

Alma Mater Studiorum - Università di Bologna

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

Studio sperimentale dell'effetto della collimazione sulla qualità di immagini tomografiche con raggi X

Relatore:
Prof.ssa Maria Pia Morigi

Presentata da:
Grazia Gentilini

Correlatore:
Dott. Matteo Bettuzzi

Sessione III
Anno Accademico 2016/2017

Abstract

Lo scopo di questo lavoro di tesi è quello di individuare i parametri principali che permettono di ridurre la quantità di radiazione diffusa e migliorare la qualità di immagini tomografiche di “*pani di terra*” (reperti archeologici prelevati dagli scavi insieme ad una certa quantità di terreno).

La qualità delle immagini acquisite è stata valutata inizialmente, tramite la caratterizzazione del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel, determinandone la curva di risposta, l’SNR, la risoluzione spaziale, l’NPS e la DQE, e successivamente, tramite l’analisi di tomografie effettuate, al variare della collimazione, su oggetti di prova atti a simulare dei *pani di terra*.

I risultati ottenuti mostrano come un sistema collimato migliori la qualità delle immagini ricostruite nell’ambito archeologico, in quanto concorre alla riduzione della quantità di radiazione diffusa, ma allo stesso tempo, il lavoro svolto evidenzia le possibili problematiche di un’acquisizione con fascio collimato, come l’aumento del tempo necessario per acquisire e ricostruire le immagini tomografiche dell’intero oggetto.

Indice

Introduzione	1
Capitolo 1	4
1.1 La natura dei raggi X	4
1.2 Il tubo a raggi X.....	5
1.3 Spettro di un tubo a raggi X	7
1.4 Interazione dei raggi X con la materia.....	9
1.4.1 Effetto fotoelettrico.....	11
1.4.2 Effetto Compton	13
1.4.3 Diffusione Rayleigh.....	14
1.4.4 Produzione di coppie	15
1.4.5 Effetto fotonucleare	16
1.5 Principi radiografici	16
1.6 Tomografia assiale computerizzata (TAC).....	18
1.7 Metodo di ricostruzione tomografico	19
Capitolo 2	24
2.1 Componenti del sistema tomografico sperimentale trasportabile.....	24
2.1.1 Sorgente di raggi X.....	25
2.1.2 Sistema di movimentazione	28
2.1.3 Il Rivelatore per raggi X	31
2.1.4 Software per l'acquisizione ed elaborazione dei dati.....	34
Capitolo 3	36
3.1 Caratterizzazione rivelatore.....	36

3.1.1	Curva di risposta	37
3.1.2	SNR (Signal to Noise Ratio)	40
3.1.3	Risoluzione spaziale	45
3.1.4	NPS (Noise Power Spectrum)	51
3.1.5	DQE (Detective Quantum Efficiency)	53
3.1.6	Contrasto	55
Capitolo 4	58
4.1	Descrizione oggetto di prova.....	58
4.2	Analisi effettuate.....	60
4.2.1	Analisi SNR.....	60
4.2.2	Analisi del contrasto	65
4.3	Descrizione dell'oggetto analizzato.....	71
4.4	Analisi effettuate.....	72
4.4.1	Parametri di acquisizione	73
4.4.2	Confronto Contrasto	76
Conclusione	82
Bibliografia	84

Introduzione

La tomografia assiale computerizzata (TAC) è un potente mezzo di indagine nel campo dei beni culturali, in quanto, tramite l'utilizzo di raggi X, permette di ispezionare l'interno di opere d'arte, manufatti di vario genere e reperti archeologici senza danneggiarli.

I reperti ritrovati in uno scavo archeologico vengono prelevati a volte, per mancanza di tempo, insieme ad una certa quantità di terreno per poi essere sottoposti ad un microscavo all'interno di un apposito laboratorio. Un'indagine tomografica di questi reperti può risultare molto utile al fine di localizzare la struttura e la precisa posizione di un particolare oggetto all'interno del cosiddetto "*pane di terra*", dal quale, successivamente può essere estratto in modo adeguato. Alcuni reperti sono infatti tenuti "in posizione" conservando la loro struttura grazie alla matrice di terra circostante. Avere un'immagine radiografica del reperto o meglio ancora volumetrica come avviene con la tomografia, in alcuni casi è fondamentale per poterne realizzare successivamente la corretta ricostruzione dopo il microscavo, e in altri casi, in cui il reperto si disgrega, può essere l'unica testimonianza dell'oggetto reale completo originale. L'analisi tomografica dei *pani di terra* tuttavia non è priva di difficoltà. La procedura può presentare molte complicazioni dovute principalmente alla presenza della terra, che, circondando l'intero reperto, provoca non solo una riduzione del segnale trasmesso ma anche un aumento della quantità di radiazione diffusa che va a compromettere la qualità delle immagini ricostruite.

In questa tesi, tramite l'analisi di immagini tomografiche eseguite su differenti oggetti inseriti all'interno di strutture atte a simulare dei *pani di terra*, è stato svolto un lavoro di tipo quantitativo di analisi dei parametri principali che concorrono al miglioramento della qualità delle immagini tomografiche, al fine di stabilire in che modo e in quale misura si può intervenire per ridurre la quantità di radiazione diffusa ed ottenere quindi dati di buona qualità utilizzabili in ambito archeologico. Anche altri parametri di

acquisizione giocano un ruolo molto importante in tal senso. Una scelta corretta della filtrazione del fascio e un aumento del rapporto segnale rumore ottenuto attraverso la media di più immagini è altrettanto cruciale per la buona riuscita dell'indagine tomografica.

La prima fase di questo lavoro di tesi si è focalizzata principalmente sulla descrizione e l'analisi dei parametri utili alla valutazione delle prestazioni del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel, utilizzato per le acquisizioni radiografiche e tomografiche, mentre, la seconda fase, si è focalizzata sull'analisi quantitativa delle tomografie effettuate.

Questo elaborato è suddiviso in quattro capitoli.

Nel primo capitolo vengono inizialmente descritti i raggi X e la loro interazione con la materia e successivamente, vengono presentate le tecniche radiografiche e tomografiche, menzionando gli algoritmi utilizzati per l'acquisizione e la ricostruzione delle immagini.

Il secondo capitolo presenta le principali componenti del sistema tomografico sviluppato dal gruppo "X-ray Imaging" del Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Bologna e utilizzato in questo lavoro.

Nel terzo capitolo vengono esposti, sia a livello teorico che sperimentale, i principali parametri mediante i quali si è eseguita la caratterizzazione del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel. Infine, nel quarto capitolo, vengono mostrate le analisi effettuate sui due differenti oggetti atti a simulare i *pani di terra*.

Capitolo 1

Il capitolo è incentrato sul fenomeno dei raggi X, la cui interazione con la materia è alla base delle tecniche radiografiche e tomografiche. In particolare, nella prima parte di questo capitolo sono descritti i principali metodi di produzione di raggi X e i loro meccanismi di interazione con la materia, mentre nella seconda parte, viene presentato un metodo generale di ricostruzione tomografica.

1.1 La natura dei raggi X

I raggi X sono per definizione radiazioni elettromagnetiche ionizzanti prodotte dall'urto di elettroni ad alta velocità con un bersaglio solido e aventi lunghezza d'onda compresa approssimativamente tra 10 e 10^{-3} nm.

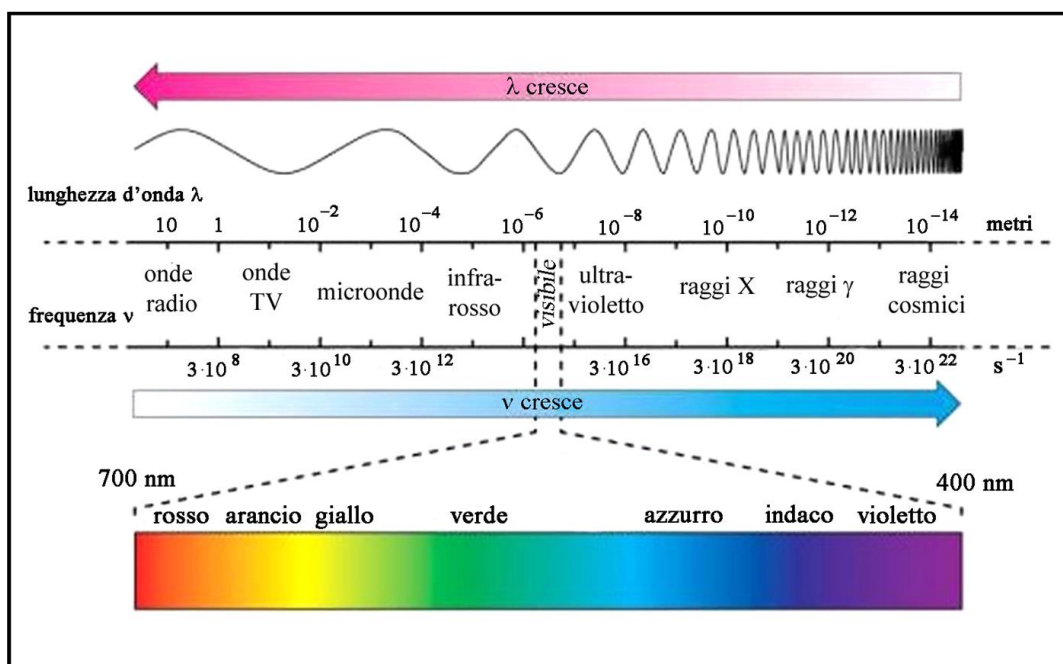


Figura 1. 1: Spettro elettromagnetico.

Grazie alla ridotta lunghezza d'onda e quindi alla notevole energia trasportata, i raggi X sono uno strumento indispensabile e prezioso per indagare internamente un oggetto o un corpo in maniera assolutamente non distruttiva. Per questa loro proprietà trovano quindi un'applicazione fondamentale sia per l'analisi in campo medico, sia per la diagnostica nel settore dei Beni Culturali e in campo industriale.

1.2 Il tubo a raggi X

Il tubo a raggi X, chiamato anche “tubo radiogeno”, è il sistema più utilizzato per la produzione di radiazioni X.

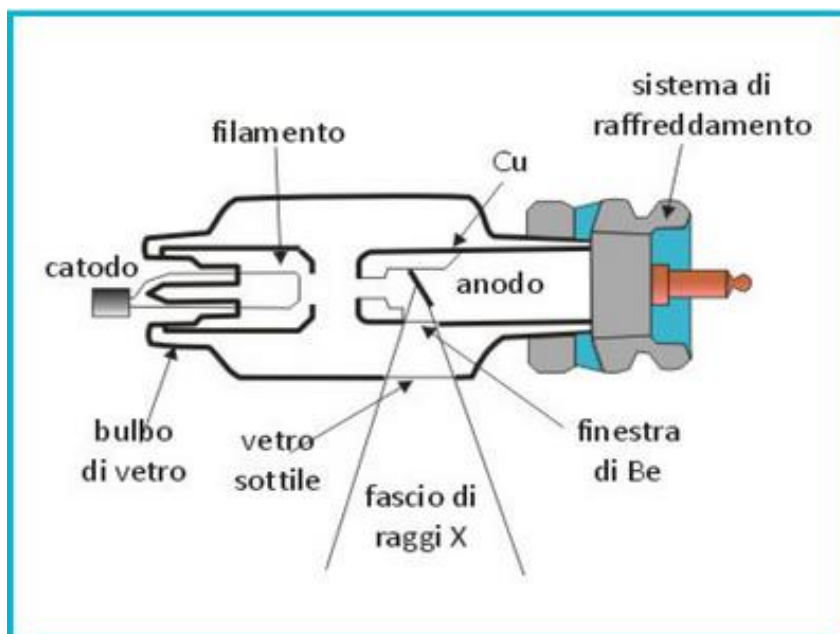


Figura 1. 2: Schema di un tubo radiogeno.

Come si può osservare dalla Figura 1.2, il tubo a raggi X è composto principalmente da un bulbo di vetro (ampolla), il quale viene schermato dall'esterno tramite un involucro di piombo chiamato “cuffia di protezione”, che circonda tutto il sistema lasciando non schermata solo una piccola zona, detta finestra, che rappresenta il luogo di fuoriuscita dei raggi X dal sistema.

All'interno dell'ampolla (zona in cui viene creato il vuoto spinto) si trovano un catodo ed un anodo ad alta tensione che rappresentano rispettivamente il polo negativo e positivo del tubo. Il catodo, tipicamente costituito da un filamento di tungsteno, viene riscaldato attraverso l'intensa corrente che lo attraversa, provocando così la fuoriuscita degli elettroni di conduzione per emissione termoionica. Questi elettroni, grazie all'alta differenza di potenziale presente tra i due poli, vengono accelerati verso l'anodo che è situato al capo opposto dell'ampolla ed è costituito a sua volta da un disco di materiale pesante, fisso o ruotante.

In generale solo il 5% dell'energia degli elettroni viene convertita in raggi X, il resto infatti si trasforma in calore e ciò può provocare il deterioramento o addirittura la fusione dell'anodo. Per questo motivo, soprattutto per la diagnostica in campo medico, vengono utilizzati tubi con anodi rotanti in modo tale da distribuire il calore su un'area più estesa ed una massa più grande [1].

La zona del bersaglio colpita dagli elettroni viene generalmente chiamata target ed è inclinata di circa 20° rispetto alla direzione del fascio incidente per permettere agli elettroni di interagire con un'area rettangolare relativamente grande (area focale nella Figura 1.3) e ai fotoni di uscire da una zona molto più piccola chiamata macchia focale effettiva (o spot focale) [2].

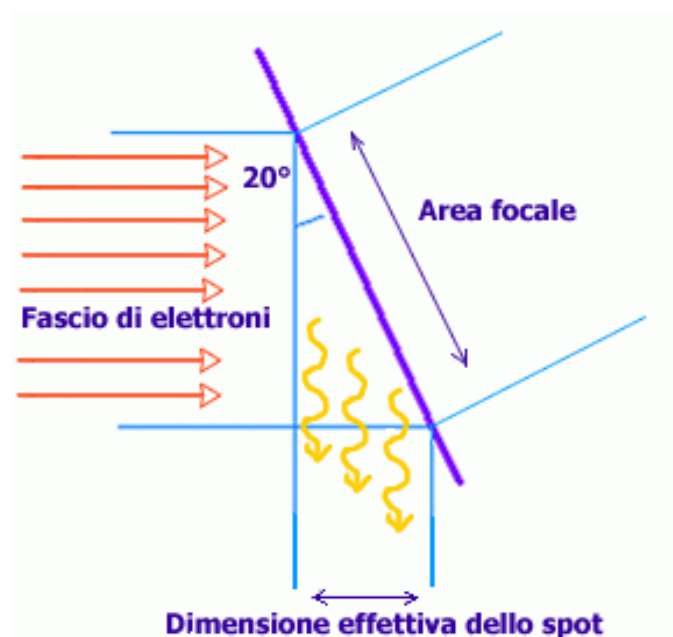


Figura 1. 3: Macchia focale di un tubo a raggi X.

1.3 Spettro di un tubo a raggi X

Lo spettro energetico dei raggi X è costituito da due componenti fondamentali: la radiazione di frenamento e la radiazione caratteristica.

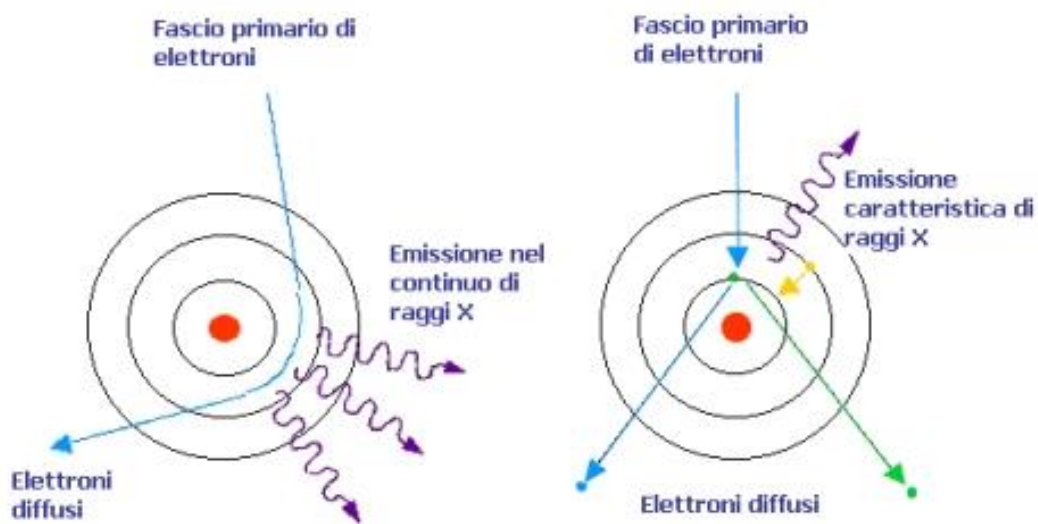


Figura 1. 4: Rappresentazione schematica del processo di produzione dei raggi X.

La prima, nota anche come “*radiazione di bremsstrahlung*”, è il risultato del processo di decelerazione che subisce un elettrone libero interagendo con il campo elettrico del nucleo di un atomo. La produzione di radiazione X che ne deriva è dovuta pertanto alla perdita di energia dell’elettrone in gioco e viene descritta da uno spettro continuo che può variare da un minimo pari a 0 ad un massimo corrispondente all’energia cinetica delle particelle cariche che vanno ad interagire con il campo elettrico del nucleo dell’atomo.

Nel processo di emissione di radiazione caratteristica invece un elettrone libero in moto interagisce con uno degli elettroni più interni dell’atomo, causando la rimozione di quest’ultimo dal suo livello energetico, che viene subito occupato da un elettrone appartenente a un livello più esterno. I fotoni emessi in questo processo hanno un’energia pari alla differenza fra le energie di legame dei livelli coinvolti, formando così uno spettro a righe caratteristico per ogni elemento.

Lo spettro complessivo di un tubo a raggi X è dato pertanto dalla somma dei due spettri citati [1].

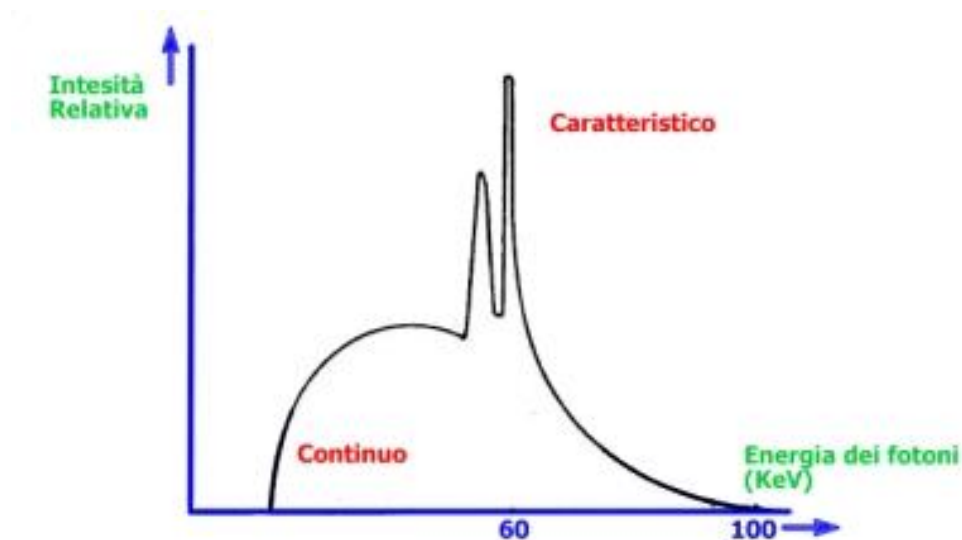


Figura 1. 5: Spettro dei raggi X.

La forma di questo spettro può essere opportunamente modificata tramite l'applicazione di filtri, costituiti da opportuni spessori di alluminio o di rame, posti di fronte alla finestra di uscita del tubo a raggi X. Questa procedura, chiamata filtraggio, permette di eliminare la parte meno energetica del fascio che non è utile per l'esame radiografico e tomografico in quanto viene assorbita dall'oggetto senza contribuire alla formazione dell'immagine. Questo fenomeno viene denominato "indurimento del fascio", in quanto determina un aumento dell'energia media del fascio policromatico di raggi X [2].

1.4 Interazione dei raggi X con la materia

I raggi X sono radiazioni indirettamente ionizzanti e, quindi, durante l'interazione con la materia cedono la loro energia a particelle cariche secondarie. Nel corso dell'attraversamento di uno spessore di materiale pertanto, esiste la probabilità che il singolo fotone del fascio sia assorbito dal materiale causando la diminuzione dell'intensità della radiazione. I possibili processi fisici di interazione tra radiazione X e materia sono:

- effetto fotoelettrico,
- effetto Compton,
- diffusione Rayleigh o coerente,
- produzione di coppie,
- effetto fotonucleare.

La sezione d'urto per ognuno di questi processi dipende principalmente dal numero atomico degli atomi urtati (Z), dall'energia dei fotoni e dalla natura del materiale.

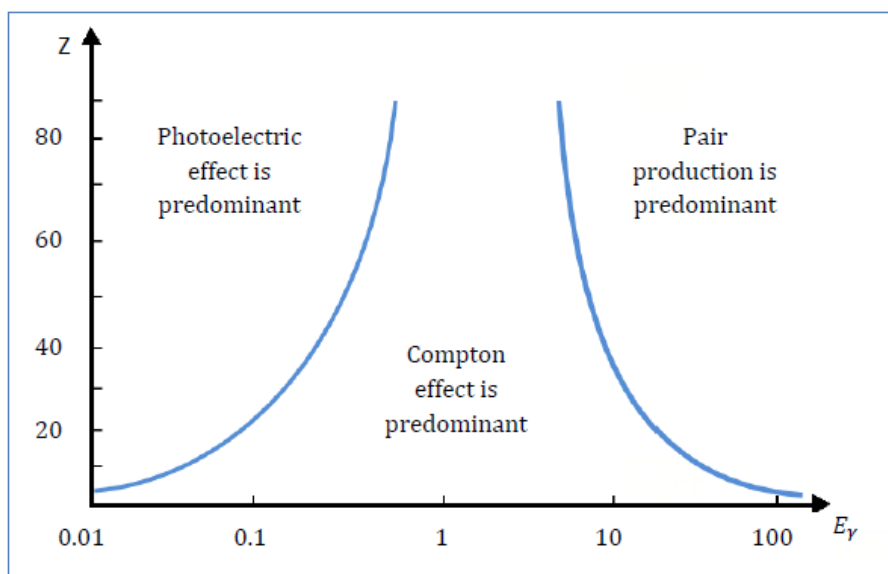


Figura 1. 6: Dominio dei tre principali tipi di interazione dei raggi X con la materia.

Nella Figura 1.6 vengono rappresentate le zone di dominanza dei tre principali processi (effetto fotoelettrico, effetto Compton e produzione di coppie) in base all'energia del fascio e al numero atomico del materiale bersaglio. Da questa immagine si può dedurre che l'effetto fotoelettrico domina a basse energie del fotone, l'effetto Compton ad energie intermedie e la produzione di coppie ad energie elevate; inoltre la regione di dominio dell'effetto Compton tende a diminuire al crescere del numero atomico.

La probabilità di interazione tra il fascio di fotoni e il materiale viene misurata tramite un parametro chiamato *sezione d'urto* (indicato con la lettera σ) il quale, nonostante rappresenti una grandezza intrinseca del processo, può essere pensato in termini classici come l'area attorno ad una particella bersaglio all'interno della quale la presenza di una seconda particella genera fenomeni di interazione tra i due corpi. La sezione d'urto totale di un'interazione viene quantificata tramite la somma di tutti i contributi dei singoli processi possibili secondo la formula:

$$\sigma_{tot} = \sigma_{fotoel} + \sigma_{Comp} + \sigma_{coppie} + \sigma_{coer} + \sigma_{fotoreaz} \quad (1.1)$$

Anche se le energie in gioco nell'applicazione tomografica, essendo relativamente basse, permettono di trascurare la produzione di coppie e l'effetto fotonucleare, di seguito vengono comunque riportate le spiegazioni di tutti i fenomeni sopra elencati [3].

1.4.1 Effetto fotoelettrico

L'effetto fotoelettrico avviene quando un fotone di energia medio bassa interagisce con un elettrone fortemente legato di un atomo del materiale attraversato.

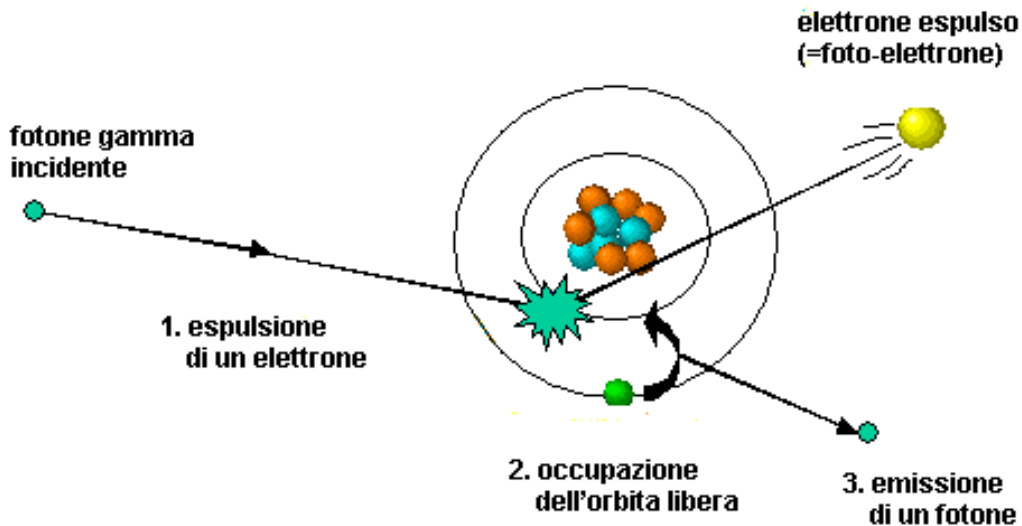


Figura 1. 7: Rappresentazione schematica dell'effetto fotoelettrico.

In tale situazione il fotone, perdendo tutta la sua energia, viene assorbito dall'atomo e conseguentemente viene emesso un elettrone (fotoelettrone) con un'energia cinetica (E_e) pari alla differenza tra l'energia del fotone e quella di legame dell'elettrone (E_B ; energia minima affinché possa avvenire l'interazione) secondo la formula:

$$E_e = h\nu - E_B \quad (1.2)$$

I fotoelettroni emessi sono costituiti circa per 80% da elettroni appartenenti all'orbita più interna dell'atomo bersaglio, in quanto l'effetto fotoelettrico è tanto più probabile quanto più l'elettrone è legato all'atomo.

L'espulsione dell'elettrone porta infine ad una redistribuzione degli stessi negli orbitali atomici con emissione preferenzialmente di radiazione X nel caso di materiale ad alto numero atomico e di elettroni Auger per quelli a basso numero atomico.

La sezione d'urto per l'effetto fotoelettrico è:

$$\sigma \propto Z^4 (h\nu)^{-3.5} \quad (1.3)$$

e presenta delle discontinuità in corrispondenza delle energie di soglia delle differenti orbite, le quali sono ricavabili tramite la legge di Moseley:

$$E = 13.6 \frac{(Z - \sigma)^2}{n^2} \text{ eV} \quad (1.4)$$

dove n è il numero quantico principale e σ un numero che considera lo schermo creato dagli elettroni delle orbite più interne.

Vista la forte dipendenza della sezione d'urto dal numero atomico, l'effetto fotoelettrico gioca un ruolo importante nei materiali pesanti fino ad energie intorno a 0.5 MeV .

1.4.2 Effetto Compton

L'effetto Compton consiste nell'urto anelastico del fotone con un elettrone appartenente ad un orbitale esterno di un atomo del materiale attraversato.

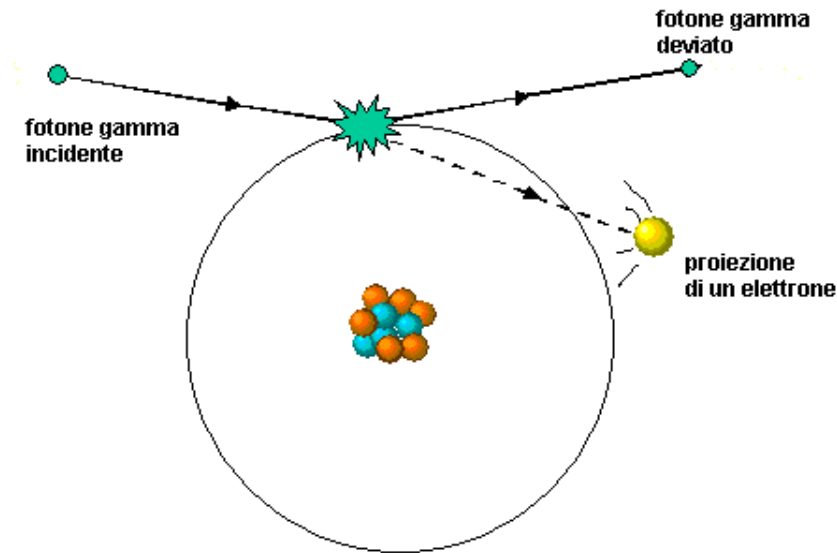


Figura 1. 8: Rappresentazione schematica dell'effetto Compton.

In questo processo il fotone subisce un effetto di *scattering*, ovvero viene diffuso in una direzione diversa rispetto a quella d'incidenza, mentre l'elettrone viene messo in moto con una certa energia cinetica. L'effetto Compton è pertanto uno *scattering* anelastico e incoerente in quanto il fotone non conserva la sua energia e non interagisce con tutto l'atomo, ma solo con un elettrone esterno il quale viene considerato libero [2]. Andando ad analizzare più nel dettaglio questo effetto, tramite le leggi di conservazione dell'energia e della quantità di moto, si può notare come l'energia finale dell'elettrone (E_e) sia in relazione con quella iniziale del fotone e con l'angolo di diffusione (θ) secondo la formula:

$$E_e = h\nu \left[\frac{\gamma(1 - \cos \theta)}{1 + \gamma(1 - \cos \theta)} \right] \quad (1.5)$$

dove $\gamma = \frac{h\nu}{mc^2}$

La distribuzione angolare dei fotoni diffusi alle basse energie è abbastanza isotropa, mentre, al crescere dell'energia, i fotoni vengono deviati con angoli sempre minori. L'angolo di emissione degli elettroni dipende anch'esso dall'energia, tuttavia, a differenza dei fotoni, gli elettroni di rinculo sono sempre emessi ad angoli minori di 90°. La sezione d'urto per l'effetto Compton, calcolata tramite l'elettrodinamica, risulta essere proporzionale al numero atomico (Z) del materiale attraversato.

1.4.3 Diffusione Rayleigh

La diffusione Rayleigh, o diffusione coerente, consiste nell'urto elastico di un fotone a bassa energia con l'intero atomo appartenente al materiale attraversato e ha luogo solo se l'energia dei raggi X risulta essere significativamente inferiore all'energia di legame degli elettroni dell'atomo.

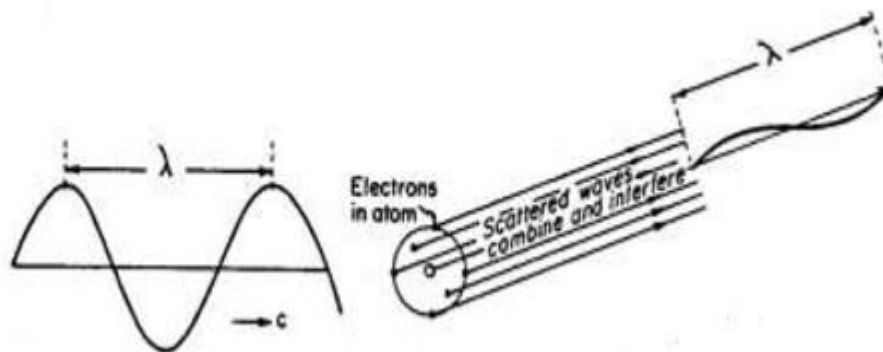


Figura 1. 9: Rappresentazione schematica della diffusione coerente.

L'urto tra i due elementi porta pertanto ad una piccola deviazione della direzione del fotone incidente senza però alcuna cessione di energia all'atomo.

La sezione d'urto per diffusione coerente è:

$$\sigma \propto Z^{2.5} (h\nu)^{-2} \quad (1.6)$$

e di conseguenza risulta essere maggiore per materiali ad elevato numero atomico.

1.4.4 Produzione di coppie

La produzione di coppie consiste nella trasformazione di un fotone in una coppia elettrone-positrone (elettrone con carica positiva).

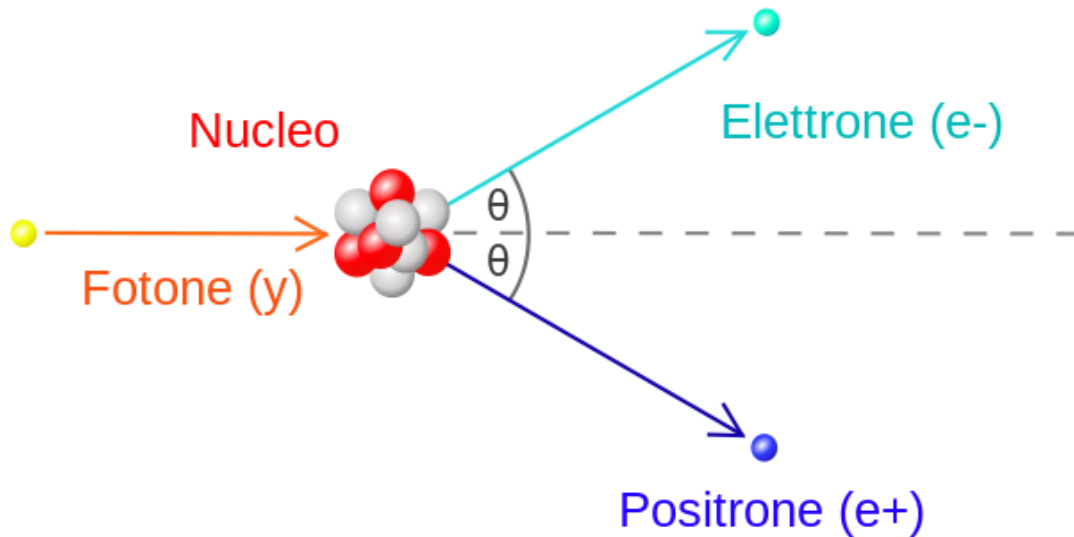


Figura 1. 10: Rappresentazione schematica della produzione di coppie.

Questo fenomeno ha luogo solo quando l'energia del fotone è pari almeno alla somma dell'energia a riposo delle due particelle create:

$$h\nu \geq m_{e^-}c^2 + m_{e^+}c^2 = 2m_e c^2 = 1.022 \text{ MeV} \quad (1.7)$$

e pertanto viene considerato come un “processo a soglia”.

L'energia cinetica totale, ripartita tra positrone ed elettrone, di conseguenza, è data dalla differenza tra l'energia del fotone incidente e le masse delle due particelle a riposo:

$$E_- + E_+ = h\nu - 1.022 \quad (1.8)$$

Questa suddivisione non avviene però in maniera equa in quanto il positrone tenderà ad avere più energia in quanto risentirà della forte repulsione nucleare. La sezione d'urto per la produzione di coppie è:

$$\sigma \propto Z^2 \quad (1.9)$$

1.4.5 Effetto fotonucleare

L'effetto fotonucleare è il processo che descrive l'interazione diretta tra il fotone e il nucleo del materiale attraversato. Questo fenomeno ha luogo solo quando l'energia del fotone è tale da permettergli di oltrepassare indenne la nube elettronica ed il campo di forza del nucleo (energia superiore ad alcuni MeV) al fine d'eccitare il nucleo stesso e conseguentemente ottenere l'emissione di un protone (reazione (γ, p)) o di un neutrone (reazione (γ, n)) dal nucleo stesso.

1.5 Principi radiografici

La radiografia è una tecnica abbastanza semplice che permette di analizzare un oggetto internamente senza distruggerlo, mediante l'utilizzo di raggi X. Un'immagine radiografica riproduce una mappa bidimensionale dell'assorbimento subito dal fascio di raggi X durante l'interazione con l'oggetto preso in esame.

Un fascio monocromatico di raggi X, infatti, dopo aver attraversato un oggetto omogeneo di spessore x , subisce un processo di assorbimento esponenziale che può essere rappresentato in termini di intensità mediante la formula:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.10)$$

dove I_o è l'intensità iniziale del fascio e μ è il coefficiente di attenuazione lineare del materiale attraversato.

Nel caso in cui l'oggetto abbia uno spessore variabile e una composizione eterogenea, la relazione matematica precedente dovrà essere corretta tramite l'utilizzo di integrali di linea lungo la direzione del fascio poiché I avrà una distribuzione spaziale dipendente dall'oggetto in esame. La Formula 1.10 diventa pertanto:

$$I = I_o e^{-\int_a^b \mu(x) dx} \quad (1.11)$$

Se inoltre il fascio è policromatico, come quello prodotto dai tubi a raggi X, la formula subirà un'ulteriore correzione in quanto bisogna tener conto della dipendenza dall'energia del coefficiente di attenuazione lineare nel punto x (Formula 1.12).

$$I = \int_E I_o(E) e^{-\int_a^b \mu(x,E) dx} dE \quad (1.12)$$

L'immagine radiografica infine si ottiene proprio grazie all'interazione dei raggi X con la materia che determina variazioni locali di intensità nel fascio uscente dall'oggetto. Per un contrasto ottimale soltanto i raggi X che non hanno subito alcun tipo di interazione con l'oggetto dovrebbero raggiungere il rivelatore; infatti se i raggi X che hanno subito interazioni per effetto Compton raggiungono il rivelatore si osserva un peggioramento della qualità dell'immagine, poiché questi hanno subito deviazione dalla loro direzione iniziale. Le informazioni sulla struttura interna dell'oggetto vengono così ottenute dal rapporto tra i fotoni assorbiti e quelli trasmessi.

1.6 Tomografia assiale computerizzata (TAC)

L'immagine radiografica, essendo una proiezione bidimensionale di un oggetto tridimensionale, non permette di dare un'interpretazione univoca sulla struttura dell'oggetto, in quanto più strati vengono a sovrapporsi in un'unica immagine. Per riuscire a studiare un oggetto in quanto volume e quindi poter ottenere informazioni sulla tridimensionalità dell'oggetto in esame, è necessario radiografarlo da più angolazioni; questo è possibile tramite la Tomografia assiale computerizzata, nota più comunemente con l'acronimo TAC.

Lo scopo della TAC è quello di ottenere informazioni riguardanti la composizione interna del campione sotto esame e valutarne così la struttura e la morfologia mediante rappresentazioni tridimensionali.

Essa è una tecnica radiologica d'indagine non invasiva che permette, attraverso algoritmi matematici, di ricostruire le sezioni trasversali dell'oggetto analizzato, chiamate *slice*, combinando le informazioni contenute nel rivelatore provenienti da diversi angoli di rotazione del sistema sorgente-rivelatore rispetto all'oggetto.

A differenza della tradizionale radiografia dove si utilizzavano lastre fotografiche, per la tomografia è necessario impiegare rivelatori digitali, che forniscono immagini sotto forma d'array di numeri, che possono quindi essere memorizzate ed elaborate con computer.

1.7 Metodo di ricostruzione tomografica

Terminata la scansione tomografica, inizia la fase di ricostruzione dove, attraverso l'elaborazione delle immagini acquisite, si ottengono le *slice*, ovvero immagini bidimensionali rappresentanti ognuna una diversa sezione interna dell'oggetto. Fisicamente queste hanno uno spessore non nullo in quanto rappresentano una sezione di volume; la stessa cosa si può dire per il pixel, il quale rappresenta in realtà un elemento di volume che viene chiamato *voxel*.

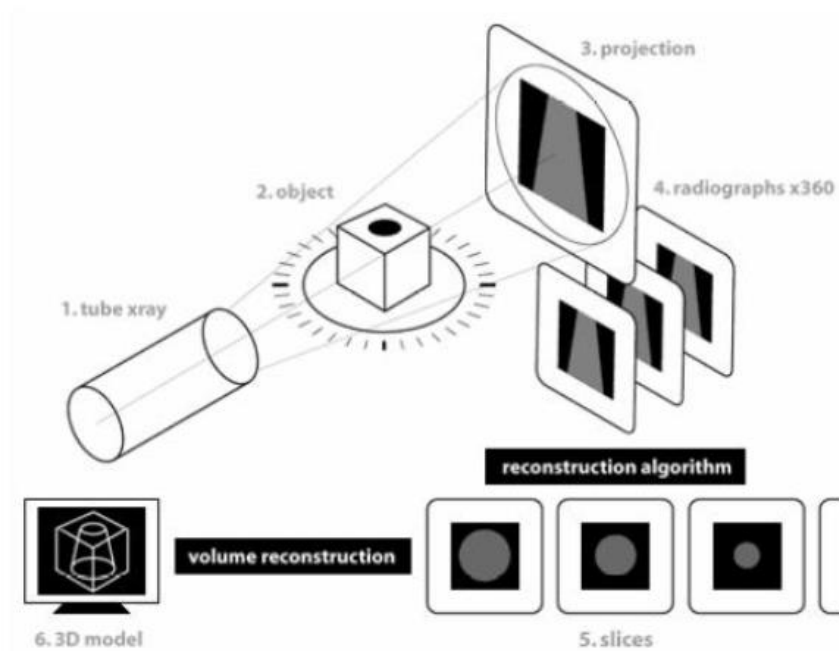


Figura 1. 11: Step della tomografia.

Per semplificare la descrizione del metodo di ricostruzione supponiamo idealmente di lavorare con un fascio di raggi X paralleli tra loro, i quali, attraversando un singolo piano dell'oggetto, giungono ad un rivelatore formato da n elementi.

L'idea di base è quella di suddividere la *slice* in una griglia di " $n \times n$ " pixel ciascuno con coefficiente di attenuazione " μ_y " e dimensione " $w \times w$ " pari a quelle di un singolo elemento che costituisce il rivelatore.

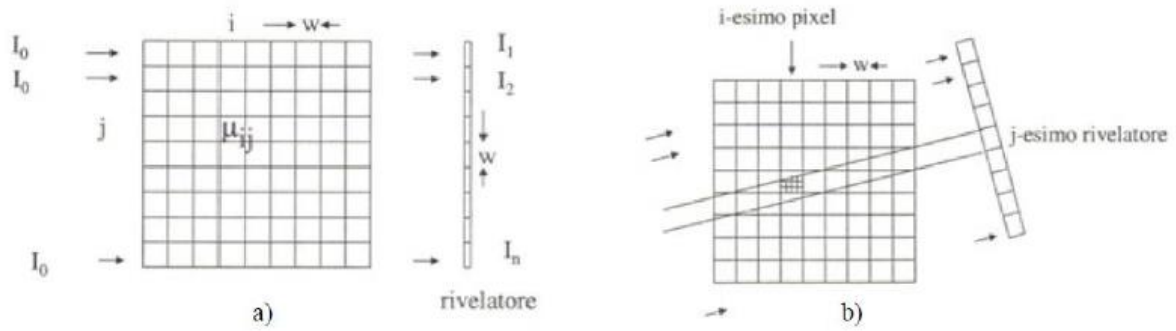


Figura 1. 12: a) condizione di perpendicolarità tra il fascio di raggi X e la *slice* divisa in pixel; b) condizione di non perpendicolarità tra il fascio di raggi X e la *slice* divisa in pixel.

L'intensità misurata da ogni elemento del rivelatore risulterà quindi essere:

$$I_j = I_0 e^{-|\mu_{1j} + \mu_{2j} + \dots + \mu_{nj}|w} \quad (1.13)$$

con $j = 1, 2, \dots, n$; ovvero:

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_j}\right) = \sum_{i=1}^n \mu_{ij}w \quad (1.14)$$

la quale prende il nome di proiezione " p_j " e risulta essere l'informazione di base da cui partire per ricostruire l'immagine.

Per ricavare tutti i coefficienti " μ_{ij} " in modo univoco è necessario possedere un numero sufficiente di proiezioni radiografiche ottenute ruotando l'oggetto oppure il sistema sorgente-rivelatore.

Quando viene a mancare la perpendicolarità tra il fascio parallelo di raggi X e la griglia in cui è idealmente suddiviso l'oggetto il calcolo della proiezione si rivela più complicato poiché, in questo caso, i fotoni attraversano spessori di pixel " w_{ij} " variabili l'uno dall'altro e dipendenti dalla proiezione stessa.

Per risolvere questo problema, generalmente, si adotta un sistema di coordinate (x, y) per i punti dell'oggetto e (r, s) per il percorso lineare dei raggi del fascio, in modo tale

che, quando il sistema è ruotato di un angolo φ rispetto all'asse y , le proiezioni $p_1 \dots p_n$ possono essere espresse come integrale di linea della funzione $f(x, y)$ che rappresenta la distribuzione dei coefficienti di attenuazione:

$$p(r, \varphi) = \int_{r, \varphi} f(x, y) ds \quad (1.15)$$

Per ricostruire una singola *slice* sono pertanto necessarie m acquisizioni a diversi angoli φ di rotazione equispaziati, ognuno contenente a sua volta n proiezioni a intervalli di w . Pertanto, per avere un numero sufficiente di dati indipendenti, è necessario imporre la condizione $m > n$. Si ottiene così una matrice $n \times m$ (n pixels ed m proiezioni radiografiche) chiamata comunemente “*sinogramma*”, in quanto l'immagine ottenuta contiene una sinusoide per ogni particolare dell'oggetto, la cui ampiezza dipende dalla distanza del particolare dal centro di rotazione dell'oggetto.

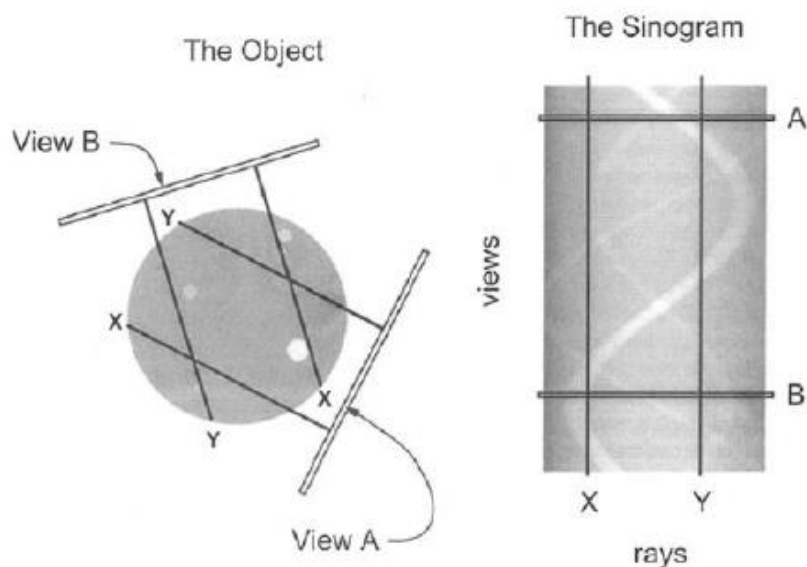


Figura 1. 13: Esempio di *sinogramma*.

Il passaggio dal sinogramma alla *slice* ricostruita, infine, si effettua tramite l'applicazione di un algoritmo di retroproiezione (“*back projection*”), il quale proietta all'indietro, sul piano della *slice*, i valori di ogni singola proiezione alle diverse

angolazioni, ottenendo così la distribuzione dei coefficienti di attenuazione $f(x, y)$ nei diversi pixel che costituiscono la *slice*.

Per ogni pixel il valore della funzione $f(x, y)$ viene calcolato tramite la somma di tutti i contributi delle m proiezioni, secondo la formula:

$$\tilde{f}(x, y) = \sum_{j=1}^m p_j \Delta\varphi \quad (1.16)$$

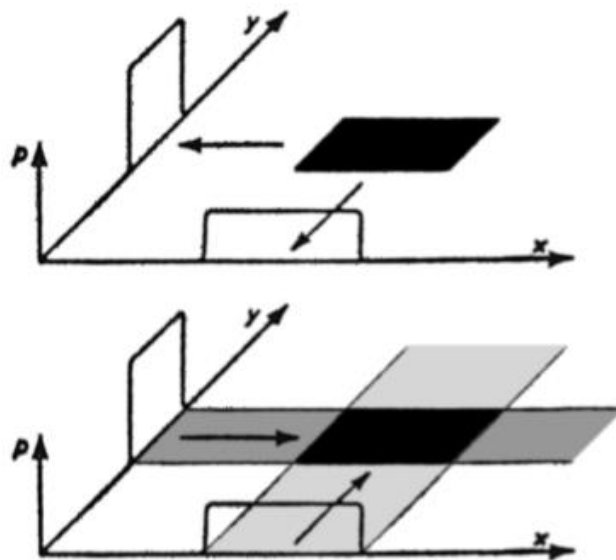


Figura 1. 14: Immagine rappresentante un esempio di proiezione durante le due fasi: acquisizione e retroproiezione.

Se si considera la retroproiezione di un oggetto circolare, ogni profilo proietta sul piano una striscia che va a creare un artefatto a stella. Aumentando il numero delle proiezioni, l'artefatto a stella scompare, lasciando, attorno all'oggetto, un alone di intensità decrescente allontanandosi dal centro.

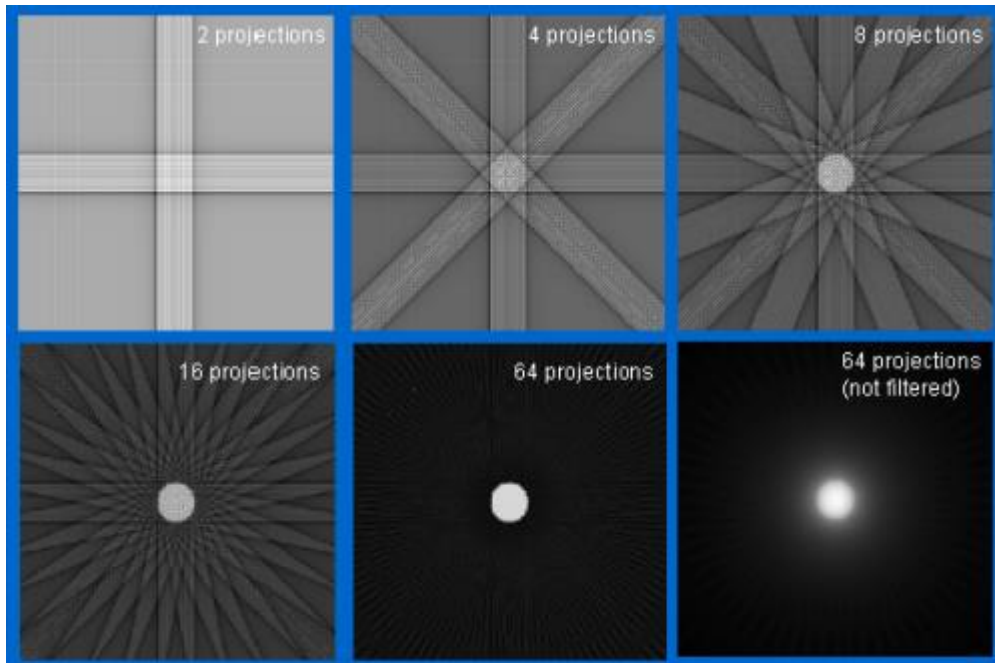


Figura 1. 15: Visualizzazione dell'artefatto a stella per la retroproiezione di un oggetto circolare, all'aumentare del numero di proiezioni. Vengono mostrati i risultati filtrati e non filtrati.

Per eliminare questo effetto, si utilizzano dei filtri applicati sia sulle proiezioni che direttamente sulle immagini finali in modo tale da ridurre il più possibile il rumore presente nella *slice* ricostruita. Il metodo, ad oggi, più utilizzato per la ricostruzione di immagini tomografiche è l'algoritmo di retroproiezione filtrata "*filtered backprojection*", che si basa sul "*teorema della sezione centrale di Fourier*" il quale mette in relazione la trasformata di Fourier unidimensionale di ciascuna proiezione con i valori che assume la trasformata di Fourier bidimensionale dell'immagine da ricostruire lungo una retta corrispondente alla direzione in cui è stata acquisita la proiezione. Per ricostruire l'immagine è quindi necessario eseguire l'antitrasformata di Fourier bidimensionale nello spazio delle trasformate di Fourier delle proiezioni; per questo motivo la retroproiezione filtrata si compone di due fasi: una prima fase di filtraggio delle proiezioni (fatta nello spazio reale o in quello trasformato di Fourier) e una seconda fase che riguarda il calcolo della retroproiezione vera e propria [4].

Capitolo 2

La Tomografia Assiale Computerizzata è un'applicazione fondamentale sia per l'analisi in campo medico, sia per la diagnostica nel settore dei Beni Culturali. Per sopperire alla frequente difficoltà o impossibilità di trasportare le opere d'arte fuori dai musei, il gruppo di *X-ray Imaging* del Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Bologna [5] ha sviluppato e utilizzato con successo in vari lavori un sistema radiotomografico mobile per analisi in loco. In questo capitolo vengono presentate tutte le componenti di uno di questi set-up sperimentale utilizzato sia per eseguire la caratterizzazione del rivelatore del sistema tomografico (capitolo 3), sia per produrre le tomografie dei campioni analizzati (capitolo 4).

2.1 Componenti del sistema tomografico sperimentale trasportabile

Gli elementi principali che compongono il sistema tomografico sono:

- una sorgente di raggi X;
- un sistema di movimentazione;
- un rivelatore flat-panel;
- un software per l'acquisizione dei dati;
- un software per l'elaborazione dei dati.

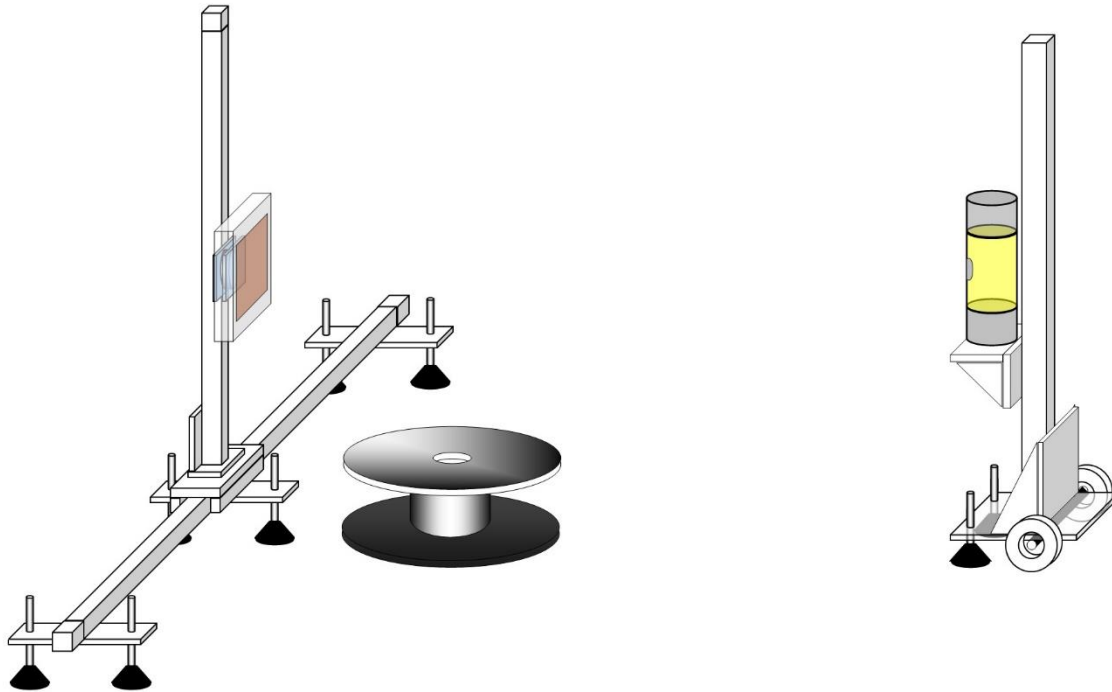


Figura 2. 1: Rappresentazione schematica dell'apparato tomografico.

2.1.1 Sorgente di raggi X

In questo lavoro di tesi sono stati utilizzati due differenti sorgenti a raggi X: un tubo Bosello XRG120-50IT, situato nel laboratorio di Bologna e utilizzato per la caratterizzazione del rivelatore (capitolo 3) e un tubo Yxlon Smart EVO 200D, situato nel laboratorio di Ravenna e utilizzato per effettuare le tomografie dei campioni analizzati.

Il tubo Bosello XRG120IT, prodotto dalla ditta Bosello High Technology srl (Gallarate), è una sorgente di raggi X di tipo industriale con un sistema di raffreddamento a liquido, che include il tubo XRT-160 con spot focale di 0,8 mm e un range di temperatura operativa che oscilla fra 10 °C e 35 °C.

Mantenendo temperature relativamente basse, questo tubo a raggi X permette di effettuare acquisizioni prolungate (qualche ora) anche ai massimi livelli di tensione e

corrente (120 kV, 4 mA) [6]. Le specifiche complete di questo modello sono presentate nella Tabella 2.1.

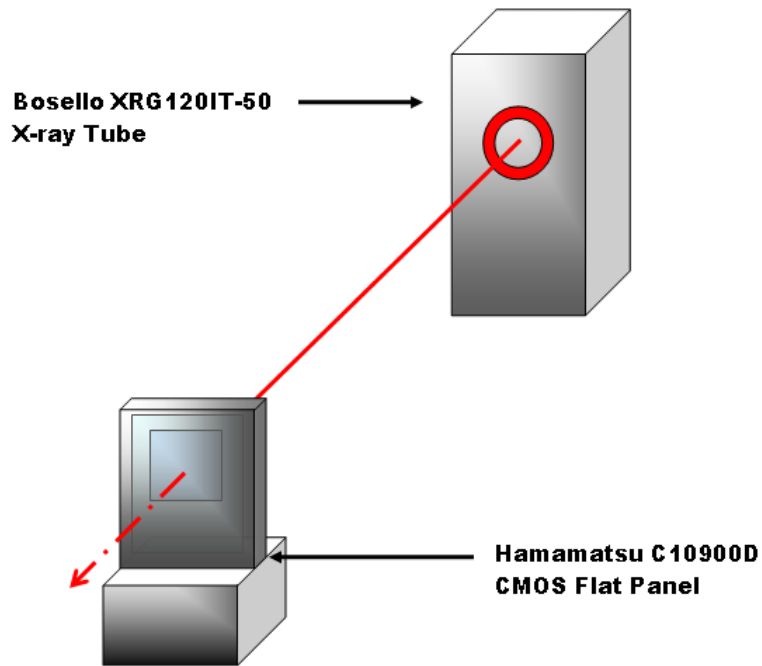


Figura 2. 2: Rappresentazione schematica del sistema di lavoro.

Weight	40 kg
Size	580 (<i>length</i>) x 192 (<i>height</i>) x 200 (<i>width</i>) mm
Focal spot size	0,8 mm
High Voltage adjustment	20 – 120 kV
mA adjustment	0,2 – 7 mA
Max X-ray power	700 W
Beam angle	28° <i>cone beam</i>
Leakage radiation	Max 2,0 mSv/h at 1 m
Temperature range	10 °C to 35 °C.

Tabella 2. 1: Specifiche del tubo Bosello XRG 120IT-50 [6].

Il tubo a raggi X, utilizzato per le acquisizioni tomografiche, è lo Smart EVO 200D prodotto dalla ditta YXLON international.



Figura 2. 3: a) X-ray Tube Smart EVO 200D. b) Interfaccia di controllo del tubo.

Questo tubo è ideale per un sistema mobile in quanto è piuttosto compatto ed ha un peso contenuto (23 kg - $63,5\text{ cm}$ in altezza e $29,5\text{ cm}$ di diametro).

Il tubo a raggi X ha una potenza massima pari a 750 W e uno spot focale di $1,00\text{ mm}$. Può operare in un range di temperatura che oscilla fra $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Il tubo, lavorando con tensioni comprese tra 30 e 200 kV e correnti in un range fra i $0,5$ e $6,0\text{ mA}$, pur essendo un tubo portatile, può erogare raggi X per un'ora con la configurazione a potenza massima (200 kV e $3,7\text{ mA}$) in esposizione continua [7].

Per filtrare il fascio alle basse energie il tubo è fornito di un filtro intercambiabile. Le specifiche complete di questo modello sono presentate nella Tabella 2.2.

Weight	<i>23 kg</i>
Height	<i>635 mm</i>
Focal spot size	<i>1,0 mm</i>
High Voltage adjustment	<i>30 – 200 kV</i>
mA adjustment	<i>0,5 – 6,0 mA</i>
Max X-ray power	<i>750 W</i>
Beam angle	<i>40 ° × 60 °</i>
Leakage radiation	<i>Max. 2.0 mSv/h</i>
Environment	<i>IP65</i>
Temperature range	<i>-20 °C to +50 °C</i>
Cont. Exposure 35 °C, 200kV/3.7 mA	<i>1 hour</i>

Tabella 2. 2: Specifiche del tubo EVO 200D [7].

2.1.2 Sistema di movimentazione

Il sistema di movimentazione è composto dagli elementi che permettono la traslazione del rivelatore e la rotazione dell'oggetto.

Il movimento del rivelatore è gestito da due assi motorizzati perpendicolari tra loro che garantiscono una traslazione orizzontale lungo l'asse X e una traslazione verticale lungo l'asse Y. Come si può osservare dalla Figura 2.4 a, l'asse Y, su cui è fissato il rivelatore, è montato sulla piattaforma di traslazione dell'asse X al fine di ottenere un dispositivo di scansione con un'ampia area.

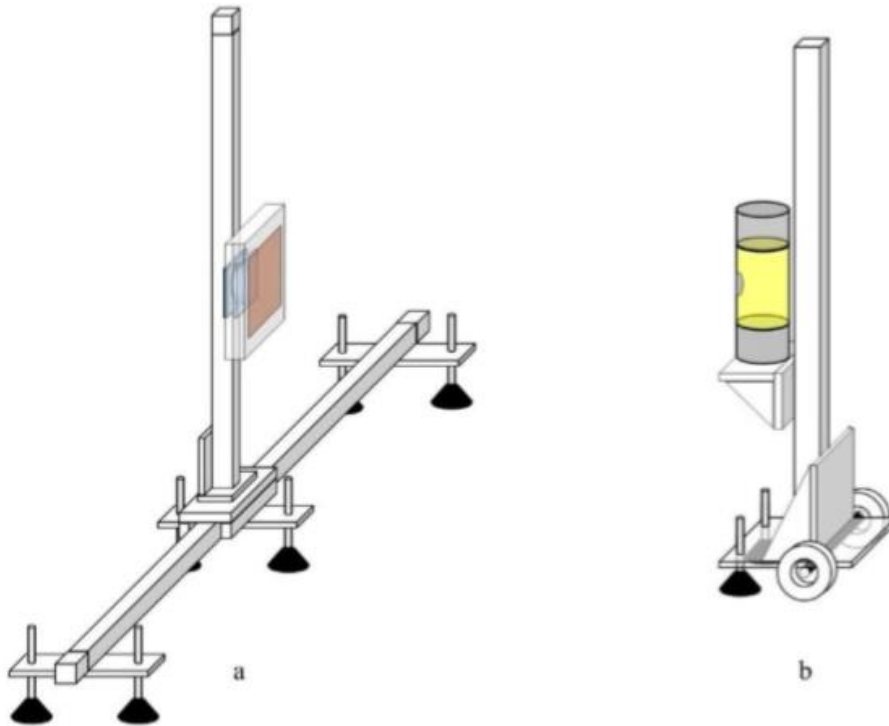


Figura 2. 4: Rappresentazione schematica degli assi di traslazione: a) rivelatore - asse X (orizzontale) e asse Y (verticale); b) tubo a raggi X – asse X – asse Z (verticale).

Il moto verticale del tubo a raggi X è possibile grazie alla presenza di un terzo asse (asse Z), il quale risulta indispensabile per le acquisizioni tomografiche di oggetti di grandi dimensioni per le quali è necessario che la sorgente si muova in verticale insieme con il rivelatore al fine di mantenere il punto focale centrato rispetto all'area di proiezione [5].

Questi tre assi sono controllati da un singolo controller, a cui sono collegati tramite due diversi cavi di comando, uno per la coppia di assi del rivelatore (X e Y) e uno per l'asse Z. Il *case* di controllo è collegato al computer tramite una porta seriale ed è dotato anche di comandi manuali per il movimento degli assi e di un pulsante d'arresto di emergenza (pulsante rosso).

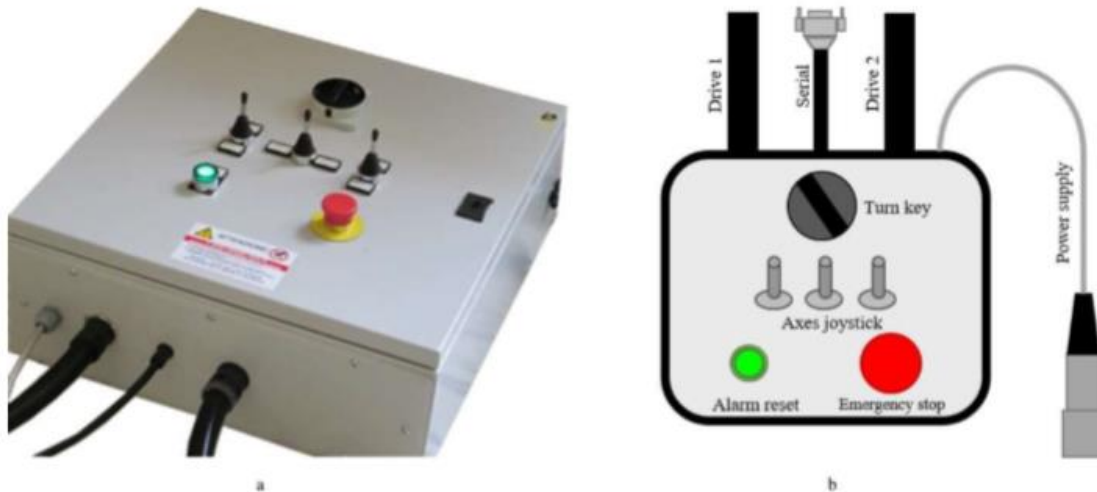


Figura 2. 5: a) *Case* di controllo degli assi di traslazione; b) Rappresentazione schematica delle componenti del *case* di controllo.

Per ottenere la rotazione dell'oggetto ispezionato, infine, viene utilizzata la tavola rotante PI-MICOS PRS-200 di Physik Instrumente, che ha un diametro di 160 mm ed è in grado di sostenere un peso massimo di 50 kg ruotando con una risoluzione dell'ordine di $1/1000$ gradi [8].

Per aumentarne la stabilità, la tavola rotante è posizionata su una piattaforma a treppiedi costituita da piedini regolabili in altezza al fine di correggere eventuali pendenze del pavimento e ottenere un preciso allineamento del sistema.

L'asse rotante è collegato al computer tramite uno specifico controller e una porta seriale gestiti dal software di controllo.



Figura 2. 6: a) Immagine della tavola rotante PI-MICOS PRS 200; b) Immagine della piattaforma treppiede con piedini regolabili.

2.1.3 Il Rivelatore per raggi X

I rivelatori di raggi X sono dispositivi utilizzati per misurare il flusso dei raggi X e vengono solitamente suddivisi in due categorie principali: dispositivi di misurazione della dose (contatori e dosimetri Geiger) e rilevatori di immagini. I primi sono utilizzati principalmente per scopi di spettrometria. Sono inoltre molto utilizzati per scopi di sicurezza in quanto misurano l'esposizione alle radiazioni, dose e rateo di dose, per verificare l'efficacia e la sicurezza delle apparecchiature e delle procedure di radioprotezione mentre, i rivelatori appartenenti alla seconda tipologia, sono usati per ottenere immagini interne di oggetti o del corpo umano.

I principali tipi di rivelatori digitali, utilizzati in radiografia e tomografia ad alta risoluzione, sono i *Charge Coupled Devices*, più comunemente chiamati CCD, accoppiati otticamente ad uno schermo scintillatore, e i *Flat Panel Detectors*, noti con la sigla FPD.

Il CCD è un circuito integrato formato da una riga, o da una griglia, di elementi semiconduttori (*photosite*), solitamente costituiti da silicio, in grado di accumulare una carica elettrica (*charge*) proporzionale all'intensità della radiazione elettromagnetica che li colpisce. Questi elementi sono accoppiati (*coupled*) in modo che ognuno di essi, sollecitato da un impulso elettrico, possa trasferire la propria carica ad un altro elemento adiacente. Pertanto, inviando al dispositivo (*device*) una sequenza temporizzata d'impulsi, si ottiene in uscita un segnale elettrico grazie al quale è possibile ricostruire la matrice dei pixel che compongono l'immagine proiettata sulla superficie del CCD stesso. Con questa informazione è possibile infine ricostruire l'immagine dell'oggetto analizzato.

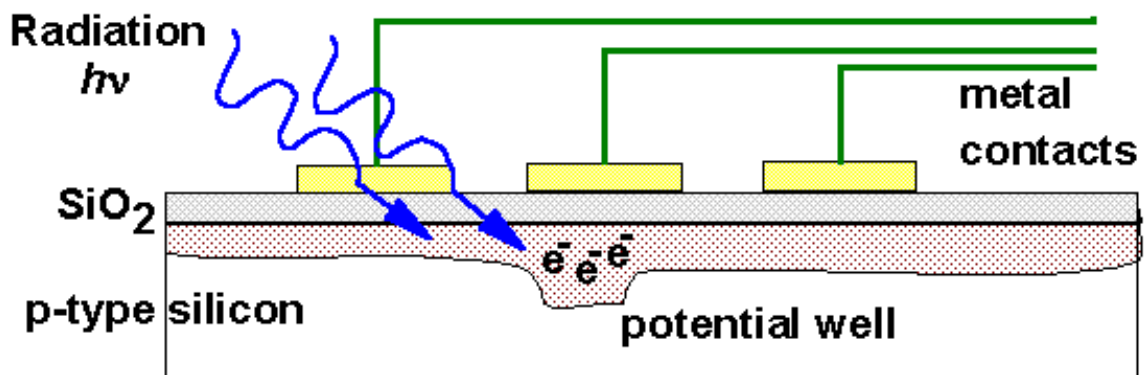


Figura 2. 7: Schema di funzionamento dei *Charge Coupled Devices* (CCD).

I *Flat Panel Detectors* sono una classe di rivelatori allo stato solido e si suddividono a loro volta in due categorie che differiscono per il meccanismo di conversione dei raggi X in carica elettrica: i dispositivi a conversione indiretta e quelli a conversione diretta. I rivelatori appartenenti alla prima categoria, contengono uno strato di materiale scintillatore, tipicamente Ioduro di Cesio attivato al Tallio, che converte i raggi X in luce. Quest'ultima, dopo aver attraversato lo strato di materiale scintillatore, giunge ai fotodiodi, gli elementi fotosensibili, che producono un segnale elettrico proporzionale alla luce emessa dallo strato scintillatore. Tale segnale viene poi amplificato da

transistor realizzati in silicio e integrati nella matrice di elementi fotosensibili (Figura 2.8 a).

I rivelatori appartenenti alla seconda tipologia, al contrario della prima, utilizzano fotoconduttori come il selenio amorfo, che catturano e convertono i raggi X incidenti direttamente in carica elettrica (Figura 2.8 b).

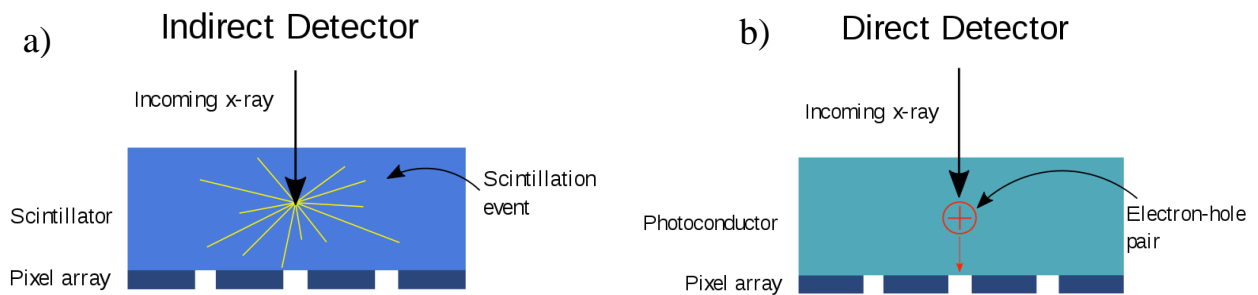


Figura 2. 8: Schema di funzionamento del *Flat Panel Detectors*: a) a conversione indiretta; b) a conversione diretta.

Il rivelatore utilizzato per questo lavoro di tesi è un CMOS flat-panel Hamamatsu C10900D a conversione indiretta.

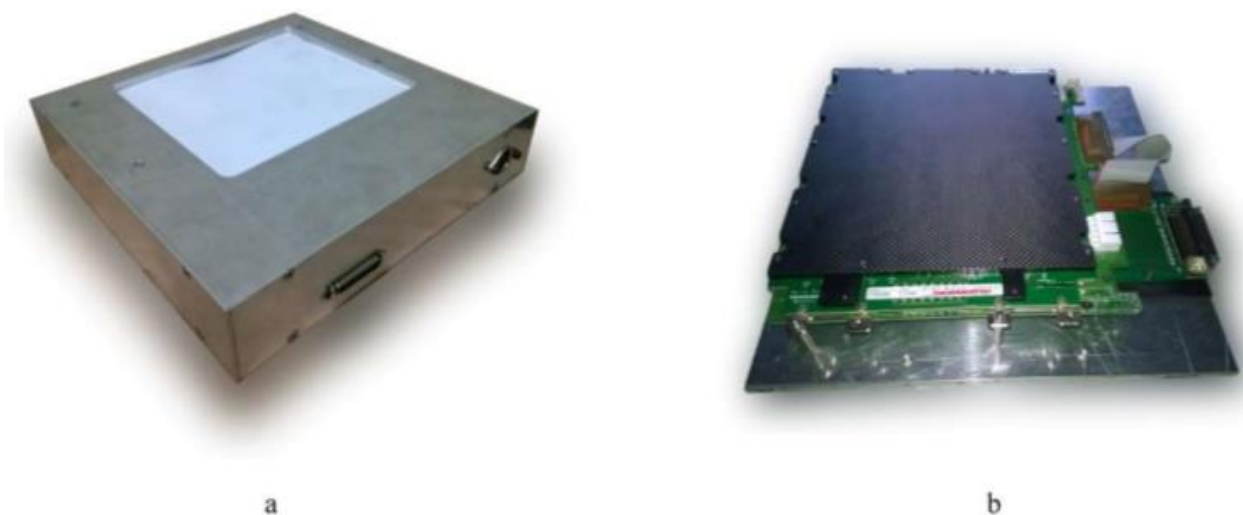


Figura 2. 9: Hamamatsu C10900D flat-panel con (a) e senza (b) la sua copertura.

Come mostra la Figura 2.9 a, il rivelatore è contenuto all'interno di una scatola d'alluminio, che presenta una finestra radiotrasparente che identifica all'area attiva. Si tratta quindi di un rivelatore a conversione indiretta costituito da uno strato scintillatore di Ioduro di Cesio (CsI) direttamente depositato sul sensore di immagine CMOS (*complementary metal-oxide semiconductor*), costituito da un array di fotodiodi bidimensionali all'interno dei quali, viene accumulata la carica elettrica in modo proporzionale all'intensità della luce. L'area attiva è di circa $12 \times 12 \text{ cm}^2$ con una dimensione del pixel di $100 \mu\text{m}$ [9].

2.1.4 Software per l'acquisizione ed elaborazione dei dati

Le diverse componenti meccaniche del sistema tomografico (movimentazione di rivelatore e tubo a raggi X e rotazione dell'oggetto) sono collegate, tramite rispettive porte seriali separate, al computer di acquisizione, mentre il flat-panel viene collegato tramite uno specifico frame-grabber, una scheda di acquisizione PCI della National Instruments. Il PC di controllo mediante un apposito software, realizzato dal gruppo di ricerca con la collaborazione di studenti e dottorandi in fisica, permette di gestire separatamente le diverse componenti del sistema e di realizzare l'acquisizione sincronizzando le stesse. Questo software è in grado di muovere gli assi traslazionali che spostano il rivelatore e la sorgente e gestire il movimento della tavola di rotazione e l'acquisizione delle immagini del flat-panel sia in modalità sincrona che asincrona. Il software di ricostruzione in uso, denominato PARREC, è stato sviluppato dalla dott.ssa Rosa Brancaccio presso il Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Bologna. Questo software carica la sequenza dei file delle proiezioni radiografiche acquisite ai vari angoli e salvate in formato raw, con l'estensione del nome del file *.sdt* e con i rispettivi metadati *.spr* e permette di ricostruire le immagini tramite l'uso di due differenti algoritmi di ricostruzione. Il primo è un algoritmo di retroproiezione filtrata

(*filtered back projection*) di tipo fan-beam, che, come precedentemente spiegato nel capitolo 1, permette tramite la formazione dei *sinogrammi*, di ricostruire l'oggetto analizzato per sezioni assiali (nel nostro caso orizzontali ovvero normali all'asse di rotazione). Il secondo invece è l'algoritmo *Feldkamp* (FDK), un algoritmo di tipo cone-beam che ricostruisce l'oggetto per sezioni verticali senza creare i *sinogrammi* ma utilizzando le proiezioni opportunamente normalizzate, chiamate *atenrads*.

Tramite questo programma è inoltre possibile applicare ai dati diverse tipologie di filtri per rimuovere artefatti ed errori e migliorare le ricostruzioni.

Capitolo 3

In questo capitolo sono descritti i principali parametri utili alla valutazione delle prestazioni di un rivelatore per analisi radiografiche e tomografiche con raggi X.

3.1 Caratterizzazione rivelatore

Per valutare le prestazioni del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel descritto nel capitolo 2, sono stati analizzati principalmente sei parametri per ognuno dei quali è stato riportato il significato teorico e i risultati ottenuti dalle acquisizioni. Questi parametri sono rispettivamente: la curva di risposta, l'SNR (Signal to Noise Ratio), la risoluzione spaziale (MTF), l'NPS (Noise Power Spectrum), il DQE (Detective Quantum Efficiency) e il contrasto. Come mostra la Figura 3.1 questi parametri sono correlati tra loro e rappresentano misure oggettive utilizzate per descrivere le prestazioni del sistema e valutare la qualità delle immagini.

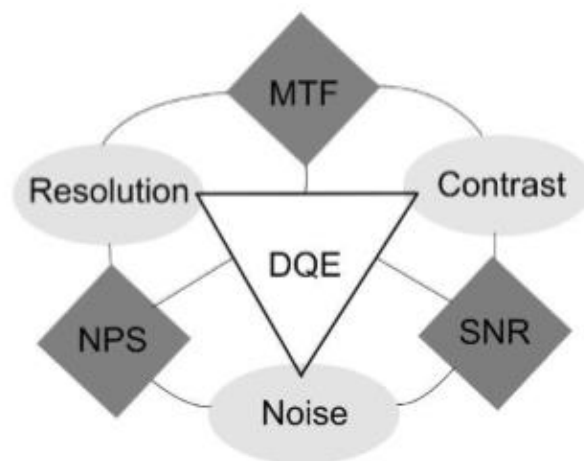


Figura 3. 1: Immagine rappresentante la connessione reciproca tra la qualità di un'immagine (Risoluzione, Contrasto e Rumore) e le funzioni atte a misurarla (MTF, NPS e SNR).

3.1.1 Curva di risposta

La curva di risposta del rivelatore è una misura del segnale in uscita in funzione del flusso di ingresso della radiazione, cioè in funzione della quantità di fotoni giunti sul rivelatore. Questa curva, per i rivelatori digitali, deve essere sempre strettamente lineare e solitamente viene studiata analizzando l'andamento del livello di grigio medio dei pixel al variare della corrente nel tubo a raggi X.

I valori di intensità dei livelli di grigio e i valori della deviazione standard ad essi associati, utilizzati per questa analisi, sono stati ottenuti tramite il programma ImageJ, selezionando delle ROI di grandi dimensioni (1498112 *pixel*) all'interno di immagini normalizzate, ovvero, di immagini su cui è eseguita la *correzione di flat-field*, che permette di eliminare la non uniformità dovuta alle caratteristiche del detector.

Tale operazione è espressa dalla seguente formula:

$$I_{norm} = \frac{I - I_{dark}}{I_{vuoto} - I_{dark}} \cdot LdG_{medio} \quad (3.1)$$

dove I , I_{dark} e I_{vuoto} rappresentano rispettivamente l'immagine acquisita, l'immagine acquisita a fascio spento e l'immagine ottenuta da una media di un certo numero di immagini a fascio vuoto, cioè senza alcun oggetto interposto tra sorgente e rivelatore. LdG_{medio} indica invece il livello di grigio medio di $I_{vuoto} - I_{dark}$.

Il test è stato eseguito impostando inizialmente la tensione del tubo a 60 *kV*, in modo tale da permettere alla corrente del tubo di coprire tutto il range di valori che vanno dal background alla saturazione (da 1 a 7 *mA*), e successivamente è stato ripetuto con tensioni di 70 *kV*, 90*kV* e 110*kV*. Nella Tabella 3.1 sono mostrati i valori sperimentali ottenuti da immagini acquisite con un frame rate di 12 *fps*. Tali valori sono stati utilizzati per rappresentare le curve di risposta al variare della corrente (Figura 3.2).

60 kV		
Corrente (mA)	I (greylevels)	σ (greylevels)
0	34	8
1	592	13
2	1163	19
3	1735	25
4	2300	32
5	2860	38
6	3410	44
7	3920	40

70 kV		
Corrente (mA)	I (greylevels)	σ (greylevels)
0	34	8
1	767	12
2	1560	17
3	2340	20
4	3118	23
5	3860	22

90 kV		
Corrente (mA)	I (greylevels)	σ (greylevels)
0	34	8
1	1507	18
1,5	2280	22
2	3048	25
2,5	3789	25

110 kV		
Corrente (mA)	I (greylevels)	σ (greylevels)
0	34	8
1	2452	24
1,1	2704	25
1,2	2958	26
1,3	3206	27
1,4	3457	28
1,5	3697	28

Tabella 3. 1: Valori di intensità e deviazione standard utilizzati per valutare la curva di risposta del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel. Questi valori sono stati ottenuti da ROI di 1498112 pixel all'interno di radiografie normalizzate acquisite al variare della corrente per 60 kV, 70 kV, 90 kV e 110 kV.

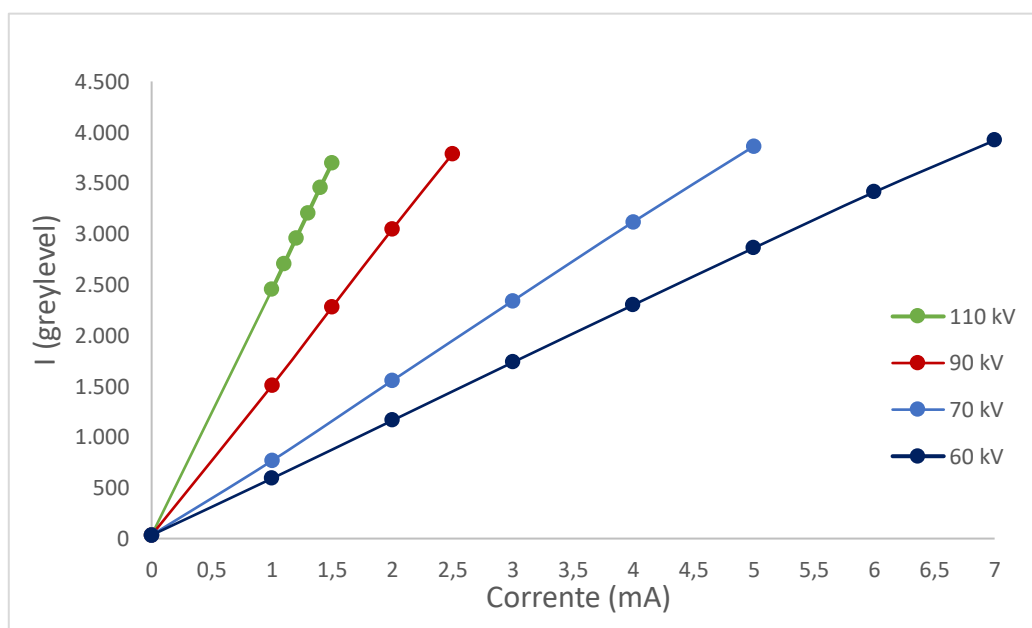


Figura 3. 2: Curve di risposta del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel in funzione della corrente per quattro differenti serie di dati (Tabella 3.1).

Successivamente, per completare questa analisi, è stato valutato l'andamento del segnale al variare della tensione del tubo mantenendo la corrente fissa a 1,1 mA. Ciò è stato fatto acquisendo ogni 10 kV il segnale in un range di tensione tra 20 kV e 120 kV.

Tensione (kV)	Area (pixel)	I (greylevels)	σ (greylevels)
20	1498112	33	8
30	1498112	68	8
40	1498112	177	9
50	1498112	370	11
60	1498112	660	13
70	1498112	1023	17
80	1498112	1460	22
90	1498112	1977	28
100	1498112	2556	33
110	1498112	3182	38
120	1498112	3819	39

Tabella 3. 2: Valori di Intensità e Deviazione standard acquisiti al variare della tensione utilizzati per individuare la curva di risposta del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel.

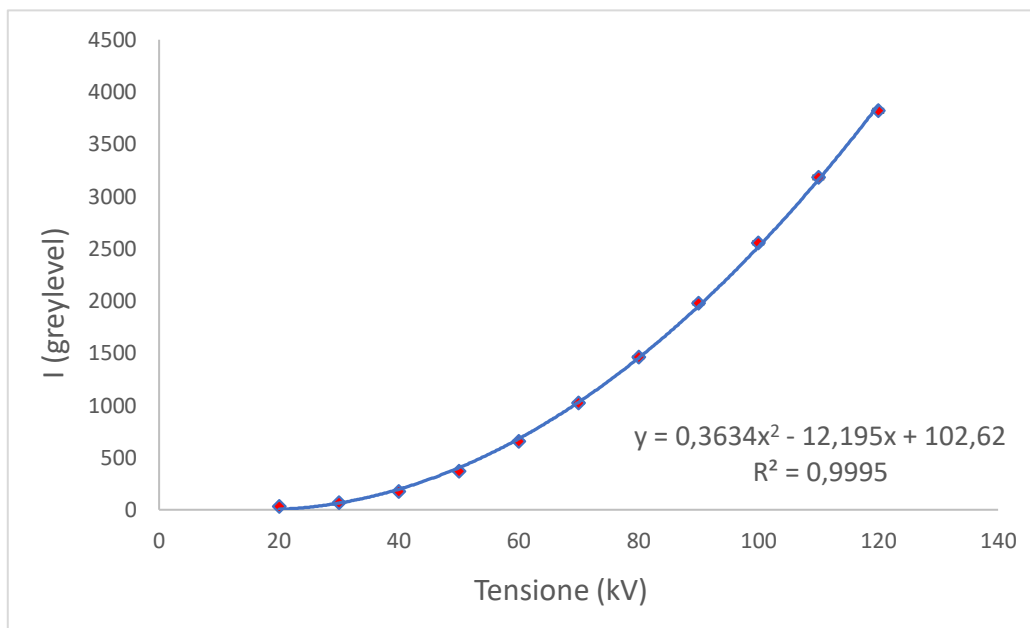


Figura 3. 3: Curva di risposta del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel in funzione della tensione.

3.1.2 SNR (Signal to Noise Ratio)

Il *rapporto segnale-rumore*, chiamato più comunemente SNR (Signal to Noise Ratio) è un parametro che, come sottolinea il nome stesso, mette in relazione il segnale utile col rumore, secondo la formula:

$$SNR = \frac{\text{Segnale}}{\text{Rumore}} = \frac{\text{Valore medio}}{\text{Fluttuazioni intorno al valore medio}} \quad (3.2)$$

Il rumore, per definizione, è una quantità che è sempre presente nei sistemi di acquisizione, elaborazione e trasmissione dell'informazione e pertanto non è mai completamente eliminabile.

All'interno di un rivelatore digitale il rumore può essere distinto in due differenti categorie: il rumore sistematico e il rumore quantico. Il primo è un rumore attribuito alla risposta del rivelatore sia in presenza che in assenza di raggi X; in particolare, in assenza di radiazione, si ha un effetto di *dark current*, ovvero la produzione spontanea di elettroni senza la presenza di fotoni interagenti. Nella *dark current* il pattern di risposta sistematico in generale è piccolo e pertanto trascurabile, mentre in presenza di radiazione potrebbero risultare evidenti effetti dovuti alla non uniformità di risposta del rivelatore legati all'elettronica. Il secondo tipo di rumore, invece, è prodotto dalle fluttuazioni casuali che si sovrappongono al segnale utile di un'immagine nella fase di acquisizione [10].

Indicando con N il numero di eventi, cioè il numero di fotoni emessi da un tubo a raggi X, e ipotizzando che questi seguano una statistica Poissoniana, dove il rumore quantico corrisponde alla deviazione standard (σ) la quale può essere espressa secondo la seguente formula:

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (3.3)$$

è possibile ottenere un valore teorico dell'SNR tramite la relazione:

$$SNR \propto \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (3.4)$$

Per effettuare un calcolo reale bisogna invece considerare un ulteriore termine chiamato “*quantum detection efficiency*” e indicato più comunemente con la sigla QDE, che esprime il rapporto tra il numero di fotoni rivelati e il numero di fotoni incidenti.

$$QDE = \frac{N_{rivelati}}{N_{incidenti}} \quad (3.5)$$

Eseguendo quindi una distinzione tra numero di eventi rivelati e numero di fotoni incidenti si ottiene:

$$SNR_{reale} \propto \sqrt{N_{rivelati}} = \sqrt{QDE \cdot N_{incidenti}} \quad (3.6)$$

L'SNR è un parametro fondamentale, in particolare nella tomografia computerizzata, per valutare il reale range dinamico del rivelatore e la qualità dell'immagine in termini di capacità di contrasto.

Per effettuare questa misura sono state acquisite delle immagini che coprono l'intera gamma dei valori di livello di grigio che vanno dal fondo al livello appena sotto quello di saturazione. Queste immagini, tramite la Formula 3.1, sono state normalizzate con immagini di riferimento prese nelle stesse condizioni come risultato della media di più frame, in modo tale da eliminare la dipendenza del rumore da schemi fissi e lasciare nell'immagine normalizzata solo la variabilità statistica che è la componente non sistematica dell'SNR.

In questo modo il segnale può essere misurato, come nel caso della curva di risposta, tramite la media dei valori di livello di grigio su una ROI (che è ora uniforme grazie alla normalizzazione) dell'immagine e il rumore tramite la deviazione standard (puramente statistica) sulla stessa ROI.

La tensione del tubo a raggi X, per questa analisi, è stata fissata a 60 kV e la corrente del tubo è stata aumentata da 1 mA a 6 mA per coprire tutta la gamma del segnale. Il frame rate è stato fissato a 10 fps.

Corrente (mA)	Area (pixel)	I (greylevels)	σ (greylevels)	SNR	$1/\sigma$ (greylevels ⁻¹)
1	1498112	591	10	61	0,10
2	1498112	1163	14	85	0,07
3	1498112	1736	17	105	0,06
4	1498112	2303	19	121	0,05
5	1498112	2865	21	136	0,05
6	1498112	3419	23	151	0,04

Tabella 3. 3: Valori di Intensità e Deviazione standard acquisiti al variare della corrente utilizzati per il calcolo dell'SNR.

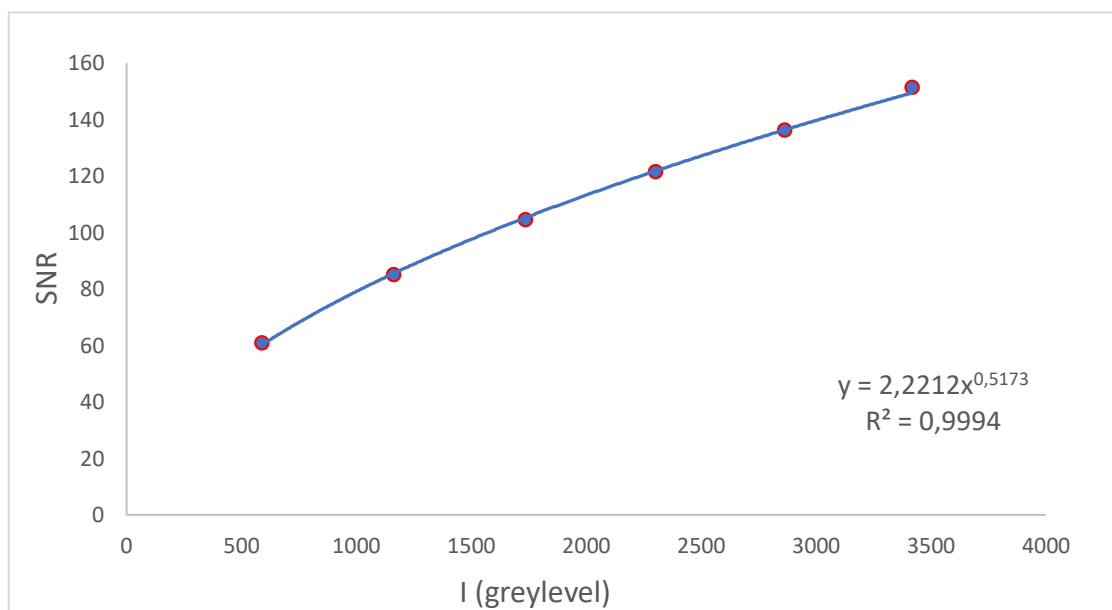


Figura 3. 4: Andamento dell'SNR in funzione dell'intensità media dei livelli di grigio.

Dal grafico ottenuto si può osservare come il rapporto segnale-rumore segua un andamento a potenza con esponente 1/2, il quale conferma l'ipotesi teorica di partenza dell'utilizzo di una statistica Poissoniana per l'analisi del SNR.

Oltre alla valutazione del rapporto segnale-rumore, con i dati riportati, è possibile fornire una misurazione più quantitativa dell'effettiva capacità di contrasto del rivelatore tramite il range dinamico. Questo termine definisce il numero di livelli di grigio che sono effettivamente usati per codificare un'immagine, indipendentemente dal numero massimo di livelli consentito dalla codifica.

Per ottenere questo parametro, come spiegato nell'articolo di Bettuzzi et al. dal titolo "*Effective dynamic range measurement for a CCD in full-field industrial X-ray imaging applications*" [11], essendo il rumore una quantità non uniforme all'interno dell'immagine, sono state utilizzate le formule 3.7 e 3.8.

$$DR = \int_{LdG_{fondo}}^{LdG_{max}} \frac{1}{\sigma} dI \quad (3.7)$$

$$DR_{dB} = 20 \log(DR) \quad (3.8)$$

Il valore così ottenuto, espresso in decibel, indica il numero effettivo di livelli che caratterizzano il range dinamico di un rivelatore. I risultati sono riassunti nella Tabella 3.4.

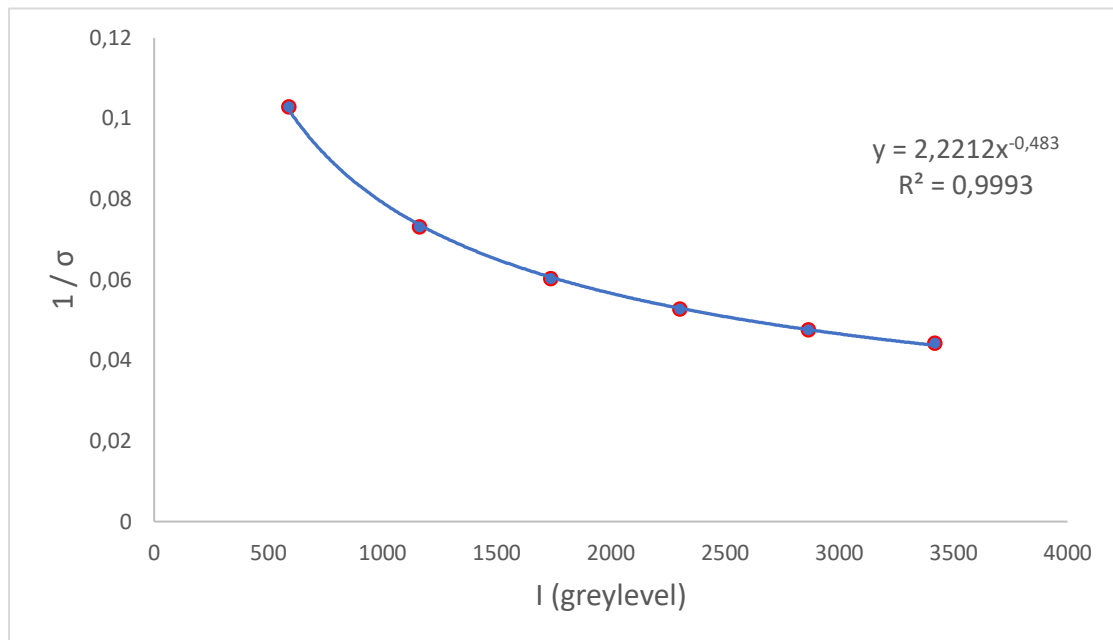


Figura 3. 5: Andamento del range dinamico in funzione dell'intensità media dei livelli di grigio.

Numero effettivo livelli	292
Ordini di grandezza	2.46
Range dinamico	49.3 dB

Tabella 3. 4: Tabella riassuntiva dei valori ottenuti dal calcolo del range dinamico.

3.1.3 Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale è un parametro che indica la capacità di un sistema di imaging di distinguere i vari dettagli nell'immagine e dipende: dalla geometria di acquisizione, dalla dimensione della macchia focale del tubo, dalla dimensione dei pixel, dagli accoppiamenti e dalle diverse componenti ottiche del rivelatore.

L'unità di misura della risoluzione spaziale può essere un'unità di lunghezza o più comunemente un'indicazione di frequenza spaziale correttamente definita, tipicamente coppie di linee per millimetro (lp/mm).

Nell'ambito dei sistemi radiografici si può arrivare a determinare la risoluzione spaziale dell'apparato strumentale tramite due metodi differenti: utilizzo di un “*line-pair gauge*” e calcolo della “*Modulation Transfer Function*”

Nel primo caso, tramite una “mira ottica” costituita da una sottile lastrina di piombo suddivisa in fenditure di dimensione nota decrescente, come quella mostrata in figura, si può stimare la risoluzione spaziale reale massima in coppie di linee per millimetro (lp/mm).

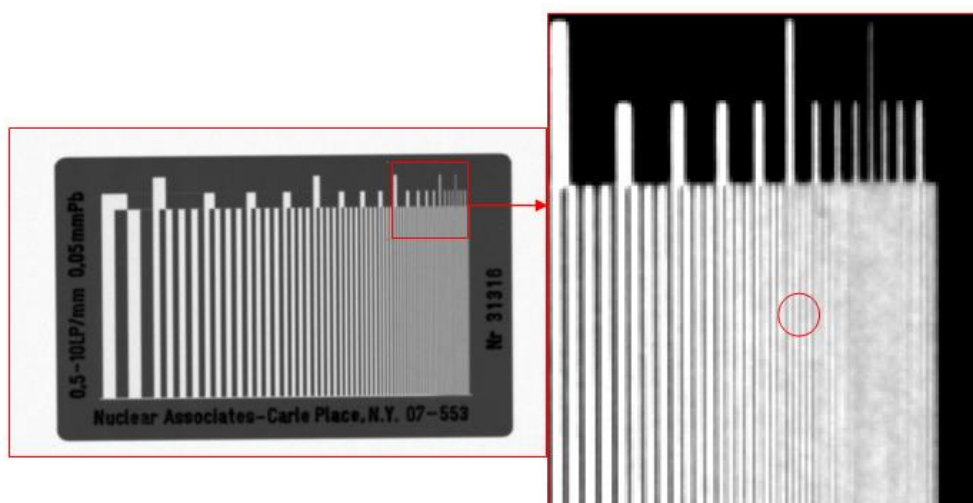


Figura 3. 6: Mira ottica con ingrandimento dell'area selezionata nel riquadro rosso.

Come si può notare, la mira è suddivisa in gruppi di linee e ad ognuno di questi blocchi è associata una frequenza spaziale in lp/mm secondo una tabella fornita dal costruttore (Tabella 3.5).

N. Gruppo	Fq (lp/mm)	N. Gruppo	Fq (lp/mm)	N. Gruppo	Fq (lp/mm)	N. Gruppo	Fq (lp/mm)
1	0,25	7	1,2	13	3,5	19	10
2	0,5	8	1,4	14	4,2	20	8,5
3	0,6	9	1,7	15	5	21	7
4	0,7	10	2	16	6	22	6
5	0,85	11	2,4	17	7		
6	1	12	2,9	18	8,5		

Tabella 3. 5: Tabella fornita dal costruttore che permette di individuare la giusta frequenza spaziale da attribuire alle varie linee all'interno della mira di piombo.

Il valore di risoluzione caratteristico dell'apparato strumentale in esame, sarà quello relativo alla frequenza spaziale corrispondente all'ultimo gruppo che l'operatore riesce a distinguere ad occhio nudo nell'immagine radiografica della mira, eventualmente effettuando uno zoom della regione di interesse.

Nel nostro caso, è stato possibile determinare la risoluzione spaziale andando ad acquisire una radiografia della mira ottica, messa a stretto contatto con la finestra di ingresso del rivelatore al centro del campo di vista, impostando la tensione per la radiografia a 60 kV e la corrente a 7 mA .

Facendo riferimento alla tabella fornita e considerando come ultimo settore dal quale riusciamo a distinguere le righe in modo netto il gruppo tra il quattordicesimo e il quindicesimo, otteniamo una risoluzione tra $4,2\text{ lp/mm}$ e $5,0\text{ lp/mm}$.

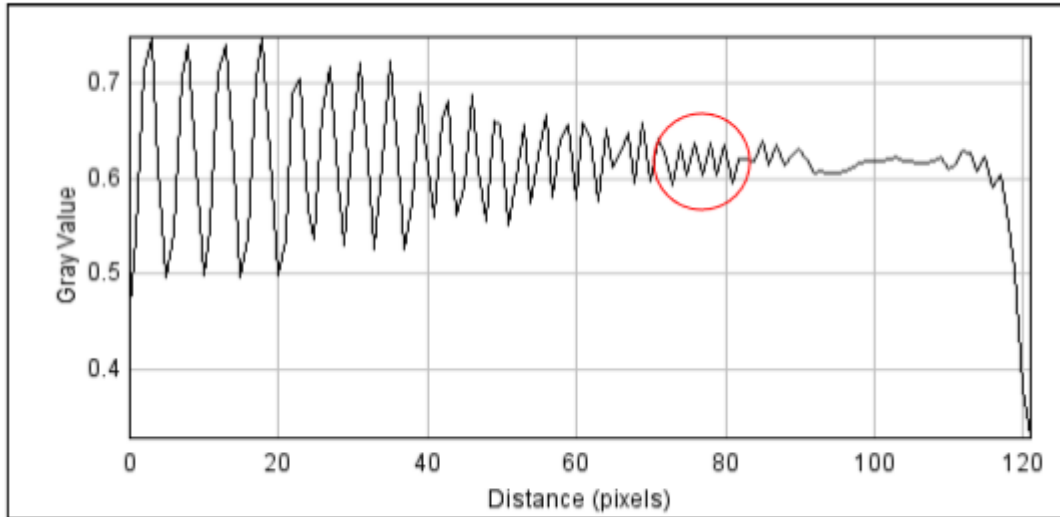


Figura 3. 7: Plot profile dell'intensità media delle righe selezionate nella Figura 3.5 utilizzate per identificare l'ultimo gruppo di linee che è possibile distinguere nell'immagine radiografica.

Tale risultato risulta coerente con la risoluzione massima imposta dalla frequenza di Nyquist, che dipende strettamente dalle dimensioni del passo di campionamento. Indicando con Δx il passo di campionamento del segnale, che risulta uguale alle dimensioni del pixel, si ottiene:

$$R_N = \frac{1}{2 \cdot \Delta x} = \frac{1}{2 \cdot 0.1 \text{ mm}} = 5.0 \text{ mm}^{-1} \quad (3.9)$$

Il metodo della *line pair gauge*, seppur corretto, è affetto da una forte componente empirica e soggettiva, che porta solitamente ad una sovrastima dell'effettivo valore della risoluzione spaziale, pertanto, per determinare un valore più preciso e completo come contenuto informativo della risoluzione spaziale, si preferisce utilizzare la *Modulation Transfer Function*.

Quest'ultima, chiamata più comunemente MTF, descrive la perdita di risoluzione di un'immagine (evidenziata dal progressivo diminuire del contrasto), dall'acquisizione alla visualizzazione, all'aumentare della frequenza spaziale ed è pertanto una funzione che mostra quanto bene il segnale in uscita riproduca quello in entrata [12].

L'MTF viene calcolata come il rapporto tra la modulazione del segnale in uscita e quello in entrata in funzione della frequenza spaziale (u).

$$MTF(u) = \left| \frac{M_{out}(u)}{M_{in}(u)} \right| \quad (3.10)$$

Il suo valore è, nel caso ideale, sempre uguale ad 1 e nel caso reale compreso tra 0 e 1 (la modulazione è pari ad 1 per basse frequenze, mentre tende a 0 all'aumentare della frequenza spaziale).

Il grafico che la contraddistingue, presenta in ascissa la frequenza spaziale in coppie di linee per millimetro (lp/mm) ed in ordinata i valori dell'MTF compresi tra 0 e 1 pertanto, le basse frequenze vengono trasferite nell'immagine con una maggiore "fedeltà" mentre le alte frequenze vengono "degradate". Convenzionalmente, le frequenze spaziali trasferite con una modulazione inferiore al 10% sono considerate non distinguibili nelle immagini; per questo motivo, la risoluzione spaziale di un sistema di imaging viene spesso identificata con la frequenza spaziale corrispondente al 10% della curva di MTF.

La *Modulation Transfer Function* è uno strumento indispensabile per descrivere la proprietà di trasferimento del contrasto di un rivelatore poiché specifica, ad ogni frequenza spaziale, il valore della frazione di contrasto apprezzabile in un'immagine; più lentamente la curva tende a 0, più il sistema è in grado di riprodurre le diverse frequenze spaziali.

Matematicamente l'MTF è il modulo della trasformata di Fourier della *Line Spread Function* (LSF), la quale a sua volta deriva dalla *Point Spread Function* (PSF).

Quest'ultima funzione, descrive come un rivelatore sia in grado di rispondere ad un impulso puntiforme, quantificando matematicamente lo sfocamento di un'immagine e fornendo la reale risposta del rivelatore che risulta essere diversa da quella attesa nel caso ideale (si ottiene una distribuzione radiale dell'intensità e non una distribuzione puntiforme) [13].

La differenza tra PSF e LSF sta nella geometria del sistema in esame: se l'oggetto è puntiforme si parlerà di PSF, mentre se l'oggetto è lineare di LSF (caso ideale rappresentato da una fenditura di larghezza infinitesima e lunghezza infinita).

A queste funzioni se ne aggiunge una terza chiamata *Edge Spread Function* (ESF), utilizzata nel caso in cui il segnale in ingresso sia una funzione a gradino. La ESF è legata all'LSF mediante la formula:

$$LSF = \frac{d}{dx} ESF \quad (3.11)$$

Nella Figura 3.7 vengono mostrate le forme tipiche delle tre funzioni.

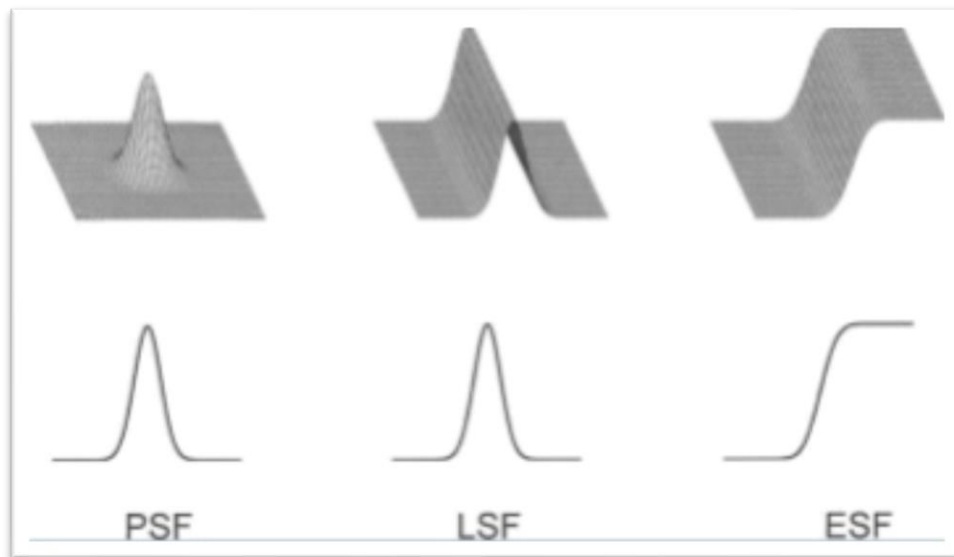


Figura 3. 8: Rappresentazione visiva delle tre funzioni matematiche connesse all'MTF.

L'MTF di un sistema è data dal prodotto delle MTF delle singole componenti che lo costituiscono, le quali possono essere calcolate, a fronte delle funzioni descritte precedentemente, tramite la formula:

$$MTF(u) = |FT[LSF(x)]| = \left| FT \left[\frac{d}{dx} ESF(x) \right] \right| \quad (3.12)$$

dove con il termine FT si indica la trasformata di Fourier dell'elemento tra parentesi quadre.

In questa analisi abbiamo calcolato l'MTF mediante la tecnica standard *dell'edge method* usando come *edge* quello della mira ottica [14]. I risultati ottenuti, riportati nella Figura 3.9, mostrano una misura più accurata della risoluzione spaziale: più precisamente è stato ottenuto un valore pari a 2,8 *lp/mm* di risoluzione spaziale corrispondente al 10% della curva di MTF e un valore di 3,36 *lp/mm* corrispondente al 5% della curva di MTF.

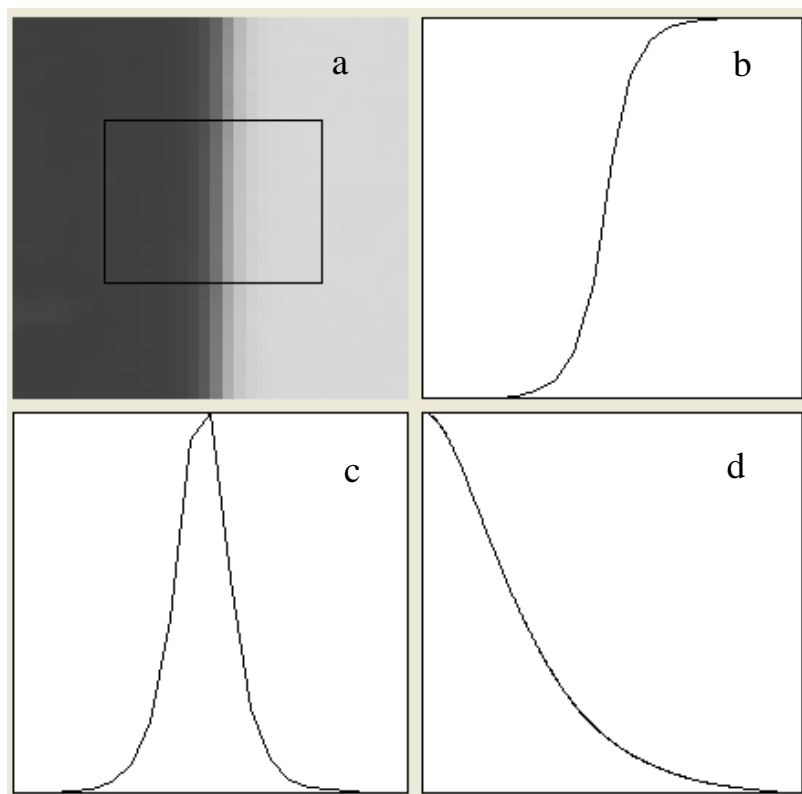
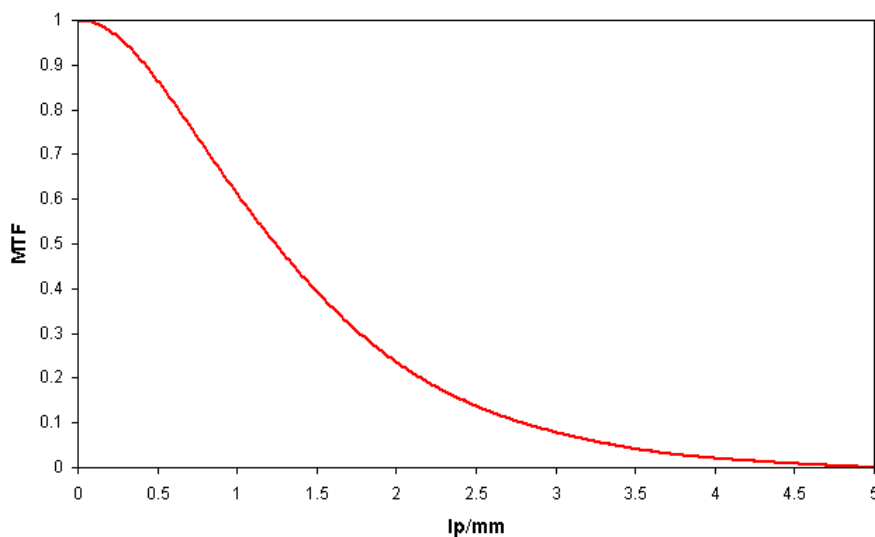


Figura 3. 9: Schermata ottenuta per il calcolo dell'MTF con l'edge method;
a) Area scelta per l'analisi; b) ESF; c) LSF; d) MTF.



MTF (%)	Frequenza (lp/mm)
5	3.36
10	2.8
20	2.15
30	1.8
50	1.24
60	1
75	0.73
80	0.64
90	0.42

Figura 3. 10: Ingrandimento della figura 3.8 d rappresentante l'andamento dell'MTF in funzione della frequenza spaziale e tabella contenente i valori dell'MTF e della frequenza spaziale ottenuti con l'edge method.

3.1.4 NPS (Noise Power Spectrum)

Lo *spettro di potenza del rumore*, chiamato più comunemente NPS (Noise Power Spectrum) è un parametro che, come sottolinea il nome stesso, descrive la variazione del rumore all'interno di un'immagine. Quantitativamente l'NPS valuta la presenza del rumore in funzione delle frequenze che compongono l'immagine stessa, ovvero, in funzione della risoluzione spaziale del rivelatore analizzato e fornisce una misura della distorsione sulle immagini che il rivelatore ed altre fonti introducono durante l'acquisizione.

L'NPS può essere calcolato matematicamente tramite la trasformata di Fourier di immagini acquisite a diversi livelli di esposizione, con la superficie del rivelatore totalmente irradiata dal fascio e senza porre niente tra la sorgente e il detector, seguendo la relazione:

$$NPS_{raw}(u, v) = \frac{\langle |FT [flatfield(x, y)]|^2 \rangle \Delta_x \Delta_y}{N_x N_y} \quad (3.13)$$

dove u e v rappresentano le frequenze spaziali lungo le due dimensioni dell'immagine e i termini, N_x , N_y e Δ_x , Δ_y indicano rispettivamente le dimensioni lungo gli assi x e y (in pixel) dell'immagine e del pixel stesso [15].

In realtà, non esiste un accordo universale nel mondo scientifico sul metodo da utilizzare per la misurazione dell'NPS e, poiché i metodi più accreditati in letteratura non riportano differenze sensibili tra loro, possono essere tutti usati con sicurezza [16]. In questo lavoro è stato analizzato l'NNPS (spettro di potenza del rumore normalizzato) che, è legato all'NPS tramite la relazione:

$$NNPS(u, v) = \frac{NPS(u, v)}{(large\ area\ signal)^2} \quad (3.14)$$

dove il denominatore esprime il quadrato del valore medio dei pixel della ROI utilizzata per l'analisi (NPS linearizzato rispetto all'esposizione) [14].

Per visualizzare meglio l'andamento dell'NNPS vengono solitamente mostrati i valori lungo la direzione orizzontale o verticale i quali, vengono estrapolati dall'NNPS bidimensionale.

Per effettuare questa analisi sono state utilizzate le immagini acquisite a 70 kV precedentemente impiegate nella valutazione della curva di risposta del rivelatore (paragrafo 3.1.1), i cui valori sono riportati nella Tabella 3.1.

All'interno di queste immagini, grazie ad un programma realizzato dal Dott. Bettuzzi del Dipartimento di Fisica e Astronomia, è stato possibile calcolare l'NNPS orizzontale (NPS normalizzata) tramite la Formula 3.14, selezionando una ROI di medie dimensioni (512 x 512 pixel) al centro dell'immagine. I valori dell'NNPS ottenuti sono riportati nelle Figure 3.12 e sono compatibili con quanto atteso dalla letteratura [15].

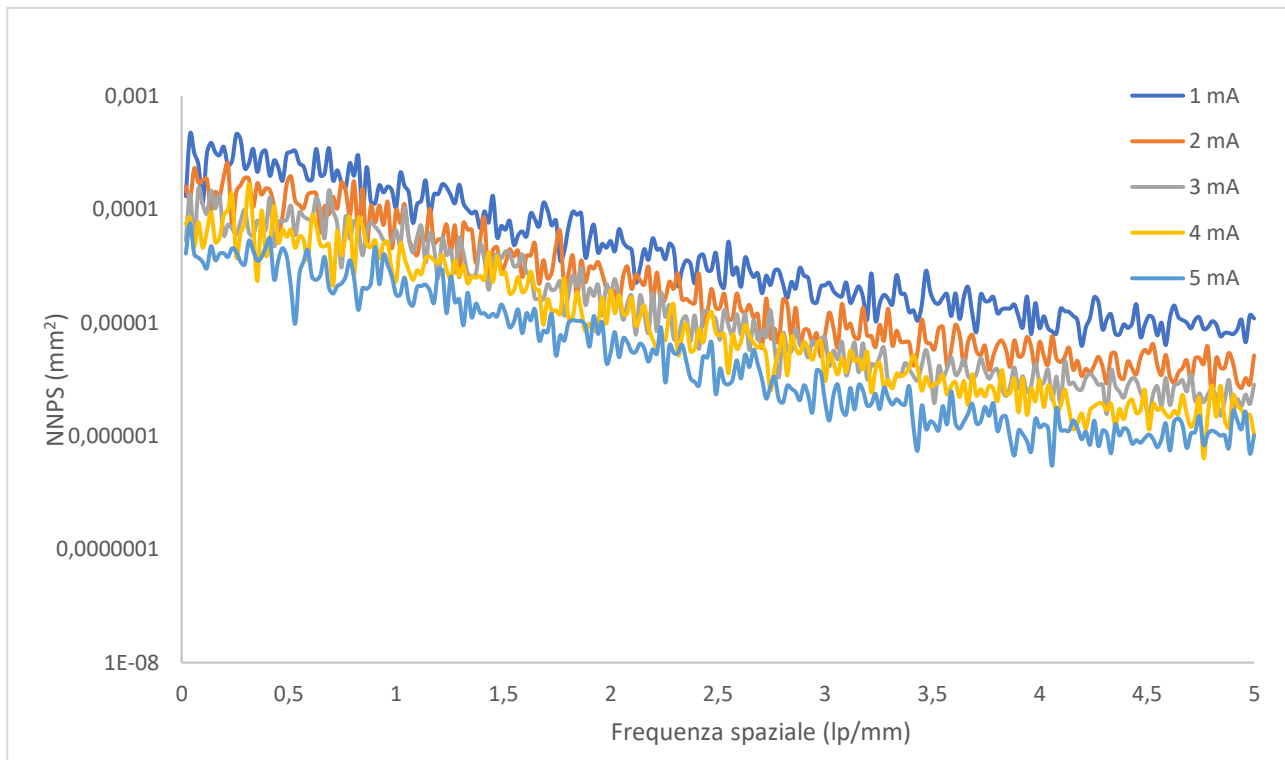


Figura 3. 11: Andamento dell'NPS in scala semilogaritmica in funzione della frequenza spaziale per immagini acquisite mantenendo una tensione fissa a 70 kV e variando la corrente.

3.1.5 DQE (Detective Quantum Efficiency)

L'efficienza quantica di rivelazione, indicata più comunemente con la sigla DQE (Detective Quantum Efficiency), è un importante parametro derivato dal calcolo della NNPS e della MTF, che descrive con quale efficienza un sistema di imaging può produrre un'immagine con un alto rapporto segnale-rumore.

Tale parametro è una misura degli effetti combinati del segnale e del rumore, espressa in funzione della frequenza spaziale ed è definita come il rapporto tra l'SNR in input sulla superficie del rivelatore (SNR_{out}) e l'SNR in output del sistema di imaging (SNR_{in} dato unicamente dalle caratteristiche del fascio di raggi X utilizzato, ovvero dall'esposizione e dal voltaggio) [13].

$$DQE = \frac{[SNR_{out}(u)]^2}{[SNR_{in}(u)]^2} \quad (3.15)$$

La DQE viene comunemente espressa in termini di MTF e NPS secondo la relazione:

$$DQE = \frac{1 [MTF(f)]^2}{\Phi NNPS(f)} \quad (3.16)$$

dove con Φ si indica il flusso di fotoni incidenti.

Come nel caso dell'MTF, i rivelatori ideali hanno una DQE sempre uguale ad 1 (tutta la radiazione incidente sul detector è convertita in informazione nell'immagine) e quelli reali una DQE compresa tra 0 e 1 [13].

In questo lavoro, grazie al programma fornito dal Dott. Bettuzzi già utilizzato per il calcolo dell'NPS, è stato possibile ricavare la curva rappresentante l'andamento della DQE relativa al rapporto tra l'MTF (Figura 3.10) e l'NNPS a 70 kV e 5 mA, ottenuta precedentemente, utilizzando per Φ il valore derivato da precedenti misure e calcolato sulla base della tabella fornita dall'ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) nel Report 47 [17].

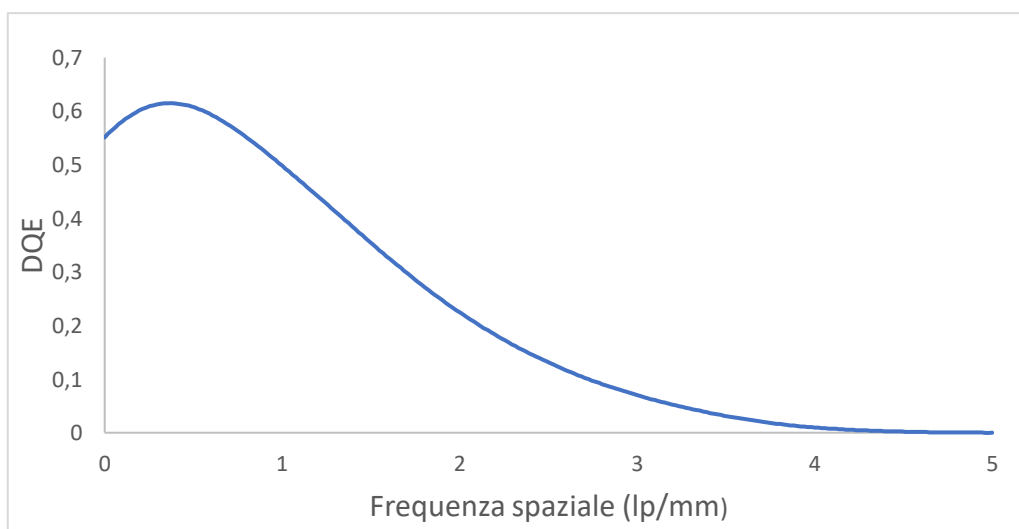


Figura 3. 12: Andamento della DQE in funzione della frequenza spaziale per l'immagine acquisita a 70 kV e 5mA.

3.1.6 Contrasto

Il contrasto è l'ultimo parametro che abbiamo studiato per valutare le prestazioni del rivelatore poiché, una valutazione diretta della capacità di contrasto di un detector digitale è spesso utile per un controllo rapido delle proprietà dinamiche del rivelatore stesso. In letteratura il contrasto tra due regioni vicine o adiacenti sulla stessa immagine viene definito tramite la formula:

$$C_s = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1} \quad (3.17)$$

oppure tramite la formula:

$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \cdot 100 \quad (3.18)$$

dove con I_1 e I_2 si intendono le intensità medie in termini di livelli di grigio.

Per questo studio è stato utilizzato uno strumento di valutazione standard di contrasto chiamato *TOR18FG contrast phantom* che, come si può vedere nella Figura 3.13, è un disco di PMMA con spessore di 10 mm, in cui sono inclusi 18 piccoli dischi di alluminio di diverso spessore (nella Tabella 3.6 il disco più spesso viene indicato con il numero 1 mentre quello meno spesso con il numero 18).

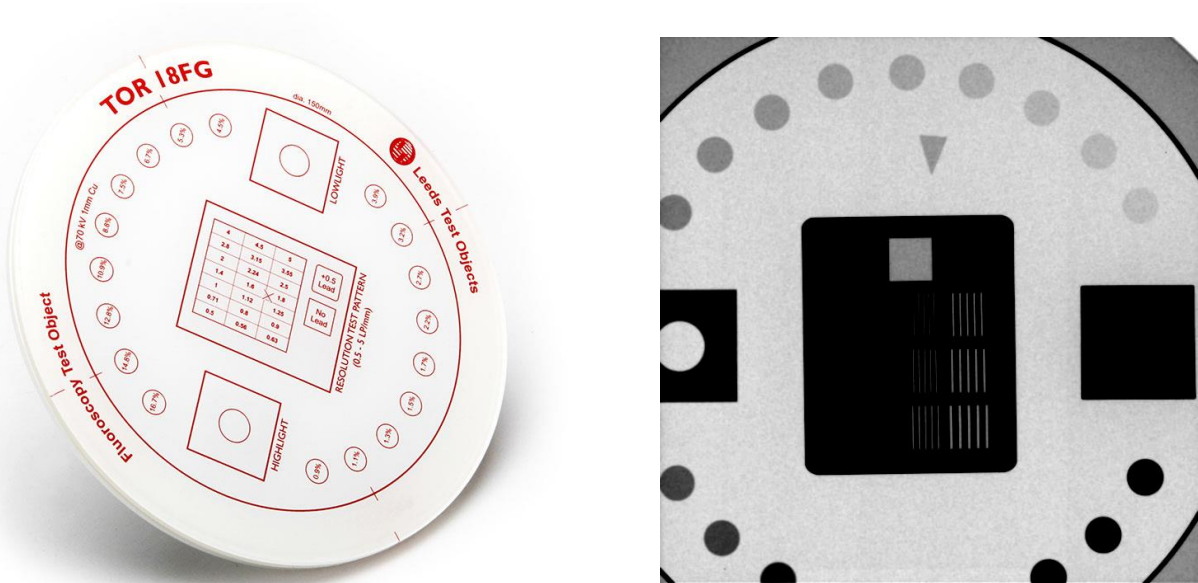


Figura 3. 13: Immagine e relativa radiografia del TOR18FG *contrast phantom*.

Questo fantoccio viene calibrato in modo tale da fornire un valore di contrasto apprezzabile anche per il disco meno spesso presente al suo interno. I parametri di irraggiamento ottimali, forniti dal costruttore [18], sono riportati nella Tabella 3.7 e permettono di trovare direttamente il contrasto tra i dischi e lo sfondo ottenendo per quello più spesso un contrasto del 16,7% e per quello meno spesso un contrasto del 0,9% (circa l'1%).

N. Disco	Contrasto (%)	N. Disco	Contrasto (%)	N. Disco	Contrasto (%)
1	16.7	7	6.7	13	2.2
2	14.8	8	5.3	14	1.7
3	12.8	9	4.5	15	1.5
4	10.9	10	3.9	16	1.3
5	8.8	11	3.2	17	1.1
6	7.5	12	2.7	18	0.9

Tabella 3. 6: Valori di contrasto forniti dal costruttore associati ai rispettivi dischi all'interno del TOR18FG *contrast phantom* [18].

Essendo per noi impossibile rispettare i parametri di irraggiamento ottimali, non potendo il tubo raggiungere una corrente di 25 mA, si è scelto di lavorare con i parametri riportati nella Tabella 3.7.

Dai dati ottenuti è stato possibile ricavare l'andamento del contrasto, calcolato utilizzando la Formula 3.18, in funzione del disco considerato indicando con un numero da 1 a 18 i dischi analizzati (Figura 3.14).

	Parametri ottimali	Parametri usati
Tensione (kV)	70	70
Corrente (mA)	25	7
Filtro (mmCu)	1	no
Tempo (ms)	26	26
Frame rate (fps)	no	10

Tabella 3. 7: Confronto tra parametri ottimali e parametri utilizzati per il calcolo del contrasto.

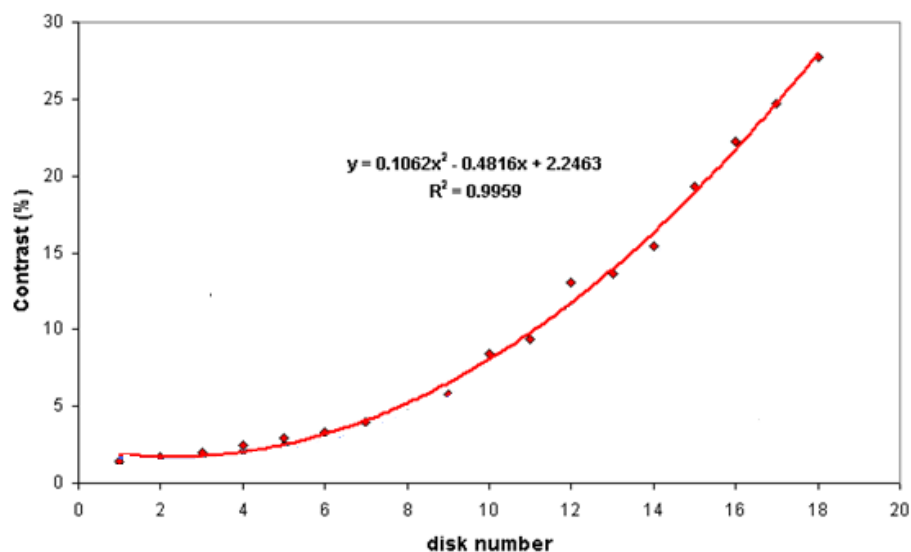


Figura 3. 14: Andamento della percentuale di contrasto in funzione del numero del disco.

Capitolo 4

Nella prima parte di questo capitolo sono presentate le analisi quantitative effettuate sulle immagini tomografiche relative ad un oggetto di prova costituito da elementi con differente radiopacità mentre, nella seconda parte, vengono riportate le analisi effettuate su un calice di stagno. L'indagine tomografica effettuata su questi oggetti ha l'obbiettivo di quantificare, in termini di SNR e contrasto, il miglioramento della qualità delle immagini acquisite al variare dei parametri di acquisizione; in particolare al variare del numero di frame mediati e della collimazione.

4.1 Descrizione oggetto di prova

L'oggetto di prova scelto per lo studio degli effetti della collimazione sulla qualità delle immagini tomografiche è un vaso di terracotta contenente al suo interno della sabbia e due piccoli parallelepipedi di materiali differenti: uno d'alluminio e uno di plexiglass. La conformazione di questo oggetto è stata scelta al fine di simulare un *pane di terra* ovvero, un reperto archeologico prelevato da uno scavo insieme ad una certa quantità di terreno circostante. Come spiegato nell'introduzione di questa tesi, la presenza della sabbia, all'interno del vaso contenente i parallelepipedi, provoca un aumento della quantità di radiazione diffusa che va ad influire sulla qualità dell'immagine ricostruita riducendone fortemente il contrasto.

L'alluminio è un metallo duttile di color argento, noto per la sua morbidezza, leggerezza e la sua resistenza all'ossidazione, dovuta alla formazione di un sottilissimo strato di ossido che impedisce all'ossigeno di corrodere il metallo sottostante. È il

tedicesimo elemento della tavola periodica e ha una densità di $2,7 \text{ kg/dm}^3$. Il polimetilmetacrilato, noto più comunemente come plexiglass, è un materiale plastico formato da polimeri di metacrilato di metile e conosciuto per la sua trasparenza alla luce visibile, che lo rende confrontabile al vetro (trasparenza del plexiglass circa 0,93; trasparenza vetro 0,8 – 0,9). È un materiale più o meno infrangibile (a seconda della sua miscela), ha un numero atomico medio (Z) relativamente basso, circa 7, e presenta una densità di $1,19 \text{ kg/dm}^3$. La sabbia, infine, è un materiale granulare formato prevalentemente da granuli di silicati, ovvero minerali composti prevalentemente da ossigeno e silicio, i quali sono gli elementi più abbondanti nella crosta terrestre. La sabbia, seppur non omogenea, presenta una densità tra $1,4 \text{ kg/dm}^3$ e $1,6 \text{ kg/dm}^3$ a seconda della sua composizione e un numero atomico medio circa pari a 8 essendo un composto di ossigeno ($Z=8$) e silicio ($Z=14$).

Questi tre materiali sono stati scelti per la loro differente radiopacità; l'alluminio, essendo un materiale con una densità abbastanza elevata, risulta essere più radiopaco degli altri, mentre il plexiglass, che presenta la minor densità, è il meno radiopaco dei tre.

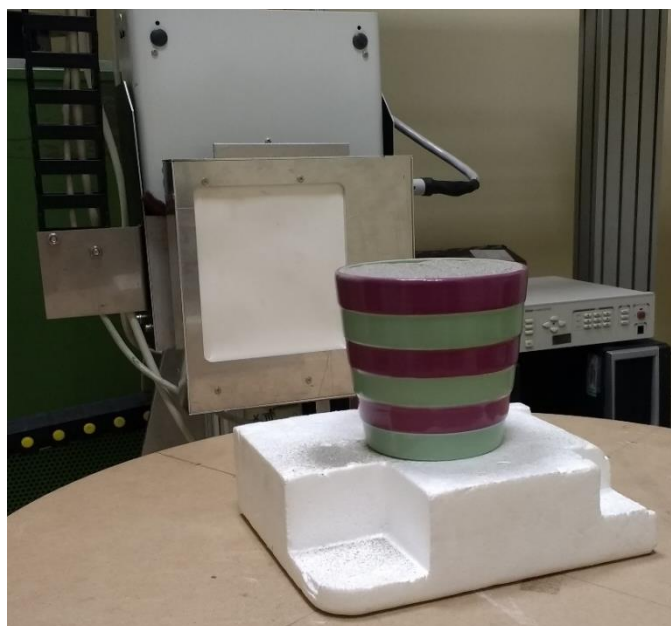


Figura 4. 1: Oggetto di prova: vaso di terracotta al cui interno sono stati inseriti due parallelepipedi (uno di alluminio e uno di plexiglass) circondati interamente da sabbia.

4.2 Analisi effettuate

In questo lavoro si sono eseguite 8 tomografie dell'oggetto di prova al variare dei parametri di acquisizione. Le tomografie sono state utilizzate per due differenti analisi: le prime quattro, sono state eseguite al variare del numero di frame mediate con collimazione fissa, al fine d'analizzare uno dei parametri che porta al miglioramento del contrasto finale, mentre, le ultime quattro sono state eseguite al variare della collimazione al fine di analizzare quanto la riduzione della radiazione diffusa incida sulla qualità delle immagini tomografiche.

4.2.1 Analisi SNR

Per l'analisi dell'SNR, come si può notare dalla tabella sottostante, l'unico parametro di acquisizione che è stato variato è il *frame average* (AVG), ovvero il numero di immagini mediate che costituiscono una singola proiezione.

Parametri	Tomografia N.	Tomografia N.	Frame AVG
Tensione	200 kV	1	1
Corrente	1,8 mA	2	4
Filtrazione	no	3	8
Frame rate	7 fps	4	16
Frame AVG	N.		
Proiezioni	900		
Collimazione (mm)	$1,5 \pm 0,05$		
Angolo	360°		
Binning	2 x 2		
Dimensione pixel	0,2 mm		
Distanza sorgente-oggetto	1133 mm		
Distanza sorgente-rivelatore	1474 mm		
Distanza oggetto-rivelatore	341 mm		
Magnificazione	1,3009		

Tabella 4. 1: Parametri di acquisizione delle quattro tomografie utilizzate per l'analisi dell'andamento dell'SNR in funzione del frame average.

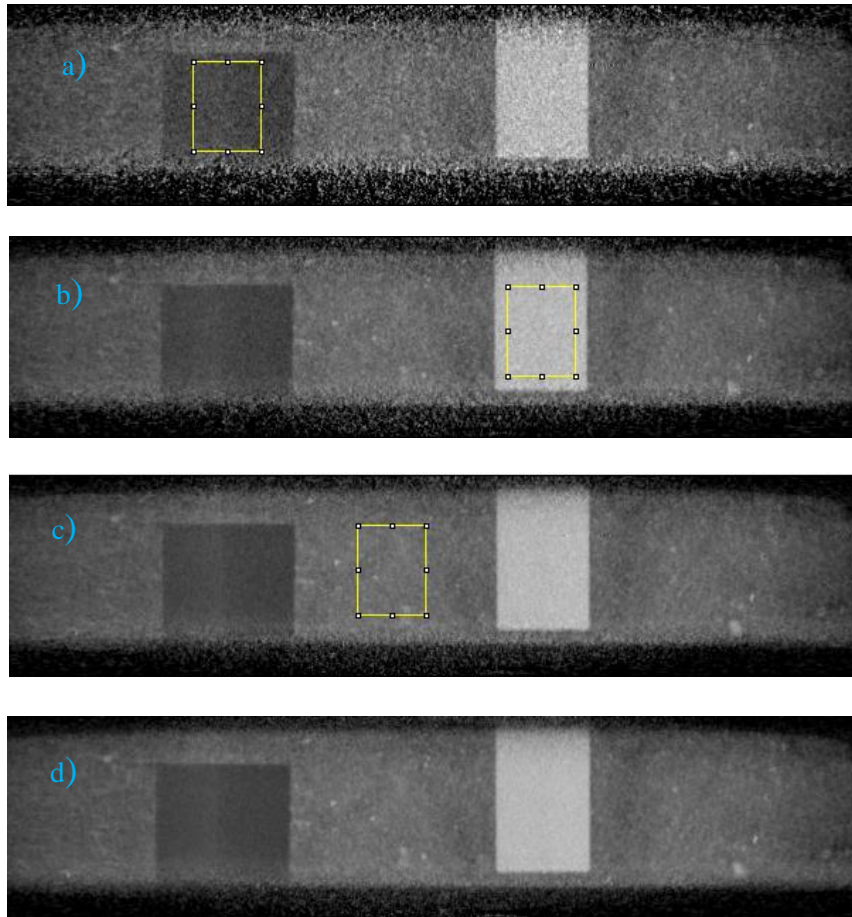


Figura 4. 2: Ricostruzioni della slice 360 delle quattro tomografie: a) tomografia 1; b) tomografia 2; c) tomografia 3; d) tomografia 4. I riquadri gialli presenti nelle prime tre immagini identificano la posizione e la dimensione della ROI analizzata per calcolare l'intensità e la deviazione standard tramite ImageJ.

Già dall'osservazione delle ricostruzioni è possibile capire quanto il *frame average* influenzi la qualità dell'immagine.

Dalle immagini ricostruite è stato possibile, tramite il programma ImageJ, ricavare delle ROI in tre differenti posizioni in modo tale da individuare i valori di intensità e di deviazione standard corrispondenti ai tre diversi materiali che costituiscono l'oggetto analizzato, ovvero alluminio, sabbia e plexiglass. Come si può osservare dalla Figura 4.2, la dimensione della ROI è stata scelta in modo tale da poterla mantenere costante durante tutta l'analisi, ovvero, di dimensioni tali da poter essere contenuta all'interno dei due parallelepipedi presenti nelle *slice*.

Con questi dati, utilizzando la Formula 3.2 mostrata nel capitolo 3, sono stati trovati i valori dell'SNR di ogni elemento in ogni immagine ed è stato possibile rappresentare graficamente l'andamento del Signal to Noise Ratio nelle ROI di sabbia, alluminio e plexiglass al variare del numero di frame mediati.

AVG	SNR Sabbia	SNR Alluminio	SNR plexiglass
1	7,92	14,47	6,52
4	12,19	26,25	10,55
8	14,24	35,94	12,36
16	15,00	47,68	14,17

Tabella 4. 2: Valori relativi al' SNR della sabbia, dell'alluminio e del plexiglass in funzione del Frame Average.

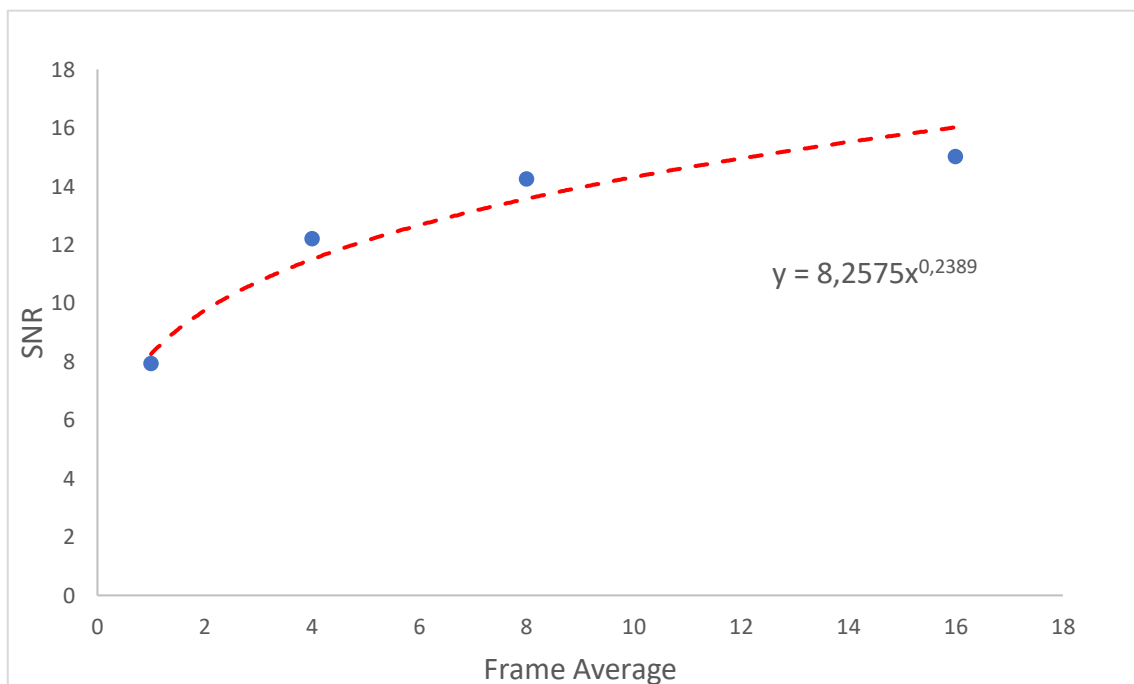


Figura 4. 3: Andamento SNR sabbia in funzione del Frame Average.

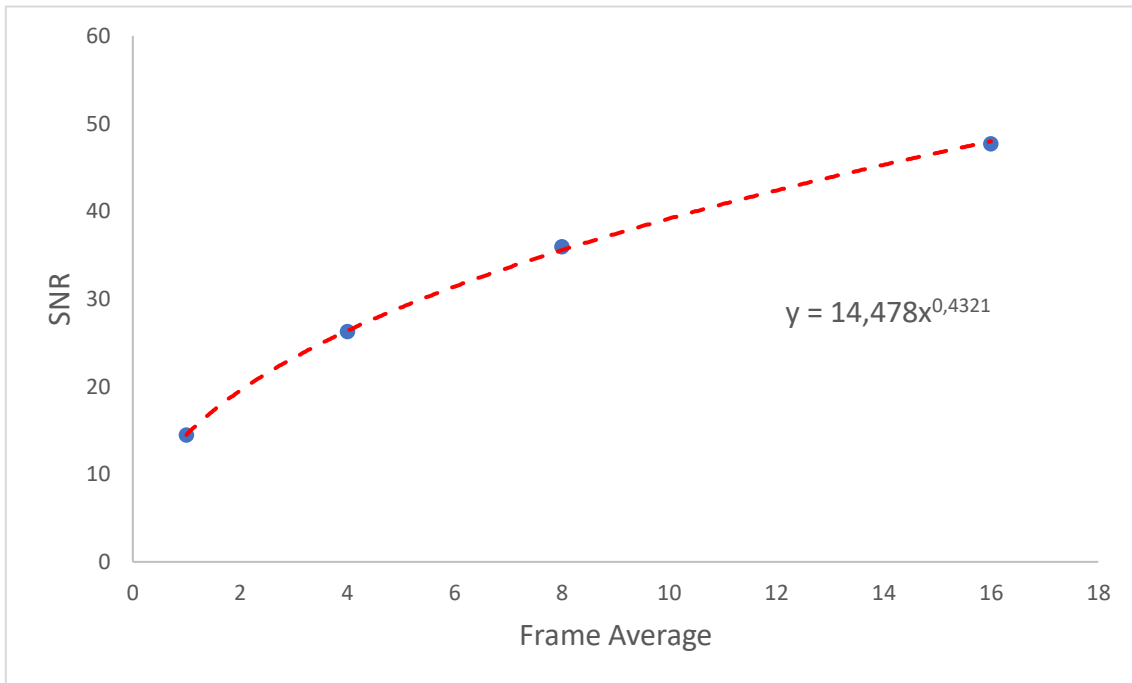


Figura 4. 4: Andamento SNR alluminio in funzione del Frame Average.

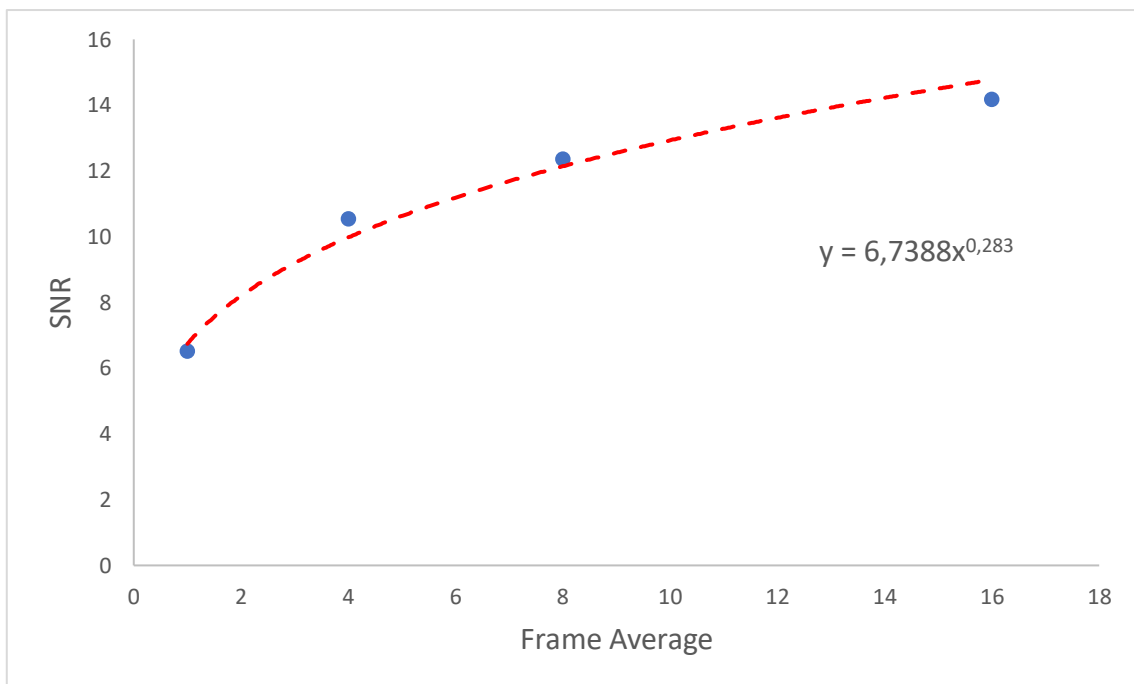


Figura 4. 5: Andamento SNR plexiglass in funzione del Frame Average.

La linea di tendenza che meglio rappresenta i dati ottenuti è una funzione di tipo potenza che descrive l'aumento dell'SNR all'aumentare di AVG.

Compatibilmente con quanto spiegato nel capitolo 3 riguardo la caratterizzazione del rivelatore (anche se ora si tratta di *slices* e non di immagini radiografiche) l'aumento del *frame average* provoca una diminuzione del rumore, visibile tramite l'aumento dell'SNR, e pertanto un aumento della qualità dell'immagine. L'aumento del *frame average* provoca però anche un aumento del tempo di acquisizione di ogni singola proiezione in quanto, impostando un valore di *frame average* maggiore di 1, ogni proiezione viene ottenuta da una media di immagini. Per questo motivo, per ottenere immagini con un buon SNR e al contempo limitare i tempi di acquisizione, è stato impostato per le tomografie successive un valore di *frame average* pari a 4. Questo valore è stato scelto in modo tale da riuscire ad eseguire ogni tomografia entro 60 minuti, che equivale al tempo massimo di erogazione, senza interruzione, del tubo a raggi X in nostro possesso.

4.2.2 Analisi del contrasto

I parametri di acquisizione delle quattro tomografie utilizzate per lo studio del contrasto sono riportati nella Tabella 4.3.

Parametri	Tomografia 5	Tomografia 6	Tomografia 7	Tomografia 8
Tensione	200 kV	200 kV	200 kV	200 kV
Corrente	2,2 mA	2,1 mA	1,8 mA	1,5 mA
Filtrazione	2,5 mmCu	2,5 mmCu	2,5 mmCu	2,5 mmCu
Frame rate	4 fps	4 fps	4 fps	4 fps
Frame AVG	4	4	4	4
Proiezioni	900	900	900	900
Collimazione (mm)	1,50 ± 0,05	6,00 ± 0,05	13,00 ± 0,05	no
Angolo	360°	360°	360°	360°
Binning	2 x 2	2 x 2	2 x 2	2 x 2
Dimensione pixel	0,2 mm	0,2 mm	0,2 mm	0,2 mm
Distanza sorgente-oggetto	1133 mm	1133 mm	1133 mm	1133 mm
Distanza sorgente-rivelatore	1474 mm	1474 mm	1474 mm	1474 mm
Distanza oggetto-rivelatore	341 mm	341 mm	341 mm	341 mm
Magnificazione	1,3009	1,3009	1,3009	1,3009

Tabella 4. 3: Parametri di acquisizione delle quattro tomografie utilizzate per l'analisi dell'andamento del contrasto in funzione della collimazione

Il termine collimazione, all'interno della tabella 4.3 indica le dimensioni verticali del collimatore in millimetri, ovvero la distanza verticale tra le due lastre di piombo che costituiscono il collimatore.

Come precedentemente spiegato nel paragrafo 1.4, l'interazione tra i raggi X e la materia può avvenire in modi differenti e il segnale complessivo che giunge al rivelatore è dato dalla somma della radiazione diretta e della radiazione diffusa. Quest'ultima, prodotta da raggi X secondari diffusi all'interno del materiale analizzato, quando giunge al rivelatore, provoca una riduzione del contrasto radiografico.

L'inserimento di un collimatore tra il tubo a raggi X e l'oggetto da analizzare, confinando la radiazione all'interno di un preciso campo di vista, riduce la quantità di radiazione diffusa e pertanto provoca anche un calo del segnale complessivo [19].

Come si può notare, oltre al valore della collimazione è stato variato anche il valore della corrente. Ciò è stato fatto al fine di mantenere circa costante il valore dell'intensità dei livelli di grigio nelle immagini acquisite in modo da poterle analizzare e confrontare.

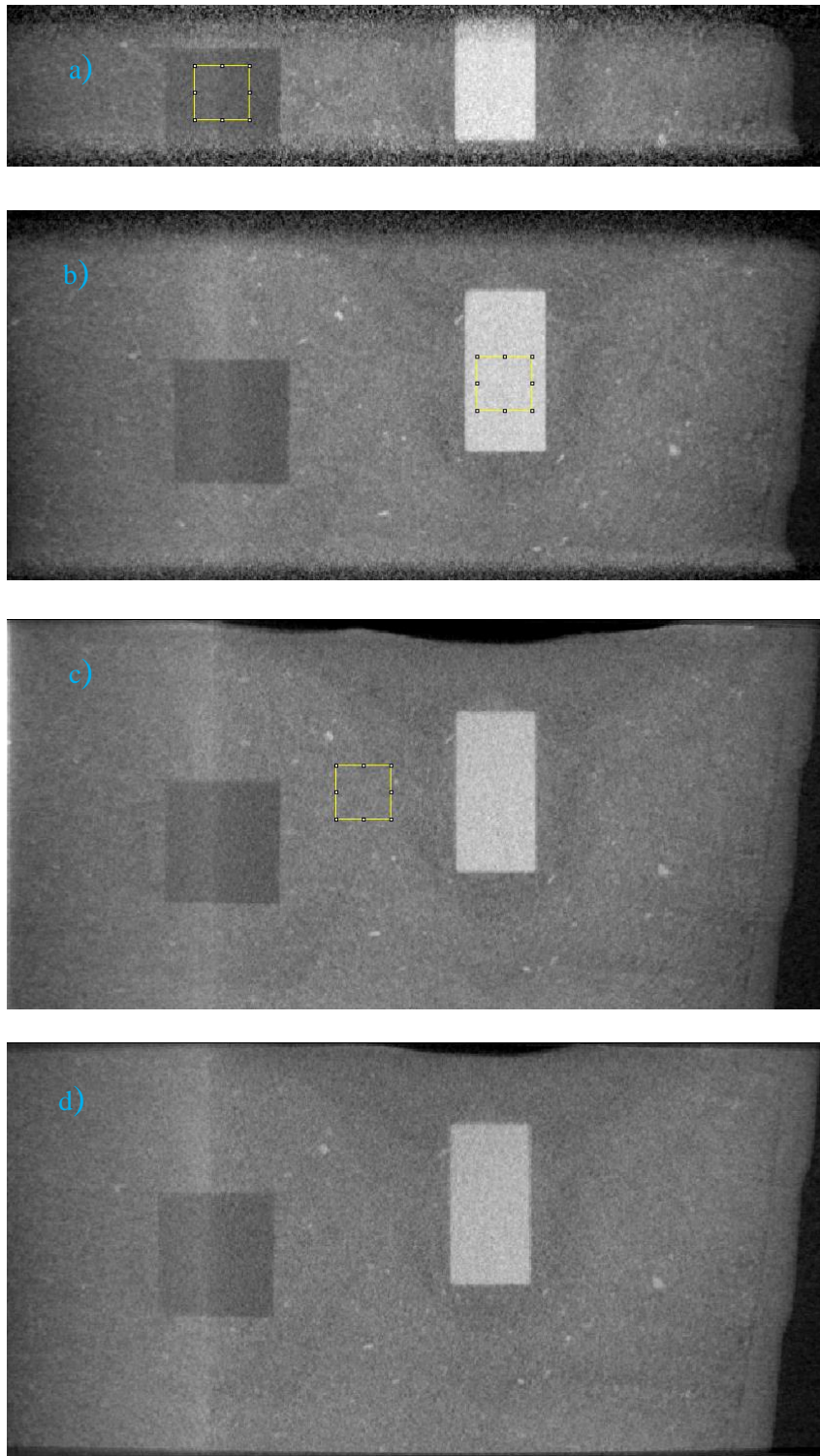


Figura 4. 6: Ricostruzioni della slice 360 delle quattro tomografie: a) tomografia 5; b) tomografia 6; c) tomografia 7; d) tomografia 8. I riquadri gialli presenti nelle prime tre immagini identificano la posizione e la dimensione della ROI analizzata per calcolare l'intensità e la deviazione standard tramite ImageJ.

Dalle immagini ricostruite è stato possibile, utilizzando la stessa procedura descritta nel paragrafo precedente, ricavare i valori di intensità (I) e di deviazione standard (σ) dei tre materiali che costituiscono l'oggetto per poter calcolare il contrasto tra due di questi elementi tramite la Formula 3.17.

Vengono riportati nella Tabella 4.4 i valori ottenuti per il contrasto tra alluminio e sabbia, plexiglass e sabbia, e infine alluminio e plexiglass.

Collimazione (mm)	Apertura sul rivelatore (mm)	Contrasto Alluminio - Sabbia	Contrasto Plexiglass - Sabbia	Contrasto Alluminio - Plexiglass
1,50 ± 0,05	22,0 ± 0,4	0,67 ± 0,12	0,25 ± 0,11	1,24 ± 0,18
6,00 ± 0,05	54,0 ± 0,4	0,61 ± 0,11	0,23 ± 0,10	1,09 ± 0,15
13,00 ± 0,05	95,0 ± 0,4	0,53 ± 0,10	0,19 ± 0,10	0,89 ± 0,14
no	120,0 ± 0,4	0,49 ± 0,10	0,13 ± 0,11	0,71 ± 0,14

Tabella 4. 4: Valori relativi al contrasto.

I valori del contrasto calcolati, per ciascuna collimazione, sono stati messi in relazione alla dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore, la quale è stata calcolata andando a moltiplicare il numero di pixel inquadrati dall'immagine con le dimensioni del pixel stesso. Ciò è stato fatto al fine d'attribuire un valore numerico in millimetri all'immagine non collimata così da poter riportare in un grafico l'andamento del contrasto in funzione della collimazione.

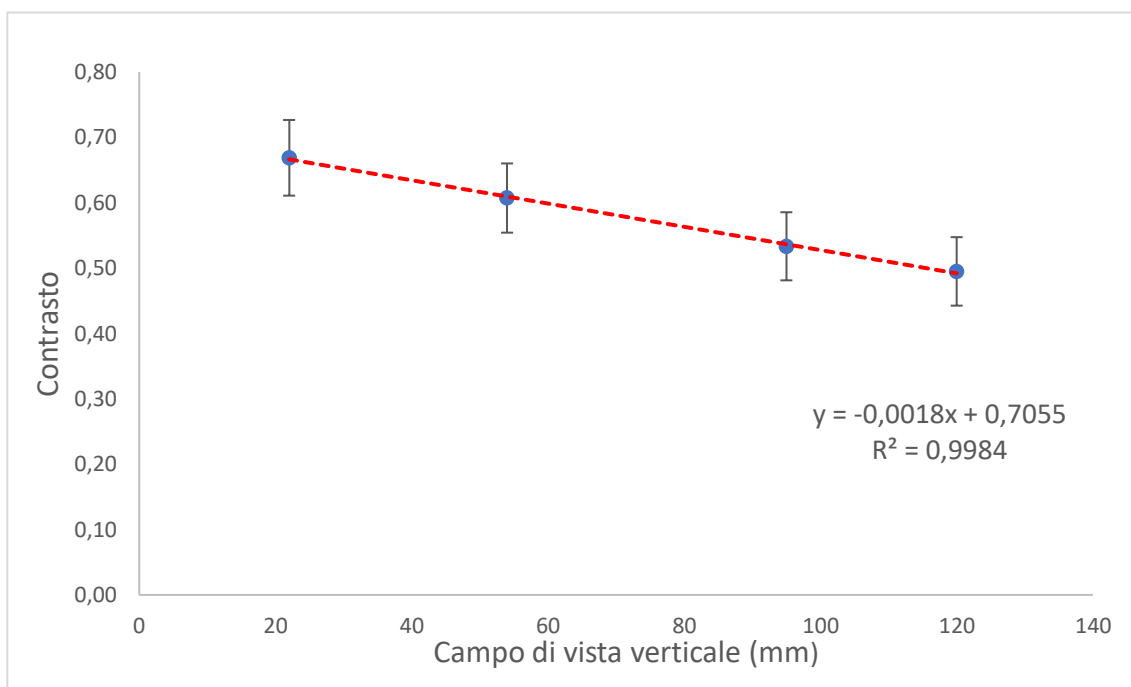


Figura 4. 7: Andamento del contrasto tra Alluminio e Sabbia in funzione della dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore (mm).

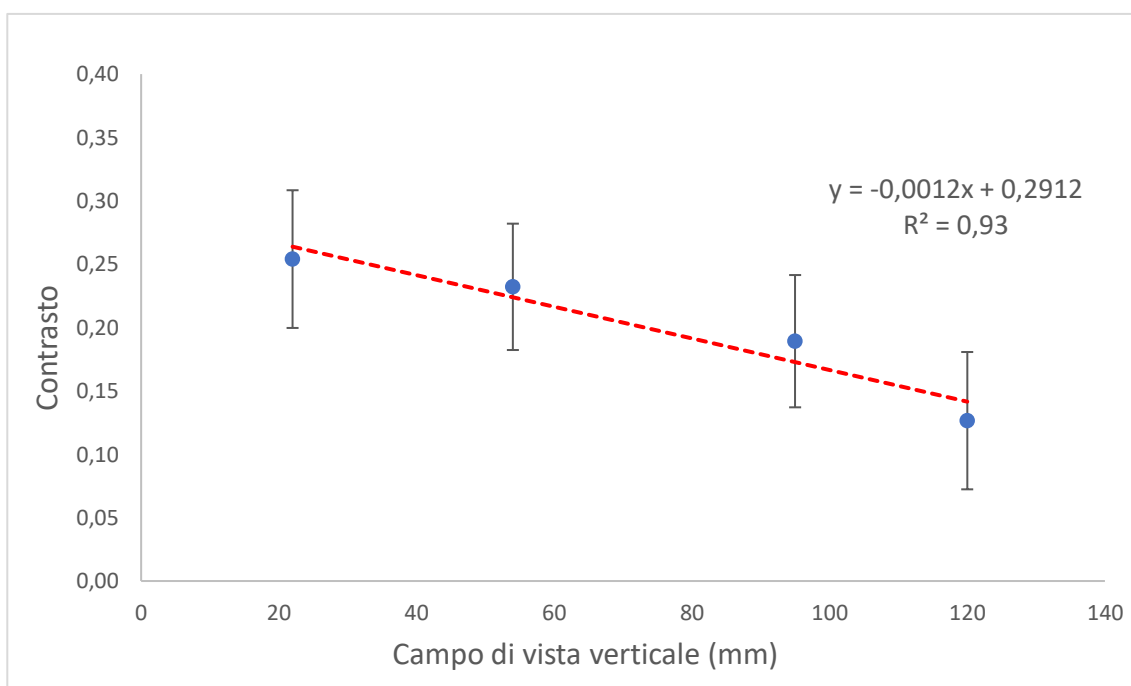


Figura 4. 8: Andamento del contrasto tra Plexiglass e Sabbia in funzione della dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore (mm).

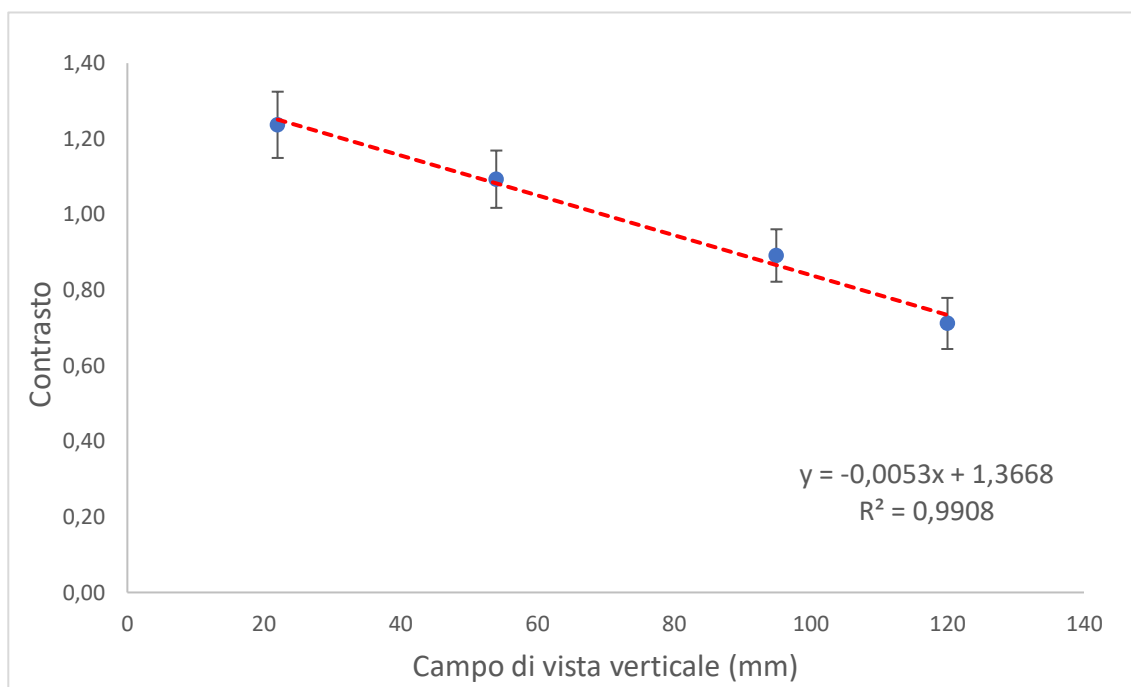


Figura 4. 9: Andamento del contrasto tra Alluminio e Plexiglass in funzione della dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore (mm).

Le incertezze associate alle misure sono state calcolate tramite la formula della propagazione dell'errore secondo la relazione:

$$\sigma_{\frac{I_1-I_2}{I_1}} = \frac{I_1 - I_2}{I_1} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{I_1-I_2}}{I_1 - I_2}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{I_1}}{I_1}\right)^2} \quad (4.1)$$

dove $\sigma_{I_1-I_2} = \sqrt{(\sigma_{I_1})^2 + (\sigma_{I_2})^2}$.

Come si può osservare, le incertezze relative al contrasto plexiglass-sabbia (Figura 4.8) sono maggiori rispetto a quelle presenti negli altri grafici. Questo fatto può essere dovuto sia alla non omogeneità della sabbia, la quale presenta al suo interno materiali differenti che alterano l'intensità media della ROI individuata, sia alla piccola differenza di radiopacità tra i due materiali scelti. Dai risultati ottenuti si può notare, come atteso, che il contrasto tra alluminio-sabbia e alluminio-plexiglass, cioè tra un

materiale molto radiopaco con densità di $2,7 \text{ kg/dm}^3$ e uno meno radiopaco, con densità minore (tra $1,19 \text{ kg/dm}^3$ e $1,6 \text{ kg/dm}^3$), sono entrambi maggiori rispetto al contrasto plexiglass-sabbia, cioè tra materiali entrambi poco radiopachi che presentano densità e numeri atomici medi vicini tra loro ($Z \approx 7$ per il plexiglass e $Z \approx 8$ per la sabbia). Dai tre grafici ottenuti si può inoltre osservare come il contrasto cambi notevolmente al variare della collimazione; in particolare, le immagini che presentano un maggior valore di contrasto sono quelle più collimate. Ciò è compatibile con quanto atteso poiché l'inserimento di un collimatore, tra la sorgente e l'oggetto, riduce la quantità di radiazione diffusa e conseguentemente la quantità di rumore all'interno delle immagini.

4.3 Descrizione dell'oggetto analizzato

Il secondo oggetto analizzato in questa tesi è un calice di stagno di piccole dimensioni sul quale precedentemente era stata eseguita un'analisi di fluorescenza a raggi X o XRF al fine di individuarne la composizione. La XRF è una tecnica di analisi non distruttiva che permette di conoscere la composizione elementare di un campione attraverso lo studio della radiazione di fluorescenza X. Tale radiazione è emessa dagli atomi del campione in seguito ad una eccitazione, che si ottiene tipicamente irraggiando il campione con raggi X di energia nel range 30 – 50 kV.

Lo spettro ottenuto da questa analisi, e riportato nella Figura 4.10. *b*, è costituito dai picchi relativi alle emissioni caratteristiche degli elementi costituenti il campione. Osservando lo spettro si può notare che il calice è formato principalmente da Stagno (Sn), ma sono presenti anche Rame (Cu), Molibdeno (Mo) e Piombo (Pb).

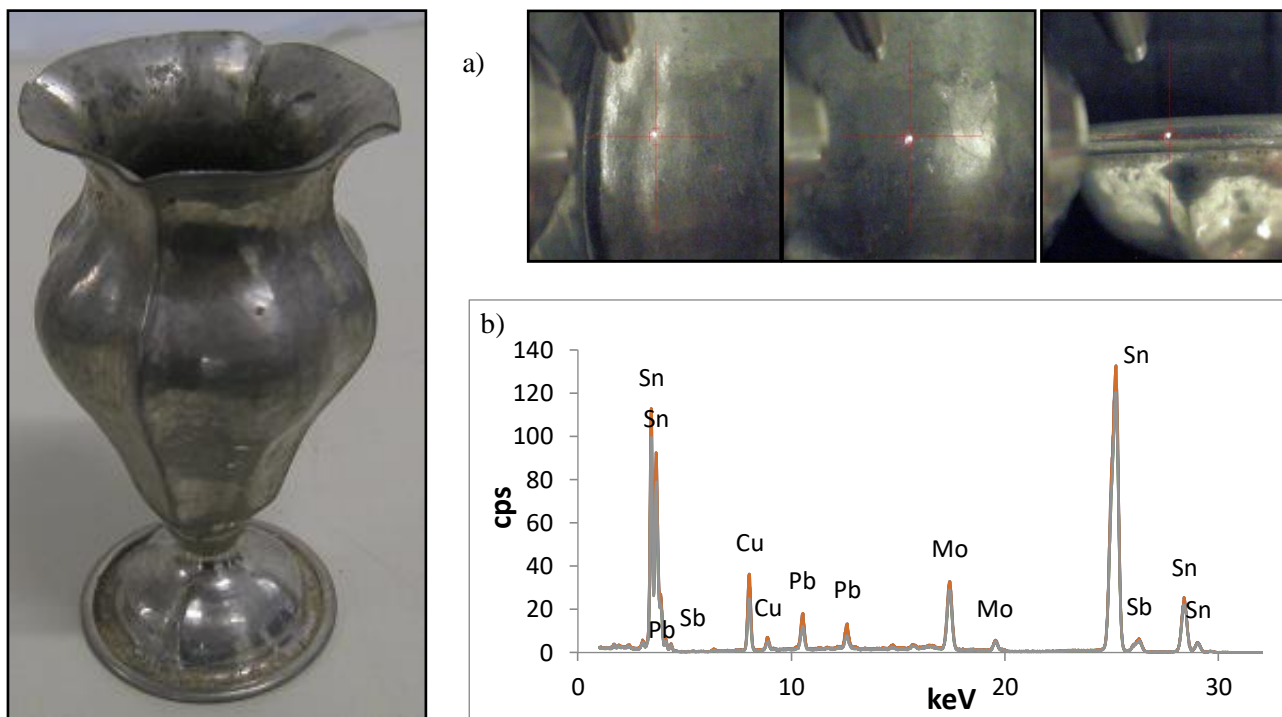


Figura 4. 10: a) Calice analizzato in questa tesi con relativi ingrandimenti delle aree in cui è stata eseguita l'analisi di fluorescenza a raggi X. b) spettro ottenuto dall'analisi di fluorescenza a raggi X; si può notare la prevalenza dello Stagno e la presenza anche di Rame, Molibdeno e Piombo.

4.4 Analisi effettuate

Per effettuare l'analisi di questo calice, che simula più da vicino un possibile reperto archeologico, sono state acquisite diverse tomografie sia al variare dei parametri di acquisizione sia al variare delle condizioni di lavoro.

Quest'oggetto, dopo le prime tre acquisizioni effettuate in aria al variare della collimazione, è stato posto all'interno del vaso di terracotta utilizzato nelle analisi descritte nei precedenti paragrafi ed è stato completamente circondato e riempito con della sabbia al fine di simulare l'analisi di un "pane di terra".

In queste condizioni di lavoro sono state eseguite altre 7 tomografie, sempre al variare della collimazione e anche al variare della sezione inquadrata in modo da poter ricostruire quasi interamente l'oggetto.

Con le immagini ottenute dalla ricostruzione è stato possibile infine confrontare i valori del contrasto tra calice-sfondo e calice-sabbia.

4.4.1 Parametri di acquisizione

Nella Tabella 4.5 sono mostrati i parametri di acquisizione delle prime 3 tomografie, mentre nella Tabella 4.6 sono riportati i parametri delle altre 7: per brevità sono state raggruppate in un'unica colonna tutte le tomografie inquadranti aree diverse dell'oggetto, ma acquisite con gli stessi parametri.

Parametri	Tomografia 1	Tomografia 2	Tomografia 3
Tensione	200 kV	200 kV	200 kV
Corrente	2,2 mA	2,4 mA	2,3 mA
Filtrazione	2,5 mmCu	2,5 mmCu	2,5 mmCu
Frame rate	5 fps	5 fps	5 fps
Frame AVG	continuo	continuo	continuo
Proiezioni	900	900	900
Collimazione (mm)	no	1,50 ± 0,05	5,00 ± 0,05
Angolo	360°	360°	360°
Binning	2 x 2	2 x 2	2 x 2
Dimensione pixel	0,2 mm	0,2 mm	0,2 mm
Distanza sorgente-oggetto	1246 mm	1246 mm	1246 mm
Distanza sorgente-rivelatore	1600 mm	1600 mm	1600 mm
Distanza oggetto-rivelatore	354 mm	354 mm	354 mm
Magnificazione	1,2841	1,2841	1,2841

Tabella 4. 5: Parametri di acquisizione delle tre tomografie effettuate sul calice di stagno utilizzate per l'analisi dell'andamento del contrasto in funzione della collimazione.

Parametri	Tomografia 4	Tomografia 5-6-7	Tomografia 8-9-10
Tensione	200 kV	200 kV	200 kV
Corrente	3,2 mA	3,6 mA	3,7 mA
Filtrazione	4,5 mmCu	4,5 mmCu	4,5 mmCu
Frame rate	3 fps	3 fps	3 fps
Frame AVG	4	4	4
Proiezioni	900	900	900
Collimazione (mm)	no	5,00 ± 0,05	1,50 ± 0,05
Angolo	360°	360°	360°
Binning	2 x 2	2 x 2	2 x 2
Dimensione pixel	0,2 mm	0,2 mm	0,2 mm
Distanza sorgente-oggetto	1246 mm	1246 mm	1246 mm
Distanza sorgente-rivelatore	1600 mm	1600 mm	1600 mm
Distanza oggetto-rivelatore	354 mm	354 mm	354 mm
Magnificazione	1,2841	1,2841	1,2841

Tabella 4. 6: Parametri di acquisizione delle tomografie effettuate sul calice di stagno inserito all'interno del vaso di terracotta riempito di sabbia, utilizzate per l'analisi dell'andamento del contrasto in funzione della collimazione.

Come nel caso precedente al variare della collimazione, in entrambe le condizioni di acquisizione, è stato variato anche il valore della corrente per mantenere circa costante l'intensità dei livelli di grigio delle immagini acquisite.

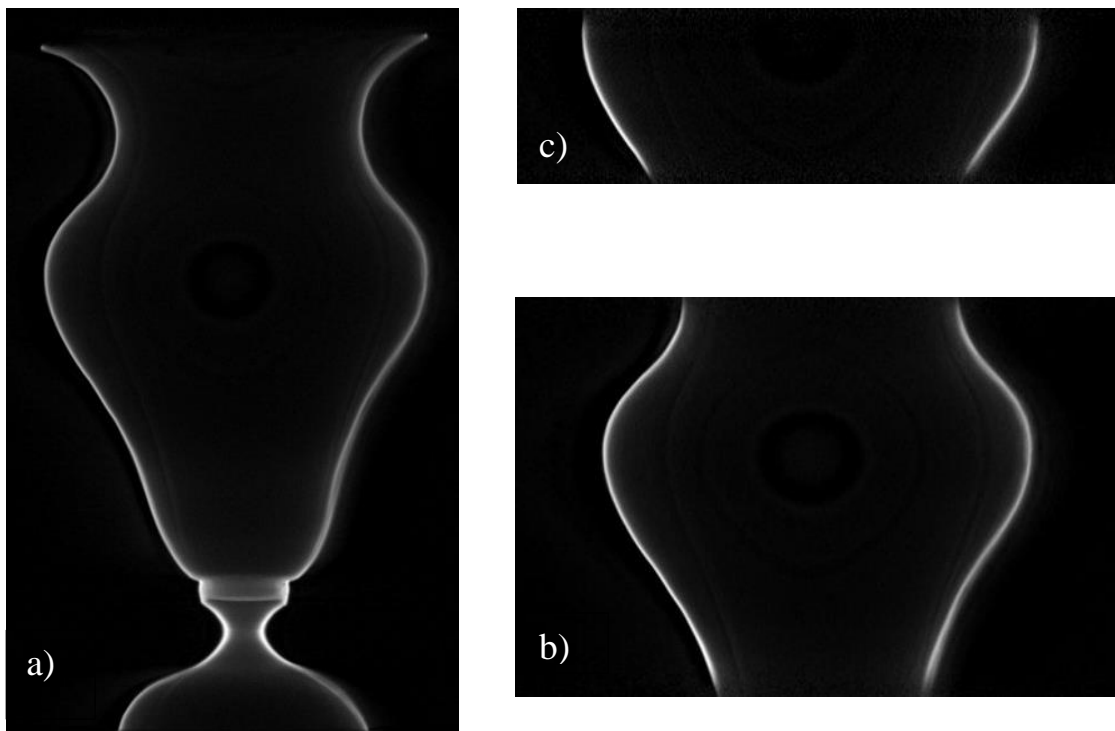


Figura 4. 11: Immagini ricostruite della slice 240 delle tomografie acquisite con i dati relativi alla Tabella 4.5.

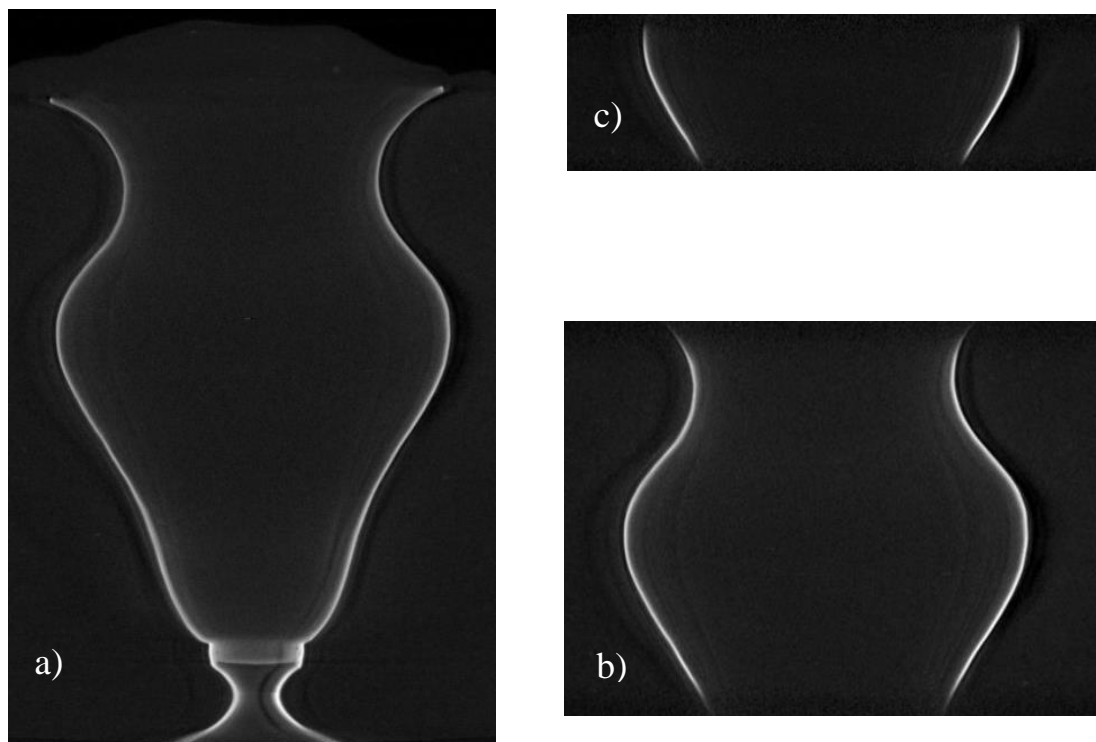


Figura 4. 12: Immagini ricostruite della slice 240 delle tomografie acquisite con i dati relativi alla Tabella 4.6.

4.4.2 Confronto Contrasto

Il contrasto tra il calice e lo sfondo (sabbia o vuoto) è stato calcolato in maniera differente rispetto alla procedura utilizzata per l'oggetto di prova poiché, essendo lo spessore del calice molto piccolo, l'individuazione di una ROI di grandi dimensioni al suo interno risultava alquanto problematica. Per questo motivo, tramite ImageJ, sono stati individuati 20 profili all'interno di ogni immagine, in posizioni differenti, ed è stato attribuito al calice e allo sfondo la media dei valori di intensità massima trovati ($\bar{I} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N I_i$).

Le deviazioni standard associate alle intensità sono state calcolate tramite la formula:

$$\sigma_I = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (I_i - \bar{I})^2}{N}} \quad (4.2)$$

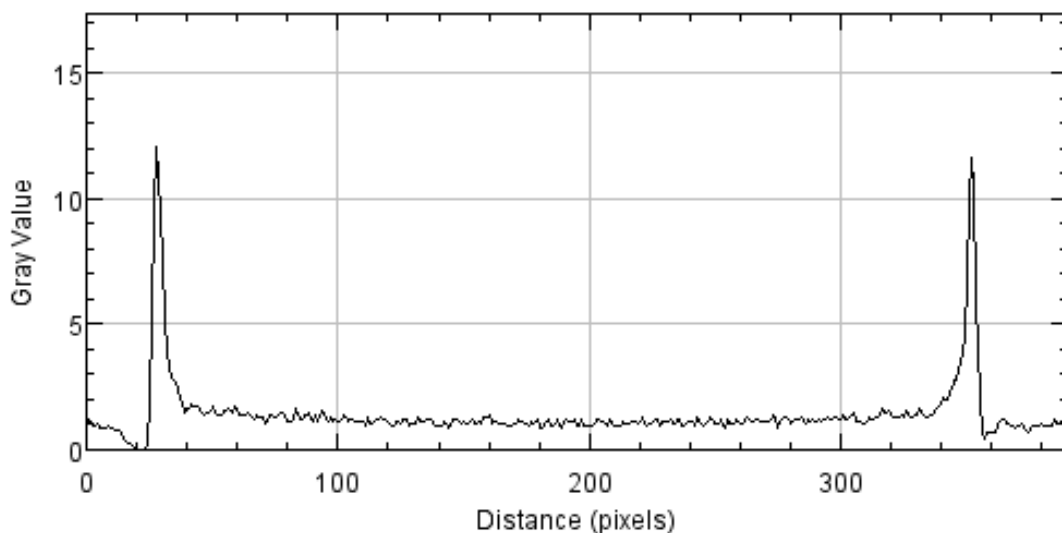


Figura 4. 13: Esempio di un plot profile dell'immagine 4.6.c. I due valori dei picchi sono stati attribuiti al metallo mentre alla sabbia è stato attribuito il valore ottenuto tramite una media dei valori di intensità dei pixel nell'intervallo tra 100 e 300.

Questi valori sono stati successivamente inseriti all'interno della Formula 3.17 al fine di ottenere un valore per il contrasto e poter analizzare il suo andamento al variare della collimazione. Gli errori associati alle misure sono state calcolati tramite la Formula 4.1.

Collimazione (mm)	Apertura sul rivelatore (mm)	Contrasto Calice - Sabbia	Contrasto Calice - Vuoto
1,5 ± 0,05	22,0 ± 0,4	9,2 ± 0,8	45 ± 14
5 ± 0,05	50,5 ± 0,4	7,0 ± 0,7	39 ± 9
no	120,0 ± 0,4	4,6 ± 0,5	27 ± 6

Tabella 4. 7: Valori del contrasto tra Calice e Sabbia e tra Calice e Vuoto ottenuti tramite la Formula 4.1.

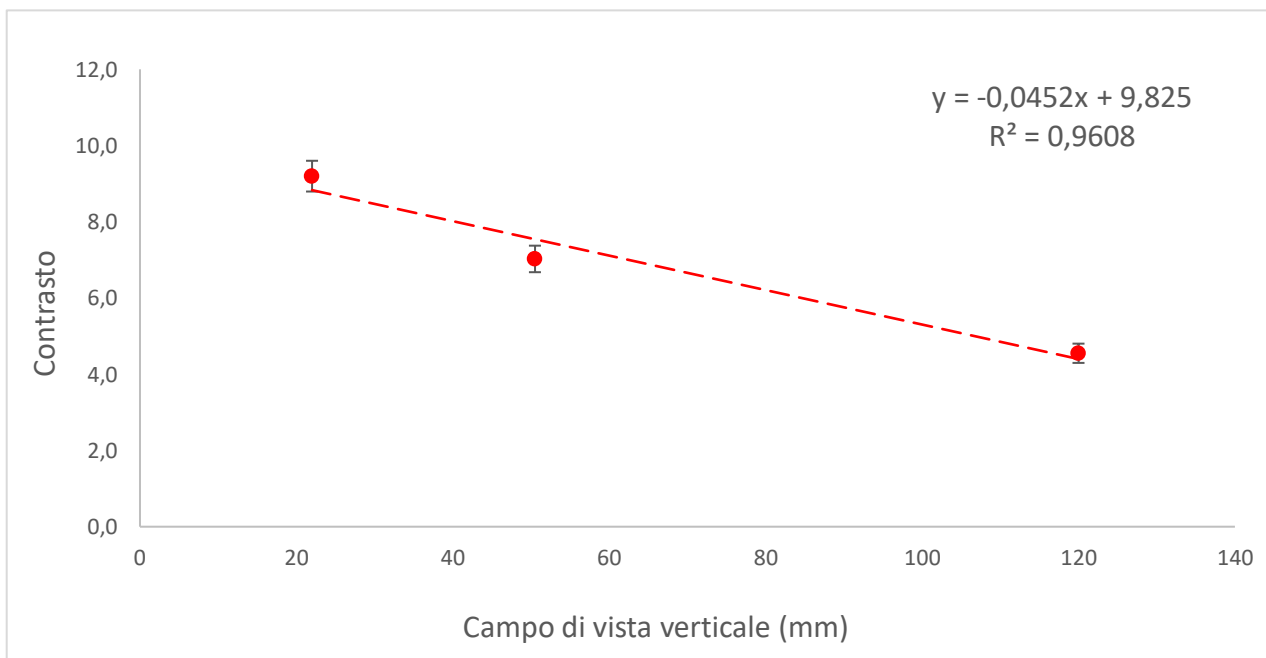


Figura 4. 14: Andamento del contrasto tra Calice di stagno e Sabbia in funzione della dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore (mm).

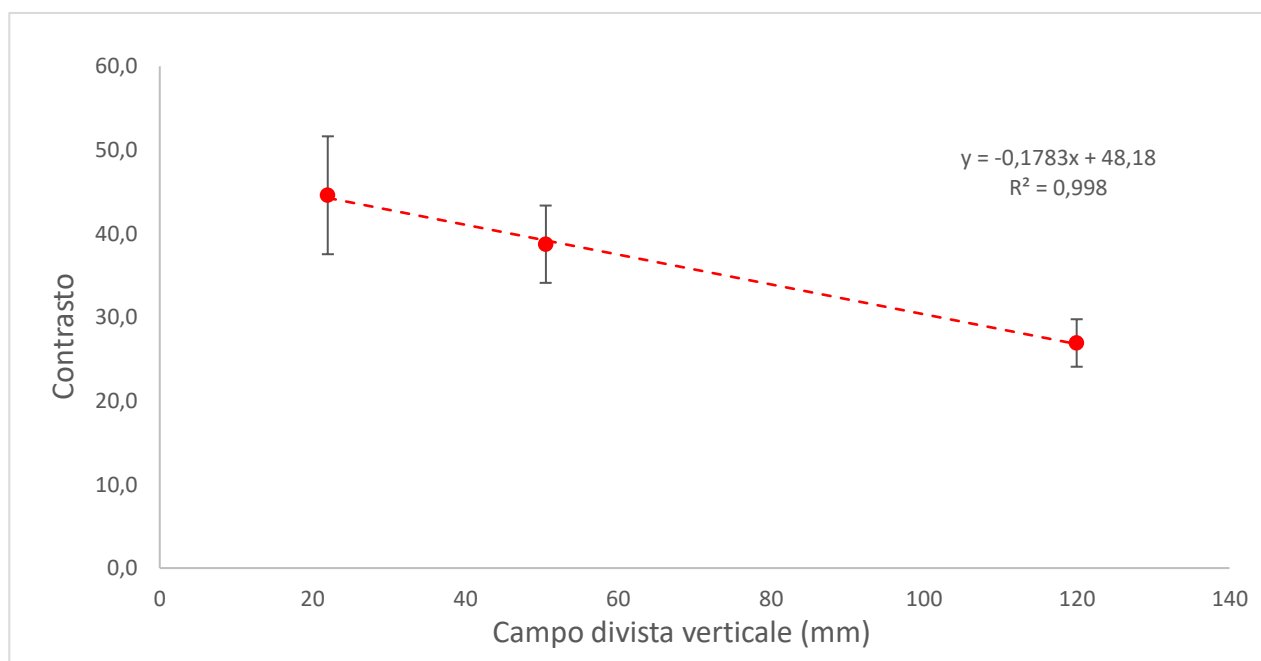


Figura 4. 15: Andamento del contrasto tra Calice di stagno e Vuoto in funzione della dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore (mm).

I risultati ottenuti sono compatibili con quelli ricavati dalle acquisizioni dell'oggetto di prova infatti, il contrasto tra il calice di stagno e lo sfondo aumenta in modo lineare all'aumentare della collimazione del fascio a raggi X.

La grande differenza di contrasto tra le due curve è giustificata dalla presenza della sabbia che, essendo sia all'esterno che all'interno del calice durante le ultime sette tomografie, influenza l'acquisizione in quanto, avendo una densità tra $1,4 \text{ kg/dm}^3$ e $1,6 \text{ kg/dm}^3$ produce non solo una significativa attenuazione dell'intensità del fascio, ma anche una notevole diffusione della radiazione X incidente.

Per valutare la bontà dei parametri utilizzati bisogna tener conto, al di là dei risultati ottenuti, anche del tempo impiegato per le acquisizioni.

La collimazione di un fascio, oltre a ridurre la radiazione diffusa, e di conseguenza il rumore, influenza la durata temporale di un'acquisizione tomografica; nel nostro caso, per ricostruire l'intero oggetto utilizzando il fascio più collimato ($1,5 \text{ mm}$), sono necessarie all'incirca 6 tomografie ognuna della durata di circa 45 minuti.

Più la collimazione è stretta, più aumenta il numero di acquisizioni necessarie per ricostruire un oggetto e con esso, anche il tempo di acquisizione e di ricostruzione (aumenta la quantità di dati da analizzare).

Collimazione (mm)	1,50 ± 0,05	5,00 ± 0,05	no
Dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore (mm)	22,0 ± 0,4	50,5 ± 0,4	120,0 ± 0,4
Frame Average	continuo	continuo	continuo
Tempo 1 scansione	≈ 15 min	≈ 15 min	≈ 15 min
Tempo per l'intero campo di vista verticale del rivelatore (12 x12 cm²)	1 h 30 min	45 min	15 min
Contrasto Calice - Vuoto	45 ± 14	39 ± 9	27 ± 6

Tabella 4. 8: Tabella riassuntiva che mette in relazione i tempi di acquisizione tomografica e le dimensioni del collimatore per il calice di stagno analizzato senza la presenza della sabbia.

Collimazione (mm)	1,50 ± 0,05	5,00 ± 0,05	no
Dimensione verticale del campo di vista sul rivelatore (mm)	22,0 ± 0,4	50,5 ± 0,4	120,0 ± 0,4
Frame Average	4	4	4
Tempo 1 scansione	≈ 45 min	≈ 45 min	≈ 45 min
Tempo per l'intero campo di vista verticale del rivelatore (12 x12 cm²)	4 h 30 min	2 h 15 min	45 min
Contrasto Calice - Sabbia	9,2 ± 0,8	7,0 ± 0,7	4,6 ± 0,5

Tabella 4. 9: Tabella riassuntiva che mette in relazione i tempi di acquisizione tomografica e le dimensioni del collimatore per il calice di stagno analizzato all'interno della sabbia (simulazione di un *pane di terra*).

Pertanto, per ottenere immagini di buona qualità di reperti archeologici situati all'interno di *pani di terra*, è necessario, a seconda delle dimensioni del reperto e del materiale di cui è costituito, trovare un compromesso tra la durata dell'analisi tomografica e la riduzione della quantità di radiazione diffusa (data dalle dimensioni del collimatore utilizzato per le acquisizioni).

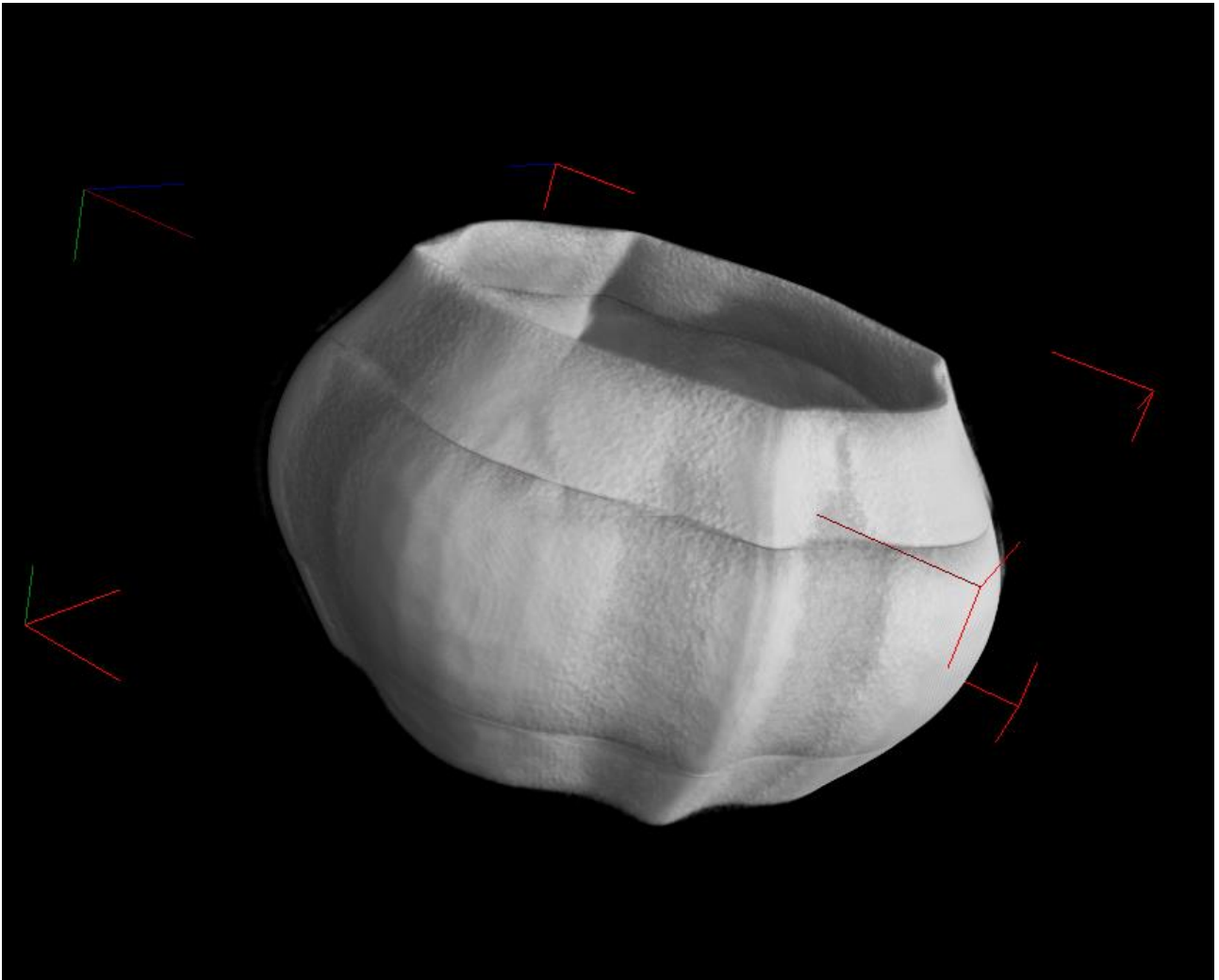


Figura 4. 16: Rendering 3D delle ricostruzioni delle tomografie 8, 9 e 10.

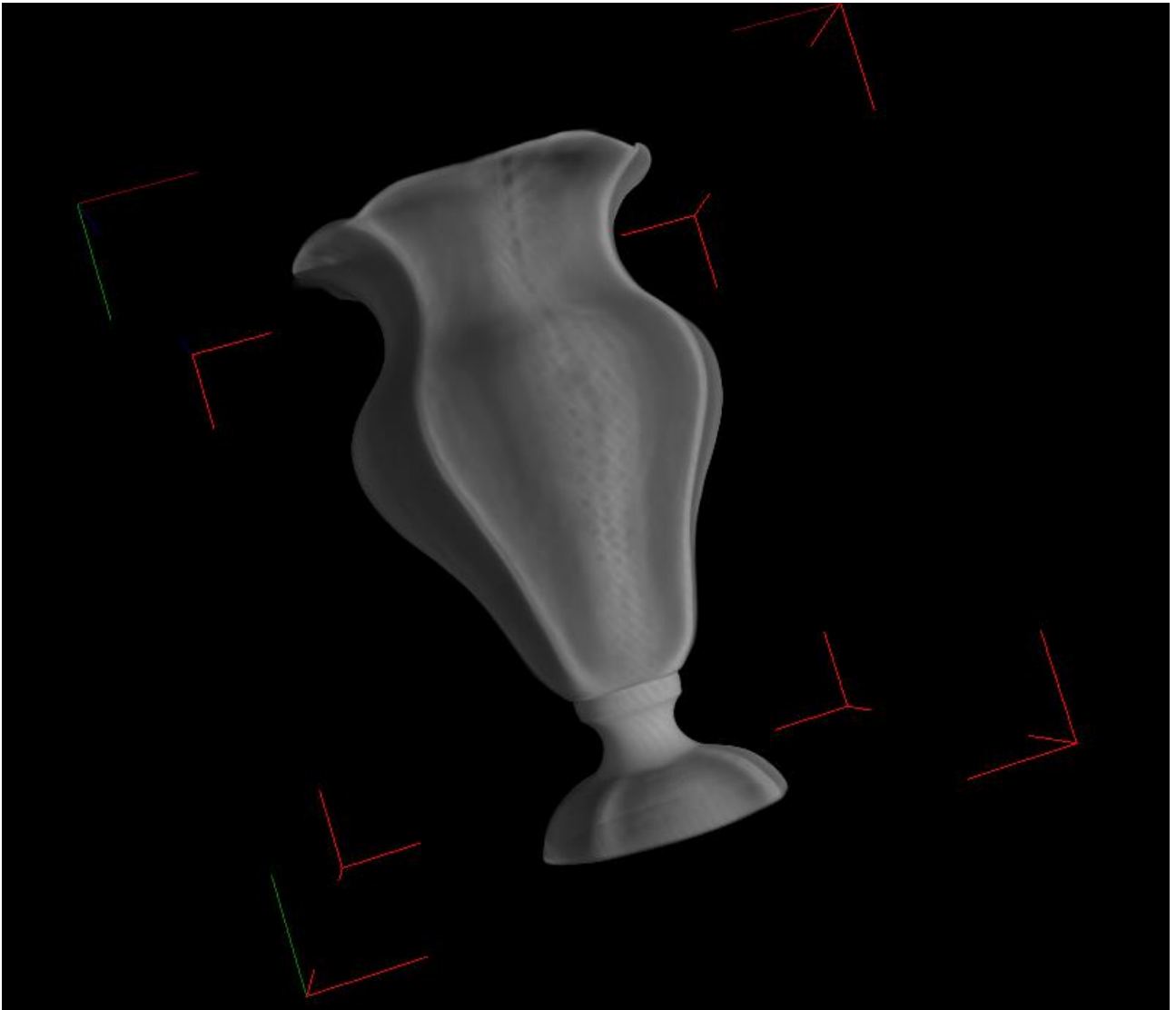


Figura 4. 17: Rendering 3D del calice di stagno (Tomografia 1).

Conclusione

Questo lavoro di tesi aveva come scopo quello di individuare i parametri principali che concorrono al miglioramento della qualità delle immagini tomografiche, al fine di stabilire, in particolare, in che modo e in quale misura è possibile intervenire per ridurre la quantità di radiazione diffusa ed ottenere, allo stesso tempo, dati di buona qualità, utili in ambito archeologico, per l'analisi dei cosiddetti "*pani di terra*".

L'obiettivo quindi era quello di ricavare informazioni di tipo pratico e operativo per effettuare misure ottimali con il sistema tomografico sperimentale trasportabile realizzato dal gruppo di ricerca "*X-ray imaging*" del Dipartimento di Fisica e Astronomia, trovando il miglior compromesso tra qualità dei risultati e tempistiche di acquisizione.

I risultati ottenuti dalla caratterizzazione del rivelatore Hamamatsu C10900D flat-panel sono compatibili con le prestazioni di altri rivelatori flat-panel a conversione indiretta, studiati in letteratura, e hanno permesso di valutare obbiettivamente le prestazioni del sistema stesso. Le indagini tomografiche eseguite sui due oggetti di prova, utilizzati per simulare i *pani di terra*, hanno mostrato un miglioramento del SNR e del contrasto all'aumentare del numero di frame mediati e della collimazione, come del resto era atteso, ma in aggiunta è stato possibile quantificare questo miglioramento ottenendo indicazioni operative ben precise. I risultati ottenuti pertanto, mostrano come un sistema collimato migliori la qualità delle immagini ricostruite nell'ambito archeologico, in quanto concorre alla riduzione della quantità di radiazione diffusa, ma allo stesso tempo, mostra le possibili problematiche di un'acquisizione, legate all'aumento della durata temporale delle misure, quali la limitazione del tempo di erogazione del tubo a raggi X o la compatibilità della durata complessiva con l'analisi di reperti che devono essere effettuate in una giornata. Infatti, nel nostro caso, un'intera tomografia eseguita impostando il maggior valore di collimazione (1.5 mm) e una riduzione del *noise* attraverso una media dei frames (4 frames mediati) risulta essere

piuttosto lunga, in quanto impiega più di 45 minuti per ogni sezione dell'oggetto inquadrato. Questo, per oggetti che rientrano interamente nel campo di vista del rivelatore ($12 \times 12 \text{ cm}^2$), porta ad un tempo totale di acquisizione per l'intero campo di vista verticale di 4 ore e mezza. Questi tempi inoltre, possono facilmente aumentare anche di molto a seconda delle dimensioni dell'oggetto analizzato, considerando che in tal caso aumenterebbe in modo significativo anche l'attenuazione del segnale, prodotta dal materiale e dalla matrice che lo contiene (ad esempio sabbia o terra di scavo).

Secondariamente, l'aumento del numero di tomografie di sezioni diverse dell'oggetto porta all'aumento della quantità di dati da analizzare che implicano anch'essi un aumento del tempo necessario per la ricostruzione delle immagini tomografiche.

Pertanto, a seconda del reperto da analizzare, è necessario trovare un compromesso tra la collimazione e il tempo utilizzato per analizzare i dati, ovvero tra la qualità delle immagini e il tempo necessario per ottenerle, facendo attenzione che in alcuni casi (anche se non in tutti) un'immagine con una minor qualità può essere comunque sufficiente per un'analisi adeguata in ambito archeologico.

Si è visto anche, in base ai risultati sul contrasto, come per oggetti più densi della matrice di terra si possa ottenere una qualità adeguata, mentre la situazione risulta sicuramente più critica per eventuali materiali con densità minore della matrice, poiché il segnale di questi ultimi è facilmente nascosto dai fenomeni di attenuazione dell'intensità della radiazione misurata e dalla presenza di diffusione significativa.

Queste sono certamente le condizioni in cui l'analisi tomografica risulta maggiormente critica e difficile.

Bibliografia

[1] R. Eisberg & R. Resnick, “*Quantum Physics of Atoms, Molecules, Solids, Nuclei and Particles*”; seconda edizione, John Wiley & Sons Inc., New York, 1985.

[2] F. Casali, "X-ray and neutron digital radiography and computed tomography for cultural heritage", Department of Physics University of Bologna (Italy).

[3] S. Meroli, "Interaction of radiation with matter: from the theory to the measurements"; [Online].

Available: http://meroli.web.cern.ch/meroli/files/the_bible_of_the_interactions.pdf

[4] J. Hsieh, “*Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*”; seconda edizione; Washington: SPIE, 2009.

[5] M. Bettuzzi, M. P. Morigi and R. Brancaccio, "A Mobile Computed Tomography System for on-site Cultural Heritage Analysis", in Proc. 2017 IEEE International Conf. Environment and Electrical Engineering, Milano, 2017.

[6] Bosello High Technology; “XRG120IT-.50 X-RAY GENERATOR (V3-ING) User’s Manual”.

[7] YXLON International A/S, "EVO 200D"; [Online]. Available: http://www.yxlon-portables.com/YxlonPortables/media/pdf/single_sheets/SMART_EVO_Single_sheet_200D_v3.pdf

- [8] Physik Instrumente, "*Precision Rotation Stage 200 datasheet*"; [Online]. Available: <https://www.physikinstrumente.com/en/products/rotation-stages/stages-with-worm-gear-drives/prs-200-precision-rotation-stage-1203900/>
- [9] Hamamatsu Photonics K.K., "*Flat Panel Sensor C10900D*" [Online]. Available: http://search.hamamatsu.com/us_en/search.x?q=Flat+Panel+Sensor+C10900D&page=1
- [10] Ehsan Samei, "*Performance of Digital Radiographic Detectors: Factors Affecting Sharpness and Noise*"; Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics, 2003.
- [11] M. Bettuzzi, R. Brancaccio, M. P. Morigia, F. Casalia "*Effective dynamic range measurement for a CCD in full-field industrial X-ray imaging applications*".
- [12] T.J. T. I. Dobbins, "*Image quality metrics for digital systems*"; Chapter 3 of "*Medical Imaging*" Volume 1. Physics and Psychophysics; Washington: SPIE.
- [13] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt e J. M. Boone, "*The Essential Physics of Medical Imaging*", Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [14] E. Samei, "*Performance of Digital Radiographic Detectors: Quantification and Assessment Methods*"; Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics, 2003.
- [15] S. Vedantham, A. Karellas, S. Suryanarayanan, I. Levis, M. Sayag, R. Kleehammer, R. Heidsieck, and C. J. D'Orsi; "*Mammographic imaging with a small format CCD-based digital cassette: Physical characteristics of a clinical system*"; 84th

Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America, 29 November–4 December, 1998.

[16] J. T. Dobbins III, E. Samei, N. T. Ranger e Y. Chen, “*Intercomparison of methods for image quality characterization. II .Noise power spectrum*” *Medical Physics*, vol. 33, n. 5, pp. 1466-1467, 2006.

[17] ICRU, “*Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation,*” ICRU 47.

[18] *TOR18FG contrast phantom*; Leed Stest objects; [Online]. Available: <https://www.leadstestobjects.com/wp-content/uploads/TOR-18FG-product-specifications1.pdf>

[19] M. Simon, I. Tiseanu, V. Hämmerle, C. Sauerwein, A. Flisch, R. Thierry, A. Miceli, F. Casali, M. Bettuzzi, M. P. Morigi; “*Verfahren zur verbesserten Computertomographie an großvolumigen Bauteilen*”.

[20] A. Flisch, Raphaël Thierry¹, A. Miceli, J. Hofmann, M. Simon, C. Sauerwein, F. Casali, M. Bettuzzi, M. P. Morigi; “*Neue Entwicklungen für schnelle Computertomografie zur Prüfung von Gussprodukten*”.