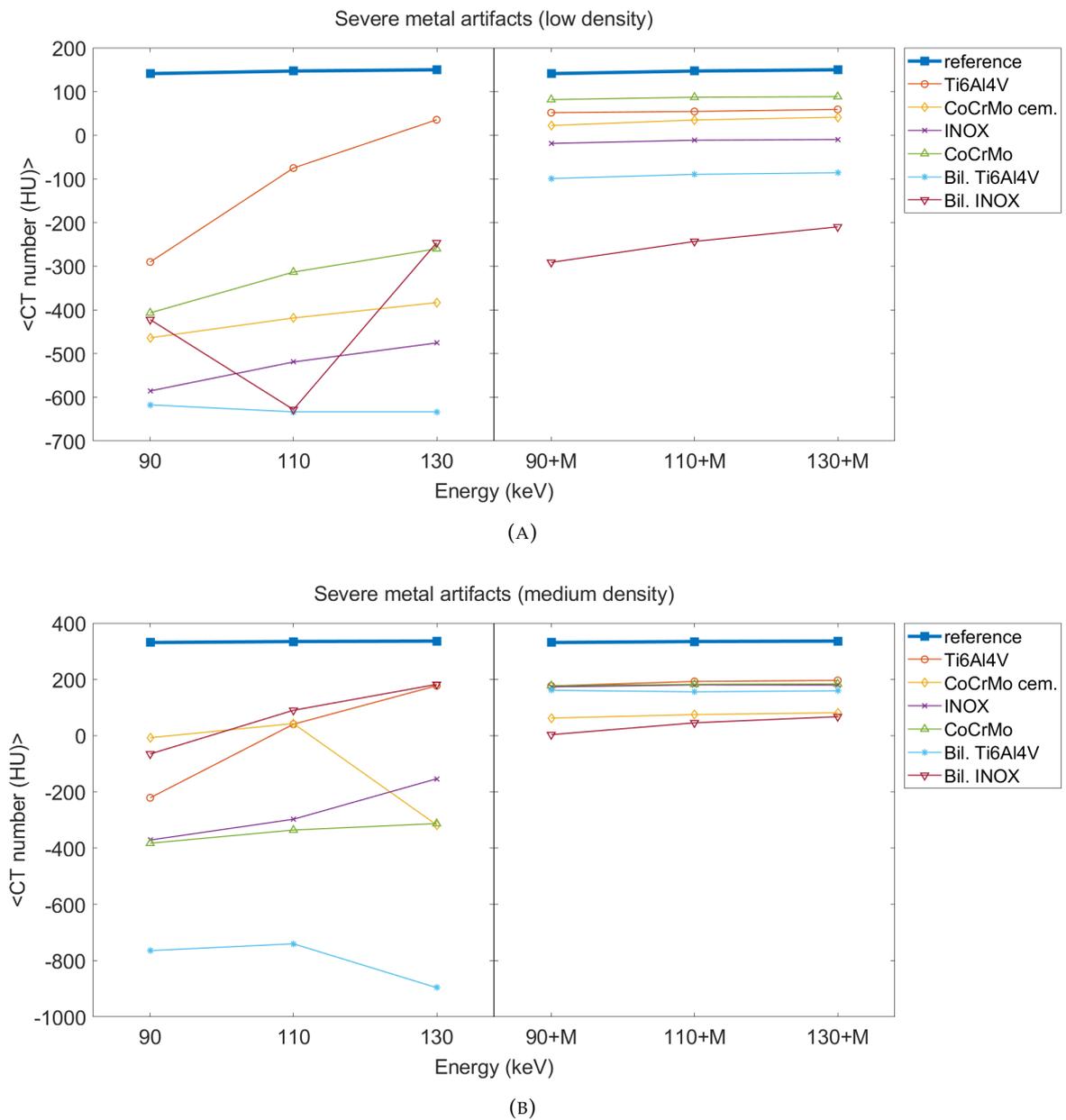


FIGURA 13: Andamento del numero CT per VMI (a sx) e VMI+SMAR (a dx) per i cilindri affetti da artefatti metallici severi. (A) Bassa densità. (B) Media densità.

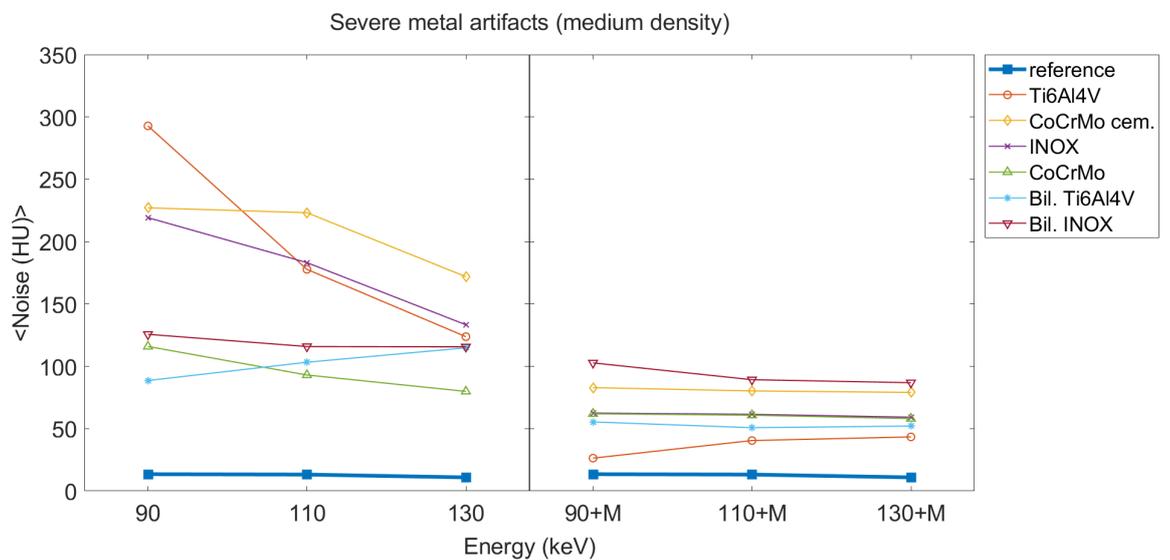
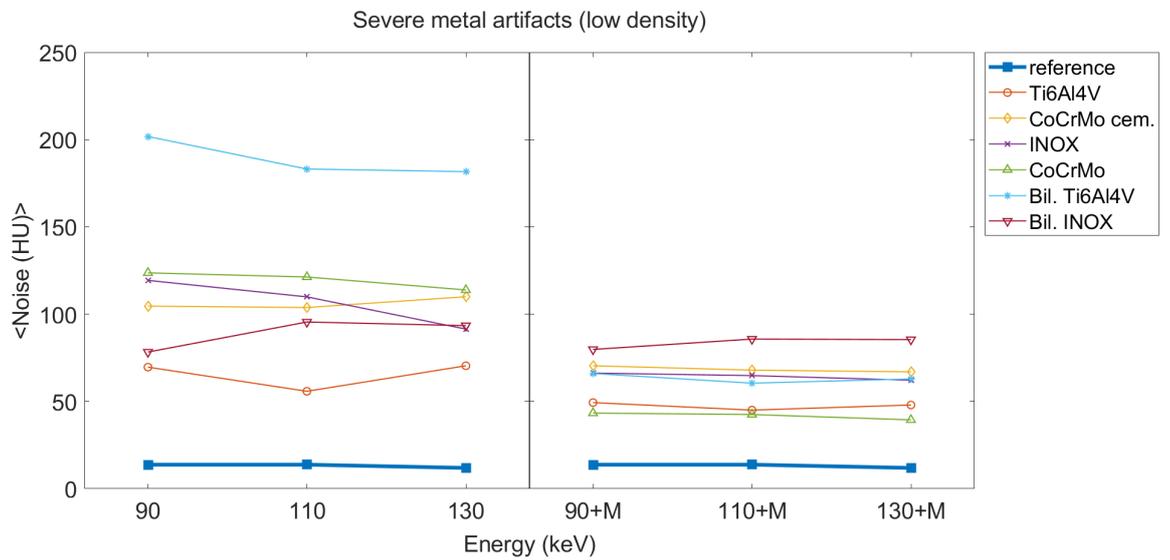
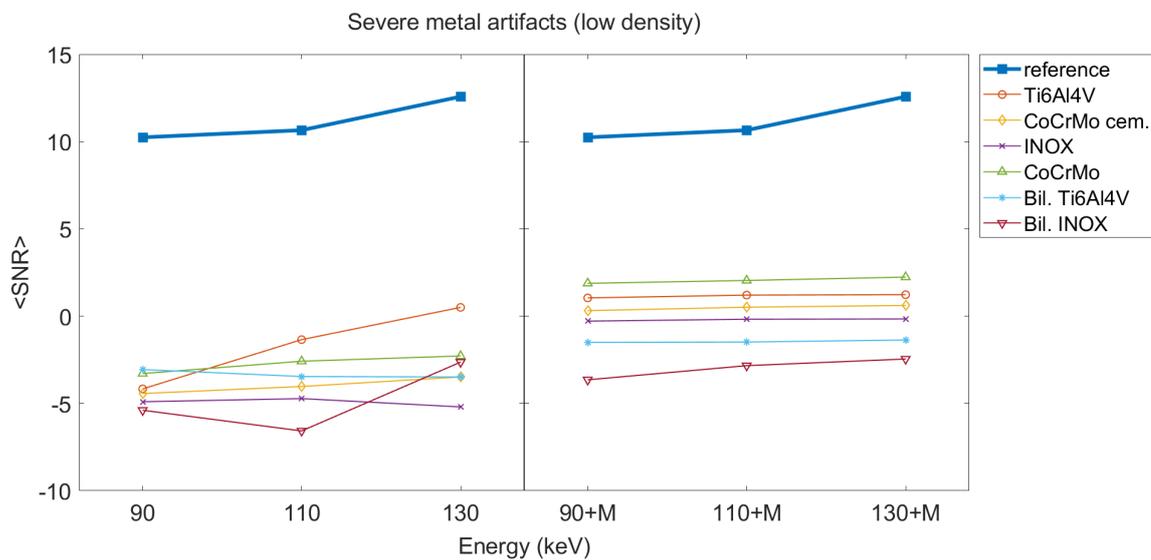
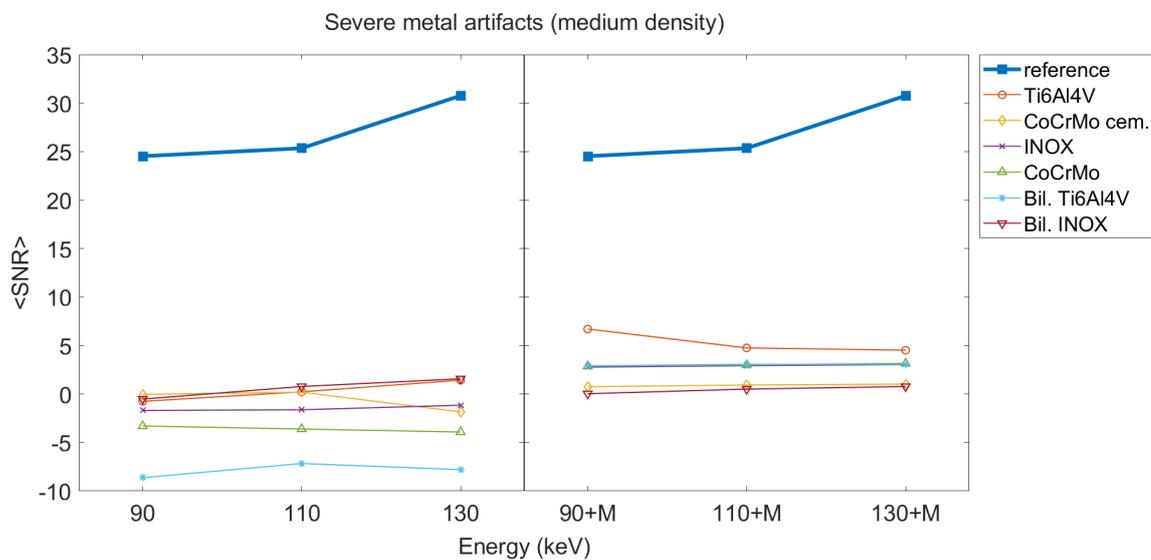


FIGURA 14: Andamento del rumore per VMI (a sx) e VMI+SMAR (a dx) per i cilindri affetti da artefatti metallici severi. (A) Bassa densità. (B) Media densità.



(A)



(B)

FIGURA 15: Andamento del SNR per VMI (a sx) e VMI+SMAR (a dx) per i cilindri affetti da artefatti metallici severi. (A) Bassa densità. (B) Media densità.

Mappe colore

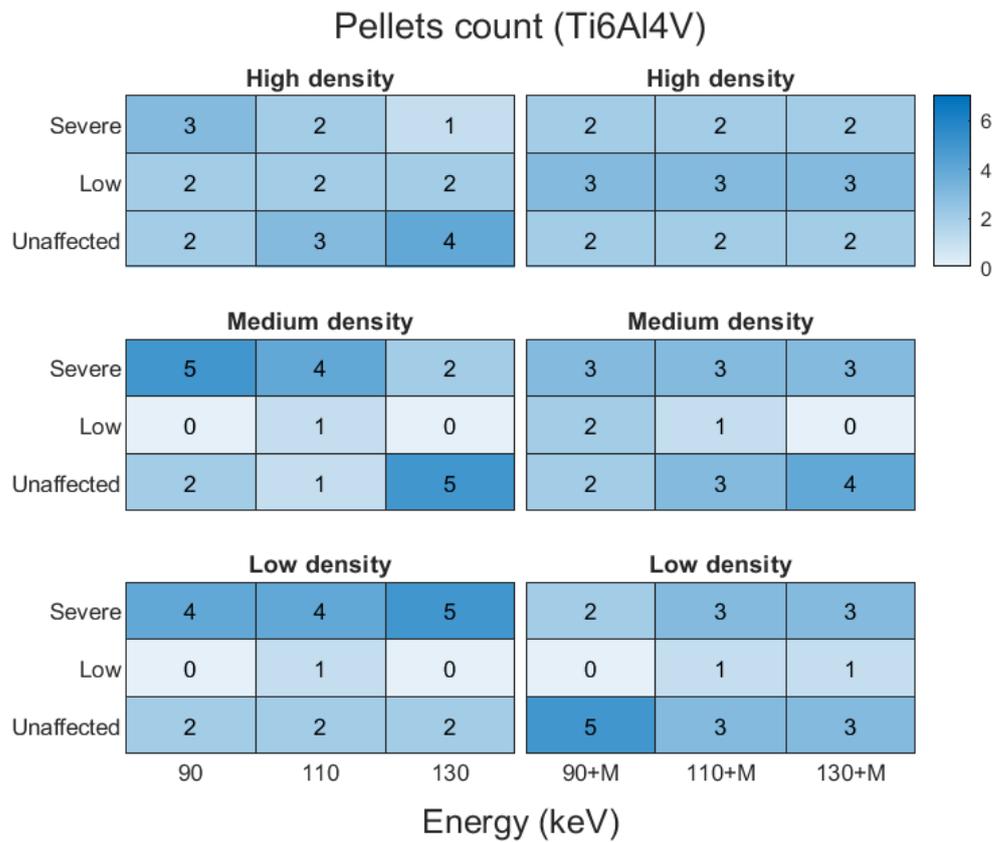


FIGURA 16: Mappa colore al variare dell'energia per la configurazione Ti6Al4V.

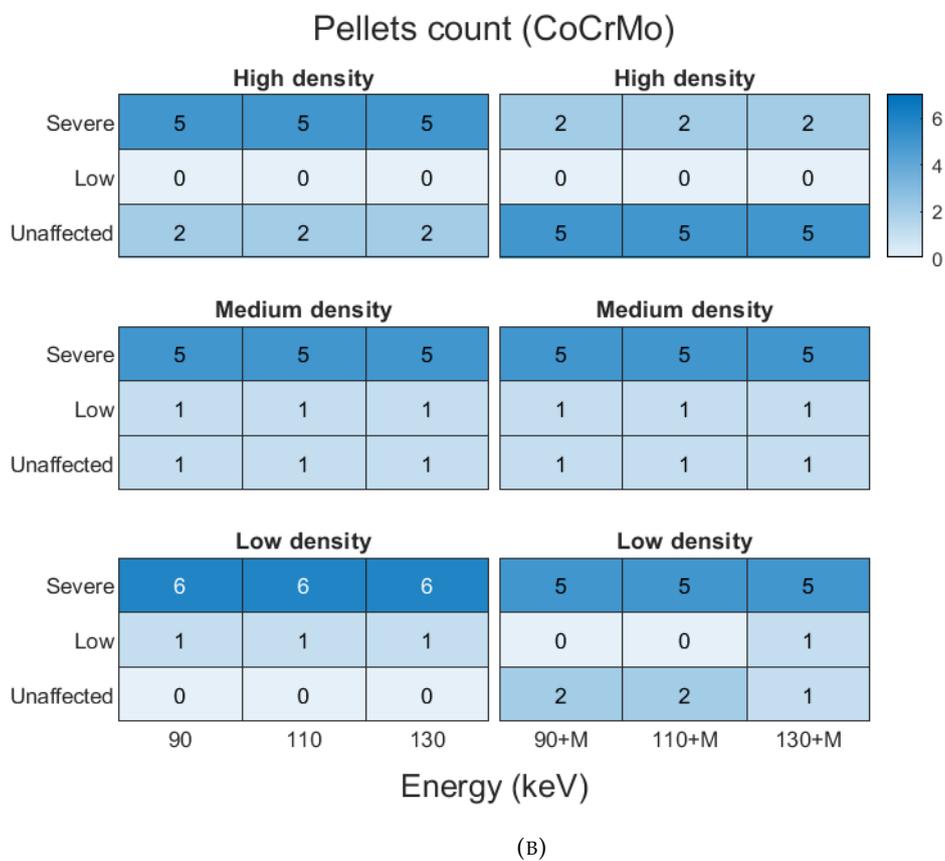
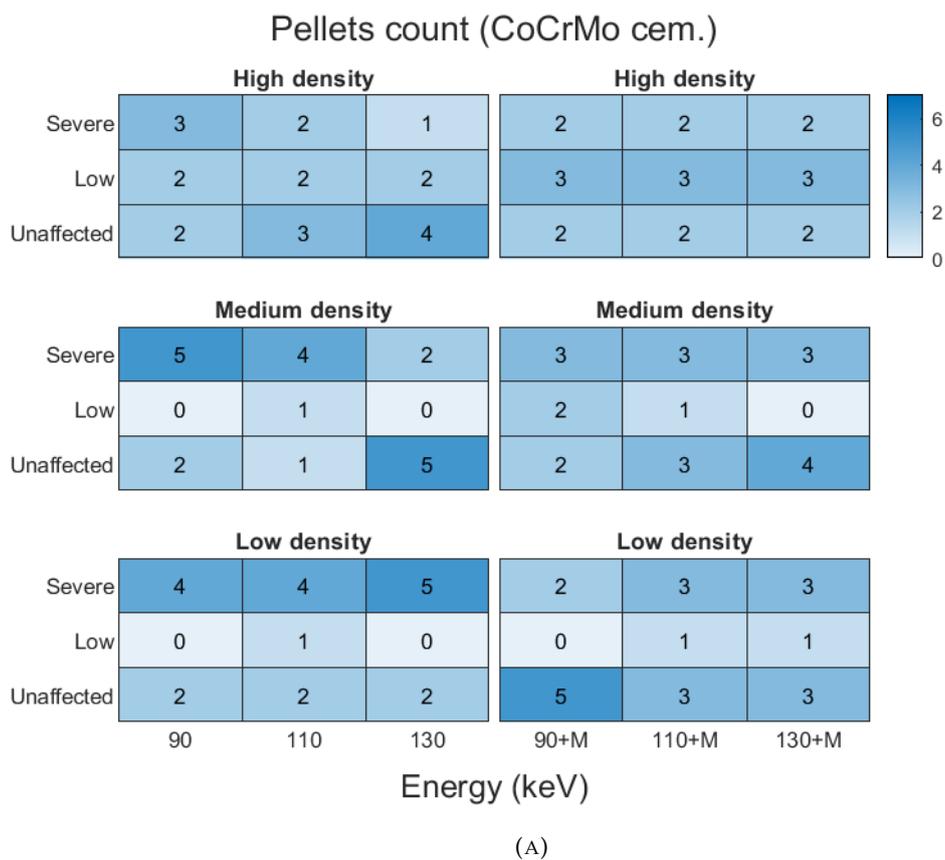
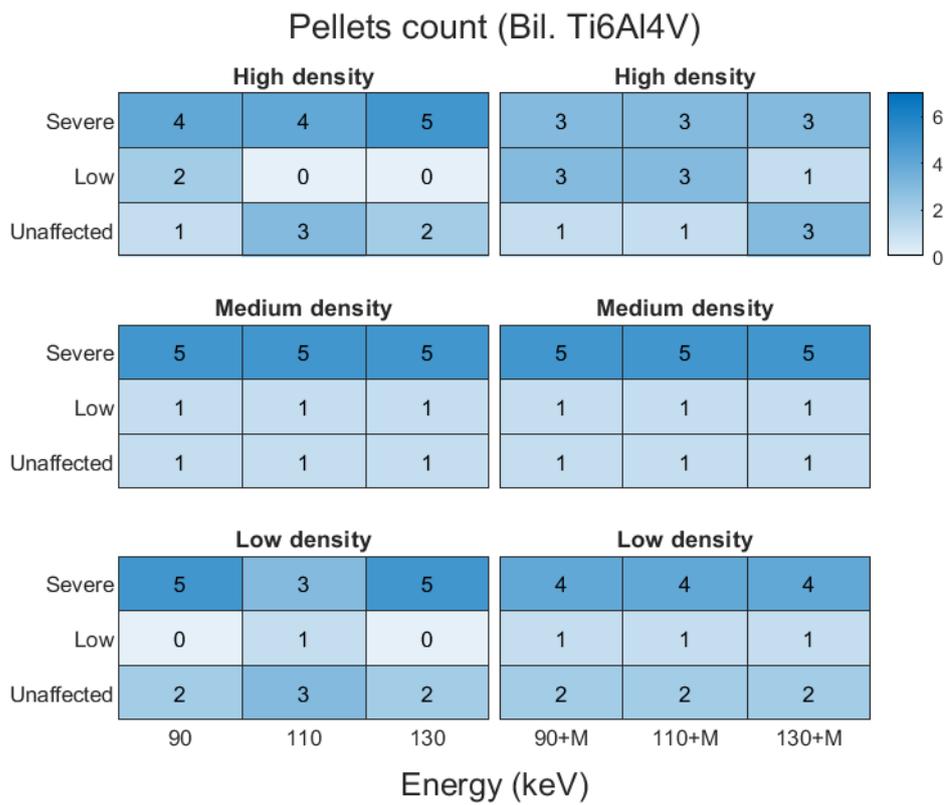
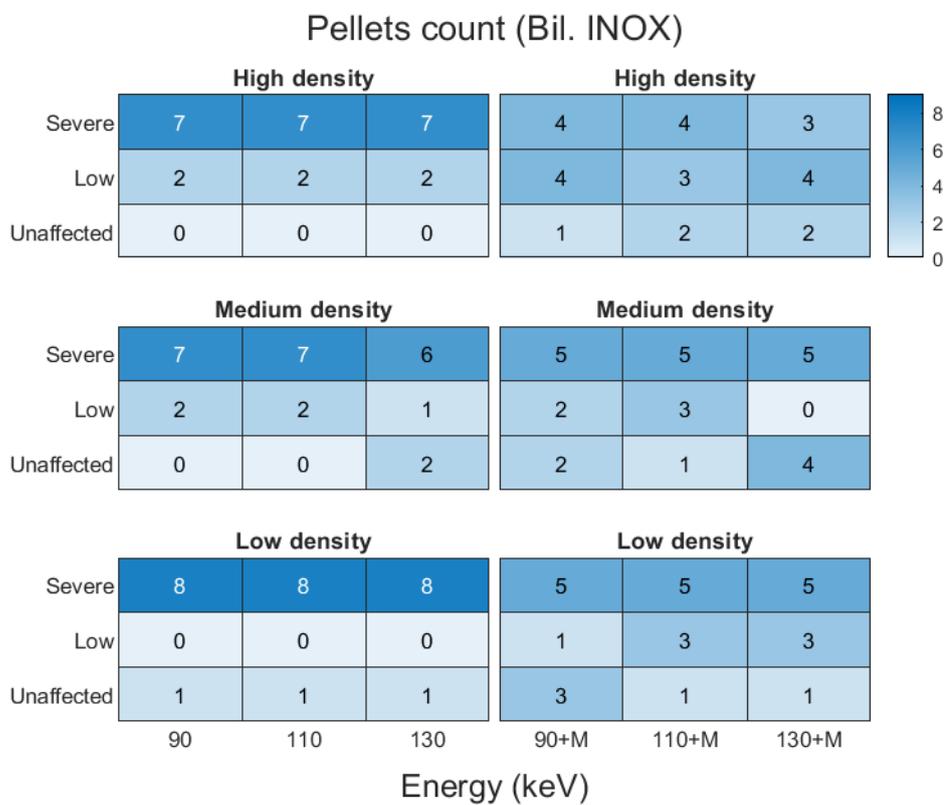


FIGURA 17: Mappe colore al variare dell'energia per le configurazio-
ni: (A) CoCrMo cementata. (B) CoCrMo.



(A)



(B)

FIGURA 18: Mappe colore al variare dell'energia per le configurazioni: (A) Bilaterale in Ti6Al4V. (B) Bilaterale in acciaio INOX.

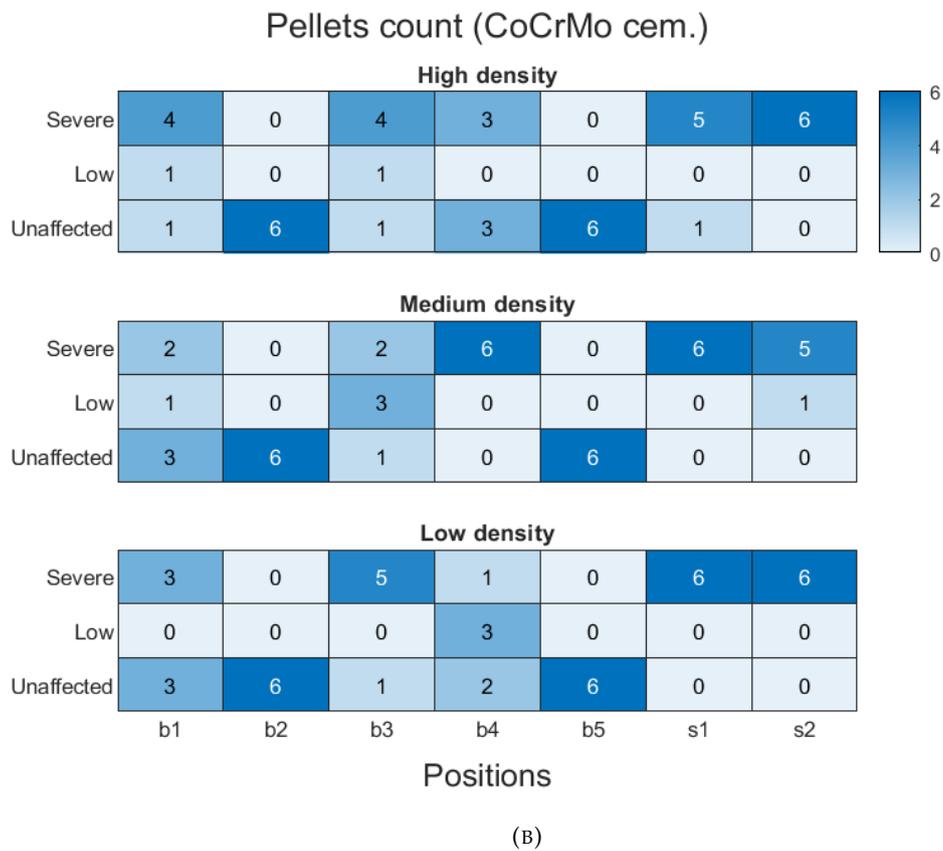
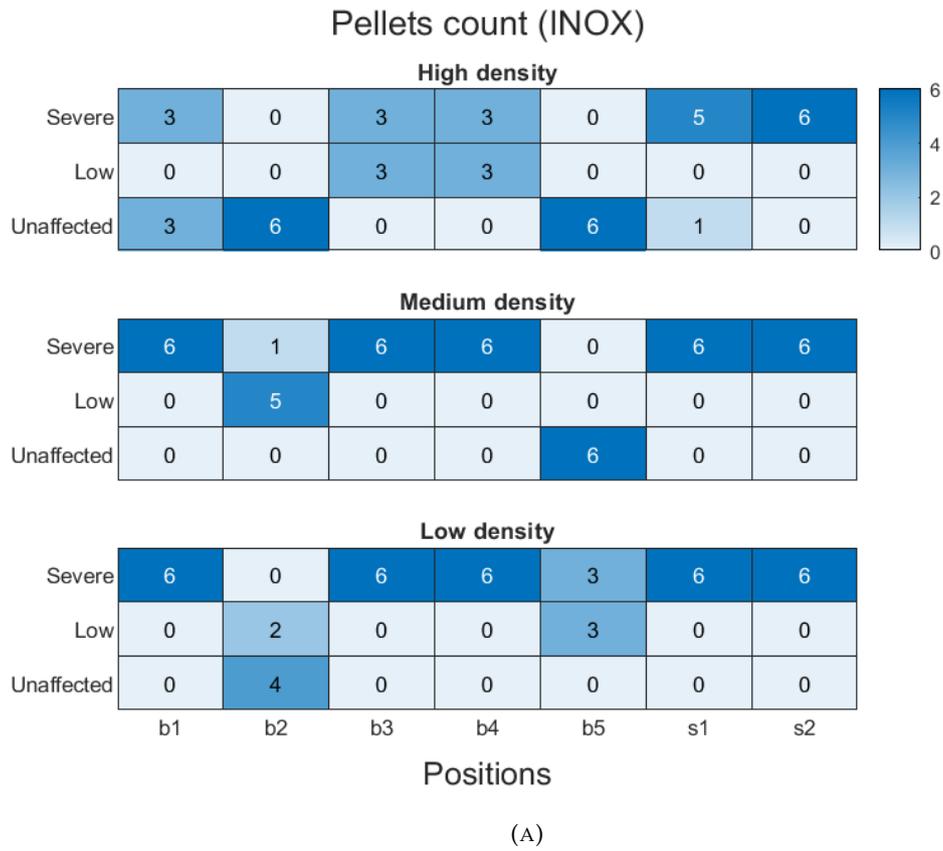
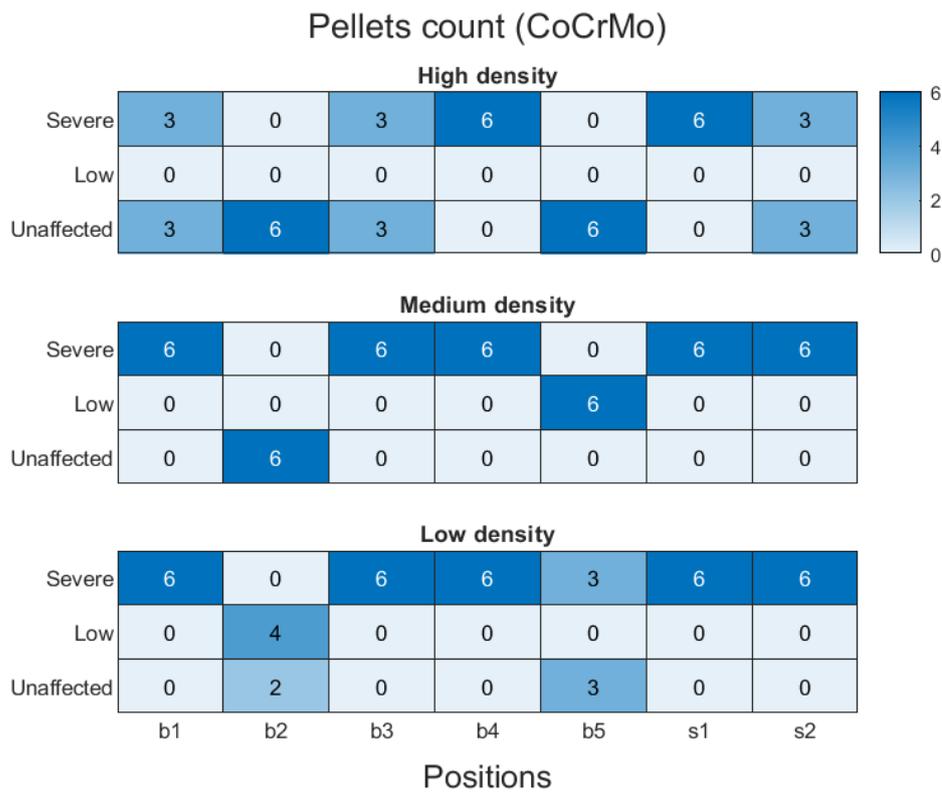
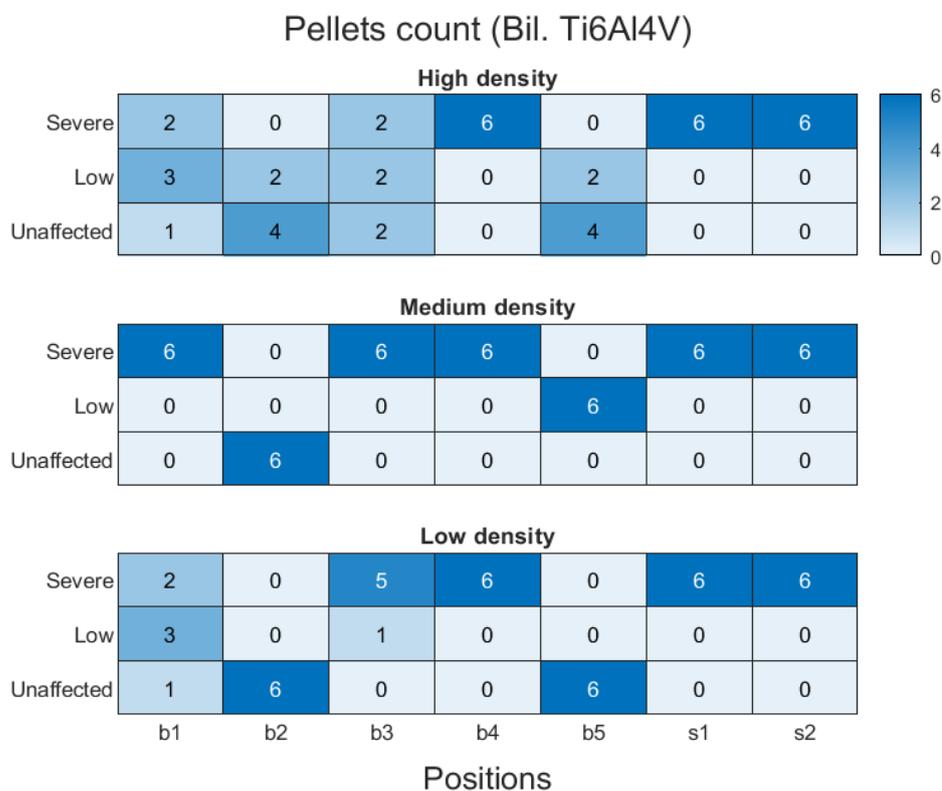


FIGURA 19: Mappe colore al variare della posizione per le configurazioni: (A) Acciaio INOX. (B) CoCrMo cementata.



(A)



(B)

FIGURA 20: Mappe colore al variare della posizione per le configurazioni: (A) CoCrMo. (B) Bilaterale in Ti6Al4V.

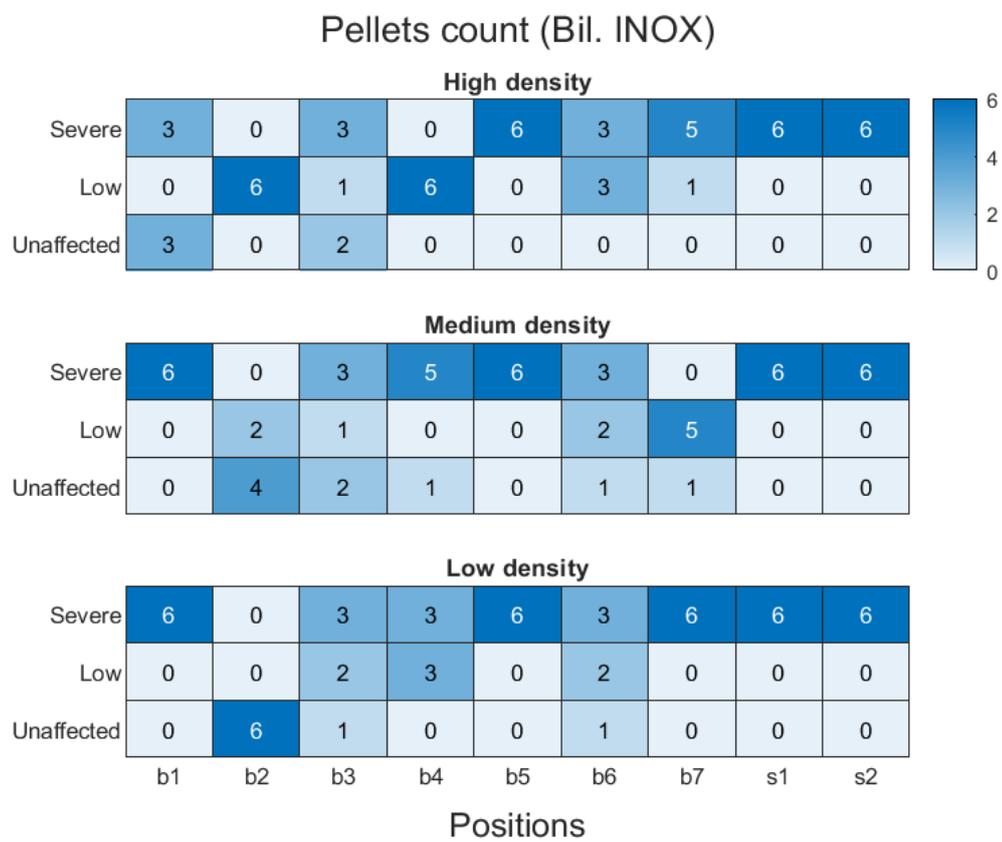


FIGURA 21: Mappa colore al variare della posizione per la configurazione bilaterale in acciaio INOX.

Bibliografia

- [1] B. De Man, J. Nuyts, P. Dupont, G. Marchal, and P. Suetens. Metal streak artifacts in x-ray computed tomography: A simulation study. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1999.
- [2] L. Faggioni, F. Paolicchi, and E. Neri. *Elementi di tomografia computerizzata*. Springer, 2010.
- [3] T.R.C. Johnson, C. Fink, S.O. Schönberg, and M.F. Reiser. *Dual Energy CT in Clinical Practice*. Springer, 2011.
- [4] W.A. Kalender, R. Hebel, and J. Ebersberger. Reduction of ct artifacts caused by metallic implants. *Radiology*, 1987.
- [5] Mehrsima Abdoli. Evaluation strategies for metal artifact reduction approaches in ct: a literature survey. 2015.
- [6] J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, and J.M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Wolters Kluwer Health, 2011.
- [7] J. Beutel, R. Van Metter, and H. Kundel. *Handbook of Medical Imaging, Volume 1-Physics and Psychophysics*. SPIE, 2000.
- [8] H.E. Martz, C.M. Logan, D.J. Schneberk, and P.J. Shull. *X-Ray Imaging: Fundamentals, Industrial Techniques and Applications*. CRC Press, 2016.
- [9] P.P. Dendy and B. Heaton. *Physics for Diagnostic Radiology*. CRC Press, 2011.
- [10] H.E. Johns and J.R. Cunningham. *Physics of Radiology*. Charles C Thomas Pub Ltd, 1983.
- [11] G.F. Knoll. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons, 2016.
- [12] T. Flohr. Ct systems. *Current Radiology Reports*, 2013.
- [13] A.C. Kak, M. Slaney, and G. Wang. Principles of computerized tomographic imaging. *Medical Physics*, 2002.
- [14] M. Lyra and A. Ploussi. Filtering in spect image reconstruction. *International journal of biomedical imaging*, 2011.
- [15] G. Zeng. *Medical Image Reconstruction: A Conceptual Tutorial*. Springer Berlin Heidelberg, 2010.
- [16] R. Schofield, L. King, U. Tayal, I. Castellano, J. Stirrup, F. Pontana, J. Earls, and E. Nicol. Image reconstruction: Part 1 – understanding filtered back projection, noise and image acquisition. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 2019.

- [17] D. Giantsoudi, B. De Man, J. Verburg, A. Trofimov, Y. Jin, G. Wang, L. Gjestebj, and H. Paganetti. Metal artifacts in computed tomography for radiation therapy planning: Dosimetric effects and impact of metal artifact reduction. *Physics in Medicine and Biology*, 2017.
- [18] J. Fan, M. Yue, and R. Melnyk. Benefits of ASiR-V reconstruction for reducing patient radiation dose and preserving diagnostic quality in CT exams. Technical report, GE Healthcare, 2014.
- [19] G.N. Hounsfield. Computed medical imaging. Nobel lecture, December 8, 1979. *J Comput Assist Tomogr.*, 1980.
- [20] *Diagnostic Radiology Physics*. Non-serial Publications. IAEA, Vienna, 2014.
- [21] G. Vilches-Freixas, V. Taasti, L. Muren, J. Petersen, J. Létang, D. Hansen, and S. Rit. Comparison of projection- and image-based methods for proton stopping power estimation using dual energy ct. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 2017.
- [22] J. F. Barrett and N. Keat. Artifacts in ct: Recognition and avoidance. *RadioGraphics*, 2004.
- [23] F.E. Boas and D. Fleischmann. Ct artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging in Medicine*, 2012.
- [24] R.H.H. Wellenberg, E.T. Hakvoort, C.H. Slump, M.F. Boomsma, M. Maas, and G.J. Streekstra. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal ct-imaging. *European Journal of Radiology*, 2018.
- [25] L. Gjestebj, B. De Man, Y. Jin, H. Paganetti, J. Verburg, D. Giantsoudi, and G. Wang. Metal Artifact Reduction in CT: Where Are We After Four Decades? *IEEE Access*, 2016.
- [26] E.I. Reynoso, C. Capunay, A. Rasumoff, J. Vallejos, J. Carpio, K. Lago, and P. Carrascosa. Periprosthetic artifact reduction using virtual monochromatic imaging derived from gemstone dual-energy computed tomography and dedicated software. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2016.
- [27] Y. Zou and M.D. Silver. Analysis of Fast kV-switching in Dual Energy CT using a Prereconstruction Decomposition Technique. *Proc SPIE*, 2008.
- [28] R. E. Alvarez and A. Macovski. Energy-selective Reconstructions in X-ray Computerized Tomography. *Phys Med Biol*, 1976.
- [29] R. E. Alvarez and E. Seppi. A comparison of noise and dose in conventional and energy selective computed tomography. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, 1979.
- [30] K.S. Chuang and H.K. Huang. A fast dual-energy computational method using isotransmission lines and table lookup. *Med Phys.*, 1987.
- [31] L. Yu, J. A. Christner, S. Leng, J. Wang, J. G. Fletcher, and C. H. McCollough. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy ct: Radiation dose and image quality. *Medical Physics*, 2011.
- [32] L. Yu, Shuai Leng, and Cynthia H. McCollough. Dual-energy ct-based monochromatic imaging. *American Journal of Roentgenology*, 2012.

- [33] W. van Elmpt, G. Landry, M. Das, and F. Verhaegen. Dual energy ct in radiotherapy: Current applications and future outlook. *Radiotherapy and Oncology*, 2016.
- [34] Joel Larsson. The use of dual-energy in computed tomography-a study of the first installed clinical ct using fast kv-switching at a children's hospital. Master's thesis, Sahlgrenska University Hospital, 2010.
- [35] W.G. Hyun and M.G. Jin. Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging. *Korean J Radiol.*, 2017.
- [36] C.H. McCollough, S. Leng, L. Yu, and J. G. Fletcher. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches and Clinical Applications. *Radiology*, 2015.
- [37] N. Rassouli, M. Etesami, A. Dhanantwari, and P. Rajiah. Detector-based spectral ct with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights into imaging*, 2017.
- [38] GE Healthcare. Revolution HD. <https://www.gehealthcare.co.uk/products/computed-tomography/revolution-family/revolution-hd>.
- [39] H. Jiang, J. Vartuli, and C. Vess. Gemstone-The Ultimate Scintillator for Computed Tomography. Technical report, GE Healthcare, 2017.
- [40] P. De Marco and D. Origgi. New adaptive statistical iterative reconstruction ASiR-V: Assessment of noise performance in comparison to ASiR. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2018.
- [41] L. H. Chen, C. Jin, J. Y. Li, G. L. Wang, Y. J. Jia, H. F. Duan, N. Pan, and J. Guo. Image quality comparison of two adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR, ASiR-V) algorithms and filtered back projection in routine liver CT. *British Journal of Radiology*, 2018.
- [42] GE Healthcare. Smart Metal Artifact Reduction (MAR). Technical report, 2013.
- [43] S. Scott, P. Madhav, M. Profio, D. Crotty, E. Nett, J. Hsieh, and E. Liu. Technology White Paper: GSI Xtream on Revolution CT. Technical report, GE Healthcare, 2017.
- [44] M. Yazdia, L. Gingras, and L. Beaulieu. An adaptive approach to metal artifact reduction in helical computed tomography for radiation therapy treatment planning: Experimental and clinical studies. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2005.
- [45] G. K. Yadava, D. Pal, and J. Hsieh. Reduction of metal artifacts: beam hardening and photon starvation effects. *Medical Imaging 2014: Physics of Medical Imaging*, 2014.
- [46] E. Meyer, R. Raupach, M. Lell, B Schmidt, and M. Kachelrieß. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. *Medical Physics*, 2010.
- [47] GE Healthcare. Revolution GSI. Technical report, 2014.
- [48] K.M. Andersson, P. Nowik, J. Persliden, P. Thunberg, and E. Norrman. Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses-an evaluation of commercial techniques provided by four vendors. *British Journal of Radiology*, 2015.

- [49] J. Ceh, T. Youd, Z. Mastrovich, C. Peterson, S. Khan, T. A. Sasser, I. M. Sander, J. Doney, C. Turner, and W. M. Leevy. Bismuth infusion of abs enables additive manufacturing of complex radiological phantoms and shielding equipment. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2017.
- [50] Wikimedia Commons. Dimensioni nominali dei mattoncini LEGO. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Lego_dimensions.svg.
- [51] Catphan 700 Manual. C a t p h a n ® 700 M a n u a l CTP700. Technical report, 2016.
- [52] RIPO. Dati complessivi interventi di protesi d'anca, di ginocchio e di spalla in Emilia Romagna 2000-2016. Technical report, 2018.
- [53] Manufacturing information of orthopedic articular prosthesis. Analysis of specific safety issues for radiotherapy, magnetic resonance, orthopedic surgery and identification of traceability model. Technical report.
- [54] R.H.H. Wellenberg, M.F. Boomsma, J.A.C. van Osch, A. Vlassenbroek, J. Milles, M.A. Edens, G. J. Streekstra, C. H. Slump, and M. Maas. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses. *European Journal of Radiology*, 2017.
- [55] MATLAB. <https://it.mathworks.com/>.
- [56] J. DeLee and J. Charnley. Radiological Demarcation of Cemented Sockets in Total Hip Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1976.
- [57] T. Gruen, G. McNeice, and H. Amstutz. "Modes of Failure" of Cemented Stem-type Femoral Components: A Radiographic Analysis of Loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1979.
- [58] Omer Demirkaya, Musa Asyali, and Prasanna Sahoo. *Image Processing with MATLAB: Applications in Medicine and Biology*. 2009.
- [59] Innolitics. DICOM Standard Browser. <https://dicom.innolitics.com/ciods/ct-image/ct-image/00281054>.
- [60] GE Healthcare. CT DICOM Conformance Statement. Technical report, 2014.
- [61] M.F. Boomsma, N. Warringa, M.A. Edens, D. Mueller, H.B. Ettema, C.C.P.M. Verheyen, and M. Maas. Quantitative analysis of orthopedic metal artefact reduction in 64-slice computed tomography scans in large head metal-on-metal total hip replacement, a phantom study. *SpringerPlus*, 2016.
- [62] S. Ohira, T. Karino, Y. Ueda, Y. Nitta, N. Kanayama, M. Miyazaki, M. Koizumi, and T. Teshima. How well does dual-energy ct with fast kilovoltage switching quantify ct number and iodine and calcium concentrations? *Academic Radiology*, 2018.
- [63] R.H.H. Wellenberg, J.C.E. Donders, P. Kloen, L.F.M. Beenen, R.P. Kleipool, M. Maas, and G.J. Streekstra. Exploring metal artifact reduction using dual-energy CT with pre-metal and post-metal implant cadaver comparison: are implant specific protocols needed? *Skeletal Radiology*, 2018.

- [64] J.Y. Huang, J.R. Kerns, Nute J.L., X. Liu, P.A. Balter, Stingo F.C., Followill D. S., Mirkovis D., Howell R.M., and Stephen F.K. An evaluation of three commercially available metal artifact reduction methods for CT imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 2015.
- [65] K. Bolstad, S. Flatabø, D. Aadnevik, I. Dalehaug, and N. Vetti. Metal artifact reduction in CT, a phantom study: subjective and objective evaluation of four commercial metal artifact reduction algorithms when used on three different orthopedic metal implants. *Acta Radiologica*, 2018.
- [66] Y.H. Lee, K.K. Park, H.-T. Song, S. Kim, and J.-S. Suh. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy ct with and without metal artefact reduction software. *European radiology*, 2012.
- [67] F. Wang, H.-D. Xue, X. Yang, W. Han, B. Qi, Y. Fan, W. Qian, Z. Wu, Y. Zhang, and Z. Jin. Reduction of metal artifacts from alloy hip prostheses in computer tomography. *Journal of computer assisted tomography*, 2014.
- [68] D. Yue, C. Fan Rong, C. Ning, H. Liang, L. Ai Lian, W. Ru Xin, and L. Hong Ya. Reduction of metal artifacts from unilateral hip arthroplasty on dual-energy ct with metal artifact reduction software. *Acta Radiologica*, 2018.
- [69] D. Dabirrahmani, Magnussen J., and R.C. Appleyard. Dual-energy computed tomography - how accurate is gemstone spectrum imaging metal artefact reduction: its application to orthopedic metal implants. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2015.
- [70] S.C. Han, Y.E. Chung, Y.H. Lee, K.K. Park, M.J. Kim, and K.W. Kim. Metal artifact reduction software used with abdominopelvic dual-energy ct of patients with metal hip prostheses: Assessment of image quality and clinical feasibility. *American Journal of Roentgenology*, 2014.
- [71] A. De Crop, J. Casselman, T. Hoof, M. Dierens, E. Vereecke, N. Bossu, J. Pamplona, K. D'Herde, H. Thierens, and K. Bacher. Analysis of metal artifact reduction tools for dental hardware in ct scans of the oral cavity: kvp, iterative reconstruction, dual-energy ct, metal artifact reduction software: Does it make a difference? *Neuroradiology*, 2015.
- [72] L. Filograna, N. Magarelli, A.o Leone, R. Guggenberger, S. Winklhofer, M. Thali, and L. Bonomo. Value of monoenergetic dual-energy ct (dect) for artefact reduction from metallic orthopedic implants in post-mortem studies. *Skeletal radiology*, 2015.
- [73] K. Higashigaito, F. Angst, V. Runge, H. Alkadhi, and O. Donati. Metal artifact reduction in pelvic computed tomography with hip prostheses: Comparison of virtual monoenergetic extrapolations from dual-energy computed tomography and an iterative metal artifact reduction algorithm in a phantom study. *Investigative radiology*, 2015.