

**ALMA MATER STUDIORUM UNIVERSITA' DI BOLOGNA**

**Scuola di Scienze**

**Corso di Laurea Magistrale in Fisica**

**PROGETTAZIONE E SVILUPPO DI UN  
COLLIMATORE *MULTI-SLIT* PER UN  
SISTEMA TOMOGRAFICO CONE-BEAM  
CON RAGGI X DI ALTA ENERGIA**

**Relatore:**

**Prof. Maria Pia Morigi**

**Presentata da:**

**Paolo Morroni**

**Correlatori:**

**Dott. Matteo Bettuzzi**

**Dott.ssa Eva Peccenini**

**Sessione III**

**Anno Accademico 2014/2015**



# Sommario

Abstract.....	7
Introduzione.....	8
CAPITOLO 1 - Interazione delle radiazioni ionizzanti con la materia.....	10
1.1 Interazione dei raggi X con la materia.....	11
1.1.1 Effetto fotoelettrico.....	13
1.1.2 Effetto Compton.....	15
1.1.3 Diffusione Rayleigh.....	17
1.1.4 Produzione di coppie.....	17
1.1.5 Effetto fotonucleare.....	18
1.2 Sezione d'urto e coefficiente di attenuazione lineare.....	19
CAPITOLO 2 - La Tomografia Computerizzata con raggi X.....	21
2.1 Componenti di un sistema tomografico.....	21
2.1.1 Sorgente di raggi X .....	22
2.1.2 Sistema di movimentazione.....	24
2.1.3 Sistema di acquisizione.....	25
2.2.3.1 Scintillatori.....	25
2.2.3.2 CCD.....	28
2.2 Metodo di ricostruzione tomografico.....	29

CAPITOLO 3 - Apparato sperimentale.....	34
3.1 I componenti del sistema tomografico.....	34
3.1.1 Il tubo a raggi X.....	36
3.1.2 Sistema di movimentazione.....	38
3.1.3 Il sistema di acquisizione delle immagini.....	39
3.1.3.1 Lo scintillatore.....	43
3.1.3.2 La camera CCD.....	44
3.1.4 Il sistema di collimazione a singola fenditura.....	46
3.1.4.1 Il limitatore.....	47
3.1.4.2 Pre-collimatore.....	48
3.1.4.3 Post-collimatore.....	49
3.1.5 La postazione di controllo.....	50
3.2 Set-up sperimentale.....	51
3.2.1 Campione da analizzare.....	52
3.2.2 Allineamento componenti sistema tomografico.....	52
3.2.3 Configurazioni di collimazione.....	53
CAPITOLO 4- Caratterizzazione del sistema tomografico.....	54
4.1 Parametri per la caratterizzazione del sistema.....	54
4.1.1 Rapporto segnale rumore.....	54
4.1.2 Modulation transfer function.....	55
4.2 Analisi Caratterizzazione del sistema.....	58

4.2.1 Linearità.....	58
4.2.1.1 Normalizzazione.....	61
4.2.1.2 Parametri linearità.....	64
4.2.2 SNR.....	67
4.2.3 Modulation transfer function.....	73
4.2.3.1 Confronto MTF per “ <i>edge_oggetto</i> ” e “ <i>edge_rivelatore</i> ” in assenza di collimazione.....	81
4.2.3.2 Confronto MTF per “ <i>edge_rivelatore</i> ” per differenti voltaggi in assenza di collimazione.....	83
4.2.3.3 Confronto MTF relative a diversi set-up di collimazione.....	84
4.2.3.4 Considerazioni conclusive su MTF.....	87
CAPITOLO 5 - Analisi delle immagini .....	91
5.1 Analisi delle immagini prodotte.....	96
5.1.1 Analisi degli istogrammi.....	96
5.1.2 Differenza fra l'immagine no coll e le immagini con le altre tipologie di collimazione.....	102
5.1.3 Analisi SNR.....	106
5.1.4 Analisi del contrasto come differenza tra ROI.....	108
5.2 Conclusioni.....	113

CAPITOLO 6 - Progettazione e testing dell'apparato di collimazione a multifenditura.....	115
6.1 Nuovo apparato sperimentale.....	115
6.1.1 Progettazione post-collimatore a multifenditura.....	116
6.1.2 Progettazione pre-collimatore a multifenditura .....	121
6.1.3 Assi di movimentazione verticale.....	124
6.1.4 Limitatori.....	125
6.2 Traslazione verticale di entrambi collimatori.....	126
6.3 Parametri delle acquisizioni tomografiche.....	126
6.4 Analisi dei risultati.....	131
6.4.1 Analisi degli istogrammi.....	132
6.4.2 Analisi del contrasto come differenza tra due ROI.....	137
6.5 Conclusioni.....	138
6.5.1 Confronto fra collimazione a fenditura singola e a multifenditura.....	139
6.5.2 Analisi relative agli istogrammi.....	139
6.5.3 Analisi per mezzo di ROI.....	141
Conclusioni finali.....	142
Bibliografia.....	144

# Abstract

L'obiettivo di questo lavoro di tesi consiste nel progettare, realizzare e testare due collimatori *multi-slit* da applicare ad un sistema tomografico a raggi X con geometria cone-beam, caratterizzato da un voltaggio massimo di 320 kV. I collimatori che verranno realizzati sono un pre-collimatore e un post-collimatore entrambi *multi-slit*. Il fine ultimo è quello di riuscire ad avere un sistema di collimazione che permetta attraverso due sole tomografie di ottenere la ricostruzione dell'intero campione. L'abbattimento del tempo necessario per eseguire l'analisi costituisce il target su cui si basa questa tesi. Successivamente sulle immagini prodotte mediante questo nuovo sistema di collimazione saranno condotte delle specifiche analisi e i risultati saranno confrontati con quelli ottenuti mediante un sistema di collimazione a singola fenditura, anch'esso progettato in questa tesi e appositamente realizzato.

# Introduzione

I tempi necessari per effettuare tomografie a raggi X possono essere anche molto lunghi, quindi si è tentato di ovviare a tale problematica con la progettazione di due collimatori (un pre-collimatore e un post-collimatore) entrambi *multi-slit*. L'idea alla base del progetto è quella di posizionare i due collimatori in modo tale che le fenditure di entrambi siano adeguatamente allineate al momento della tomografia. In questo modo si ottengono delle immagini parziali del campione analizzato, in quanto alcune sezioni dell'oggetto si trovano necessariamente oscurate dal pre-collimatore. Successivamente è prevista la traslazione di una stessa quota per entrambi i collimatori affinché si possa, mediante una seconda tomografia, acquisire le immagini mancanti del campione. Ciò permette di ottenere le immagini complete andando ad unire le informazioni provenienti da entrambe le tomografie.

Il sistema tomografico messo a disposizione per questo progetto, dal dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Alma Mater Studiorum, è costituito da una sorgente a raggi X con un voltaggio massimo di 320 kV e una corrente massima erogabile di 6 mA. La realizzazione delle componenti basate sui progetti realizzati in questa tesi è stata gentilmente condotta dalla ditta Comecer di Castelbolognese (RA). Il campione indagato per testare il sistema di collimazione è un componente automotive in alluminio fornito dalla Magneti Marelli all'Università di Bologna affinché potesse essere analizzato mediante un sistema tomografico industriale per andare ad individuare eventuali difetti nella struttura interna.

In particolare nel primo capitolo viene dapprima introdotta una classificazione delle radiazioni e successivamente si passa a descrivere in dettaglio le interazioni delle radiazioni ionizzanti con la materia. Infine vengono approfonditi i concetti di sezione d'urto e coefficiente di attenuazione lineare. Nel secondo capitolo sono introdotti i componenti di un generico sistema tomografico e si inizia a parlare in dettaglio di quelle che sono le fasi del metodo di ricostruzione tomografico. Nel terzo capitolo sono dapprima descritti gli specifici componenti del sistema con il quale si è lavorato in questa tesi, quindi vengono enunciate le particolari configurazioni di collimazione adottate e successivamente viene presentato il campione analizzato in questo esperimento. In merito al capitolo quattro inizialmente vengono introdotti a livello teorico i parametri principali mediante i quali si è condotta l'analisi riguardante le prestazioni del sistema di imaging digitale nelle quattro differenti configurazioni di collimazione. Successivamente si

affrontano i paragrafi che trattano le indagini vere e proprie basate sull'analisi della linearità e sul calcolo sia dell'SNR che dell'MTF. Nel capitolo cinque sono presentate le analisi effettuate sulle immagini tomografiche, ottenute per diversi set-up di collimazione. Nell'ultimo capitolo, il sesto, viene trattata la progettazione del collimatore *multi-slit* e sono condotte alcune tipologie di analisi sulle tomografie ottenute mediante lo stesso apparato di collimazione.

Infine vengono esposte le conclusioni di questo lavoro di tesi.

# CAPITOLO 1

## Interazione delle radiazioni ionizzanti con la materia

Le radiazioni ionizzanti, così denominate in quanto sono in grado di provocare la ionizzazione degli atomi o delle molecole nel mezzo attraversato, possono essere “classificate” in base a due modalità differenti. Per quanto riguarda la prima distinguiamo fra:

- **radiazioni corpuscolari:** costituite da particelle subatomiche cariche ( $\alpha$ ,  $\beta$ , protoni e ioni) e neutre (neutroni) che si muovono con elevate energie cinetiche;
- **radiazioni elettromagnetiche:** (fotoni X e  $\gamma$ ) prive sia di massa che di carica elettrica, che nel vuoto si propagano alla velocità della luce.

Per quanto riguarda la seconda modalità di suddivisione si hanno :

- **radiazioni direttamente ionizzanti:** particelle cariche quali elettroni, protoni, particelle  $\alpha$  e ioni che interagiscono direttamente con gli atomi del mezzo che attraversano e la cui energia cinetica risulta sufficiente per produrre ionizzazione per collisione;
- **radiazioni indirettamente ionizzanti:** particelle prive di carica elettrica, quali neutroni e fotoni, che, interagendo con la materia, possono mettere in moto particelle direttamente ionizzanti o causare reazioni nucleari.

Tale classificazione è riassunta nella seguente tabella.

T A B E L L A 1		Prima modalità di suddivisione		Seconda modalità di suddivisione	
	Denominazione	Corpuscolari	Elettromagnetiche	Direttamente ionizzanti	Indirettamente ionizzanti
Tipologie	$\alpha$	fotoni X	elettroni	neutroni	
	$\beta$		protoni		
	protoni	fotoni $\gamma$	particelle $\alpha$	Fotoni X e $\gamma$	
	ioni		ioni		
	neutroni				

# 1.1 Interazione dei raggi X con la materia

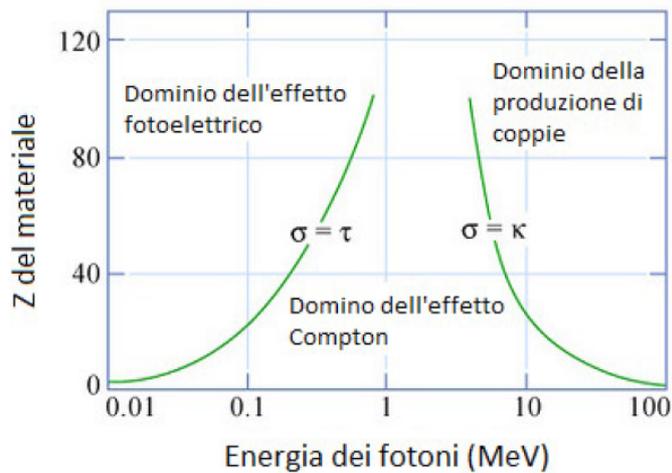
I raggi X sono radiazioni indirettamente ionizzanti e, quindi, durante l'interazione con la materia cedono la loro energia a particelle cariche secondarie. Nel corso dell'attraversamento di uno spessore di materiale, esiste la probabilità che il singolo fotone del fascio sia assorbito, causando la diminuzione del numero (intensità) dei fotoni del fascio in uscita. Le interazioni possibili sono:

- l'effetto fotoelettrico
- lo scattering Compton
- la diffusione di Rayleigh o coerente
- la creazione di coppie
- l'effetto fotonucleare.

Nella seguente tabella vengono indicati i singoli effetti in relazione alla quantità di energia persa e allo specifico bersaglio colpito.

<b>TABELLA 2</b>				
		<b>Perdita di energia nell'interazione</b>		
		<b>Totale</b>	<b>Parziale</b>	<b>Nulla</b>
<b>Bersaglio</b>	<b>Elettrone orbitale</b>	Effetto fotoelettrico	Scattering Compton	Scattering Coerente
	<b>Nucleo</b>	Fotoreazioni nucleari		
	<b>Campo elettromagnetico del nucleo</b>	Produzione di coppie		

La sezione d'urto per una specifica interazione dipende dal numero atomico degli atomi urtati, dall'energia dei fotoni e dalla natura del materiale del bersaglio. Nella successiva immagine viene mostrata la probabilità d'interazione per i tre effetti principali, ovvero quello fotoelettrico, il Compton e la produzione di coppie, in funzione dell'energia e del numero atomico.



*Illustrazione 1: Domini di predominanza degli effetti fotoelettrico, Compton e della produzione di coppie nell'interazione dei fotoni con la materia.*

Da questa immagine deduciamo che l'effetto fotoelettrico risulta dominante per basse energie del fotone, lo scattering Compton predomina nella regione centrale e la creazione di coppie assume importanza ad energie più elevate. Inoltre si constata che l'intervallo in cui l'effetto Compton è dominante tende a diminuire al crescere del numero atomico  $Z$ .

La sezione d'urto fornisce la misura della probabilità di interazione tra i fotoni e gli atomi del materiale attraversato. Tale parametro, indicato con la lettera greca  $\sigma$ , 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. Si quantifica la sezione d'urto totale considerando il contributo di tutti gli effetti:

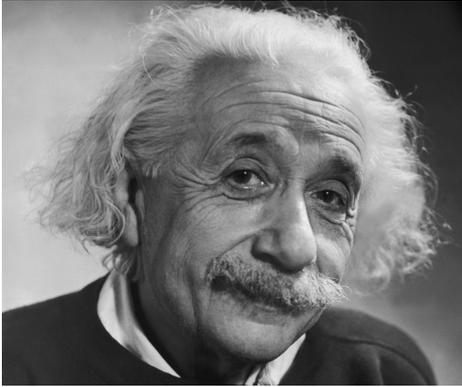
$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{e.f.}} + \sigma_{\text{inc.}} + k + \sigma_{\text{coer.}} + \sigma_{\text{nuc.}}$$

Nella seguente tabella sono riportati tutti i parametri adottati nella precedente formula con i relativi significati.

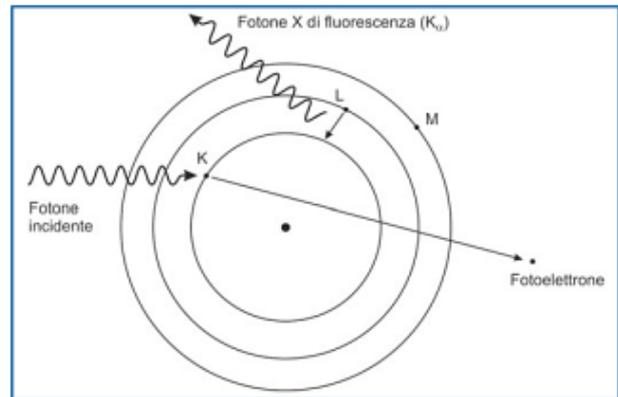
<b>TABELLA 3</b>	
<b>Parametri utilizzati</b>	<b>Corrispondenti significati</b>
$\sigma_{\text{e.f.}}$	Sezione d'urto relativa all'effetto fotoelettrico
$\sigma_{\text{inc.}}$	Sezione d'urto relativa all'effetto Compton
$k$	Sezione d'urto relativa alla produzione di coppie
$\sigma_{\text{coer.}}$	Sezione d'urto relativa alla diffusione coerente
$\sigma_{\text{nuc.}}$	Sezione d'urto relativa all'effetto fotonucleare

## 1.1.1 Effetto fotoelettrico

La teoria dell'effetto fotoelettrico fu formulata nel 1905 da Albert Einstein il quale, grazie ad essa, ricevette il premio Nobel per la Fisica nel 1921.



*Illustrazione 3: Einstein, fisico tedesco naturalizzato svizzero e statunitense (Ulma 1879 - Princeton, New Jersey, 1955).*



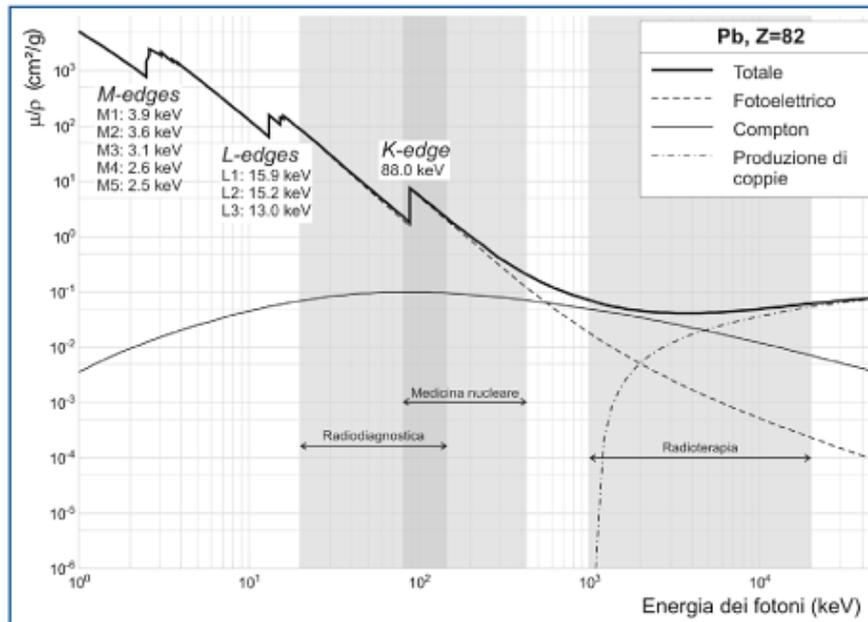
*Illustrazione 2: Effetto fotoelettrico*

Come è possibile vedere dall'illustrazione 3, il fenomeno riguarda l'espulsione di un elettrone atomico causata da un fotone. La condizione necessaria affinché tale fenomeno possa avvenire è che l'energia del fotone sia maggiore di quella di legame dell'elettrone interessato dall'interazione (tipicamente un elettrone interno K o L). Una volta che la collisione è avvenuta, il fotone scompare e la sua energia viene completamente trasmessa all'elettrone espulso, la cui energia finale  $K_e$  è quindi

$$K_e = h\nu - E_1$$

dove con  $h\nu$  si indica l'energia del fotone e con  $E_1$  l'energia di legame dell'elettrone dell'atomo. In seguito all'espulsione del fotoelettrone viene lasciata una vacanza in un orbitale atomico, successivamente occupata da un elettrone atomico appartenente ad un'orbita a maggiore energia. Tale processo viene accompagnato dall'emissione di un fotone X di fluorescenza. È noto che la probabilità che un fotone di energia  $E_\gamma$  subisca effetto fotoelettrico è proporzionale a  $Z^4/E_\gamma^3$ . Ne consegue che tale effetto risulta predominante per basse energie dei fotoni e per  $Z$  elevati del materiale attraversato.

La probabilità che i fotoni incidenti subiscano effetto fotoelettrico al variare dell'energia degli stessi, presenta delle discontinuità (altrimenti dette edge) ben visibili nella seguente immagine.

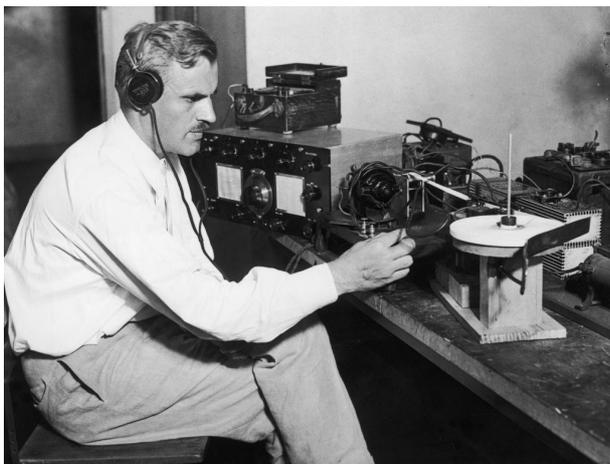


*Illustrazione 4: Coefficiente di attenuazione massico del piombo in funzione dell'energia. Le discontinuità (edge) nella curva relativa all'effetto fotoelettrico corrispondono alle energie di legame degli elettroni K,L e M.*

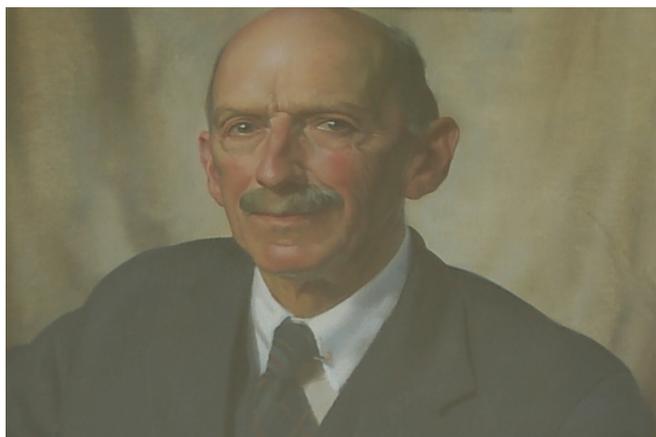
Tali discontinuità si riscontrano in corrispondenza delle energie di legame degli elettroni nei vari orbitali. A titolo di esempio il K-edge per un dato materiale viene a trovarsi in corrispondenza dell'energia di legame degli elettroni K. È bene notare che fotoni con energia inferiore al K-edge non possono subire effetto fotoelettrico sugli elettroni K a causa del fatto che non dispongono dell'energia sufficiente per espellerli dall'atomo. Inoltre tale argomentazione è valida anche per gli L-edge e gli M-edge.

## 1.1.2 Effetto Compton

Arthur Holly Compton, fisico statunitense, dal 1920 professore presso la Washington University in Saint Louis e dal 1923 professore emerito all'università di Chicago, fu dedicato per la maggior parte della sua vita allo studio dell'interazione dei raggi X con gli elettroni. In particolare nel 1923 si imbatté in un effetto che prese il suo nome e per il quale nel 1927 fu insignito del premio Nobel per la Fisica assieme a C.T.R. Wilson: l'effetto Compton.



*Illustrazione 6: Arthur Holly Compton*



*Illustrazione 5: C.T.R. Wilson*

Il fenomeno si esplica nell'urto anelastico di un fotone su di un elettrone atomico. Nella maggior parte dei casi vengono coinvolti elettroni poco legati all'atomo, ovvero quelli presenti negli orbitali più esterni e per i quali l'energia di legame si assume trascurabile rispetto a quella del fotone incidente. A causa della collisione l'elettrone viene espulso dall'atomo e il fotone risulta diffuso ad un angolo differente da quello con il quale era giunto sull'elettrone. In conseguenza del fatto che parte dell'energia iniziale del fotone è stata trasferita all'elettrone durante l'urto, l'energia finale del fotone risulterà minore di quella iniziale. Si registra una predominanza dell'effetto Compton ad energie “intermedie”, inoltre la sezione d'urto risulta proporzionale a  $Z$ .

Si supponga che sia la quantità di moto che l'energia cinetica dell'elettrone siano inizialmente nulle e inoltre che la direzione di propagazione del fotone incidente (la cui energia è  $h\nu$ ), risulti parallela all'asse  $x$ . Dopo che si è verificato l'urto, il fotone e l'elettrone si trovano ad essere diffusi rispettivamente ad angoli  $\theta$  e  $\Phi$ . A questo punto imponendo la conservazione

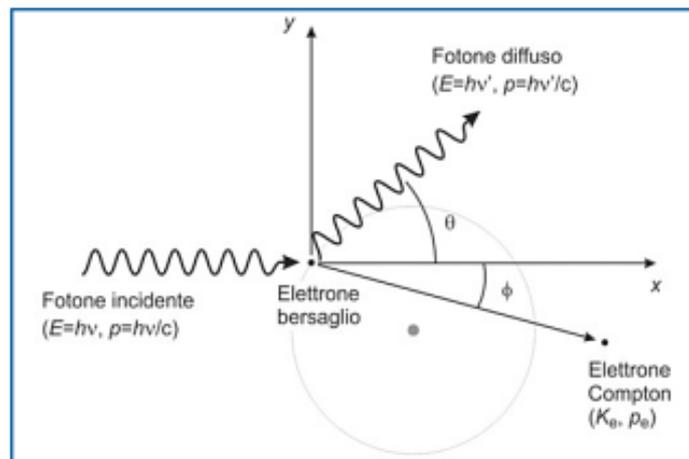
dell'energia e della quantità di moto, si ottiene la seguente relazione tra energia iniziale, energia finale e angolo di diffusione del fotone:

$$hv' = \frac{hv}{1 + \left(\frac{hv}{m_e c^2}\right)(1 - \cos\theta)}$$

dove con  $hv$  e  $hv'$  si intende l'energia del fotone rispettivamente prima e dopo l'urto. Per quanto riguarda l'energia cinetica dell'elettrone, invece, questa è data da:

$$E_e = hv - hv' = hv \left[ \frac{\gamma(1 - \cos\theta)}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \right]$$

dove  $\gamma = hv/mc^2$



*Illustrazione 7: Effetto Compton*

La distribuzione angolare dei fotoni diffusi alle basse energie risulta 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 emessi sempre ad angoli minori di 90°.

## 1.1.3 Diffusione Rayleigh

Il processo fu studiato per la prima volta dal fisico britannico John W. Strutt, terzo Barone di Rayleigh e premio Nobel per la Fisica nel 1904, al fine di studiare le interazioni della radiazione solare con le molecole d'aria.

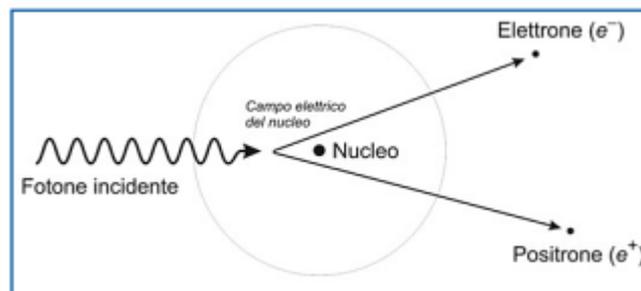


*Illustrazione 8: John W. Strutt terzo Barone di Rayleigh*

Tale fenomeno, chiamato anche diffusione coerente, ha luogo nelle condizioni in cui l'energia dei raggi X risulta minore di quella di legame degli elettroni e si esplica nell'urto elastico di fotoni di bassa energia con gli atomi. In conseguenza dell'urto viene prodotta una piccola deviazione del fotone rispetto alla direzione di incidenza senza però che ci sia cessione di energia all'atomo. La sezione d'urto risulta essere proporzionale a  $Z^{2.5}(h\nu)^{-2}$  e, di conseguenza, è maggiore per materiali ad elevato numero atomico.

## 1.1.4 Produzione di coppie

In questo processo (come è possibile vedere dall'illustrazione 9) un fotone, interagendo con il campo elettrico di un nucleo atomico, dà luogo ad una coppia elettrone-positrone.



*Illustrazione 9: Produzione di coppie.*

Il fenomeno risulta in accordo con la relazione di Einstein  $E=mc^2$ , secondo la quale si può avere

trasformazione di energia in materia e viceversa. Dopo che si è venuta a costituire la coppia, il fotone, siccome ha ceduto completamente la sua energia alle particelle create, scompare. Esiste una condizione necessaria affinché il processo si possa verificare, ovvero l'energia del fotone incidente deve essere maggiore o uguale all'energia a riposo delle due particelle create:

$$h\nu \geq m_e c^2 + m_e c^2 = 2m_e c^2 = 1022 \text{ keV}$$

La produzione di una coppia  $e^+e^-$  viene quindi definita come un processo a soglia in quanto, qualora l'energia dei fotoni incidenti fossero inferiori a 1022 keV, il processo non potrebbe verificarsi perché l'energia disponibile sarebbe inferiore alla massa-energia della coppia elettrone-positrone. Nel caso limite, in cui l'energia del fotone fosse uguale a quella di soglia, le particelle prodotte avrebbero entrambe energia cinetica e quantità di moto nulle, mentre la quantità di moto, appartenente al fotone incidente, sarebbe trasferita al nucleo. Come mostrato nell'illustrazione 1, la probabilità di avere la produzione di coppie diventa significativa ad energie assai più alte della soglia. Inoltre l'energia in eccesso è convertita nelle energie cinetiche sia dell'elettrone che del positrone e ripartita in maniera tale da rispettare la conservazione dell'energia e della quantità di moto totali.

## 1.1.5 Effetto Fotonucleare

Affinchè si verifichi l'effetto fotonucleare è necessario che un fotone incidente disponga di un'alta energia (superiore ad alcuni MeV) in modo tale che possa sfuggire all'interazione con la nube elettronica e con il campo di forza del nucleo. Si tratta di un'interazione che ha luogo direttamente con il nucleo, il quale viene portato ad uno stato eccitato con conseguente emissione di un protone o un neutrone. Le energie utilizzate nelle applicazioni tomografiche fanno sì che si possano trascurare le produzioni di coppie e l'effetto fotonucleare, tenendo invece in considerazione l'effetto fotoelettrico, la diffusione coerente e lo scattering Compton.

La Tomografia a medio-alte energie (fino a 450 keV) viene utilizzata prevalentemente in ambito industriale e, in tali circostanze, i meccanismi principali di interazione con la materia risultano essere l'assorbimento fotoelettrico e l'effetto Compton, mentre la diffusione di Rayleigh ha un'importanza minore rispetto ai due meccanismi precedentemente citati e viene spesso trascurata in quanto il fotone diffonde senza un'apprezzabile perdita di energia. La produzione di coppie e le reazioni fotonucleari invece non sono possibili dal punto di vista energetico.

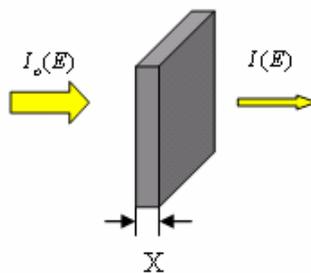
## 1.2 Sezione d'urto e coefficiente di attenuazione lineare

Si consideri un fascio di fotoni monocromatico di energia  $E$  che incida su di una lastra omogenea di un materiale qualsiasi. Dopo il passaggio attraverso il materiale di spessore  $dx$ , il rapporto tra  $dI$  (l'intensità rimossa dal fascio mediante lo scattering e l'assorbimento) e l'intensità iniziale  $I$  è data da:

$$\frac{dI(E, x)}{I(E, x)} = -\sigma(E) n dx$$

Dove  $\sigma(E)$  è la sezione d'urto totale e  $n$  è il numero di atomi per unità di volume. Il prodotto di  $\sigma(E)$  per  $n$  è definito coefficiente di attenuazione lineare  $\mu(E)$ , il quale rappresenta la probabilità di interazione per unità di lunghezza del percorso. Integrando quest'ultima equazione si ottiene l'intensità di fotoni trasmessi  $I(E)$  per un "pencil beam" monocromatico di fotoni dopo il passaggio attraverso uno spessore di materiale  $X$  (vedi illustrazione 10):

$$I(E) = I_0(E) e^{-\int_0^X \mu(x, E) dx} \quad \text{legge di Lambert-Beer}$$



*Illustrazione 10: Attenuazione di un fascio di fotoni attraverso un materiale di spessore  $X$ .*

Per energie fino a 450 keV, il coefficiente di attenuazione lineare è dato dalla somma dei coefficienti di attenuazione parziali relativi all'effetto fotoelettrico  $\tau(E)$ , all'effetto Compton  $\sigma_c(E)$  e alla diffusione di Rayleigh  $\sigma_{\text{coer}}(E)$ :

$$\mu(E) = \tau(E) + \sigma_c(E) + \sigma_{\text{coer}}(E)$$

Nel caso di un fascio policromatico, come quello prodotto da un tubo a raggi X, l'equazione diventa:

$$I = \int_0^{E_{\text{max}}} I_0(E) e^{-\int_x \mu(x, E) dx} dE$$

dove  $E_{\text{max}}$  rappresenta l'energia massima dei fotoni del fascio.

# CAPITOLO 2

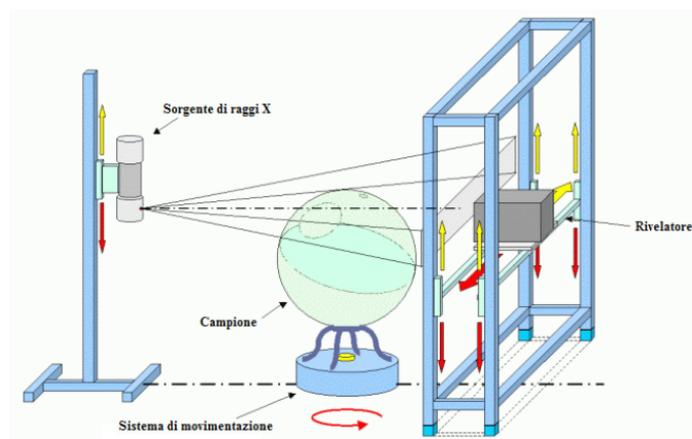
## La Tomografia Computerizzata con raggi X

La tomografia computerizzata (dall'inglese *Computed tomography*), conosciuta anche come Tomografia Assiale Computerizzata, è una tecnica radiologica che, mediante l'interazione dei raggi X con la materia, fornisce informazioni inerenti la morfologia e la composizione interna dell'oggetto investigato. Tale tecnica è basata sull'acquisizione di immagini radiografiche da più angoli e, grazie a specifici algoritmi matematici, permette di ricostruire le sezioni trasversali del campione analizzato, le cosiddette *slice*. Con l'utilizzo di opportuni software di rendering 3D è poi possibile ottenere delle rappresentazioni tridimensionali dell'oggetto tomografato ed operare tagli virtuali del volume ricostruito.

### 2.1 Componenti di un sistema tomografico

Gli elementi principali che compongono un sistema tomografico sono:

- una sorgente di raggi X
- un sistema di movimentazione del campione
- un rivelatore digitale
- un software per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati.



*Illustrazione 11: Rappresentazione schematica di un apparato tomografico*

## 2.1.1 Sorgente di raggi X

A seconda delle diverse tipologie di sorgenti che vengono utilizzate si hanno delle profonde differenze sulle prestazioni del sistema. Come mostrato nella seguente tabella, in base alle energie impiegate, se ne possono distinguere tre in particolare.

<b>TABELLA 4</b>	
<b>Sorgente</b>	<b>Range energetico</b>
Tubo a raggi X	5-600 keV
Luce di sincrotrone	5-100 keV
Acceleratore lineare	2-15 MeV

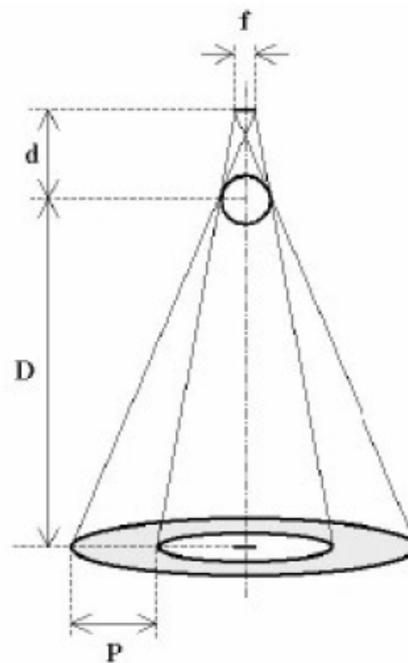
Le sorgenti migliori di raggi X risultano essere i sincrotroni di ultima generazione, perchè sono in grado di fornire fasci monocromatici, flussi ingenti, immagini la cui risoluzione risulta essere particolarmente considerevole (anche inferiore al micrometro) e un elevato rapporto segnale rumore. Tuttavia i sincrotroni, a differenza dei tubi a raggi X, non sono sorgenti trasportabili in situ e ciò rappresenta una chiara limitazione al loro utilizzo. I tubi a raggi X per applicazioni industriali sono costruiti per poter avere elevate prestazioni e lunghi tempi di esposizione (dell'ordine anche di diverse ore).

Un parametro fondamentale da tenere in considerazione è il cosiddetto “focal spot” o macchia focale, ovvero l'effettiva dimensione della regione dell'anodo dalla quale viene emesso il fascio. Minore è il focal spot e più nitida risulta l'ombra radiografica dell'oggetto prodotta dal fascio di raggi X sul rivelatore. In conseguenza di macchie focali estese, invece, si viene a creare una penombra o “source unsharpness”, le cui dimensioni sono calcolabili mediante la seguente formula:

$$P = f \frac{D}{d}$$

Nella seguente tabella sono riportati tutti i parametri, adottati nella precedente formula e mostrati nell'illustrazione 12, con i corrispettivi significati.

<b>TABELLA 5</b>	
<b>Parametri utilizzati</b>	<b>Corrispondenti significati</b>
P	Penombra
f	Dimensione effettiva macchia focale
D	Distanza oggetto-piano immagine
d	Distanza sorgente-oggetto



*Illustrazione 12: Penombra causata dalle dimensioni reali del punto focale di una sorgente di raggi X.*

In conseguenza del fatto che i raggi del fascio non sono paralleli, si ottiene una magnificazione dell'oggetto. Si ricorda che la dimensione della penombra risulta legata alla magnificazione dalla seguente equazione:

$$P = f (M-1)$$

Se ne deduce che l'effetto penombra, altrimenti detto *blurring*, diviene sempre maggiore all'aumentare della magnificazione e che, a parità del parametro  $M$ , è proporzionale alle dimensioni della macchia focale  $f$ . Risulta quindi necessario ricercare un compromesso tra l'ingrandimento dato dal fattore di magnificazione e la perdita di nitidezza. Al fine di ottenere un'elevata risoluzione spaziale (una penombra ridotta), si utilizzano tubi a raggi X denominati microfoco, caratterizzati da una macchia focale dell'ordine di pochi  $\mu\text{m}$  in modo tale da aumentare il fattore di magnificazione e ottenere un effetto di *blurring* trascurabile. Un'alternativa ai microfoco sono i nanofoco che sono dotati di punti focali dell'ordine di  $0,5 \mu\text{m}$ . Nel caso dei tubi microfoco e nanofoco, la corrente risulta essere dell'ordine di pochi mA e la tensione massima, invece, non supera i 150 kV. Mediante l'utilizzo di questi tubi si ottengono tomografie computerizzate di piccoli oggetti con elevata risoluzione spaziale. Per quanto riguarda invece i tubi per utilizzi industriali, caratterizzati da tensioni che raggiungono i 600 kV, si utilizzano tubi ad anodo raffreddato e, in questi casi, la corrente può raggiungere diversi mA.

Collimando in maniera opportuna la sorgente di raggi X si possono ottenere fasci di forma differente: pencil beam, fan beam oppure cone beam.

## **2.1.2 Sistema di movimentazione**

È composto da una base rotativa e/o da un secondo asse meccanico che permetta di modificare la quota del campione da analizzare. In merito alla base rotativa, tale apparecchiatura risulta indispensabile per poter acquisire il set di radiografie a diversi angoli necessario per ottenere la ricostruzione tomografica, mentre per quanto riguarda la strumentazione adibita alla traslazione verticale, questa può anche non essere presente.

## 2.1.3 Sistema di acquisizione

Viene utilizzato per misurare l'intensità dei raggi X trasmessi dopo che questi hanno interagito con il campione da analizzare. Oggigiorno si ha a disposizione un'elevata gamma di sistemi con proprietà profondamente differenti tra loro: è possibile operare una prima distinzione in merito al metodo di rivelazione, nello specifico si hanno due differenti tipologie:

- metodo di rivelazione diretto
- metodo di rivelazione indiretto.

Nel primo caso la radiazione X crea direttamente un segnale elettrico che risulta proporzionale all'intensità del fascio incidente, mentre, nel secondo caso, si ha innanzitutto la conversione in luce visibile della radiazione X, ottenuta per mezzo di uno scintillatore e, solo successivamente, quest'ultima viene letta da un rivelatore digitale.

Seguono due paragrafi dove saranno dettagliatamente trattati sia gli scintillatori che le camere CCD, in quanto proprio tali strumenti sono stati utilizzati per lo svolgimento di questa tesi.

### 2.2.3.1 Scintillatori

Gli schermi scintillatori sono costituiti da materiali i quali, quando sono investiti dalla radiazione X, riescono ad assorbirla e, quindi, comportano l'emissione di impulsi di luce, visibile o ultravioletta, in tempi brevi e in quantità proporzionale all'intensità della radiazione incidente. Oltre allo scintillatore si ha la necessità di disporre di un sistema atto alla conversione di energia luminosa in segnale elettrico. Il processo che comprende l'assorbimento dell'energia da parte del materiale scintillatore e la conseguente riemissione sotto forma di luce è denominato luminescenza. In conseguenza dell'assorbimento dell'energia, il cristallo acquisisce uno stato di energia maggiore dal quale decade dopo un certo tempo, con conseguente emissione di fotoni a minore energia e con lunghezza d'onda nella banda del visibile, ovvero i cosiddetti fotoni di scintillazione, successivamente rivelati dal sensore CCD. In relazione al tempo di diseccitazione si possono

distinguere due tipologie di luminescenza riportate nella seguente tabella.

<b>TABELLA 6</b>	<b>Luminescenza</b>	
	<b>Tipologia</b>	<b>Tempi</b>
	Fluorescenza	$t < 10^{-8} - 10^{-6} \text{ s}$
Fosforescenza	$t > 10^{-6} \text{ s}$	

I processi mediante i quali si ha luminescenza si differenziano a seconda della tipologia dello scintillatore. I materiali scintillatori si distinguono infatti in organici ed inorganici. Per quanto riguarda la prima categoria, il processo di fluorescenza si genera da transizioni nella struttura dei livelli energetici di una singola molecola. Si possono avere scintillatori organici in forma di cristalli, liquidi, solidi o plastici: essi si caratterizzano per la risposta assai veloce quantificabile nell'ordine dei nanosecondi. In merito agli scintillatori inorganici, invece, questi sono costituiti da materiali isolanti composti da cristalli di sali inorganici caratterizzati da piccole impurità che fungono da attivatori del processo di luminescenza. A titolo di esempio si ricorda lo ioduro di sodio attivato al tallio NaI(Tl).

Per la spiegazione del processo di scintillazione si fa riferimento alla teoria a bande dei solidi. Il fotone primario fa in modo che gli elettroni della banda di valenza saltino nella banda di conduzione e, durante il processo di diseccitazione, ritornino nella banda di valenza. Qualora il materiale fosse puro, il fotone emesso durante il processo di diseccitazione sarebbe caratterizzato da un'energia troppo elevata e non apparterebbe, quindi, all'intervallo di energia del visibile. Le impurità attivatrici introdotte creano degli stati eccitati all'interno della banda proibita; in tal modo l'elettrone, in conseguenza della diseccitazione, passa attraverso questi stati intermedi emettendo fotoni di energia nell'intervallo del visibile. Inoltre le impurità fanno sì che il problema dell'auto-assorbimento venga ridotto. La probabilità di riassorbimento del fotone risulta infatti assai bassa in quanto il gap energetico tra lo stato eccitato e lo stato fondamentale dell'attivatore, è diverso dal gap tra la banda di conduzione e la banda di valenza. È bene ricordare che uno scintillatore ideale dovrebbe essere trasparente alla luce emessa.

Nel campo dell'imaging il materiale scintillante con maggiore efficienza di scintillazione è lo ioduro di cesio attivato al tallio, CsI(Tl), con struttura ad aghi. Tale materiale infatti, mediante la sua struttura cristallina, riesce ad ottenere un'elevata risoluzione in conseguenza del fatto che fornisce la

possibilità di incanalare molto bene la luce prodotta. Nonostante ciò, per via dei costi elevati, risulta più diffuso l'ossisolfuro di gadolinio attivato al terbio ( $Gd_2O_2S:Tb$ ), altrimenti denominato GOS. Tale scintillatore risulta caratterizzato da un'elevata efficienza di assorbimento del fosforo che comporta un livello assai basso di rumore. Analizzando le prestazioni del GOS, si evidenzia una risoluzione inferiore rispetto a quelle del cesio, sebbene le differenze diminuiscano per strati sottili. Il GOS è impiegato sia per rivelatori di elevate dimensioni e di utilizzo frequente, che per rivelatori con strati sottili le cui dimensioni risultano ridotte.

Nella seguente immagine vengono mostrate le principali caratteristiche di alcuni materiali scintillanti.

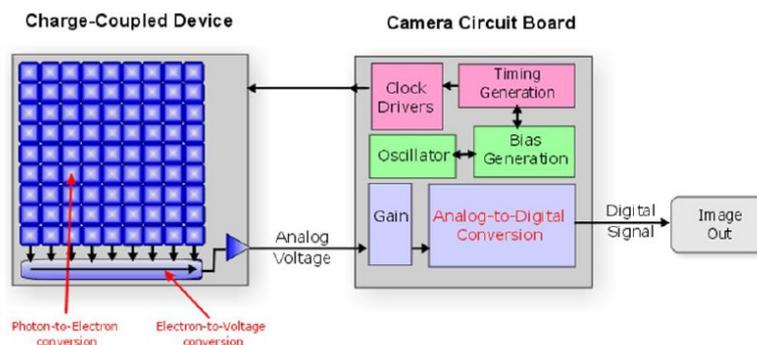
<i>Scintillator</i>	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	n	Peak emiss. [nm]	Decay time [ $\mu$ s]	Light output [ph/MeV]	Radiation hardness [rad]	Hygroscopic/ mech. treatment
CsI (Na)	4.51	1.84	420	0.63	38500	$<10^6$	yes/good
CsI (Tl)	4.51	1.80	550	0.9	59000	$<10^6$	slightly/good
NaI (Tl)	3.67	1.85	415	0.23	38000	$10^2$	yes/good
BGO ( $Bi_4Ge_3O_{12}$ )	7.13	2.15	480	0.3	8000	$10^5$	no/very good
GSO ( $Gd_2SiO_5$ )	6.71	1.9	440	0.06	8000	$>10^8$	no/bad
GOS ( $Gd_2O_2S$ )	7.34	2.2	510	3			no/good
CWO ( $CdWO_4$ )	7.9	2.25	470 540	20	14000	$10^6$	no/bad
LSO ( $Lu_2SiO_5$ )	7.4	1.82	420	0.04	25000	$>10^7$	no/acceptable
GS1 glass	2.64	1.58	395	0.055	4000	$10^5$	no/good
TB2 glass	2.64	1.58	550	3.5	6000	$\approx 10^6$	no/good
(Y,Gd) <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :Eu	5.9		611	1000	19000		
Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Pr	7.3		513	3	21000		

*Illustrazione 13: Caratteristiche di alcuni materiali scintillanti.*

Un'altra tipologia di scintillatore è la fibra ottica scintillante, FOS, costituita da un nucleo interno denominato "core" e dal "cladding", un rivestimento trasparente. L'indice di rifrazione dei materiali dei due componenti è diverso e, in particolare, quello del *cladding* è minore rispetto a quello del *core*. La propagazione della luce all'interno del core avviene per riflessioni multiple entro un cono di apertura caratterizzato da un angolo denominato "angolo di *trapping*". Utilizzando tali dispositivi, è possibile ottenere un'elevata risoluzione spaziale.

## 2.2.3.2 CCD

Il Charge-Coupled-Device è un dispositivo ideato nel decennio del 1970 presso i laboratori di Murray Hill nel New Jersey (USA). Si tratta di un circuito integrato composto da migliaia o milioni di elementi fotosensibili, detti pixels, di forma quadrata o rettangolare, reciprocamente isolati, posti su di uno strato di silicio e disposti in una matrice bidimensionale. In merito al segnale di uscita del CCD, questo è dato da una serie di impulsi proporzionali alla quantità di luce incidente su ogni pixel. Tali impulsi possono essere utilizzati direttamente in forma analogica, ad esempio con il fine di riprodurre un'immagine su di un monitor, oppure possono essere digitalizzati e trasformati, quindi, in una sequenza numerica di bit corrispondente ad uno specifico livello di grigio. Ogni singolo pixel risulta costituito da un dispositivo realizzato con tecnologia MOS (metallo ossido semiconduttore) nel quale si raccolgono gli elettroni prodotti per effetto fotoelettrico dai fotoni assorbiti dal silicio. I pixels accumulano quindi una carica elettrica proporzionale all'intensità della radiazione elettromagnetica incidente. I fotoelettroni vengono accumulati in ogni pixel durante la fase di esposizione (processo di integrazione delle cariche) e, quindi, sulla superficie del sensore si viene a formare una mappa elettronica dell'immagine dell'oggetto ripreso. Successivamente avviene il trasferimento della carica accumulata al registro di lettura. Affinché ogni pixel possa trasferire la propria carica ad un altro pixel adiacente, questi risultano accoppiati formando una sorta di registro "a scorrimento". Tale operazione è eseguita andando a variare opportunamente la differenza di potenziale tra i pixels in maniera che il segnale transiti lungo registri verticali da un elemento a quello successivo. Il registro di lettura accumula una riga per volta e quindi trasporta il pacchetto di cariche in modo sequenziale ad un circuito amplificatore interno. In conclusione, ogni pacchetto di carica viene convertito nel potenziale di uscita e successivamente inviato al convertitore analogico-digitale.



*Illustrazione 14: schema di un CCD e sequenza di acquisizione-conversione di un'immagine digitale.*

## 2.2 Metodo di ricostruzione tomografica

L'acquisizione di un numero elevato di proiezioni radiografiche del campione, a diversi angoli, costituisce una scansione tomografica. Al termine della fase di acquisizione si ha quella di ricostruzione, mediante la quale si ottengono le slices, ovvero le diverse sezioni trasversali del campione. Risulta importante sottolineare il fatto che ogni singola slice ricostruita rappresenta una ben precisa immagine bidimensionale la quale, a sua volta, corrisponde ad una determinata sezione interna del campione analizzato. È necessario ricordare che la slice, proprio in conseguenza del fatto che rappresenta una sezione di volume, è caratterizzata da uno spessore non nullo. In merito ai pixels di una slice, si rammenta che essi, in realtà, rappresentano un elemento di volume e vengono quindi più propriamente denominati voxels. Di seguito viene proposta un'immagine in cui si mostra una rappresentazione schematica del metodo tomografico.

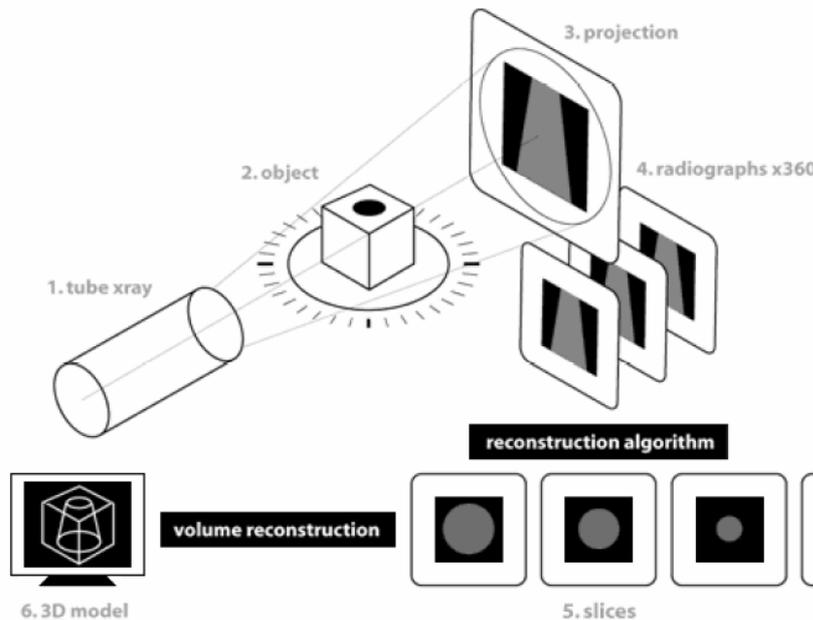


Illustrazione 15: Rappresentazione tomografica del metodo tomografico.

Si ipotizzi di avere un fascio di raggi X paralleli che attraversi un singolo piano dell'oggetto il quale, dopo l'attraversamento, arrivi su di un rivelatore composto da  $n$  elementi. L'intenzione è

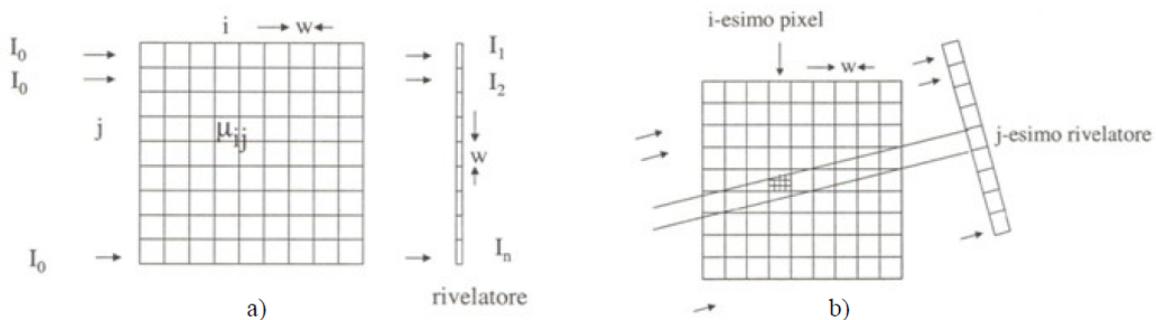
quella di suddividere idealmente la sezione interna del campione, che si ha intenzione di ricostruire, in una griglia di  $n \times n$  pixel, ognuno dei quali ha un coefficiente di attenuazione  $\mu_{ij}$  e dimensioni  $w \times w$  fornite dalla grandezza di un singolo elemento rivelatore, come mostrato nell'illustrazione 16. L'intensità misurata da ogni singolo elemento del rivelatore è data da:

$$I_j = I_0 e^{-|\mu_{i_1} + \mu_{i_2} + \dots + \mu_{i_n}|w}$$

dove  $j=1,2, \dots, n$ . Può anche essere scritta come:

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

Tale quantità viene denominata proiezione  $p_j$  e rappresenta l'informazione base per ricostruire l'immagine. Affinché si ottengano tutti i coefficienti  $\mu_{ij}$  risulta necessario possedere altre proiezioni, ricavate mediante la rotazione dell'oggetto (o del sistema sorgente-rivelatore). Nel caso in cui la perpendicolarità tra il fascio parallelo di raggi X e la griglia, in cui è idealmente suddiviso il campione, venga a mancare, il calcolo della proiezione diviene più complesso: difatti i fotoni arrivano sul rivelatore avendo penetrato spessori  $w_{ij}$  differenti da pixel a pixel e dipendenti dalla proiezione come mostrato nella seguente immagine.



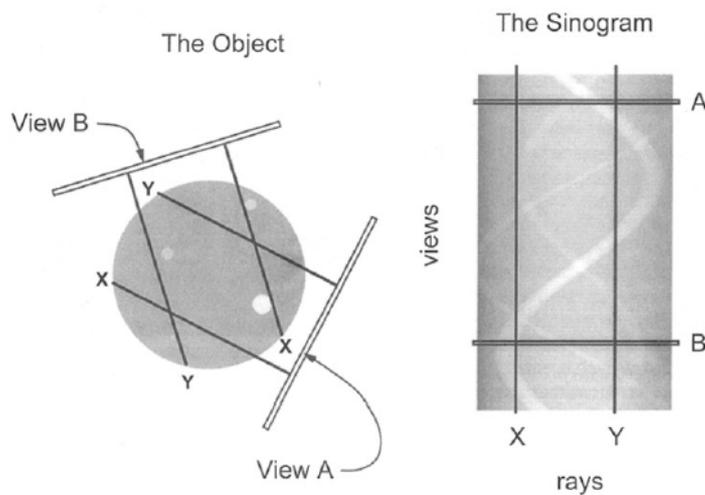
*Illustrazione 16: a) Suddivisione dell'oggetto in pixel. b) Contributo dei pixel sulla j-esima proiezione*

Supponendo di utilizzare un sistema di coordinate  $(x,y)$  per i punti dell'oggetto e  $(r,s)$  per il percorso lineare dei raggi del fascio, quando il sistema risulta ruotato di un angolo  $\phi$  rispetto all'asse  $y$ , le proiezioni  $p_1 \dots p_n$  sono esprimibili come integrale di linea della distribuzione dei coefficienti di

attenuazione  $f(x,y)$ :

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

I dati utilizzati per la ricostruzione di una singola slice sono costituiti da  $m$  acquisizioni a differenti angoli di rotazione  $\varphi$  equispaziati. Ogni acquisizione contiene  $n$  proiezioni a intervalli di  $w$ . Al fine di ottenere un quantitativo sufficientemente elevato di dati,  $m$  deve essere maggiore di  $n$ . Dagli  $n$  pixels delle  $m$  proiezioni radiografiche, si ottiene la matrice  $n \times m$  denominata sinogramma: l'immagine così ottenuta contiene una sinusoide per ognuno dei particolari dell'oggetto e l'ampiezza della suddetta sinusoide è in relazione con la distanza del particolare del centro di rotazione dell'oggetto. Di seguito viene mostrata un'immagine di un oggetto, con il relativo sinogramma.



*Illustrazione 17: Oggetto e suo relativo sinogramma.*

Agli inizi del novecento Radon per primo risolse il problema della determinazione dei valori di una funzione  $f(x,y)$  in un piano a partire dagli integrali di linea. L'algoritmo di retroproiezione permette di proiettare indietro, sul piano della slice, i valori di ogni singola proiezione ai vari angoli. Di seguito viene mostrata un'immagine in cui vengono rappresentate le proiezioni sia nella fase di acquisizione che in quella di retroproiezione.

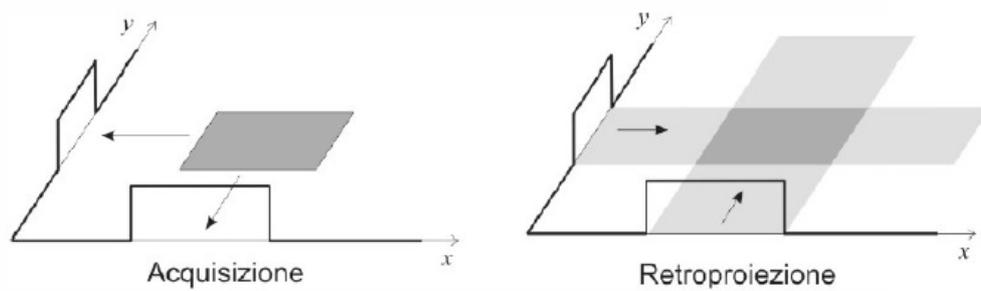


Illustrazione 18: Proiezione nelle due fasi: acquisizione e retroproiezione.

Per ogni pixel i contributi apportati dalle  $m$  proiezioni sono sommati tutti assieme come mostrato dalla seguente formula:

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

dove con

$$\hat{f}(x, y)$$

ci si riferisce alla distribuzione dei coefficienti di attenuazione ottenuti con questo algoritmo. Se, a titolo di esempio, considerassimo la retroproiezione di un oggetto circolare, ogni profilo proietterebbe sul piano una striscia e ciò determinerebbe un artefatto “a stella” come mostrato nella seguente immagine.

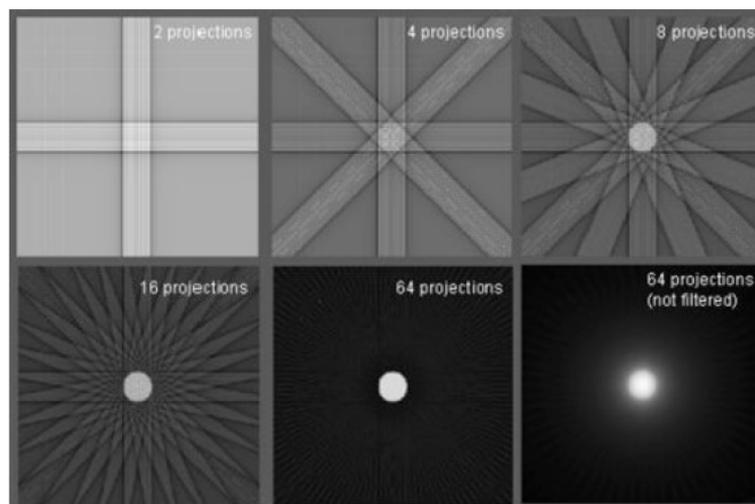


Illustrazione 19: Visualizzazione dell'artefatto a stella per la retroproiezione di un oggetto circolare, all'umentare del numero di proiezioni.

Nel caso in cui il numero delle proiezioni venisse accresciuto, l'artefatto tenderebbe a diminuire, ma, in ogni caso, rimarrebbe un alone attorno all'oggetto con intensità decrescente all'aumentare della distanza dal centro dell'oggetto stesso. Al fine di estinguere tale effetto, si applicano dei filtri alle proiezioni, prima che queste vengano retroproiettate. Si parla in questo caso di retroproiezione filtrata (*filtered backprojection*).

# Capitolo 3

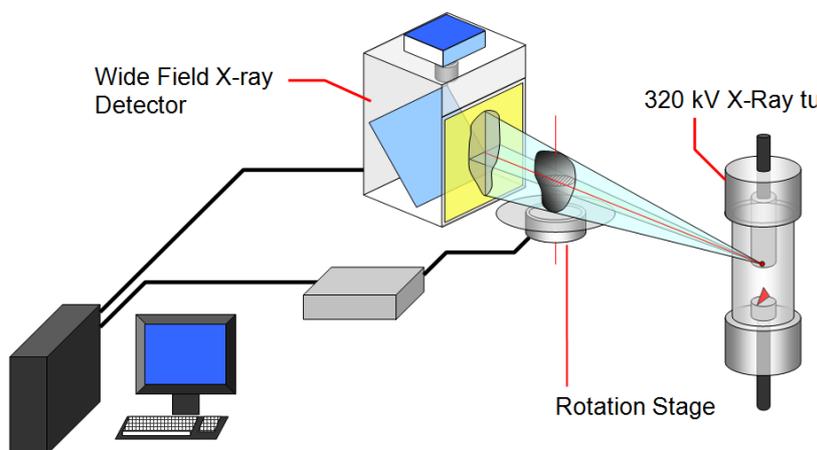
## Apparato sperimentale

In questo capitolo verrà presentato tutto il set-up sperimentale utilizzato per eseguire le indagini tomografiche. Dapprima la discussione sarà incentrata sul funzionamento dell'intero sistema mentre, successivamente, si andranno a descrivere in maniera dettagliata i singoli componenti. Tale set-up sperimentale è stato utilizzato sia per eseguire una caratterizzazione del sistema che per produrre tomografie del campione da analizzare.

### 3.1 I componenti del sistema tomografico

Il sistema tomografico sviluppato nell'ambito del Progetto di ricerca finanziato dal Centro Fermi è costituito da cinque componenti principali:

1. tubo a raggi X
2. sistema di movimentazione dell'oggetto
3. sistema di acquisizione delle immagini
4. sistema di collimazione
5. console di controllo.



Nell'illustrazione 20 viene mostrata una rappresentazione schematica di tutto il sistema tomografico dove, però, vengono omessi i dispositivi di collimazione.

*Illustrazione 20: Rappresentazione schematica del sistema tomografico.*

Dalle illustrazioni 21, 22 e 23 risulta evidente che, fatta eccezione per la postazione di controllo, l'apparato strumentale risulta interamente collocato all'interno del bunker messo gentilmente a disposizione dalla ditta COMECER di Castelbolognese (RA). In particolare, nell'illustrazione 21 viene mostrato il sistema sperimentale, mentre nell'illustrazione 22 si ha una visione dell'intero bunker. Infine nell'illustrazione 23 viene rappresentata la postazione di controllo ubicata all'esterno del bunker e nell'illustrazione 24 la console di controllo della sorgente di raggi X.



*Illustrazione 21: Apparato sperimentale*



*Illustrazione 22: Bunker.*



*Illustrazione 23: Postazione di controllo.*



*Illustrazione 24: Console di controllo del tubo a raggi X.*

### 3.1.1 Il tubo a raggi X

Il modello del tubo utilizzato è il Site X D3206 prodotto dalla I.C.M. Industrial Control Machines s.a.; lo spot focale risulta avere dimensioni pari a 2,5 x 2,5 mm ed è caratterizzato da un range di temperatura operativa che oscilla fra -25 °C e +70 °C. Affinché la sorgente potesse essere posizionata alla quota opportuna, è stata collocata sopra una lastra in plexiglass (100 x 45 cm), la quale a sua volta era sorretta da quattro assi di alluminio alti 31,2 cm avvitati su di essa come mostrato nelle seguenti immagini.



*Illustrazione 25: Tubo a raggi X.*



*Illustrazione 26: Tubo a raggi X e struttura di supporto.*

Nella seguente tabella sono riportate le specifiche tecniche che riguardano il tubo a raggi X.

<b>Caratteristiche</b>	
<b>Prodotto</b>	Industrial Control Machines s.a.
<b>Modello</b>	Site X D3206
<b>Range di voltaggio in output</b>	Tra 90 e 320 kV
<b>Step selezionabili del voltaggio in output</b>	1 Kv
<b>Range della corrente</b>	1-6 mA
<b>Corrente a emissione massima</b>	6 mA
<b>Angolo massimo del fascio di raggi X</b>	60°x40°
<b>Dimensioni macchia focale</b>	2,5 x 2,5 mm
<b>Dimensioni</b>	346 x 831 mm
<b>Peso totale senza anelli di protezione</b>	31 kg

**TABELLA 7**

Questa sorgente, in particolare, è adatta per applicazioni industriali e, di conseguenza, può operare in modalità continua anche se, a causa della non elevata efficienza del sistema di raffreddamento, è possibile tenere il tubo in funzione nella configurazione di potenza massima, vale a dire 320kV e 6mA, per un numero limitato di minuti (circa trenta).

### 3.1.2 Sistema di movimentazione

Il sistema di movimentazione dell'oggetto da tomografare è composto da un asse rotativo prodotto dalla Newport, modello RV120CCHL, e da una piattaforma in plexiglass del diametro di 29,7 cm, avvitata sopra l'elemento cilindrico dell'asse rotativo. Di seguito vengono riportate due immagini relative al sistema di movimentazione.



*Illustrazione 28: Asse rotativo visto dall'alto.*



*Illustrazione 27: Asse rotativo posto innanzi allo scintillatore.*

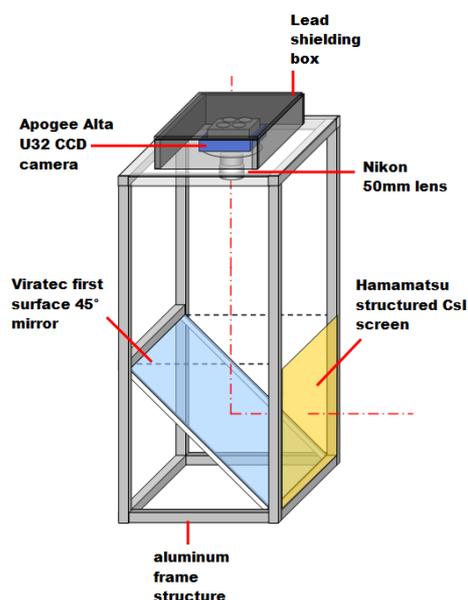
Nella seguente tabella sono riassunte le caratteristiche principali che riguardano la tavola rotativa.

		<b>Caratteristiche</b>
<b>TABELLA 8</b>	<b>Prodotto</b>	Newport
	<b>Modello</b>	RV120CCHL
	<b>Range di spostamento</b>	360°
	<b>Velocità massima di movimento</b>	16°/s
	<b>Incremento minimo di movimento</b>	0,001°
	<b>Massimo peso caricabile</b>	180 kg
	<b>Diametro del cilindro</b>	120 mm
	<b>Diametro della piattaforma</b>	297 mm

### 3.1.3 Il sistema di acquisizione delle immagini

Tale sistema è composto da una scatola a tenuta di luce (la cui rappresentazione schematica è riportata nell'illustrazione 29) che contiene e mantiene allineati, anche attraverso opportuni dispositivi di regolazione, i tre componenti:

1. uno schermo scintillatore
2. uno specchio con inclinazione di  $45^\circ$
3. una camera CCD.

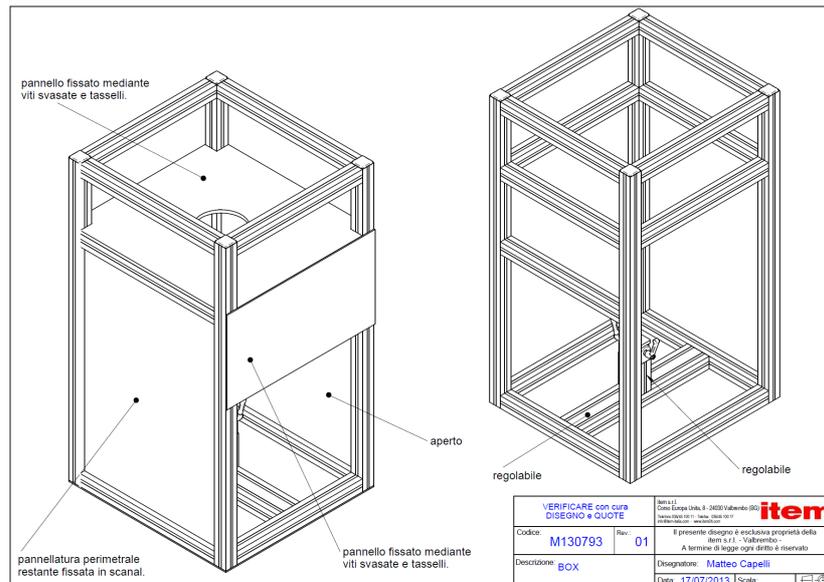


*Illustrazione 29: Rappresentazione schematica della scatola a tenuta di luce.*

Lo schermo scintillatore, colpito dalla radiazione X che attraversa l'oggetto indagato, “converte” questa radiazione, in modo proporzionale all'intensità incidente, in luce visibile captabile dal sensore della camera CCD. Per convogliare la radiazione luminosa verso la camera viene posto uno specchio con un'inclinazione di  $45^\circ$  in modo tale da permettere alla camera di non essere direttamente colpita dal fascio di raggi X riducendo, quindi, la formazione degli outliers (tipologia di rumore dovuta all'interazione diretta dei raggi X con i pixels del sensore). La camera CCD converte la radiazione in un segnale elettronico, successivamente digitalizzato e memorizzato, in modo da ottenere un'immagine digitale. Il campo di vista effettivo del rivelatore dipende non

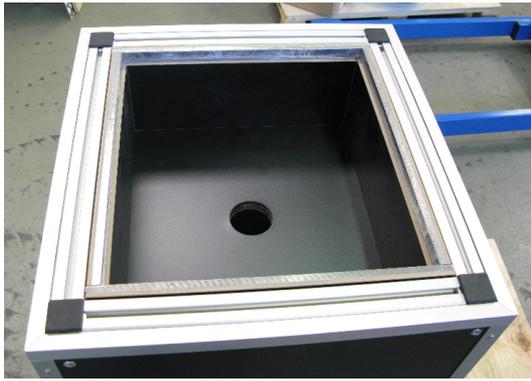
solo dall'obiettivo utilizzato, ma anche dalla distanza di lavoro e dalla dimensione del sensore. In questo specifico caso la scatola a tenuta di luce è stata progettata proprio in funzione del sensore CCD, dell'obiettivo scelto e del campo di vista definito dalle dimensioni dello schermo scintillatore.

Di seguito viene mostrata un'immagine in cui è raffigurato schematicamente il telaio della scatola a tenuta di luce, appositamente progettato e realizzato per il sistema tomografico finanziato dal Centro Fermi.

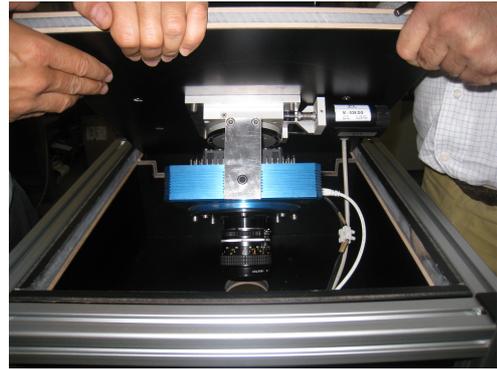


*Illustrazione 30: Telaio della scatola a tenuta di luce.*

Dalla precedente immagine si evince che il telaio della scatola a tenuta di luce ha la forma di un parallelepipedo. Inoltre la sezione adibita alla camera CCD è rivestita da una serie di pannelli in piombo, i quali impediscono parzialmente alla radiazione, che non proviene direttamente dalla sorgente, di colpire la camera CCD. Nella apertura frontale è stato inserito e fissato, tramite delle viti, lo scintillatore, mentre, sulla sommità della scatola a tenuta di luce è presente un altro foro, di forma circolare, appositamente creato per poter inserire l'obiettivo della camera CCD. Nelle illustrazioni 31 e 32 vengono mostrati rispettivamente il foro entro cui inserire l'obiettivo montato sulla camera CCD e la camera stessa all'apertura della scatola a tenuta di luce. Dall'illustrazione 33, invece, si può notare come la camera sia sospesa al coperchio in piombo tramite un fissaggio sull'asse rotativo che permette di regolare l'angolazione della camera rispetto allo schermo scintillatore e quindi di effettuare un corretto allineamento tra questi due componenti.

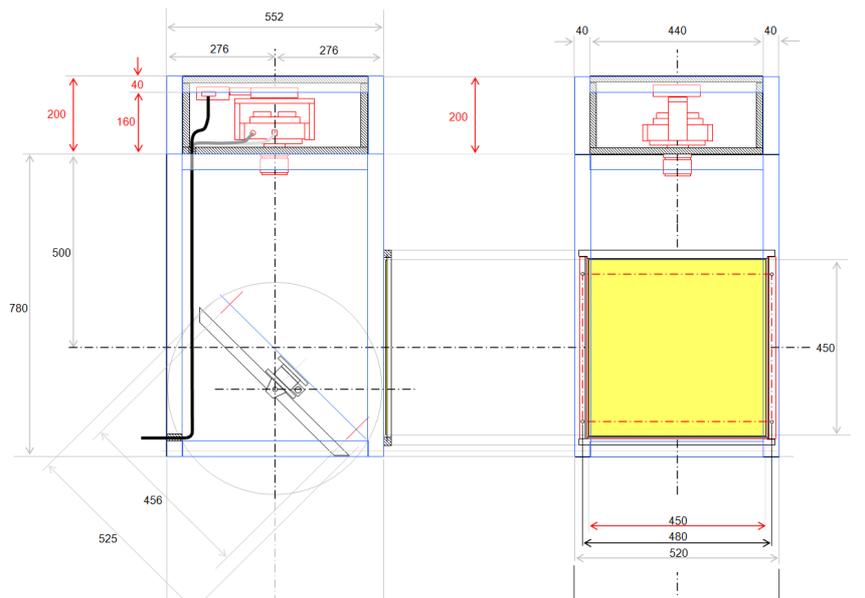


*Illustrazione 31: Foro presente nel telaio della scatola a tenuta di luce.*



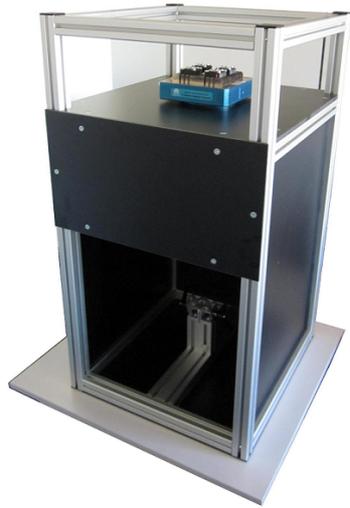
*Illustrazione 32: Camera CCD.*

Di seguito nell'illustrazione 33 viene riportato lo schema di progettazione della scatola a tenuta di luce.



*Illustrazione 33: Schema progettazione scatola a tenuta di luce.*

Tutte le misure sono riportate ed espresse in millimetri. Nell'immagine a sinistra che raffigura il sistema visto di lato si distingue chiaramente la camera CCD posta in alto e lo specchio inclinato al di sotto di essa. Nell'immagine a destra, invece, si ha una schematizzazione del sistema osservato frontalmente. In alto vi è sempre la camera CCD mentre subito sotto, in giallo, si distingue chiaramente lo schermo scintillatore quadrato. Di seguito vengono riportate due immagini relative alla scatola a tenuta di luce. Nella prima in particolare sono stati rimossi lo scintillatore e i pannelli superiori in modo tale da poter osservare quale dovrà essere la posizione finale della camera CCD.



*Illustrazione 34: Scatola a tenuta di luce con camera CCD in mostra.*



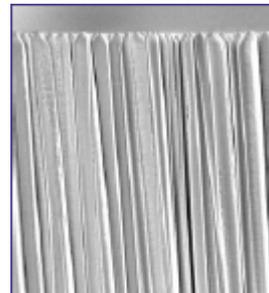
*Illustrazione 35: Scatola a tenuta di luce.*

### 3.1.3.1 Lo scintillatore

Come scintillatore è stato utilizzato uno schermo di tipo ALS, *Aluminum Plate with CsI Scintillator* prodotto dalla Hamamatsu; è inorganico ed è composto da cristalli di Ioduro di Cesio attivato al Tallio CsI(Tl), con struttura ad aghi e di spessore pari a 2 mm. Il supporto dello scintillatore è costituito da una piastra di alluminio di spessore 1 mm. Di seguito vengono riportate le illustrazioni 36 e 37 relative allo scintillatore.



*Illustrazione 36: Scintillatore.*



*Illustrazione 37: Particolare della struttura ad aghi.*

Nella seguente tabella sono riportate le specifiche tecniche che riguardano lo scintillatore ALS Hamamatsu Csl.

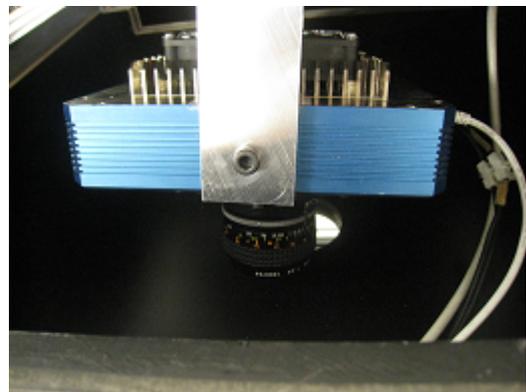
<b>TABELLA 9</b>	<b>Caratteristiche</b>	
	<b>Prodotto</b>	Hamamatsu
	<b>Tipologia</b>	CsI (Tl)
	<b>Dimensioni totali</b>	468 x 468 mm
	<b>Area effettiva</b>	440 x 440 mm
	<b>Spessore</b>	2 mm

### 3.1.3.2 La camera CCD

Il modello utilizzato come camera CCD è l'Alta U9000, prodotto dalla Apogee Imaging Systems (illustrazioni 38 e 39). I singoli pixels quadrati hanno dimensioni pari a 12 micron e sono disposti su di una matrice 3056 x 3056. Di seguito vengono riportate due immagini della camera.



*Illustrazione 38: Camera CCD all'apertura della scatola a tenuta di luce.*

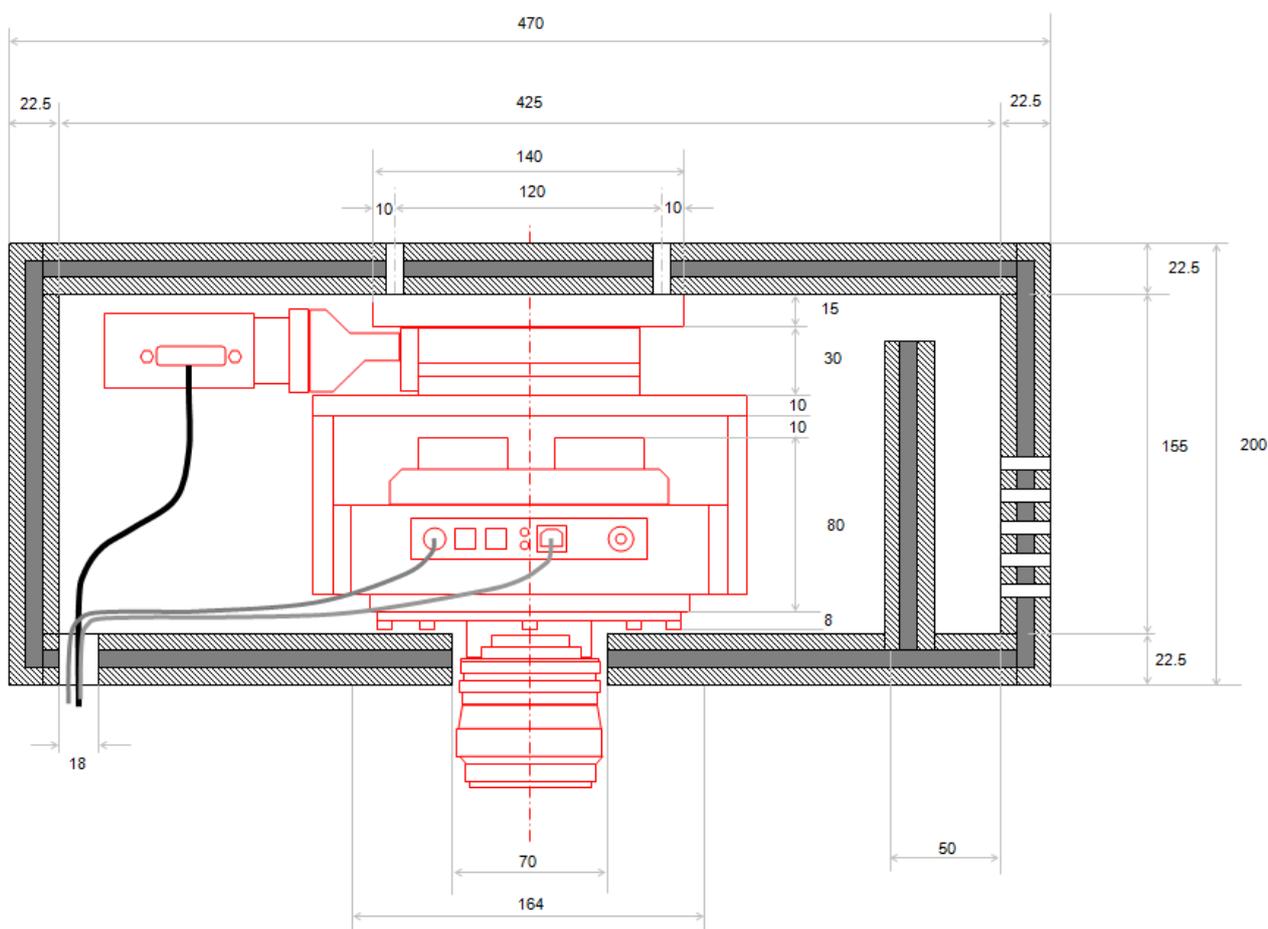


*Illustrazione 39: Camera CCD.*

Nella seguente tabella sono riportate le caratteristiche tecniche della camera CCD Alta U9000.

		<b>Caratteristiche</b>	
		<b>Casa produttrice</b>	Apogee Imaging Systems
<b>TABELLA 10</b>	<b>Modello</b>	Alta U9000	
	<b>Dimensioni matrice</b>	3056 x 3056	
	<b>Dimensione dei pixel</b>	12 x 12 $\mu\text{m}$	
	<b>Area dell'immagine</b>	36,7 x 36,7 mm	
	<b>Diagonale dell'immagine</b>	51,9 mm	

Nell'illustrazione 40 viene riportata una rappresentazione schematica della struttura interna della scatola a tenuta di luce nella sezione adibita alla camera CCD. In grigio è possibile notare il rivestimento in piombo che circonda per intero la camera. Tale rappresentazione schematica è stata particolarmente utile all'ARPA Srl per stabilire le dimensioni esatte delle schermature e per poterle quindi realizzare. Nella piccola apertura in basso a sinistra vengono fatti passare i cavi di alimentazione e di collegamento con il computer. Tutte le misure nell'illustrazione 40 sono espresse in millimetri.



*Illustrazione 40: Rappresentazione schematica della sezione adibita alla camera CCD della scatola a tenuta di luce.*

### 3.1.4 Il sistema di collimazione a singola fenditura

Per la collimazione del fascio di raggi X sono state utilizzate tre differenti tipologie di collimatori (mostrati nella tabella 11), le quali sono state realizzate con l'intento di andare ad indagare gli effetti che queste producono sulla qualità delle immagini.

<b>Sistema di collimazione</b>		
<b>I</b>	Limitatore	
<b>II</b>	Pre-collimatore	
<b>III</b>	Post-collimatore	
<b>TABELLA 11</b>		

### 3.1.4.1 Limitatore

Si è pensato di apporre una struttura di piombo innanzi alla sezione del tubo adibita all'emissione della radiazione. Tale struttura, denominata limitatore, rappresenta una prima modalità di collimazione ed in particolare va a limitare il fascio non appena questo fuoriesce dalla sorgente in quanto non risulta necessario irraggiare una superficie maggiore di quella del rivelatore. In questo modo il limitatore contribuisce alla diminuzione sia del rumore nelle immagini (outliers) che della radiazione diffusa. Si è pensato di progettarlo di forma rettangolare con un foro centrale quadrato di 4,6 cm di lato (illustrazione 41). Le relative dimensioni sono riportate nella tabella 12.

		Dimensioni struttura limitatore		
TABELLA 12	Limitatore	Dimensioni perimetrali	Larghezza	18 cm
			Altezza	12 cm
			Profondità	2 cm
		Foro centrale	Larghezza	4,6 cm
			Altezza	4,6 cm
			Profondità	2 cm
	Telaio in legno	Sbarra di ferro	Larghezza	52,7 cm
			Altezza	5 cm
			Profondità	5 cm
		Piedistalli	Larghezza	3,7 cm
			Altezza	36,4 cm
			Profondità	7,4 cm
Piattaforme poste alla base		Larghezza	17,7 cm	
		Altezza	2 cm	
		Profondità	38 cm	



Tramite una sbarra di ferro e una struttura in legno, appositamente progettate, si è riuscito a posizionare il limitatore alla quota desiderata e in maniera tale che il centro fosse posto di fronte al punto di emissione della sorgente.

### 3.1.4.2 Pre-collimatore

Tale struttura è stata realizzata con il fine di collimare il fascio in modo da investire con il fascio di raggi X soltanto una porzione di oggetto e quindi ridurre la produzione di radiazione diffusa. Si è pensato di realizzare tale collimatore in piombo; inoltre, anche in questo caso, è stato necessario ideare un telaio che permettesse sia di sorreggere il pre-collimatore che di posizionarlo alla distanza voluta dalla sorgente. Tale telaio inoltre permetteva di posizionare il pre-collimatore alla quota opportuna in maniera che il centro della fenditura del pre-collimatore fosse allineata con il centro del campione e con quello della fenditura del post-collimatore. Il pre-collimatore è stato pensato come composto da due lastre di piombo separate, mentre l'intelaiatura era in acciaio. Le dimensioni della struttura e del pre-collimatore stesso sono di seguito tabulate.

		<b>Dimensioni struttura pre-collimatore</b>		
<b>TABELLA 13</b>	<b>Pre-collimatore</b>	<b>Larghezza</b>	40 cm	
		<b>Altezza</b>	24,6 cm	
		<b>Profondità</b>	2 cm	
		<b>Distanza fra le lastre</b>	1 cm	
		<b>Distanza dalla sorgente</b>	999 mm	
	<b>Telaio in alluminio</b>	<b>Base</b>	<b>Larghezza</b>	61,7 cm
			<b>Altezza</b>	19 cm
			<b>Profondità</b>	0,4 cm
		<b>Piedistalli</b>	<b>Larghezza</b>	4 cm
			<b>Altezza</b>	65 cm
		<b>Profondità</b>	4 cm	

Nell'illustrazione 42 viene mostrato frontalmente il pre-collimatore inserito all'interno del suo telaio e poi, nell'illustrazione 43, viene mostrato il pre-collimatore visto di fianco.



*Illustrazione 42: Pre-collimatore inserito nell'apposito telaio.*



*Illustrazione 43: Pre-collimatore posizionato fra l'asse rotativo e la struttura che sorregge la sorgente.*

### 3.1.4.3 Post-collimatore

La funzione specifica del post-collimatore è quella di ridurre la radiazione diffusa prodotta in seguito all'interazione dei raggi X con l'oggetto. Si è progettata una struttura composta da due lastre di piombo separate e la si è posta il più vicino possibile al rivelatore. Di conseguenza non è stato necessario progettare un telaio apposito per questo specifico collimatore, ma le lastre sono state semplicemente appoggiate a contatto con la cornice del rivelatore (la cui profondità è di 12 mm). Di seguito vengono riportate le dimensioni del post-collimatore e due immagini in cui, nella prima di esse, viene mostrato frontalmente il post-collimatore montato di fronte al rivelatore mentre, nella seconda, si hanno il rivelatore e il post-collimatore visti di profilo con l'oggetto posizionato di fronte alle due strutture.

<b>Dimensioni struttura post-collimatore</b>				
<b>TABELLA 14</b>	<b>Post-collimatore</b>	<b>Dimensioni</b>	<b>Larghezza</b>	40 cm
			<b>Altezza</b>	24,6 cm
			<b>Profondità</b>	2 cm
	<b>Distanza fra le lastre</b>		1 cm	



*Illustrazione 45: Post-collimatore.*



*Illustrazione 44: Post-collimatore con oggetto da analizzare posizionato di fronte*

### 3.1.5 La postazione di controllo

Tramite la postazione di controllo è stato possibile governare l'intero sistema. Nello specifico utilizzando il controller della sorgente (evidenziato in rosso nell'illustrazione 46) si è azionato il tubo a raggi X e mediante il PC si è potuto controllare il sistema di acquisizione (il rivelatore, la tavola rotativa e gli assi sia di regolazione che di movimentazione).



*Illustrazione 46: Postazione di controllo con evidenziata la console di controllo della sorgente.*

La console di controllo per il tubo a raggi X è denominata Site-X SCU 286, dispone di un interruttore per l'accensione della sorgente e di una serratura in cui inserire la chiave che permette l'accensione. Inoltre è fornita di una pulsantiera tramite la quale è possibile attuare la sospensione dell'erogazione della radiazione qualora la sorgente si surriscaldasse eccessivamente (mostrata nell'illustrazione 47).



*Illustrazione 47: Console di controllo della sorgente a raggi X.*

Per gestire la camera e la tavola rotativa si è utilizzato il software Apo Tomography sviluppato dalla Nectar Imaging S.r.l., che è in grado di integrare le funzionalità di camera CCD e dell'asse rotativo in modo da gestire il processo di acquisizione tomografica e quindi acquisire centinaia di immagini in successione ad intervalli angolari ben precisi.

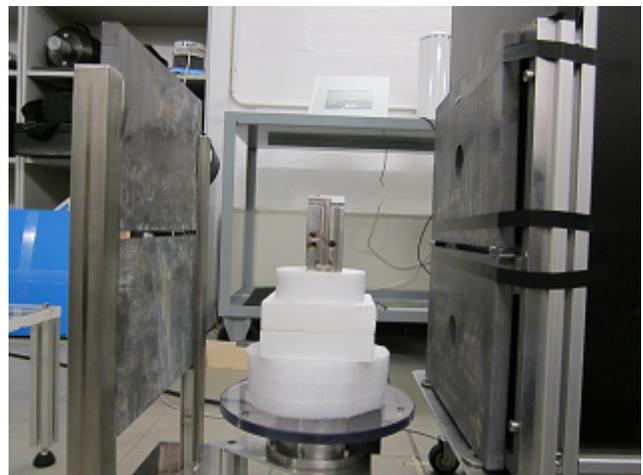
## 3.2 Set-up sperimentale

Per le prove sperimentali presso la ditta COMECER si sono posizionate tutte le strutture secondo le distanze riportate nella tabella 15. Inoltre vengono successivamente mostrate due immagini in cui viene illustrato il set-up sperimentale (illustrazione 48 e 49).

<b>TABELLA 15</b>	<b>Parametri</b>	
	<b>Oggetto-rivelatore</b>	239 mm
	<b>Distanza sorgente-oggetto</b>	1258 mm
	<b>Distanza rivelatore-sorgente</b>	1497 mm



*Illustrazione 48: Set-up sperimentale in cui sono utilizzati il limitatore, il pre-collimatore e il post-collimatore.*



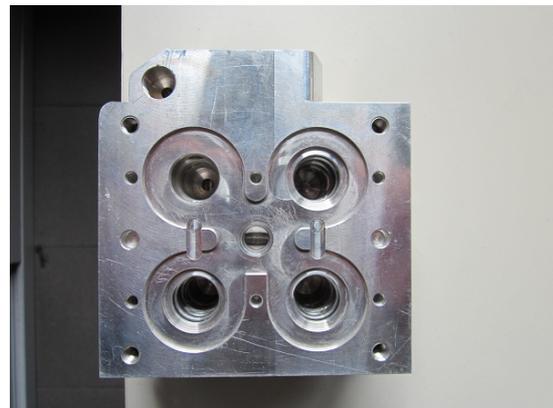
*Illustrazione 49: Campione da analizzare posto fra il pre-collimatore e il post-collimatore.*

### 3.2.1 Campione da analizzare

L'oggetto indagato è un componente automotive di proprietà della Magneti Marelli. Si tratta di una struttura in alluminio di forma approssimativamente quadrata caratterizzata dalla presenza di molti fori (alcuni passanti ed altri ciechi). L'azienda ha consegnato la struttura in alluminio all'Alma Mater Studiorum affinché potesse essere tomografata mediante una sorgente da 320 kV. Di seguito vengono mostrate due immagini dell'oggetto in questione.



*Illustrazione 50: Componente automotive Magneti Marelli visto dall'alto .*



*Illustrazione 51: Componente automotive visto frontalmente*

### 3.2.2 Allineamento componenti sistema tomografico

La procedura di allineamento rappresenta uno step fondamentale nel processo che conduce alla produzione di tomografie in quanto, solamente se il sistema risulta allineato l'algoritmo di retroproiezione restituirà ricostruzioni corrette. Tale operazione teoricamente permette di disporre sullo stesso piano il punto di emissione della sorgente, il centro dell'oggetto da indagare, i centri delle fenditure di tutti i collimatori e il centro del rivelatore. Nello specifico si è utilizzata una piccola sfera di acciaio come punto di riferimento per regolare l'inclinazione del piano di rotazione ed allinearla con il rivelatore.

### 3.2.3 Configurazioni di collimazione

Sono state attuate quattro configurazioni di collimazione ottenute utilizzando il “limitatore”, il pre-collimatore e il post-collimatore. Come si vedrà nei capitoli successivi, sulla base dell'utilizzo delle varie tipologie di collimazione, è stata condotta dapprima un'analisi incentrata sulla caratterizzazione del sistema e, successivamente, per ognuna di esse è stata prodotta una singola tomografia. Quest'ultime sono state denominate tomografia 6, tomografia 7, tomografia 8, tomografia 9 e sono associate alle relative configurazioni come riportato nella seguente tabella.

<b>Configurazioni</b>				
<b>Numerazione</b>	<b>Denominazione</b>	<b>Modalità di collimazione</b>		
		<b>limitatore</b>	<b>pre-collimatore</b>	<b>post-collimatore</b>
<b>I</b>	<b>Tomografia 6</b>	√	√	√
<b>II</b>	<b>Tomografia 7</b>	√	√	
<b>III</b>	<b>Tomografia 8</b>	√		
<b>IV</b>	<b>Tomografia 9</b>	√		√

**TABELLA 16**

# Capitolo 4

## Caratterizzazione del sistema tomografico

Dapprima verranno introdotti a livello teorico i parametri principali mediante i quali si è condotta l'analisi inerente le prestazioni del sistema di imaging digitale nelle quattro differenti configurazioni di collimazione. Successivamente si affronteranno i paragrafi inerenti le indagini vere e proprie basate sull'analisi della linearità e sul calcolo sia dell'SNR che dell'MTF.

### 4.1 Parametri per la caratterizzazione del sistema

Di seguito vengono trattati i parametri specifici utilizzati per la caratterizzazione del sistema, ovvero il rapporto segnale-rumore e la Modulation Transfer Function.

#### 4.1.1 Rapporto segnale rumore

Tale parametro, frequentemente abbreviato mediante la sigla SNR (Signal to Noise Ratio) o S/N, rappresenta una grandezza numerica che permette di mettere in relazione il segnale utile rispetto al rumore in un qualsiasi sistema di acquisizione, elaborazione o trasmissione dell'informazione. Infatti, un sistema che deve trasportare o trattare informazioni, risulta affetto da rumore che, in una certa misura, può essere ridotto, ma mai completamente eliminato. Diviene quindi ovvio che tendenzialmente si tenti di massimizzare tale parametro o, quantomeno, evitare che diminuisca troppo. Il rumore in un rivelatore digitale può essere di due tipologie differenti: la prima è il rumore sistematico dovuto alla non uniformità nella risposta del rivelatore (quando si ha risposta differente in diverse aree del dispositivo di rivelazione), la seconda, invece, è denominata *brigh noise* e si riferisce al rumore prodotto dalle fluttuazioni statistiche nella fase di acquisizione del segnale.

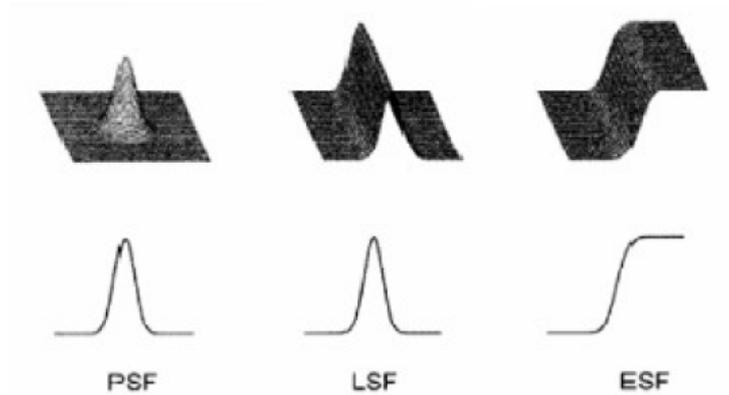
## 4.1.2 Modulation transfer function

Il calcolo della MTF rappresenta un metodo matematico che permette di ottenere una valutazione quantitativa della risoluzione spaziale di un sistema di acquisizione di immagini. Per risoluzione spaziale si intende la misura della capacità di un sistema di riconoscere particolari molto piccoli vicini tra loro; tale proprietà risulta soggetta alla geometria di acquisizione, alla dimensione della macchia focale del tubo, alla dimensione e al numero dei pixels, allo scintillatore e all'obiettivo. Nel caso in cui nell'oggetto siano presenti dettagli di dimensioni inferiori alla risoluzione del sistema, questi risultano sovrapposti nell'immagine e quindi indistinguibili l'uno dall'altro e, di conseguenza, si ha lo sfocamento. Una valutazione dello sfocamento è fornita dalla Point Spread Function. Si tenga conto del fatto che le immagini sono formate da elementi puntiformi (i pixels) e che un sistema di visualizzazione ideale dovrebbe essere in grado di riprodurre un oggetto puntiforme (come ad esempio un foro le cui dimensioni fossero infinitesime in un piano di materiale completamente assorbente) in un'immagine composta dal solo punto. In realtà tale situazione non può verificarsi, mentre ciò che si ottiene è una distribuzione radiale di intensità, la quale viene matematicamente descritta dalla PSF.

Solitamente, da un punto di vista sperimentale, alla PSF si tende a preferire la Line Spread Function (LSF) la quale descrive l'immagine generata da un oggetto lineare, come ad esempio una fenditura di larghezza infinitesima e lunghezza infinita, in una lastra perfettamente assorbente. Di seguito viene proposta un'immagine in cui sono raffigurate le forme tipiche delle tre funzioni.

La ESF, Edge Spread Function riproduce la risposta del sistema ad un segnale in ingresso rappresentato da una funzione a gradino (vedere prossima immagine) ed è legata alla LSF dalla seguente relazione:

$$LSF = \frac{dESF}{dx}$$



Si definisce l'MTF come il rapporto tra la modulazione del segnale in uscita e di quello in ingresso in funzione della frequenza spaziale ( $u$ ) esprimibile in coppie di linee per millimetro (lp/mm).

$$MTF(u) = \left| \frac{G(u)}{F(u)} \right|$$

In un sistema ideale il rapporto sopra indicato è sempre uguale ad uno, mentre in un sistema reale la funzione non risulta costante in quanto assume valori pari a uno esclusivamente in corrispondenza delle basse frequenze spaziali, le quali coincidono o con oggetti di grandi dimensioni o con aree uniformi, mentre in corrispondenza di oggetti di dimensioni ridotte tende a zero.

La Modulation Transfer Function, pertanto, fornisce la capacità di un sistema di riprodurre le frequenze spaziali specificando qual è il valore della frazione di contrasto che è possibile apprezzare su di un'immagine in funzione della frequenza spaziale considerata. Inoltre, graficando l'MTF in funzione della frequenza spaziale, la qualità del sistema viene rappresentata dall'andamento della curva ed è tanto più elevata quanto più lentamente la curva tende a zero.

La frequenza massima rivelabile dipende dalle caratteristiche costruttive del rivelatore per il

fatto che non si ha a che fare con un segnale continuo, bensì con un segnale campionato con passo di campionamento  $\Delta x$  uguale alle dimensioni dei pixel. In conseguenza di questo fatto si ha come limite massimo la frequenza di Nyquist (si veda la formula di seguito riportata), la quale rappresenta il valore al di sopra del quale la Modulation Transfer Function è uguale a zero.

$$v_n = \frac{1}{2\Delta x} \left[ \frac{lp}{mm} \right]$$

Dal punto di vista matematico la MTF è calcolata sulla base di acquisizioni di segnali in ingresso di forma puntiforme, lineare o a gradino e, utilizzando i metodi dell'analisi di Fourier, la si può esprimere in funzione della LSF:

$$MTF(u) = \frac{\left| \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) e^{-j2\pi ux} dx \right|}{\left| \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) dx \right|}$$

La Modulation Transfer Function vanta una proprietà che in più casi può rivelarsi assai utile, ovvero l'MTF di un sistema è data dal prodotto delle singole MTF dei diversi componenti.

## 4.2 Analisi Caratterizzazione del sistema

In questa sezione verranno introdotte tre tipologie di caratterizzazione del sistema relative ai concetti di linearità di risposta, SNR e MTF.

### 4.2.1 Linearità

Per ognuna della quattro condizioni di collimazione, settando il voltaggio a 300kV, sono state acquisite diciotto immagini a campo vuoto, due per ognuno dei nove valori di corrente selezionati. Difatti per ogni singolo valore di corrente riportato in Tabella 18, al fine di correggere la risposta non uniforme del rivelatore, si è deciso di effettuare la procedura di normalizzazione e, perciò, si sono prelevate due immagini: una a singolo frame e l'altra come media di 8 frames differenti. Il tempo di esposizione della camera CCD è lo stesso nelle condizioni di collimazione pre-post-coll, pre-coll, post-coll, (0,3 s), mentre nella condizione no-coll è di 0,25 s; infatti poiché quest'ultima condizione no-coll non è caratterizzata da un set-up di collimazione, sul rivelatore giunge una maggior quantità di radiazione. Inoltre per ognuna delle 4 differenti condizioni di collimazione è stata prelevata una corrispettiva immagine di dark (immagine ottenuta senza raggi X). Per le acquisizioni è stato utilizzato un binning 3x3 (in modo da ridurre i tempi di acquisizione), ovvero le immagini prodotte avevano dimensioni pari a 1018x1018 pixels. Nelle seguenti tabelle sono riportati tutti i dati appena citati.

<b>TABELLA 18</b>				
<b>Configurazioni pre-post-coll, pre-coll e post-coll.</b>				
<b>Amperaggio</b>	<b>Voltaggio</b>	<b>Tempo di acquisizione</b>	<b>Binning</b>	<b>Frame</b>
1,5 mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
2 mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
2,5 mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
3 mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
3,5 mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
4 mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
4,5mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
5mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
5,5mA	300 kV	0,3 s	3x3	1
				8
-	-	0,3 s	3x3	8

<b>TABELLA 19</b>				
<b>Configurazione no coll</b>				
<b>Amperaggio</b>	<b>Voltaggio</b>	<b>Tempo di acquisizione</b>	<b>Binning</b>	<b>Frame</b>
1,5 mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
2 mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
2,5 mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
3 mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
3,5 mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
4 mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
4,5mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
5mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
5,5mA	300 kV	0,25 s	3x3	1
				8
-	-	0,25 s	3x3	8

## 4.2.1.1 Normalizzazione

Si è proceduto con l'operazione di normalizzazione per correggere la risposta non uniforme del rivelatore. A tale scopo è stato utilizzato il software ImageJ ed è stata applicata la seguente formula:

$$\frac{I_{0,1} - D}{I_{0,8} - D}$$

dove  $I_{0,1}$  è l'immagine acquisita a frame singolo,  $I_{0,8}$  quella ottenuta come media di 8 frame e  $D$  è il dark frame. Si è quindi proceduto, anche in questo caso utilizzando il software *ImageJ*, a selezionare una ROI (le cui dimensioni e coordinate sono riportate nella seguente tabella) in una zona visivamente omogenea dell'immagine ottenuta come differenza tra l'immagine mediata su 8 frames e la corrispondente immagine di dark.

TABELLA 20	Coordinate Roi		Dimensioni Roi	
	X	Y	X	Y
	415-614	561-568	200 pixels	8 pixels

Tramite tale procedimento si è potuto calcolare il valore medio dei livelli di grigio e la relativa deviazione standard presenti all'interno della ROI considerata. Di seguito vengono tabulati tutti i valori ottenuti per le quattro condizioni di collimazione.

<b>TABELLA 21</b>	<b>Pre-post-coll: immagine (I<sub>0,8</sub>-D)</b>		
	<b>Corrente</b>	<b>Livello medio di grigio</b>	<b>Deviazione standard</b>
	1,5 mA	1024	14
	2 mA	1388	17
	2,5 mA	1740	20
	3 mA	2050	20
	3,5 mA	2370	30
	4 mA	2670	30
	4,5mA	2980	40
	5mA	3300	40
5,5mA	3680	40	

<b>TABELLA 22</b>	<b>Pre-coll: immagine (I<sub>0,8</sub>-D)</b>		
	<b>Corrente</b>	<b>Livello medio di grigio</b>	<b>Deviazione standard</b>
	1,5 mA	893	12
	2 mA	1201	17
	2,5 mA	1540	20
	3 mA	1830	30
	3,5 mA	2170	30
	4 mA	2450	30
	4,5mA	2760	40
	5mA	3070	40
5,5mA	3440	50	

<b>TABELLA 23</b>	<b>No coll: immagine (I<sub>0,8</sub>-D)</b>		
	<b>Corrente</b>	<b>Livello medio di grigio</b>	<b>Deviazione standard</b>
	1,5 mA	902	13
	2 mA	1208	18
	2,5 mA	1540	20
	3 mA	1820	30
	3,5 mA	2120	30
	4 mA	2420	40
	4,5mA	2710	40
	5mA	3000	40
5,5mA	3340	50	

<b>Post-coll: immagine (I<sub>0,8</sub>-D)</b>			
<b>TABELLA 24</b>	<b>Corrente</b>	<b>Livello medio di grigio</b>	<b>Deviazione standard</b>
	1,5 mA	1051	14
	2 mA	1387	17
	2,5 mA	1770	20
	3 mA	2110	30
	3,5 mA	2420	30
	4 mA	2740	30
	4,5mA	3050	40
	5mA	3400	40
	5,5mA	3770	40

Si è dunque eseguito il prodotto tra l'immagine risultante dal rapporto di normalizzazione e quest'ultimo valore, ottenendo in questo modo un'immagine normalizzata avente un livello medio di grigio proporzionale all'intensità della radiazione misurata.

Tale procedimento ci permette di utilizzare il set di dati sia per il calcolo delle curve di risposta che per il calcolo del rapporto segnale rumore.

## 4.2.1.2 Parametri linearità

Viene trattato il procedimento per ricavare un unico valore rappresentativo della media dei livelli di grigio e della relativa deviazione standard, presenti all'interno della parte significativa dell'immagine considerata per il calcolo della risposta del rivelatore e del rapporto segnale rumore.

Su ognuna delle nove immagini normalizzate, di ogni serie relativa ad una diversa condizione di collimazione, sono state selezionate dieci ROI ubicate nella zona centrale dell'immagine. Per poter eseguire questa operazione è stato stabilito un range di coordinate sia longitudinale che trasversale riportato nella seguente tabella.

<b>TABELLA 25</b>	<b>Range</b>	
	<b>Longitudinale</b>	<b>Trasversale</b>
	$150 < x < 880$	$556 < y < 575$

Si è deciso di selezionare tre roi a sinistra, tre roi a destra e quattro roi che occupassero la zona centrale dell'immagine ma, ovviamente, sempre entro i limiti imposti dai due range. Mediante tale procedura si sono ottenuti, per ogni singolo valore di corrente, dieci valori numerici (con relative deviazioni standard), ognuno dei quali rappresentava la media dei livelli di grigio presente all'interno della specifica ROI. A questo punto si è effettuata l'operazione di media fra questi dieci valori di livello di grigio e si è calcolata la relativa deviazione standard, ottenendo i dati di seguito tabulati.

<b>Pre-post-coll</b>									
<b>Corrente [mA]</b>	<b>1,5</b>	<b>2</b>	<b>2,5</b>	<b>3</b>	<b>3,5</b>	<b>4</b>	<b>4,5</b>	<b>5</b>	<b>5,5</b>
<b>Media</b>	1024	1351	1711	2046	2347	2668	2991	3319	3665
<b>Dev. std.</b>	10	11	13	14	15	16	17	18	19
<b>TABELLA 26</b>									

<b>pre-coll</b>									
<b>Corrente [mA]</b>	<b>1,5</b>	<b>2</b>	<b>2,5</b>	<b>3</b>	<b>3,5</b>	<b>4</b>	<b>4,5</b>	<b>5</b>	<b>5,5</b>
<b>Media</b>	890	1192	1547	1832	2138	2447	2752	3081	3440
<b>Dev. Std.</b>	10	12	13	15	16	17	18	19	20

**TABELLA 27**

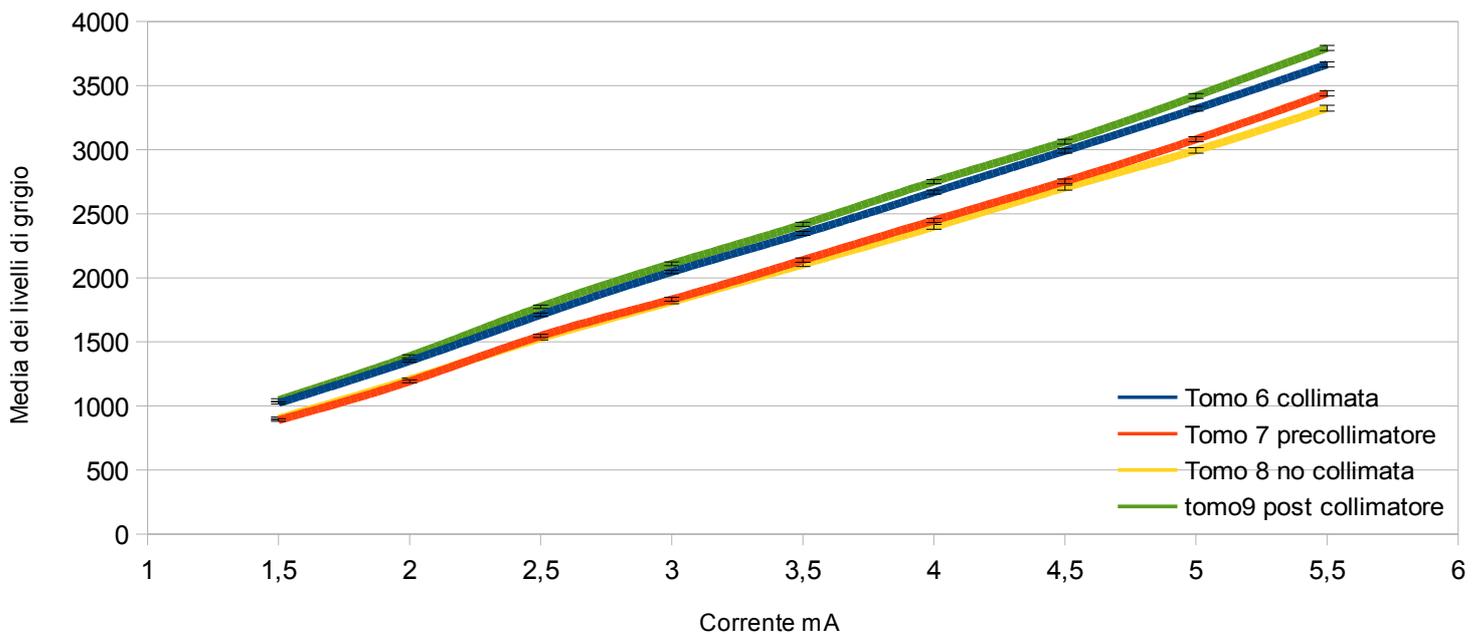
<b>No coll</b>									
<b>Corrente [mA]</b>	<b>1,5</b>	<b>2,0</b>	<b>2,5</b>	<b>3,0</b>	<b>3,5</b>	<b>4,0</b>	<b>4,5</b>	<b>5,0</b>	<b>5,5</b>
<b>Media</b>	902	1206	1529	1813	2105	2398	2700	3000	3320
<b>Dev. Std.</b>	10	13	14	16	17	19	20	20	20

**TABELLA 28**

<b>post-coll</b>									
<b>Corrente [mA]</b>	<b>1,5</b>	<b>2</b>	<b>2,5</b>	<b>3</b>	<b>3,5</b>	<b>4</b>	<b>4,5</b>	<b>5</b>	<b>5,5</b>
<b>Media</b>	1047	1389	1774	2109	2416	2751	3062	3419	3790
<b>Dev. Std.</b>	10	11	13	14	16	17	18	19	20

**TABELLA 29**

Si è quindi provveduto a graficare, per ogni singola condizione di collimazione, i nove valori ricavati dall'operazione di media in funzione della corrente. Tale grafico viene di seguito riportato.



L'errore, su ogni valore di grigio medio, è dato dalla relativa deviazione standard  $e$ , dato che il valore di quest'ultimo parametro risulta in media circa cento volte inferiore, è difficilmente osservabile nel grafico. Dal grafico si evidenzia un chiaro andamento lineare del livello di grigio medio all'aumentare della corrente.

## 4.2.2 SNR

Per ognuno dei quattro diversi set-up di collimazione, a partire dai dati utilizzati per la valutazione della linearità di risposta del rivelatore, è stato possibile calcolare il valore del SNR. I dati relativi a queste operazioni sono di seguito tabulati.

<b>TABELLA 30</b>	<b>Pre-post-coll</b>		
	<b>Corrente</b>	<b>SNR</b>	<b>Errore su SNR</b>
	1,5 mA	107	10
	2 mA	122	12
	2,5 mA	135	16
	3 mA	144	12
	3,5 mA	152	12
	4 mA	160	20
	4,5mA	170	9
	5mA	184	11
5,5mA	190	12	

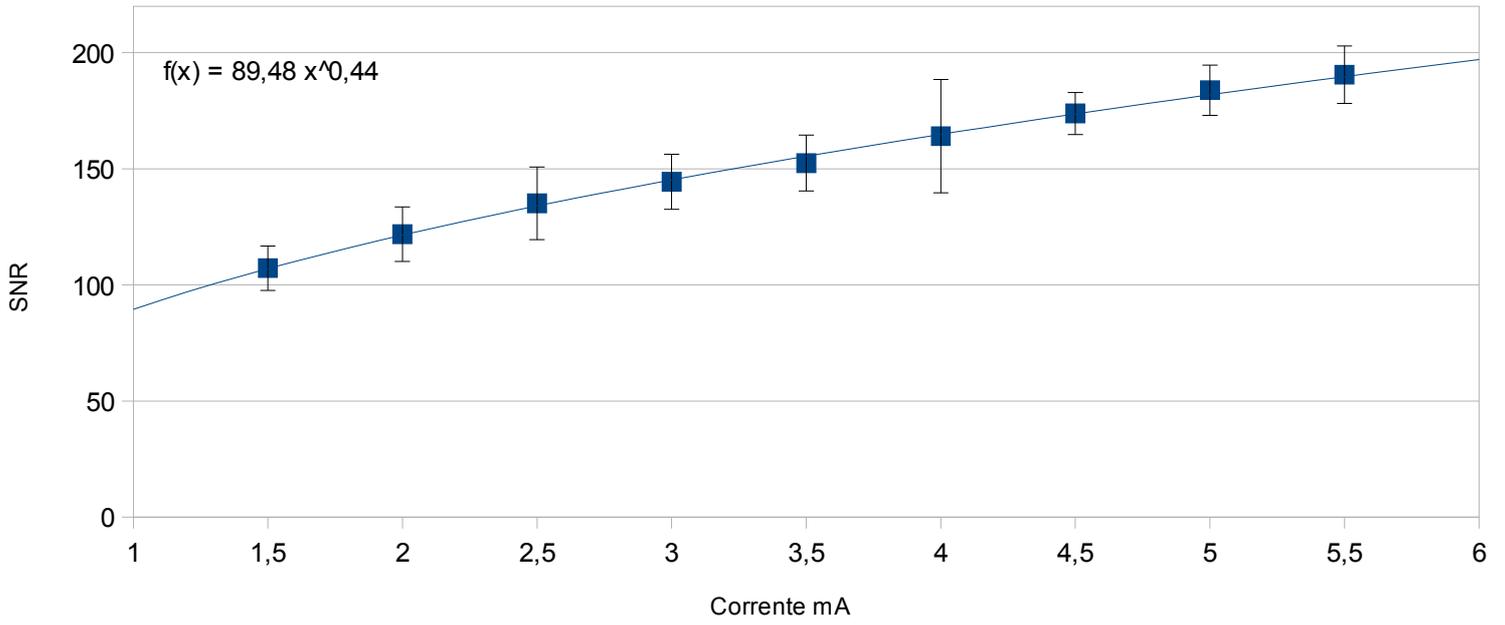
<b>TABELLA 31</b>	<b>Pre-coll</b>		
	<b>Corrente</b>	<b>SNR</b>	<b>Errore su SNR</b>
	1,5 mA	92	11
	2 mA	100	20
	2,5 mA	118	17
	3 mA	120	20
	3,5 mA	130	12
	4 mA	141	17
	4,5mA	150	20
	5mA	160	50
5,5mA	170	40	

<b>TABELLA 32</b>	<b>No coll</b>		
	<b>Corrente</b>	<b>SNR</b>	<b>Errore su SNR</b>
	1,5 mA	90	17
	2 mA	96	19
	2,5 mA	110	20
	3 mA	115	30
	3,5 mA	123	30
	4 mA	128	30
	4,5mA	133	30
	5mA	140	30
5,5mA	150	20	

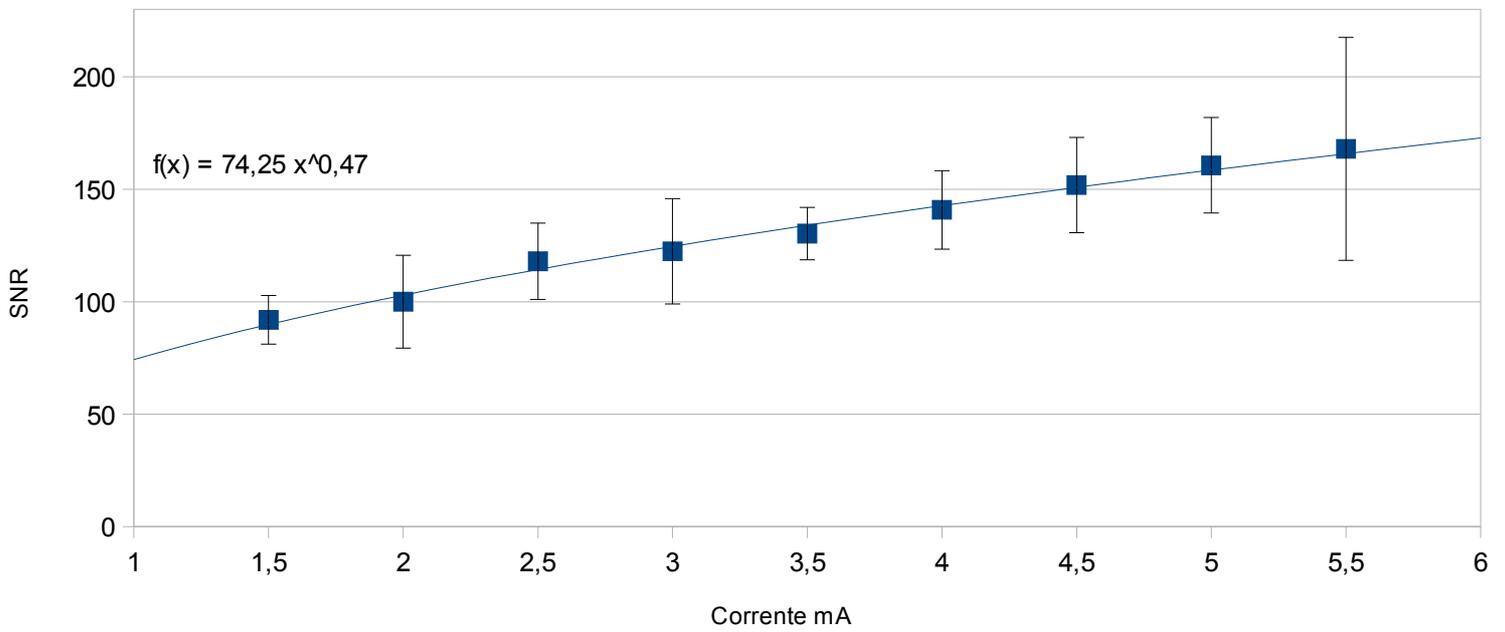
<b>TABELLA 33</b>	<b>Post-coll</b>		
	<b>Corrente</b>	<b>SNR</b>	<b>Errore su SNR</b>
	1,5 mA	107	16
	2 mA	122	15
	2,5 mA	132	14
	3 mA	150	20
	3,5 mA	154	12
	4 mA	170	20
	4,5mA	172	17
	5mA	184	19
5,5mA	190	40	

Successivamente si è provveduto a graficare i valori di SNR ricavati in funzione della corrente ottenendo i seguenti 4 grafici.

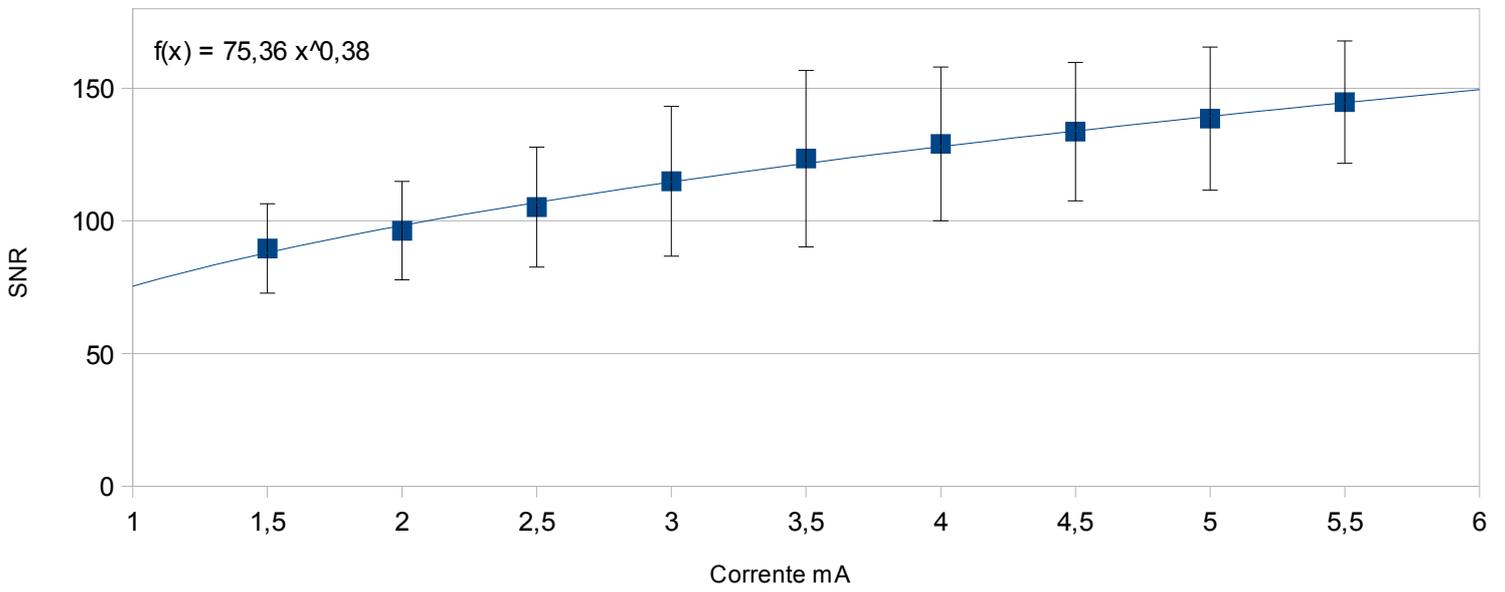
pre-post-coll



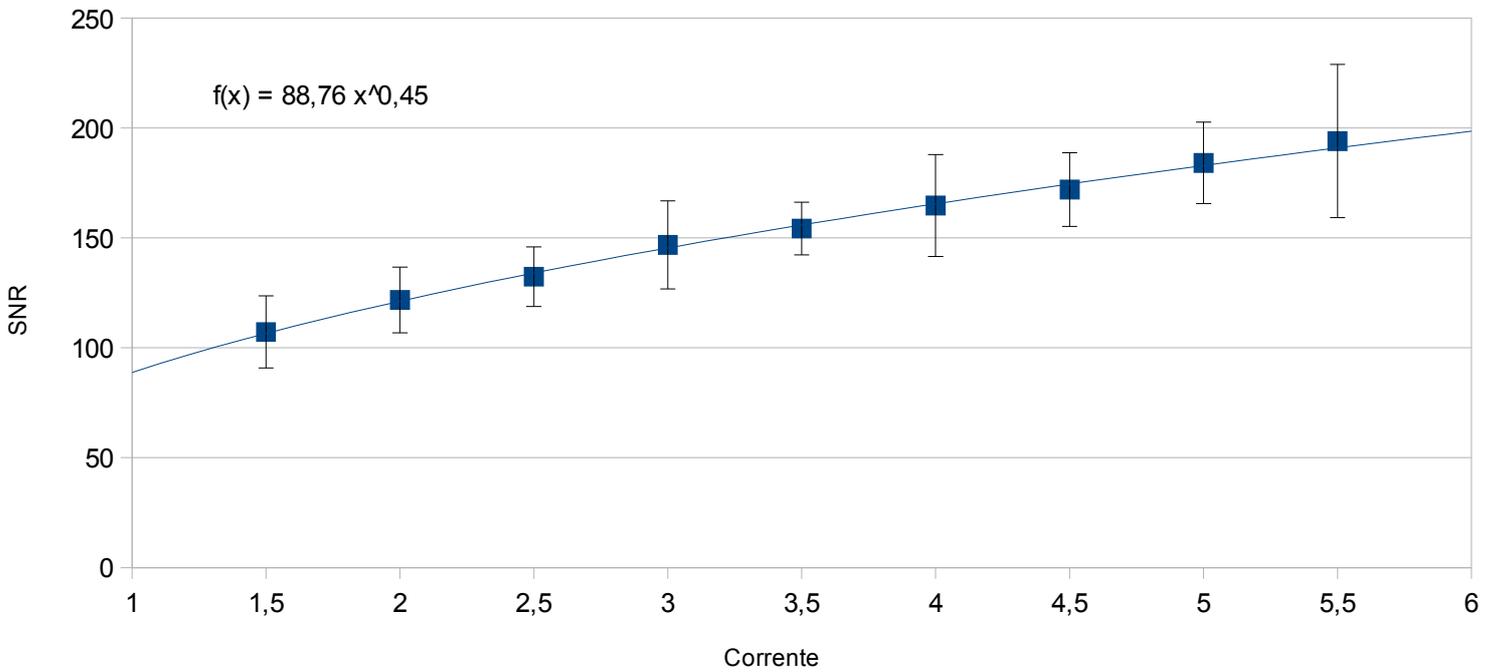
pre-coll



### No coll



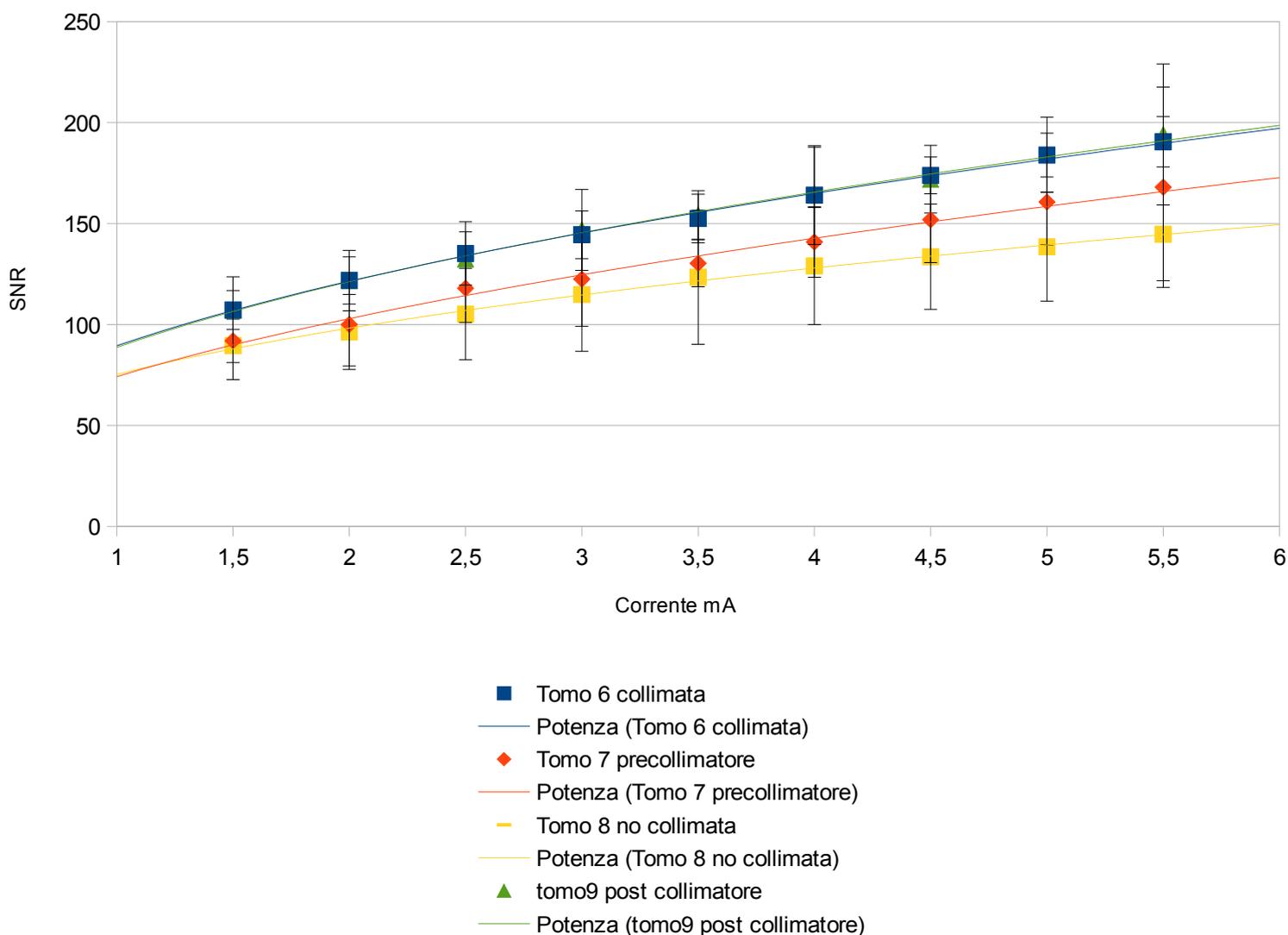
### post-coll



Per quanto riguarda gli errori sull'SNR, questi sono stati valutati calcolando la semidispersione dei valori di SNR relativi a ciascuna delle dieci ROI. Successivamente si sono interpolati i punti con la linea di tendenza di tipo “potenza”. Le equazioni che descrivono le quattro curve hanno tutte esponente compreso fra 0,38 e 0,47 e quindi in sufficiente accordo con il valore atteso teorico di 0,5.

Di seguito sono mostrati in un unico grafico tutti i valori di SNR delle quattro tomografie ottenuti in funzione della corrente.

Dati e linee di andamento dell'SNR in funzione della corrente



Dal confronto tra le diverse curve emerge che nelle configurazioni post-collimatore e pre-post-collimatore i valori del rapporto segnale rumore sono sovrapponibili e superiori rispetto agli altri due casi. Si evidenzia quindi una maggiore capacità del post-collimatore rispetto al pre-collimatore nel ridurre la radiazione diffusa, dovuta in questo caso alle interazioni non con l'oggetto (non presente in queste prove), bensì con altri elementi presenti all'interno nel bunker.

### 4.2.3 Modulation transfer function

In questo paragrafo verranno presentati i risultati dei test effettuati per determinare la Modulation transfer function.

Per quanto riguarda le condizioni di collimazione 6, 7 e 9, in ognuno dei tre casi sono state acquisite tre immagini dell'oggetto (un cilindro di Piombo) e tre immagini a campo vuoto rispettivamente denominate “edge\_oggetto” e “I<sub>0</sub>”. La scelta del cilindro di piombo non è stata casuale: a bassa energia infatti l'MTF viene calcolata usando come edge una lastra sottile di piombo, mentre ad energia più alta, come in questo caso, una lastra di piombo sottile non offre sufficiente contrasto per il calcolo dell'MTF. L'utilizzo di una lastra spessa pone invece il problema del suo allineamento con il centro fascio per evitare effetti di sfuocamento. Si può ovviare a questo problema utilizzando un oggetto cilindrico di raggio opportuno come edge. In questo paragrafo inoltre si è verificato che non vi sia un eccessivo attraversamento del bordo ad alta energia confrontando l'MTF ottenuta a 300 kV con quella ottenuta a 100 kV, ove si ritiene che l'effetto di attraversamento del bordo sia trascurabile o comunque inferiore. Come verrà in seguito mostrato nei risultati infatti le due MTF non differiscono.

Tutte le immagini sono state ottenute selezionando un voltaggio pari 300 kV e una corrente di 2 mA, ma a differenti valori di binning, di tempo di acquisizione e mediate su un differente numero di frames. Tali dati sono presenti nella tabella 34.

<b>Condizioni di collimazione</b>	<b>Parametri</b>	<b>Edge_oggetto</b>			<b>I<sub>0</sub></b>		
		<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>
<b>Pre-post-coll</b>	<b>Voltaggio</b>	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV
	<b>Corrente</b>	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA
	<b>Binning</b>	1x1	2x2	3x3	1x1	2x2	3x3
	<b>Dimensioni pixel [mm]</b>	0,16	0,32	0,48	0,16	0,32	0,48
	<b>Tempo di acquisizione</b>	13 s	2,8 s	1 s	13 s	2,8 s	1 s
	<b>Numero di frames</b>	8	8	8	8	8	8
<b>Pre-coll</b>	<b>Voltaggio</b>	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV
	<b>Corrente</b>	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA
	<b>Binning</b>	1x1	2x2	3x3	1x1	2x2	3x3
	<b>Dimensioni pixel [mm]</b>	0,16	0,32	0,48	0,16	0,32	0,48
	<b>Tempo di acquisizione</b>	13 s	2,8 s	1 s	13 s	2,8 s	1 s
	<b>Numero di frames</b>	4	8	8	4	8	8
<b>Post-coll</b>	<b>Voltaggio</b>	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV	300 kV
	<b>Corrente</b>	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA	2 mA
	<b>Binning</b>	1x1	2x2	3x3	1x1	2x2	3x3
	<b>Dimensioni pixel [mm]</b>	0,16	0,32	0,48	0,16	0,32	0,48
	<b>Tempo di acquisizione</b>	13 s	2,8 s	1 s	13 s	2,8 s	1 s
	<b>Numero di frames</b>	4	8	8	4	8	8

**Tabella 34**

In merito condizione di collimazione no coll, invece, sono state memorizzate dodici immagini dell'oggetto e sei immagini a campo vuoto. Sei delle immagini rappresentanti l'oggetto sono state acquisite ponendo il cilindro di piombo il più possibile vicino al rivelatore senza che però questi venissero fra loro in contatto (la distanza era di 1 mm) e sono state denominate “edge\_rivelatore”, mentre le altre sei immagini sono state ottenute posizionando il campione di piombo sopra la piattaforma rotativa (“edge\_oggetto”). Metà delle immagini denominate rispettivamente “edge\_oggetto” e “edge\_rivelatore” sono state acquisite a 100 kV, mentre le rimanenti immagini a 300 kV. Inoltre per ogni combinazione di tempo di acquisizione, binning e numero di frame mediati

è stata acquisita la corrispondente immagine di dark (vedasi Tabella 35). Ad una distanza minore dal tubo (edge\_oggetto) si ha magnificazione maggiore e quindi unsharpness maggiore ( $U=[M-1] f$ ) in quanto la macchia focale non cambia. Quindi si valuta una perdita di risoluzione conducendo l'analisi con l'oggetto posizionato sulla propria piattaforma.

<b>Dark</b>		
<b>Tempo di acquisizione</b>	<b>Binning</b>	<b>Numero di frames</b>
0,9 s	3x3	8
1 s	3x3	8
2,5 s	2x2	8
2,8 s	2x2	8
11 s	1x1	4
13 s	1x1	4
20 s	3x3	1
60 s	2x2	1
240 s	1x1	1

**TABELLA 35**

<b>Condizione di collimazione</b>	<b>Parametri</b>	<b>Edge_oggetto</b>					
		<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>	<b>VI</b>
<b>No coll</b>	<b>Voltaggio</b>	100 kV	100 kV	100 kV	300 kV	300 kV	300 kV
	<b>Corrente</b>	1,9 mA	1,9 mA	1,9 mA	2 mA	2 mA	2 mA
	<b>Binning</b>	1x1	2x2	3x3	1x1	2x2	3x3
	<b>Dimensioni pixel [mm]</b>	0,16	0,32	0,48	0,16	0,32	0,48
	<b>Tempo di acquisizione</b>	240 s	60 s	20 s	11 s	2,5 s	0,9 s
	<b>Numero di frames</b>	1	1	1	4	8	8

**TABELLA 36**

Condizione di collimazione	Parametri	Edge_rivelatore					
		I	II	III	IV	V	VI
No coll	Voltaggio	100 kV	100 kV	100 kV	300 kV	300 kV	300 kV
	Corrente	1,9 mA	1,9 mA	1,9 mA	2 mA	2 mA	2 mA
	Binning	1x1	2x2	3x3	1x1	2x2	3x3
	Dimensioni pixel [mm]	0,16	0,32	0,48	0,16	0,32	0,48
	Tempo di acquisizione	240 s	60 s	20 s	11 s	2,5 s	0,9 s
	Numero di frames	1	1	1	4	8	8

**TABELLA 37**

Condizione di collimazione	Parametri	I <sub>0</sub>					
		I	II	III	IV	V	VI
No coll	Voltaggio	100 kV	100 kV	100 kV	300 kV	300 kV	300 kV
	Corrente	1,9 mA	1,9 mA	1,9 mA	2 mA	2 mA	2 mA
	Binning	1x1	2x2	3x3	1x1	2x2	3x3
	Dimensioni pixel [mm]	0,16	0,32	0,48	0,16	0,32	0,48
	Tempo di acquisizione	240 s	60 s	20 s	11 s	2,5 s	0,9 s
	Numero di frames	1	1	1	4	8	8

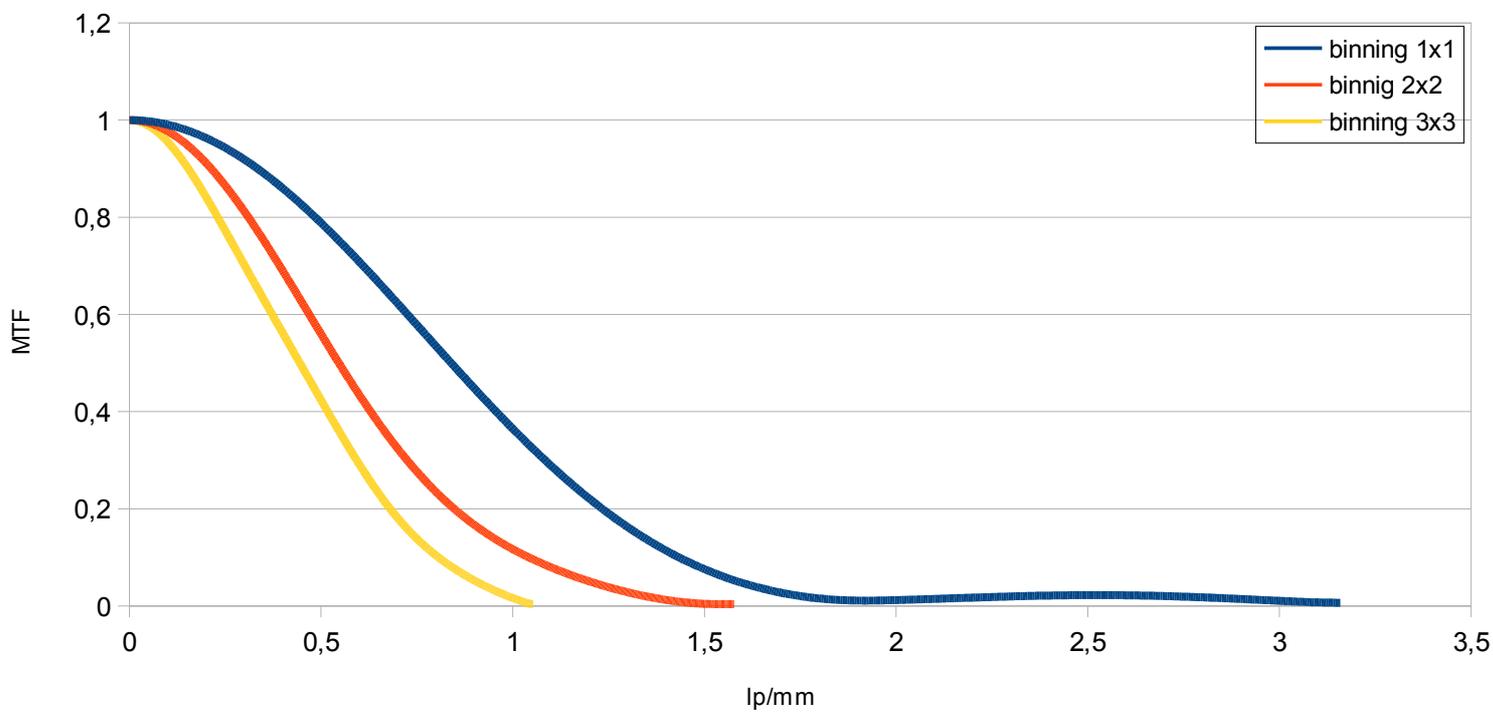
**TABELLA 38**

Si è innanzitutto effettuato il processo di normalizzazione delle immagini secondo la procedura già descritta in precedenza, utilizzando il software *ImageJ*.

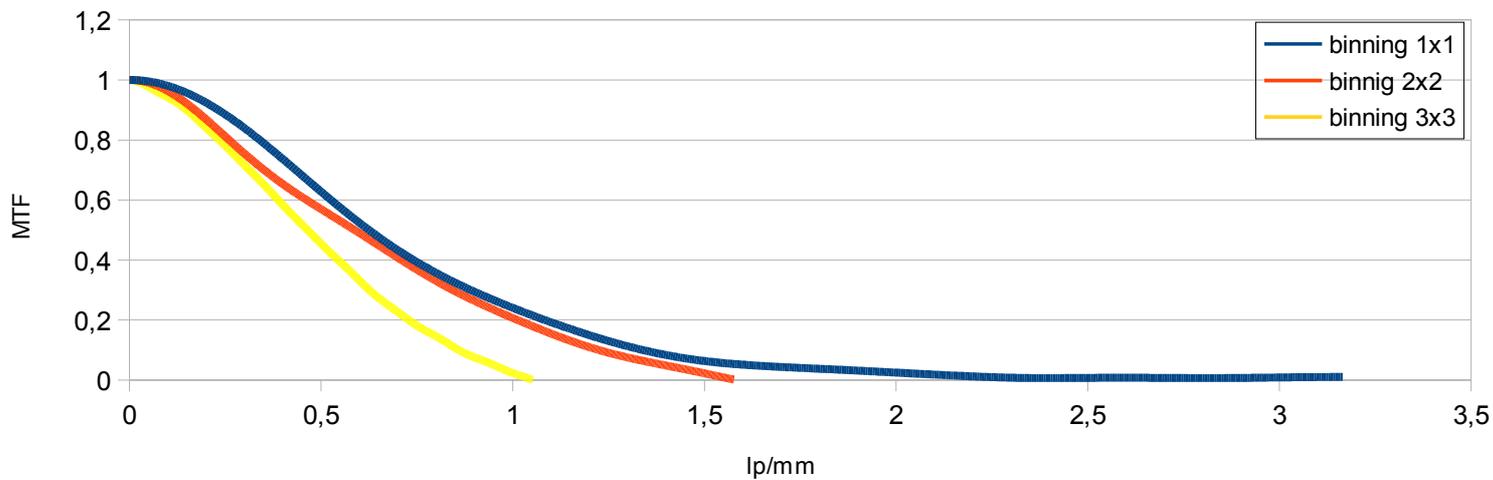
Una volta eseguita l'operazione di normalizzazione, si è caricata l'immagine risultante con il software proprietario "MTFpro" e si è quindi proceduto a selezionare una ROI in modo tale che la regione analizzata fosse centrata su uno dei bordi dell'oggetto. Una volta definita tale ROI di interesse e selezionato l'input "calculate MTF", il software restituisce uno zoom della ROI sulla quale si può operare una nuova selezione più dettagliata, che il software utilizza per fornire i grafici delle tre funzioni: ESF, LSF e MTF. Di seguito sono stati graficati i valori ottenuti per i tre differenti

binning nelle condizioni di collimazione pre-post-col, pre-coll, post-coll e quelli relativi alla no coll nel caso dell'edge\_oggetto e dell'edge\_rivelatore sia a 100 che a 300 kV.

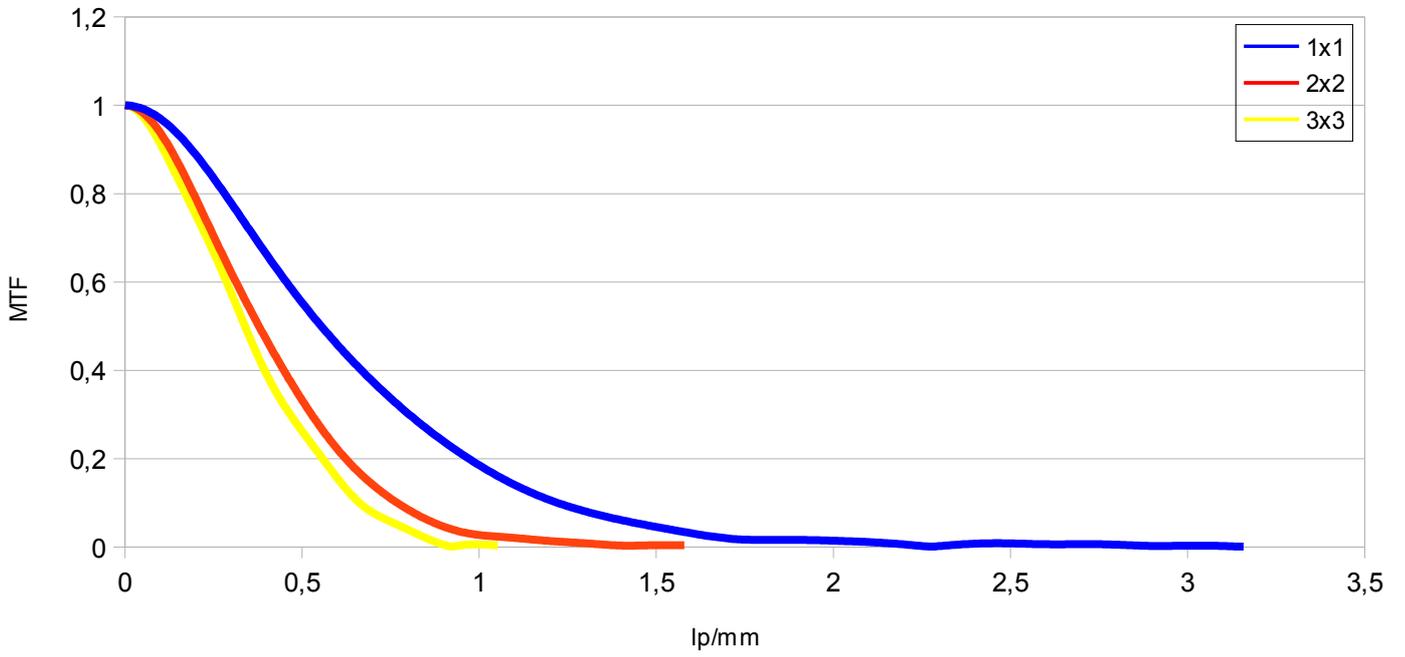
Pre-post-coll



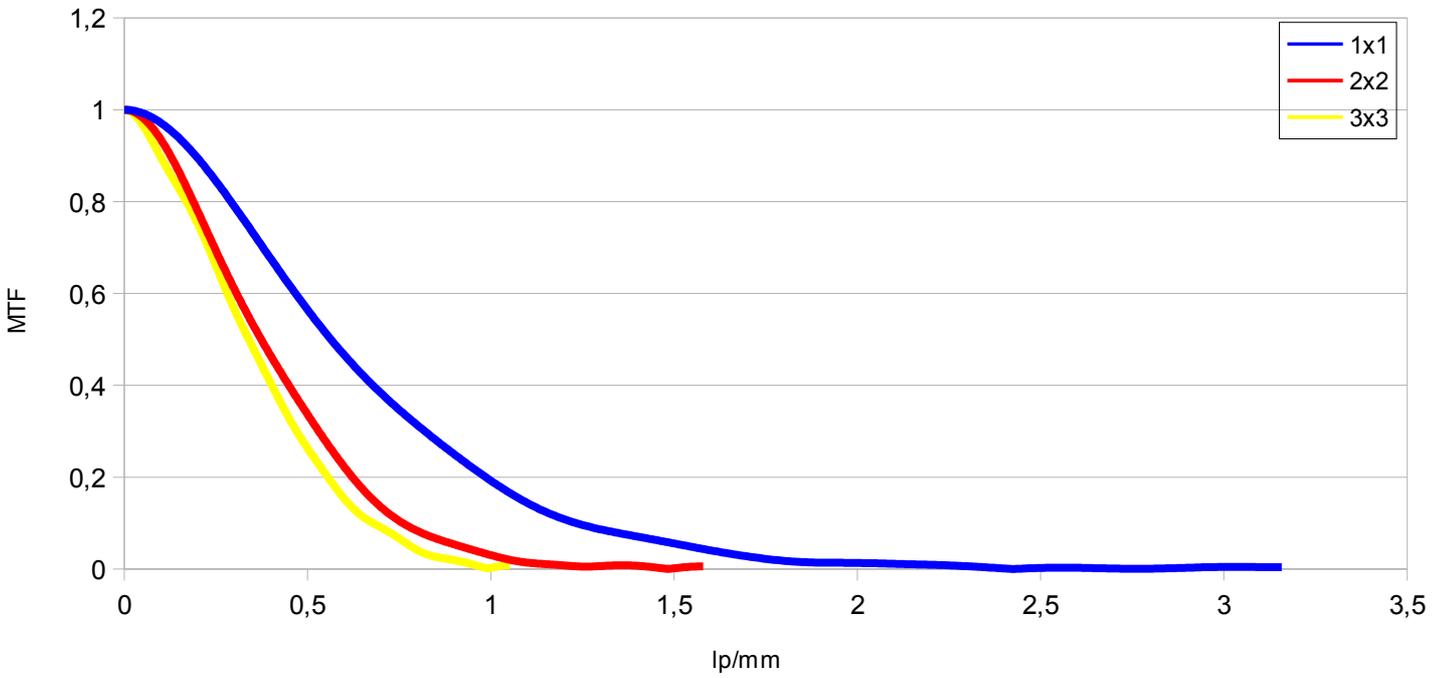
Pre-coll



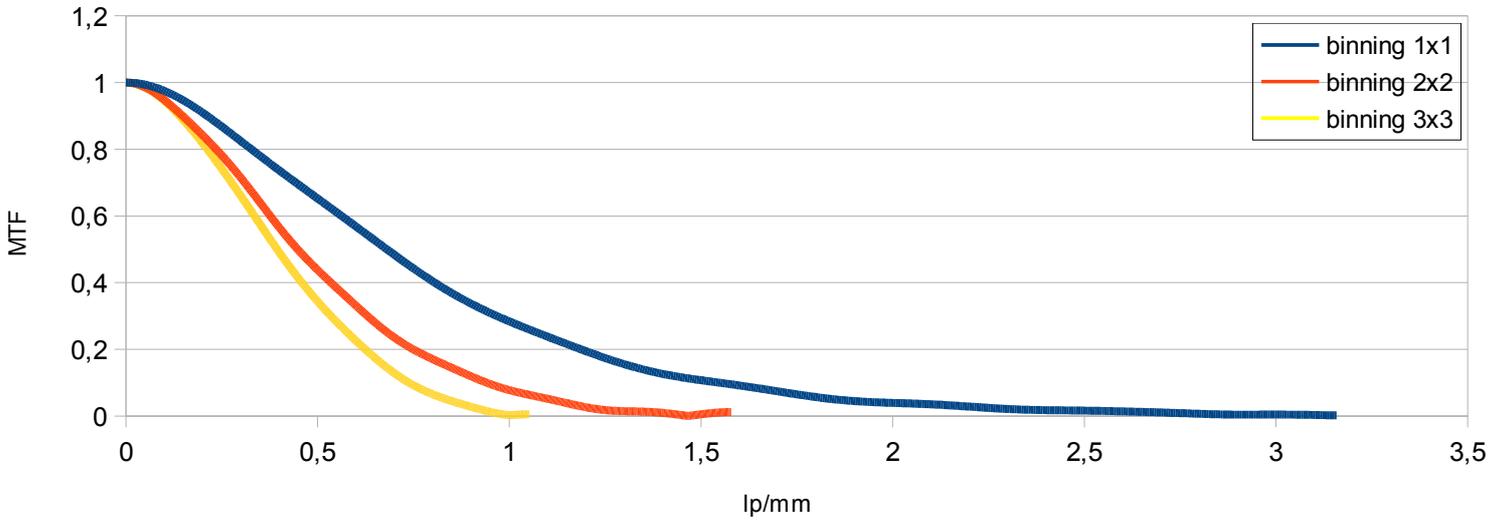
No coll edge oggetto 100 kV



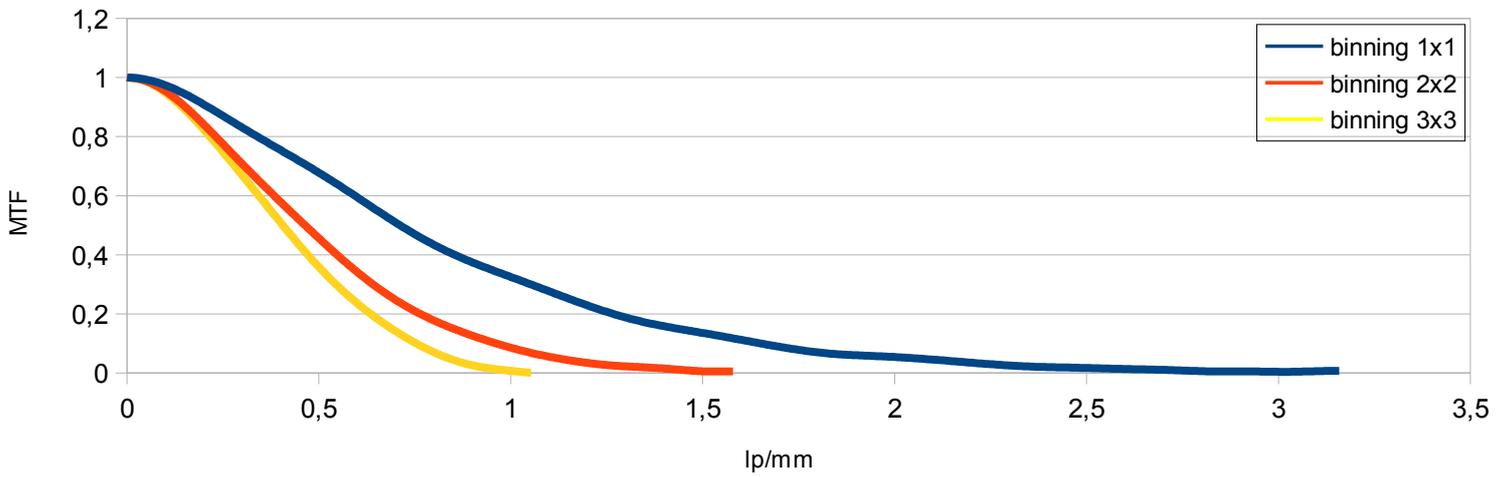
No coll edge oggetto 300 kV



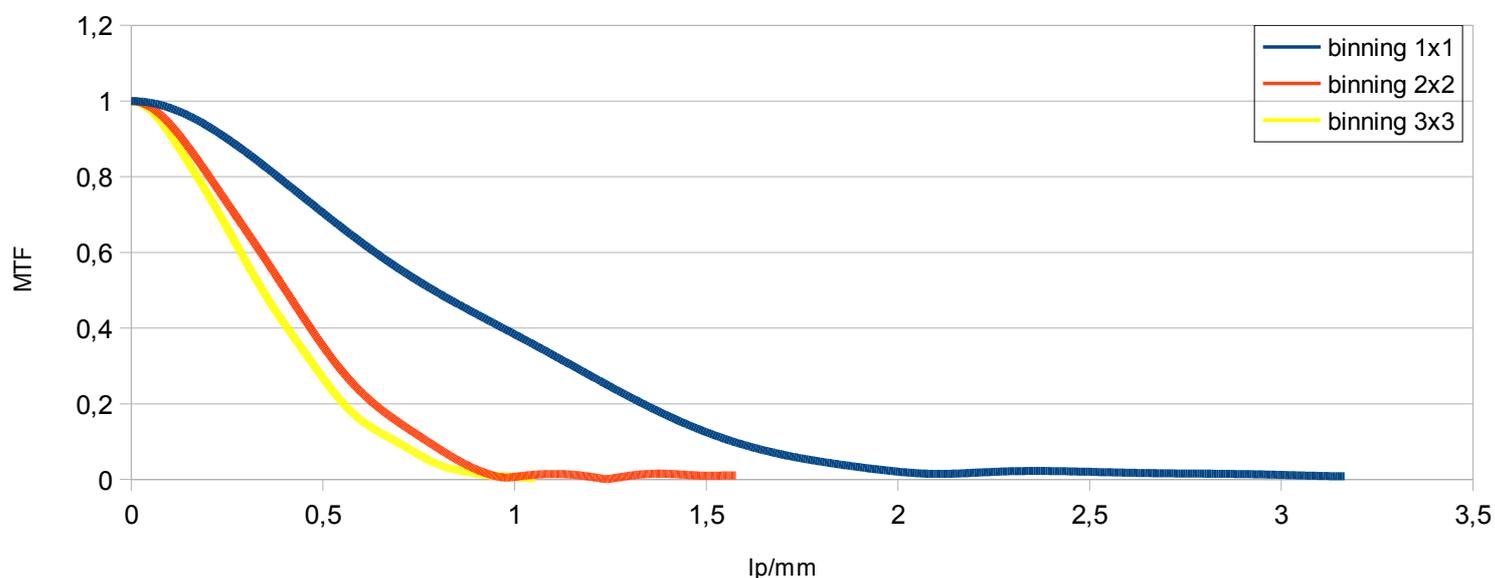
No coll edge rivelatore 100kV



No coll edge rivelatore 300kV



## Post-coll

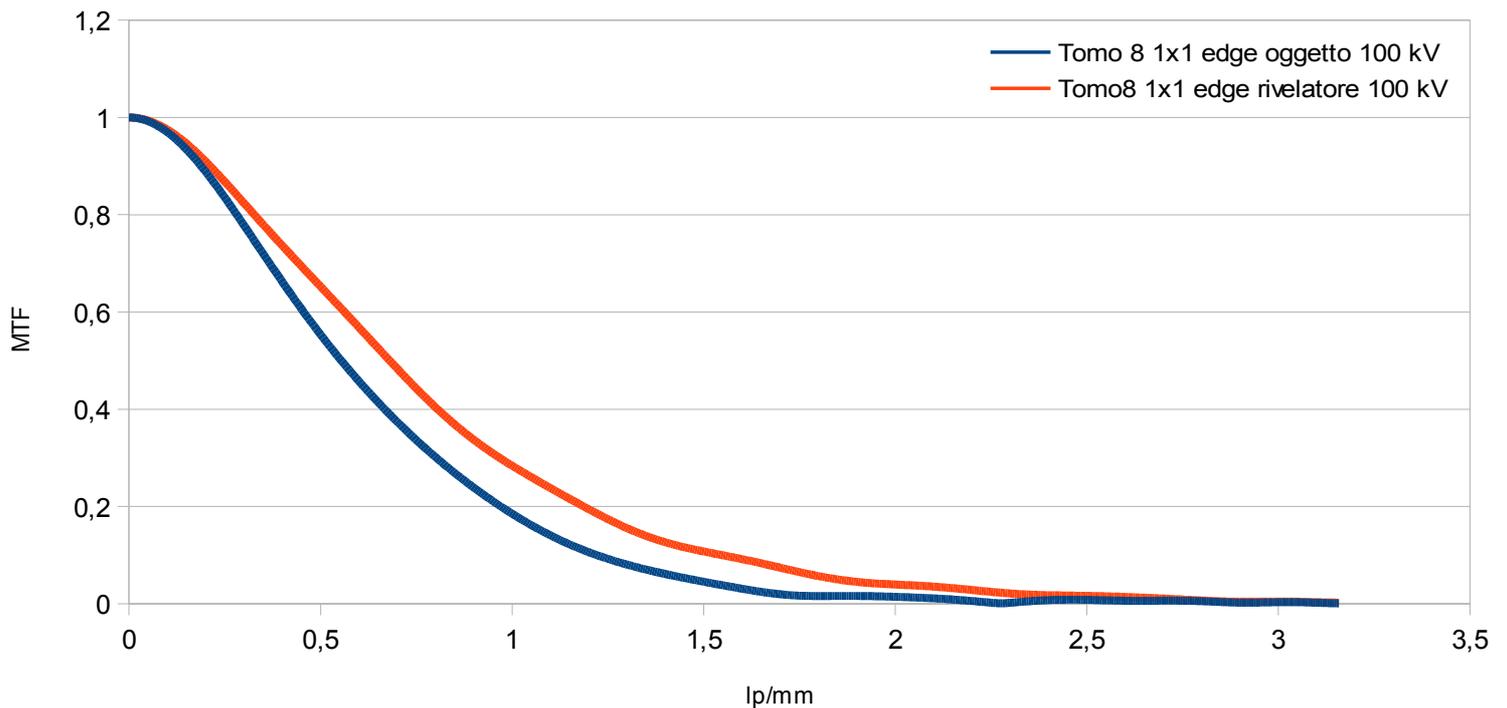


In ognuno dei precedenti grafici si distinguono tre diverse curve corrispondenti ai tre diversi binning. Risulta evidente che in ogni caso analizzato i valori di MTF decrescono all'aumentare del binning. Questo risultato è coerente con quanto atteso dal punto di vista teorico, infatti se si aumentano le dimensioni del pixel e quindi il passo di campionamento, l'MTF diminuisce. Ne consegue che lavorando a binning 1x1 è possibile ottenere una migliore risoluzione spaziale che quindi, con un pixel dell'ordine di  $160\mu\text{m}$ , non risulta compromessa dallo spessore dello scintillatore.

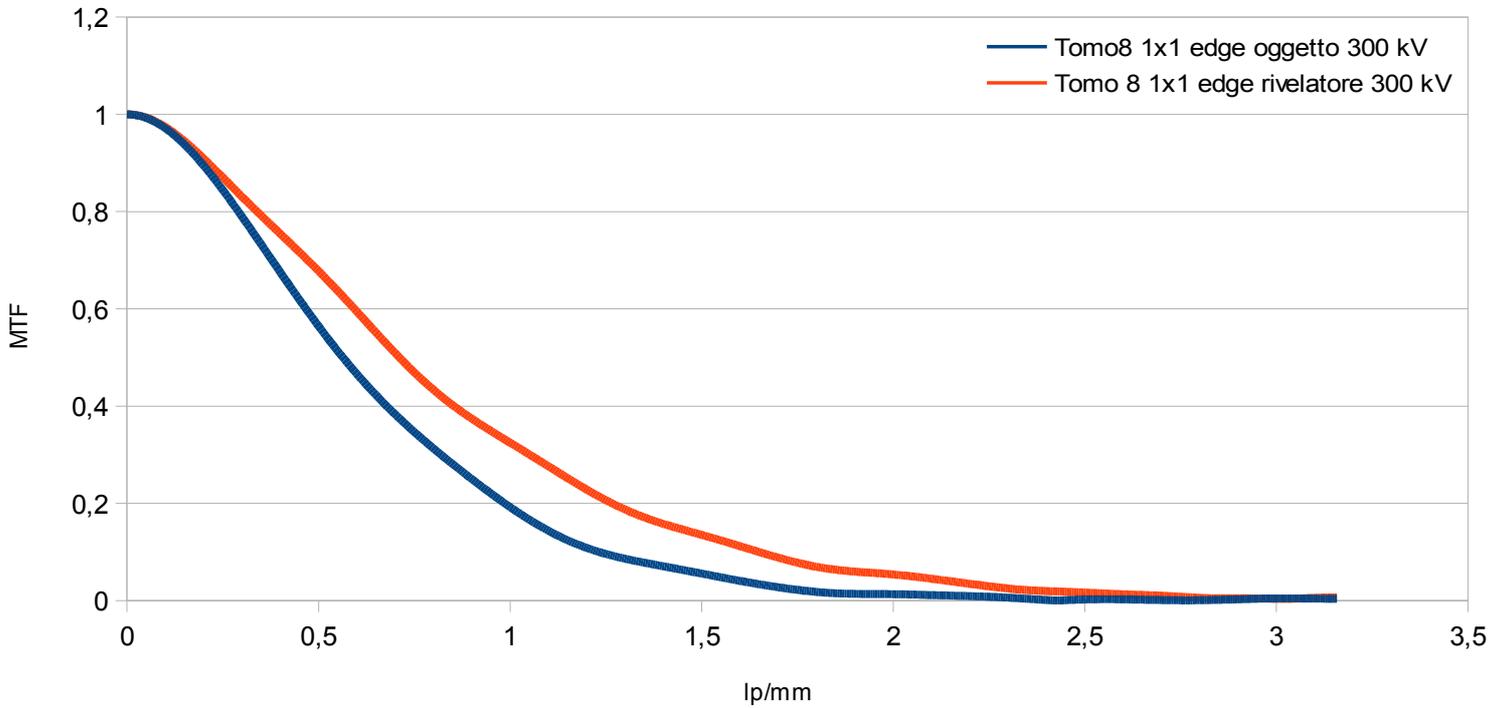
### 4.2.3.1 Confronto MTF per “*edge\_oggetto*” e “*edge\_rivelatore*” in assenza di collimazione.

È stato operato un confronto fra le curve di MTF ricavate mediante i dati denominati *edge\_oggetto* ed *edge\_rivelatore* (acquisiti in assenza di collimazione) relativi al binning 1x1 in quanto eventuali differenze si presume siano più evidenti a risoluzione maggiore. Di seguito vengono riportati i due grafici: il primo per il voltaggio di 100 kV e il secondo per il voltaggio di 300 kV.

Confronto *edge\_oggetto* e *edge\_rivelatore* a 100 kV



### Confronto edge\_oggetto e edge\_rivelatore a 300 kV

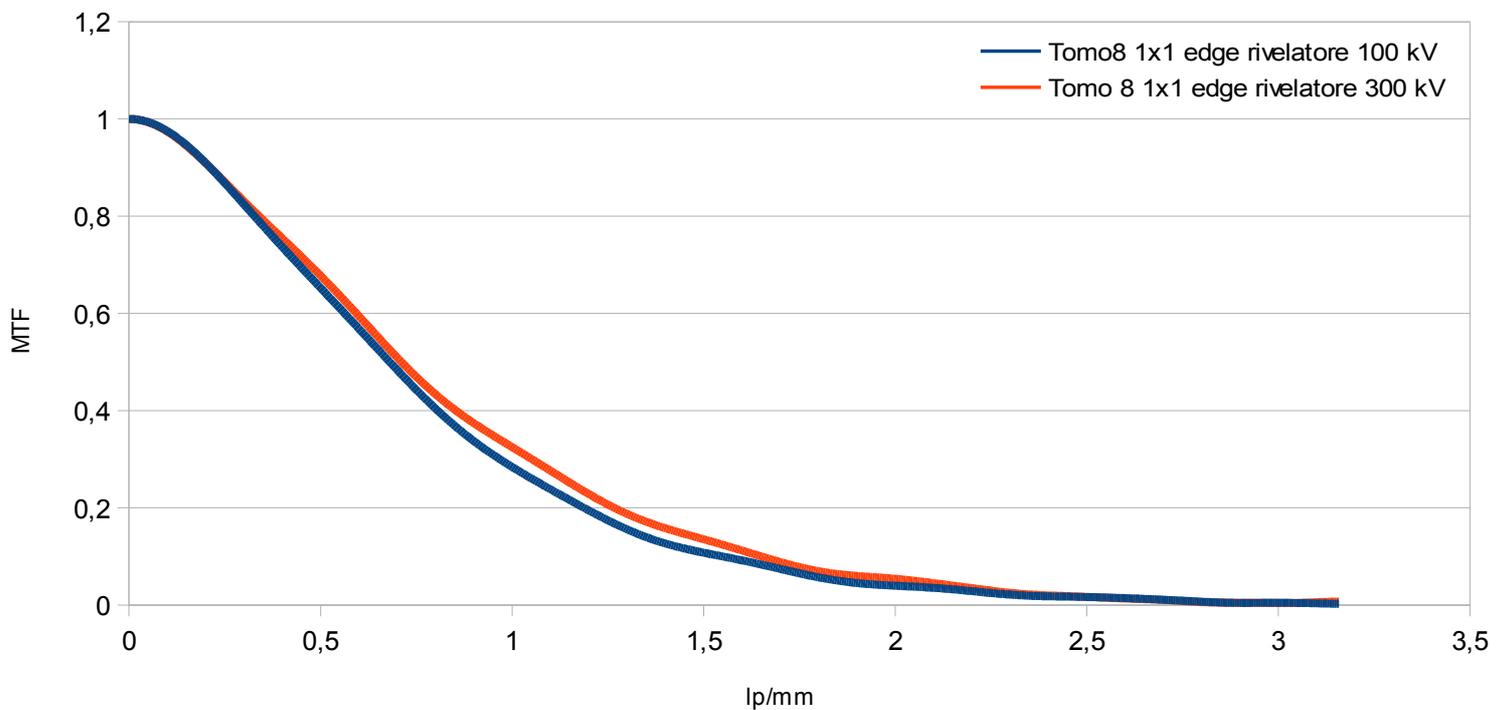


Per entrambi i valori di voltaggio, le curve dell'MTF, ottenute nelle condizioni in cui l'oggetto era disposto sulla tavola rotativa, risultano più ripide rispetto a quelle in cui il campione era posizionato in prossimità del rivelatore. Questo risultato è riconducibile al cosiddetto “effetto penombra” (unsharpness), legato alla dimensione della macchia focale del tubo a raggi X; infatti l'unsharpness (fissata la distanza sorgente rivelatore) aumenta con la magnificazione, ovvero all'aumentare della distanza dell'oggetto dal rivelatore.

## 4.2.3.2 Confronto MTF per “*edge\_rivelatore*” per differenti voltaggi in assenza di collimazione

Si è operato il confronto fra le curve di MTF ottenute a binning 1x1 in merito ai dati relativi all'*edge\_rivelatore* per i due i valori di voltaggio citati in precedenza. Di seguito viene riportato il relativo grafico.

Confronto fra i differenti valori di voltaggio relativi ai dati *edge\_rivelatore*

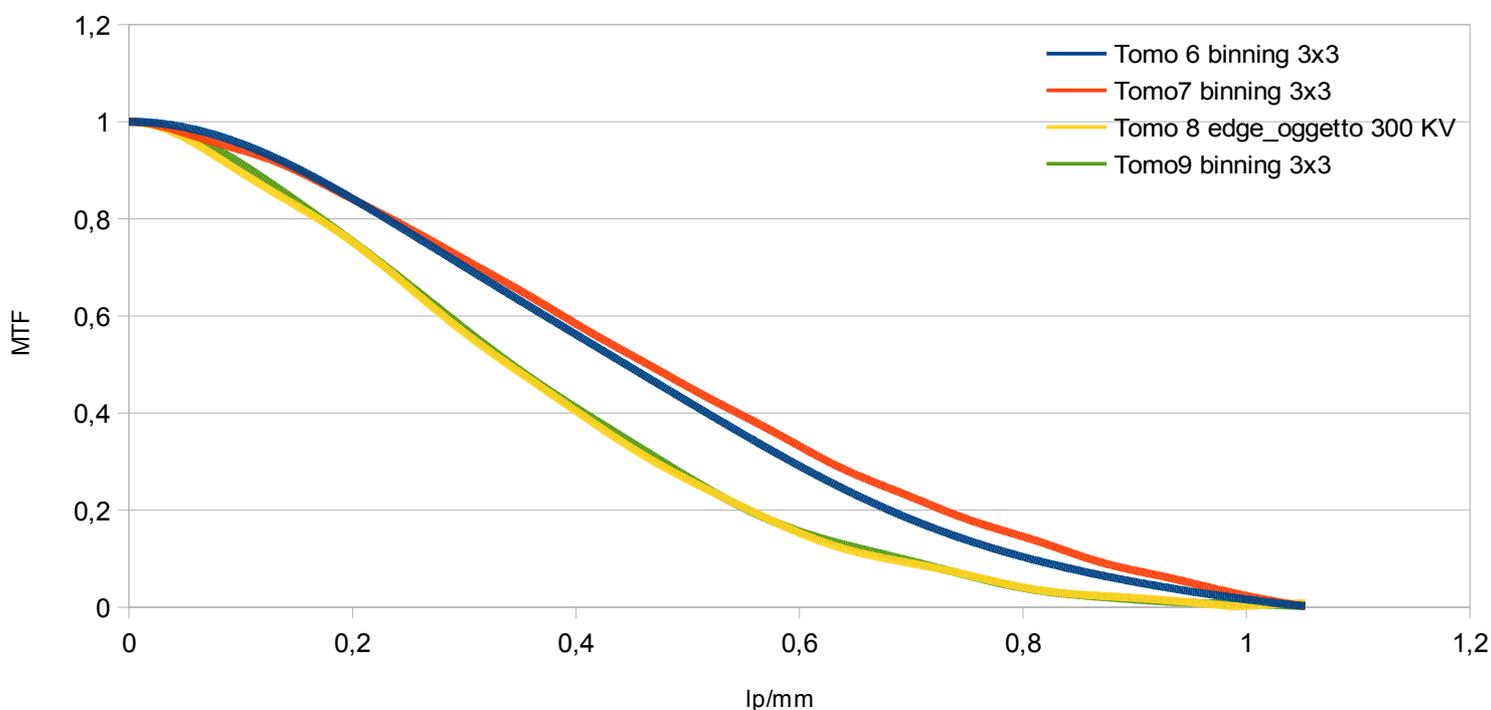


Le due curve sono molto simili, anzi, possono essere ragionevolmente ritenute uguali in quanto coincidenti per quasi tutto il loro percorso (apparentemente si registrano dei valori solo lievemente maggiori di MTF ai livelli di voltaggio più elevati ma questi quasi sicuramente sono da attribuire alle fluttuazioni dovute all'incertezza del calcolo).

### 4.2.3.3 Confronto MTF relative a diversi set-up di collimazione

Si sono di seguito graficate le quattro curve di MTF relative alle quattro differenti condizioni di collimazione ottenute a binning 3x3 a 300kV.

Confronto fra le curve relative alle quattro configurazioni di collimazione.



Osservato il grafico si nota che le curve risultano quasi coincidenti due a due. Nello specifico l'andamento della curva relativa alla condizione 6 (ottenuta con entrambe le tipologie di collimazioni) risulta molto simile a quello relativo alla condizione 7 (con solo il pre-collimatore). Quello della condizione 8 (ottenuta in assenza di collimazione) risulta, invece, sostanzialmente coincidente con quello della condizione 9 (con il solo post-collimatore). Se ne deduce che per quanto concerne l'MTF il post-collimatore non ha prodotto risultati significativi. La presenza del

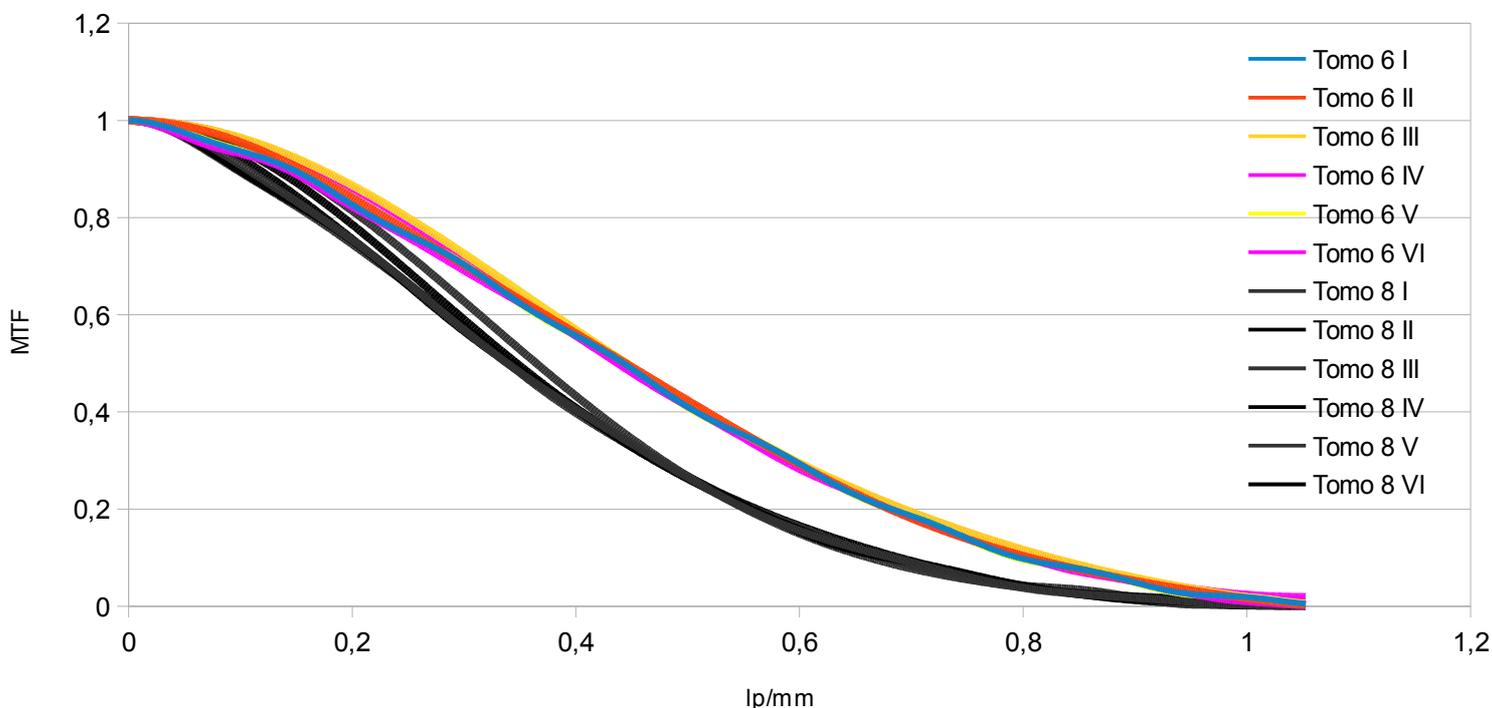
pre-collimatore sembra quindi dar luogo ad un miglioramento nella MTF.

Alla luce di questi risultati si è deciso di indagare il processo più approfonditamente cercando di ottenere un certo numero di MTF nei vari casi per verificare che non si tratti di una variabilità insita nel processo di elaborazione delle immagini e di calcolo. Si sono quindi effettuati due confronti fra le curve di MTF ottenute a binning 3x3: il primo fra le curve relative alle condizioni di collimazione pre-post-coll e no coll e il secondo fra le curve relative alle condizioni di collimazione pre-coll e post-coll.

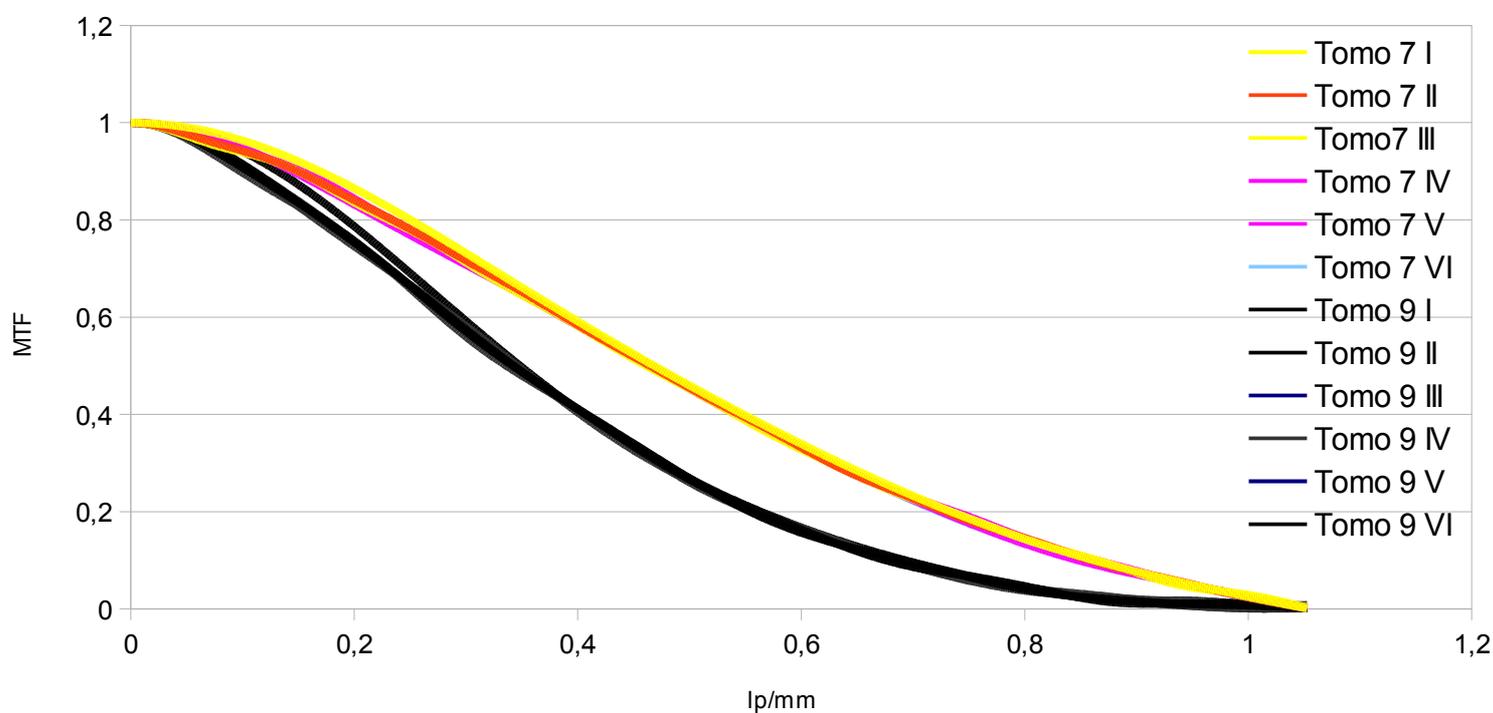
E' sembrato interessante operare il confronto in questi termini, poiché nel primo caso vengono prese in considerazione due situazioni opposte per quanto riguarda la collimazione, ovvero presenza di pre e post-collimatore e assenza di entrambi, mentre nel secondo caso vengono analizzate due situazioni intermedie di collimazione.

Di seguito vengono riportati i rispettivi grafici.

Confronto fra le condizioni di collimazione pre-post coll e no coll



## Confronto fra la tomografia 7 e la tomografia 9



In entrambi i grafici si evidenzia, entro un certo margine di errore, quattro andamenti piuttosto delineati relativi alla quattro differenti tipologie di collimazione. Si registrano dei valori di MTF maggiori nel caso della condizione pre-post-coll rispetto alla no-coll. Per quanto riguarda il secondo grafico, invece, i valori maggiori di MTF sono presenti nella tipologia di set-up di collimazione che prevede il solo pre-collimatore.

## 4.2.3.4 Considerazioni conclusive su MTF

Nelle seguenti tabelle sono riportati tutti i risultati ottenuti.

<b>pre-post-coll</b>			
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>
<b>Voltaggio</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>
<b>MTF</b>	MTF Maggiore	MTF intermedia	MTF minore
	→		
<b>TABELLA 39</b>			

<b>pre-coll</b>			
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>
<b>Voltaggio</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>
<b>MTF</b>	MTF Maggiore	MTF intermedia	MTF minore
	→		
<b>TABELLA 40</b>			

<b>No coll edge_oggetto I</b>			
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>
<b>Voltaggio</b>	<b>100 kV</b>	<b>100 kV</b>	<b>100 kV</b>
<b>MTF</b>	MTF Maggiore	MTF intermedia	MTF minore
	→		
<b>TABELLA 41</b>			

<b>No coll edge_oggetto II</b>			
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>
<b>Voltaggio</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>
<b>MTF</b>	MTF Maggiore	MTF intermedia	MTF minore
	→		
<b>TABELLA 42</b>			

<b>No coll edge_rivelatore I</b>			
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>
<b>Vtaggio</b>	<b>100 kV</b>	<b>100 kV</b>	<b>100 kV</b>
<b>MTF</b>	MTF Maggiore	MTF intermedia	MTF minore
	→		
<b>TABELLA 43</b>			

<b>No coll edge_rivelatore II</b>			
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>
<b>Vtaggio</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>
<b>MTF</b>	MTF Maggiore	MTF intermedia	MTF minore
	→		
<b>TABELLA 44</b>			

<b>post-coll</b>			
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>
<b>Vtaggio</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>	<b>300 kV</b>
<b>MTF</b>	MTF Maggiore	MTF intermedia	MTF minore
	→		
<b>TABELLA 45</b>			

Come atteso, risulta evidente che in ogni caso analizzato i valori di MTF decrescono all'aumentare del binning. Infatti se si aumentano le dimensioni del pixel e quindi il passo di campionamento, l'MTF cala. Ne segue che se si lavora a binning 1x1 si ottiene una maggiore risoluzione da parte del sistema. Il miglioramento dovuto alla dimensione inferiore del pixel non è quindi compromesso dallo spessore dello scintillatore cosa non scontata a priori e che quindi si è voluta verificare.

<b>Confronto edge_oggetto e edge_rivelatore I</b>				
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>			
<b>Voltaggio</b>	<b>100 kV</b>	<b>Edge_oggetto</b>	MTF minore	↓
		<b>Edge_rivelatore</b>	MTF Maggiore	
<b>TABELLA 46</b>				

<b>Confronto edge_oggetto e edge_rivelatore II</b>				
<b>Binning</b>	<b>1x1</b>			
<b>Voltaggio</b>	<b>300 kV</b>	<b>Edge_oggetto</b>	MTF minore	↓
		<b>Edge_rivelatore</b>	MTF Maggiore	
<b>TABELLA 47</b>				

Come ci si aspettava sia a 100 kV che a 300 kV si registrano dei valori di MTF maggiori nel caso in cui l'oggetto sia posizionato in prossimità del rivelatore.

<b>Confronto edge_rivelatore a differente voltaggio</b>		
<b>Binning</b>	<b>Voltaggio</b>	<b>MTF</b>
<b>1x1</b>	<b>100 kV</b>	<b>coincidenti</b>
	<b>300 kV</b>	
<b>TABELLA 48</b>		

Il fatto che la MTF ottenuta alla tensione di 300 kV sia coincidente con quella ottenuta a 100 kV ci rassicura sul fatto che l'utilizzo del cilindro come edge non introduca effetti di bordo alle energie di nostro interesse (300 kV )

<b>Confronto delle quattro tomografie</b>				
<b>Binning</b>	<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>MTF</b>	
<b>3x3</b>	<b>Tomografia 8</b>	Assenza di collimazione	Minore	
	<b>Tomografia 9</b>	Post-collimatore		
	<b>Tomografia 7</b>	Pre-collimatore	Maggiore	
	<b>Tomografia 6</b>	Pre-collimatore e post-collimatore		
<b>TABELLA 49</b>				

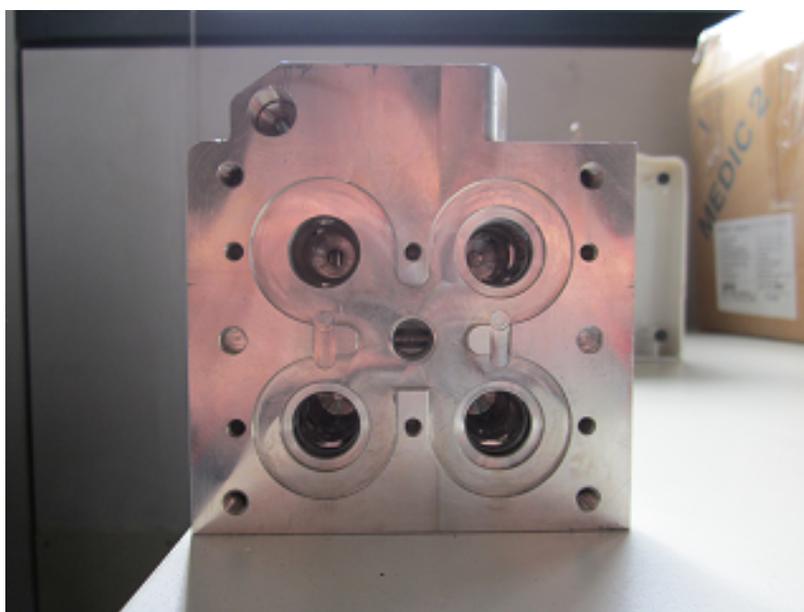
<b>Confronto fra le tomografia 8 e 6</b>				
<b>Binning</b>	<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>MTF</b>	
<b>3x3</b>	<b>Tomografia 8</b>	Assenza di collimazione	Minore	
	<b>Tomografia 6</b>	Pre-collimatore e post-collimatore	Maggiore	
<b>TABELLA 50</b>				

<b>Confronto fra le tomografie 9 e 7</b>				
<b>Binning</b>	<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>MTF</b>	
<b>3x3</b>	<b>Tomografia 9</b>	Post-collimatore	Minore	
	<b>Tomografia 7</b>	Pre-collimatore	Maggiore	
<b>TABELLA 51</b>				

Si registrano i valori minori di MTF in assenza di collimazione e risulta evidente la presenza di valori di MTF maggiori nei casi in cui è stato utilizzato un set-up di collimazione che comprenda il pre-collimatore.

# Capitolo 5 - Analisi delle immagini

In questo capitolo saranno presentate le analisi effettuate sulle immagini tomografiche di un oggetto di prova, ottenute per diversi set-up di collimazione. L'oggetto indagato è un componente *automotive* costruito dalla Magneti Marelli che è stato fornito all'Alma Mater Studiorum affinché, mediante l'analisi tomografica, potesse essere analizzato. Lo scopo è quello di andare a rilevare eventuali difetti presenti all'interno della struttura.



*Illustrazione 52: Componente automotive indagato*

Per condurre l'analisi si è deciso di sottoporre l'oggetto a quattro tomografie caratterizzate dalle quattro differenti condizioni di collimazione illustrate in precedenza. Di seguito vengono riportate le tabelle con tutti i parametri relativi ad ognuna di esse.

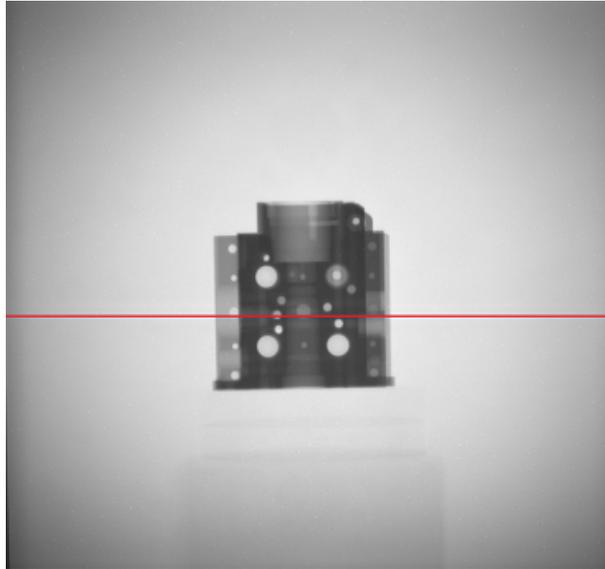
<b>Parametri di acquisizione tomografia 6 pre-post-coll</b>	
<b>Tensione</b>	300 kV
<b>Amperaggio</b>	2 mA
<b>Filtrazione</b>	0,5 mm di Cu
<b>Tempo di esposizione</b>	1,1 s
<b>N. di frame</b>	1
<b>Angolo coperto</b>	360°
<b>Proiezioni</b>	900
<b>Binning</b>	3x3
<b>Dimensioni del pixel</b>	0,475 x 0,475 mm
<b>Oggetto-rivelatore</b>	239 mm
<b>Distanza sorgente-oggetto</b>	1258 mm
<b>Distanza rivelatore-sorgente</b>	1497 mm
<b>Magnificazione</b>	1,19
<b>Voxel</b>	0,399 mm
<b>TABELLA 52</b>	

<b>Parametri di acquisizione tomografia 7 pre-coll</b>	
<b>Tensione</b>	300 kV
<b>Amperaggio</b>	2 mA
<b>Filtrazione</b>	0,5 mm di Cu
<b>Tempo di esposizione</b>	1,1 s
<b>N. di frame</b>	1
<b>Angolo coperto</b>	360°
<b>Proiezioni</b>	900
<b>Binning</b>	3x3
<b>Dimensioni del pixel</b>	0,475 x 0,475 mm
<b>Distanza centro del campione-rivelatore</b>	239 mm
<b>Distanza sorgente-oggetto</b>	1258 mm
<b>Distanza rivelatore-sorgente</b>	1497 mm
<b>Magnificazione</b>	1,19
<b>Voxel</b>	0,399 mm
<b>TABELLA 53</b>	

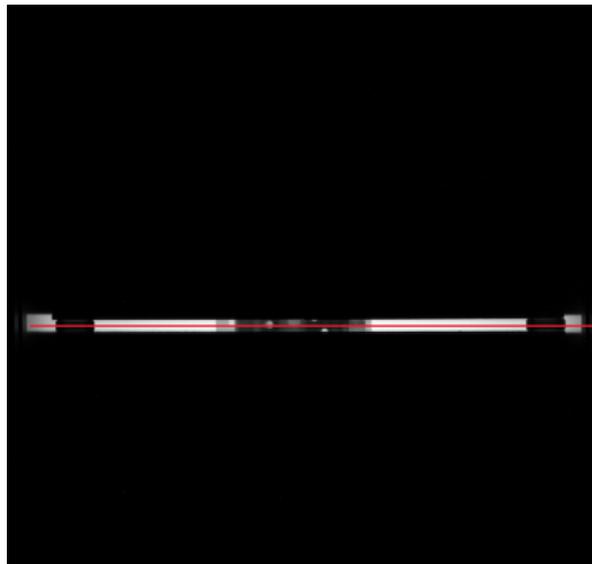
<b>Parametri di acquisizione tomografia 8 no coll</b>	
<b>Tensione</b>	300 kV
<b>Amperaggio</b>	2 mA
<b>Filtrazione</b>	0,5 mm di Cu
<b>Tempo di esposizione</b>	0,9 s
<b>N. di frame</b>	1
<b>Angolo coperto</b>	360°
<b>Proiezioni</b>	900
<b>Binning</b>	3x3
<b>Dimensioni del pixel</b>	0,475 x 0,475 mm
<b>Distanza centro del campione-rivelatore</b>	239 mm
<b>Distanza sorgente-oggetto</b>	1258 mm
<b>Distanza rivelatore-sorgente</b>	1497 mm
<b>Magnificazione</b>	1,19
<b>Voxel</b>	0,399 mm
<b>TABELLA 54</b>	

<b>Parametri di acquisizione tomografia 9 post-coll</b>	
<b>Tensione</b>	300 kV
<b>Amperaggio</b>	2 mA
<b>Filtrazione</b>	0,5 mm di Cu
<b>Tempo di esposizione</b>	1 s
<b>N. di frame</b>	1
<b>Angolo coperto</b>	360°
<b>Proiezioni</b>	900
<b>Binning</b>	3x3
<b>Dimensioni del pixel</b>	0,475 x 0,475 mm
<b>Distanza centro del campione-rivelatore</b>	239 mm
<b>Distanza sorgente-oggetto</b>	1258 mm
<b>Distanza rivelatore-sorgente</b>	1497 mm
<b>Magnificazione</b>	1,19
<b>Voxel</b>	0,399 mm
<b>TABELLA 55</b>	

Di seguito sono mostrate due immagini radiografiche dell'oggetto, la prima ottenuta in assenza di collimazione, mentre l'altra con entrambi i collimatori, dove con una riga rossa viene mostrata la posizione del piano sul quale poi si andrà a prendere la slice che verrà analizzata in questo paragrafo.

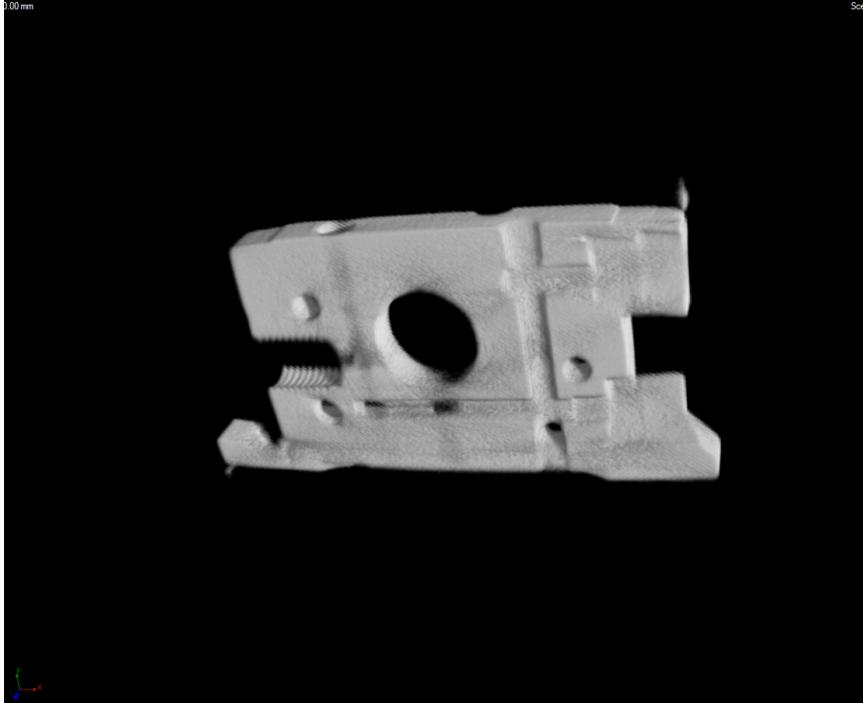


*Illustrazione 53: Immagine projection no coll con riga rossa che evidenzia il piano sul quale è stata presa la slice*



*Illustrazione 54: Immagine projection pre-post-coll con riga rossa che evidenzia il piano sul quale è stata presa la slice*

Di seguito viene mostrata la ricostruzione 3D nel caso della tomografia8 (caratterizzata dall'assenza di collimazione).



*Illustrazione 55: Ricostruzione 3D no coll*

## 5.1 Analisi delle immagini prodotte

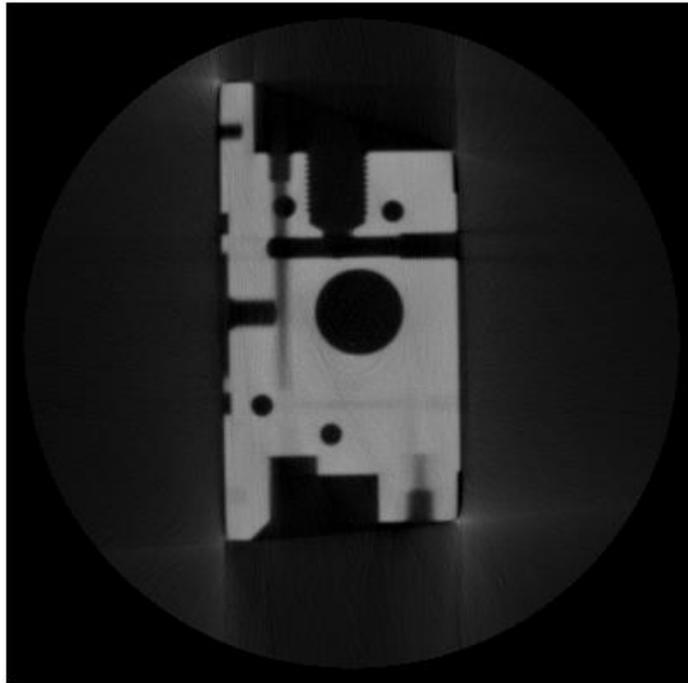
Saranno riportate le analisi condotte sulle immagini ottenute successivamente ad alcune correzioni effettuate per eliminare gli artefatti di ricostruzione. Nello specifico si produrranno e si studieranno in prima istanza gli istogrammi di tali immagini, si eseguirà l'operazione di differenza fra l'immagine relativa alla tomografia 8 (ottenuta in assenza di collimazione) e le altre immagini e, infine, verranno calcolati i valori dell'SNR e di differenza fra due ROI.

### 5.1.1 Analisi degli istogrammi

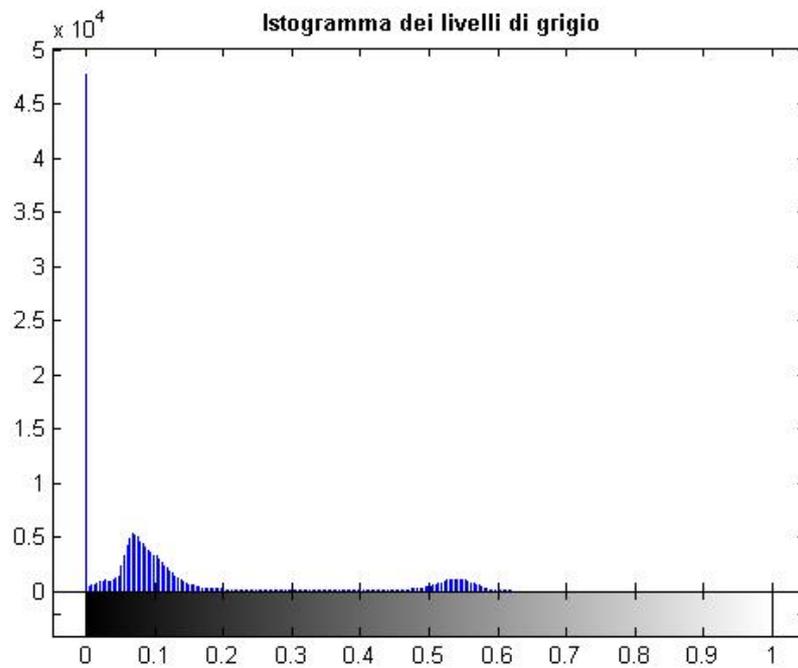
E' stata presa in considerazione la medesima slice (la numero 51 corrispondente ai file:recobj\_ok\_51\_tomo6.std, recobj\_ok\_51\_tomo7.std, recobj\_ok\_51\_tomo8.std, recobj\_ok\_51\_tomo9.std) per ognuna delle quattro tomografie effettuate con i diversi set-up di collimazione e tramite il software *Matlab* si sono ottenuti i relativi istogrammi. Nello specifico, tramite le seguenti righe di codice, si sono prodotti gli istogrammi relativi alle quattro immagini.

```
[n,x] = imhist(img_1);  
n_max = max(n); %numero massimo di occorrenze di un singolo livello di grigio  
x_max = max(x); %livello di grigio massimo  
figure, imhist(img_1), axis([-x_max/20 21/20*x_max 0 21/20*n_max]), title('\bf Istogramma dei livelli di grigio');
```

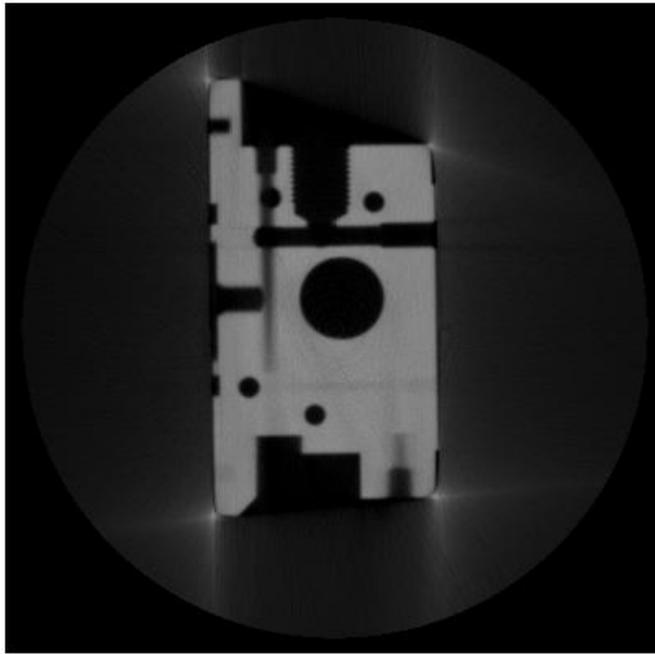
Di seguito vengono riportate le quattro immagini con i relativi istogrammi.



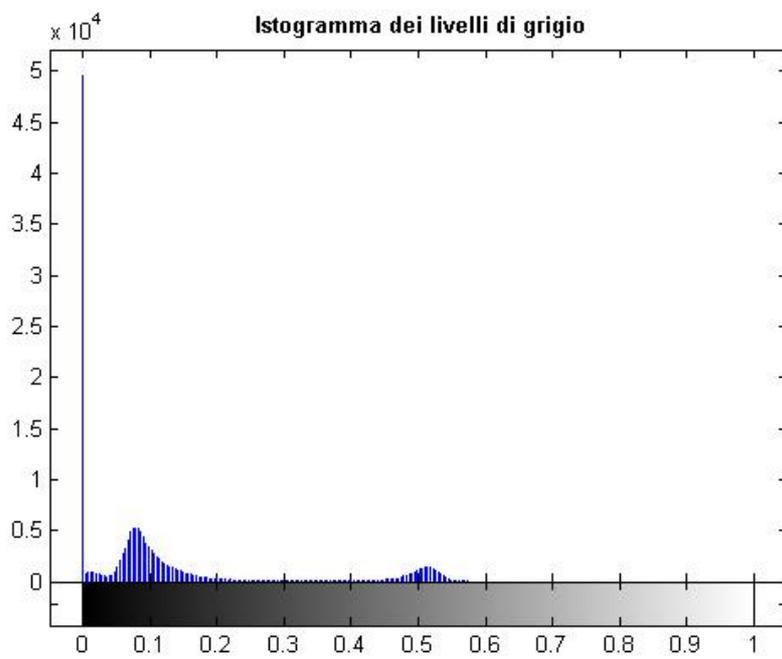
*Illustrazione 56: Slice 51 tomografia 6 pre-post-coll*



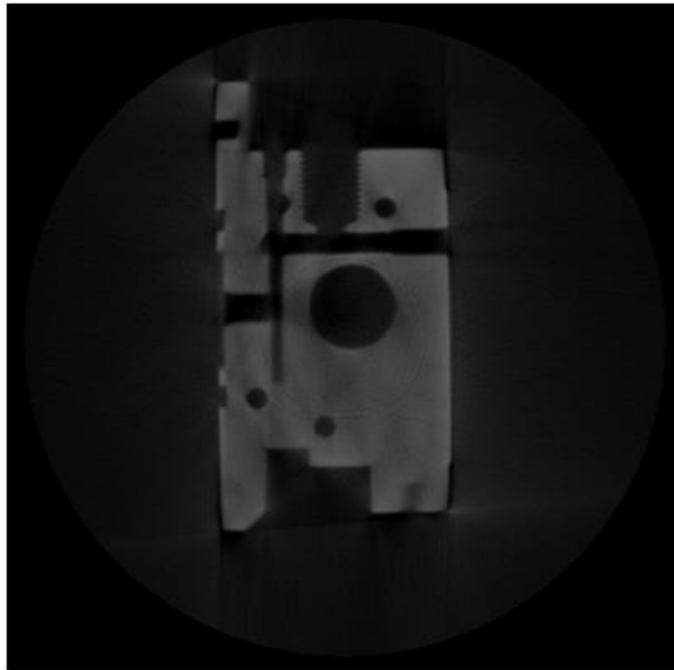
*Illustrazione 57: Istogramma relativo alla slice 51 della tomografia 6*



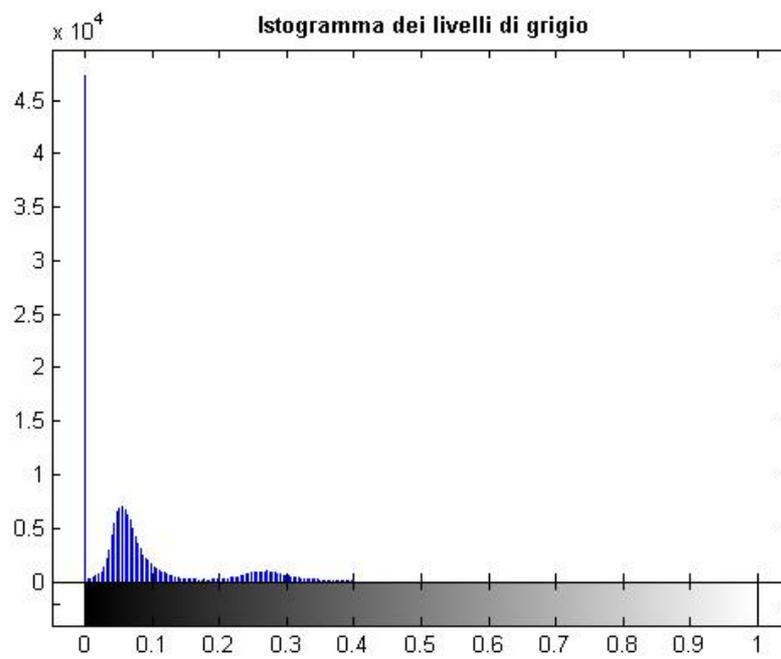
*Illustrazione 58: Slice 51 tomografia 7 pre coll*



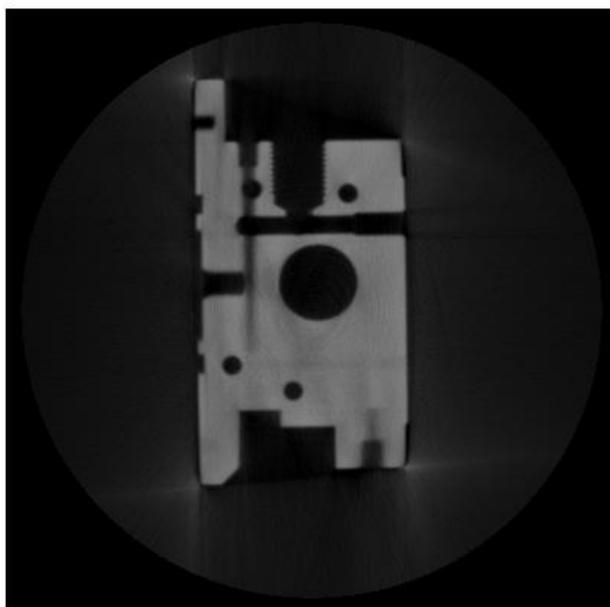
*Illustrazione 59: Istogramma relativo alla slice 51 della tomografia 7*



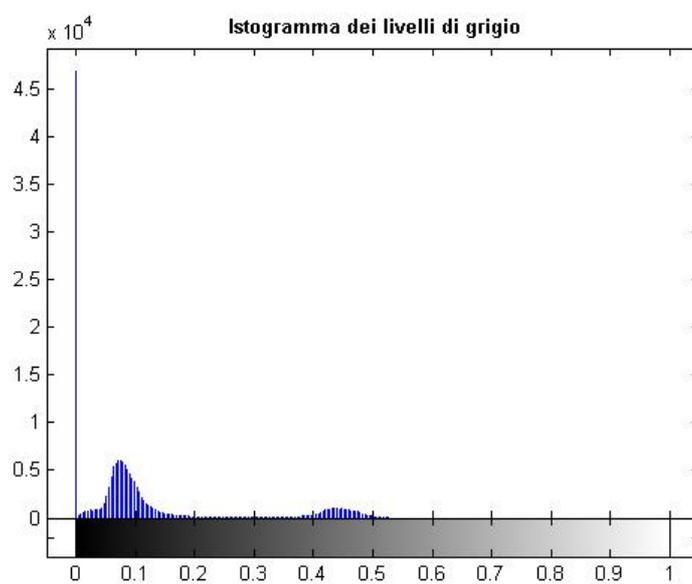
*Illustrazione 60: Slice 51 tomografia 8 no coll*



*Illustrazione 61: Istogramma relativo alla slice 51 della tomografia 8*



*Illustrazione 62: Slice 51 tomografia 9 post-coll*



*Illustrazione 63: Istogramma relativo alla slice 51 della tomografia 9*

Nell'istogramma l'oggetto è rappresentato dai pixel con i livelli di grigio più chiari (picco di destra negli istogrammi) mentre lo sfondo risulta scuro. Come era prevedibile, l'immagine prodotta mediante il set-up di maggiore collimazione, ovvero quella relativa alla tomografia 6, risulta meglio visibile in quanto, come si può notare dall'istogramma, i livelli di grigio relativi all'oggetto sono traslati verso valori più alti. Inoltre, in questo caso, la distanza tra i due picchi principali risulta essere maggiore rispetto a quella riscontrata negli altri tre casi. Se ne deduce quindi la presenza di un contrasto maggiore. L'istogramma della slice relativa alla tomografia 8, (assenza di collimazione), risulta essere quello con i livelli di grigio traslati verso valori più bassi. Inoltre, la distanza presente fra i due picchi principali, in questo caso, è evidentemente la minore delle quattro (verificabile anche dalla tabella numero 56).

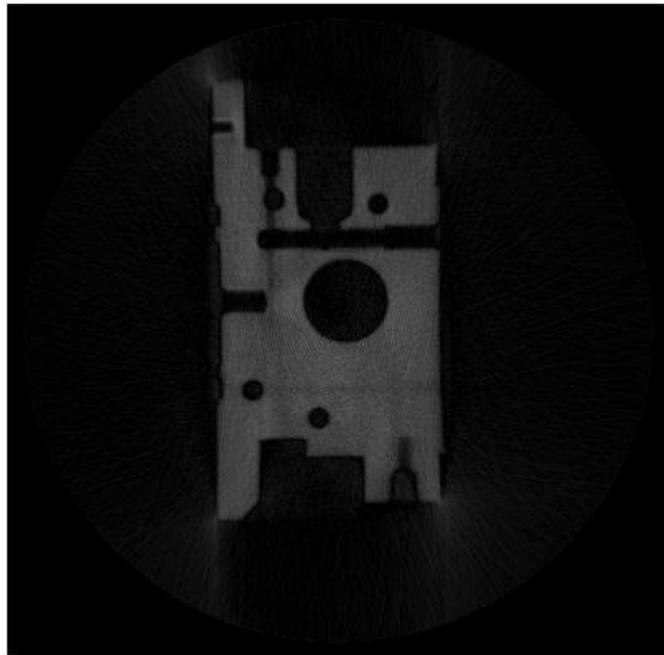
Nella seguente tabella sono riportati i valori esatti di livelli di grigio (normalizzati tra zero e uno) valutati, tramite il software Parrec, nel centro dei due picchi principali presenti in ogni singolo istogramma e la relativa differenza fra essi.

<b>Singola fenditura</b>				
<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>Primo picco</b>	<b>Secondo picco</b>	<b>Differenza</b>
<b>Istogramma tomografia 6</b>	<b>Pre-collimatore e post collimatore</b>	0,07	0,54	0,47
<b>Istogramma tomografia 7</b>	<b>pre-collimatore</b>	0,08	0,51	0,43
<b>Istogramma tomografia 8</b>	<b>Assenza di collimazione</b>	0,06	0,27	0,21
<b>Istogramma tomografia 9</b>	<b>Post-collimatore</b>	0,07	0,44	0,37
<b>TABELLA 56</b>				

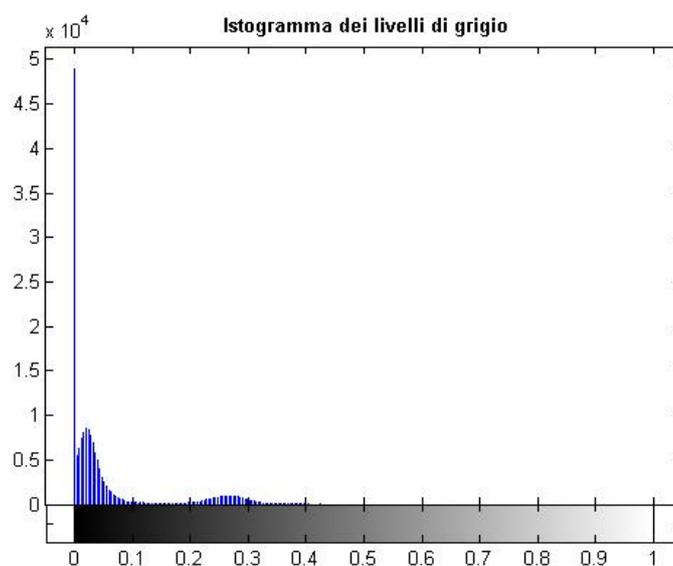
## 5.1.2 Differenza fra l'immagine no coll e le immagini con le altre tipologie di collimazione

Utilizzando il software Matlab si è prodotta la differenza (considerata in valore assoluto) tra l'immagine della slice 51 ottenuta nel setup che non prevede collimazione e quelle ottenute nelle diverse configurazioni di pre e post-collimazione.

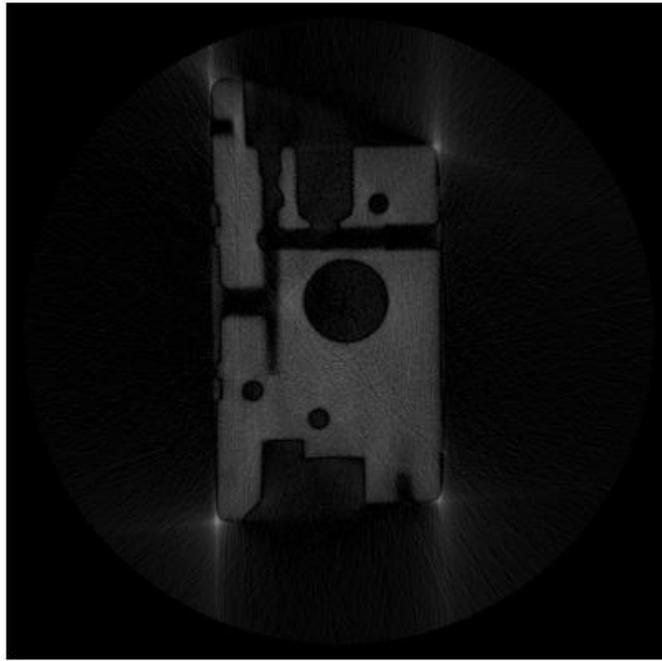
Affianco e di seguito sono riportate le immagini ottenute con i relativi istogrammi.



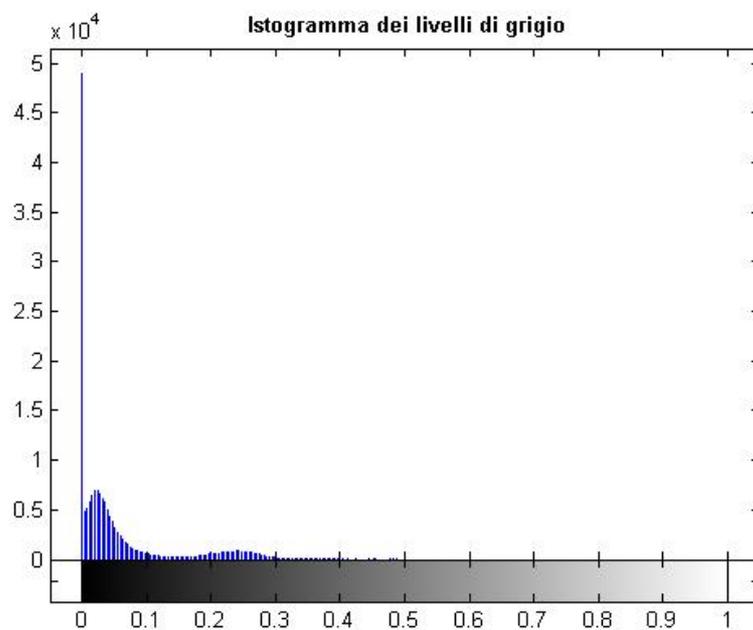
*Illustrazione 64: Immagine ottenuta dalla differenza fra l'immagine relativa alla tomografia 8 e l'immagine relativa alla tomografia 6.*



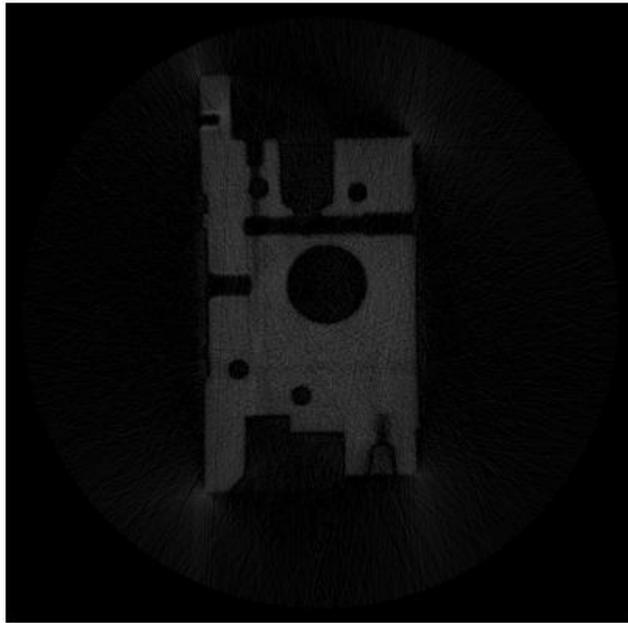
*Illustrazione 65: Istogramma relativo all'illustrazione 61*



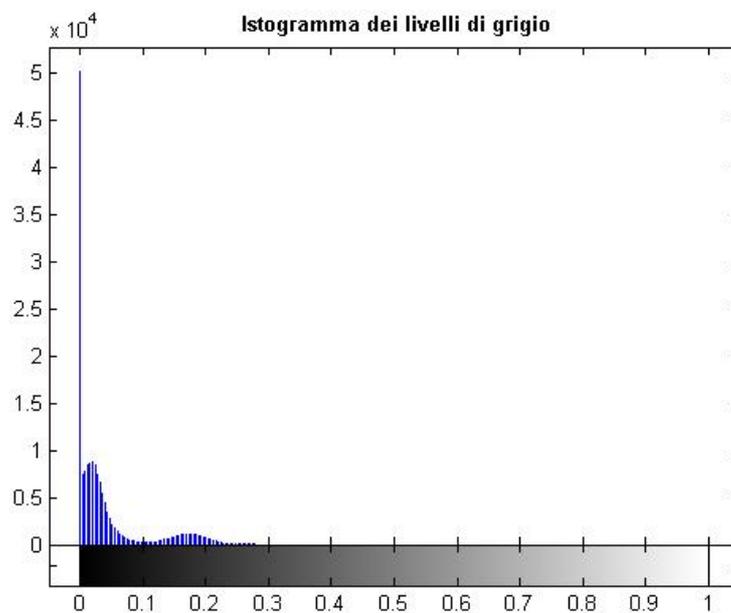
*Illustrazione 66: Immagine ottenuta dalla differenza fra l'immagine relativa alla tomografia 8 e l'immagine relativa alla tomografia 7.*



*Illustrazione 67: Istogramma relativo all'illustrazione 63*



*Illustrazione 68: Immagine ottenuta dalla differenza fra l'immagine relativa alla tomografia 8 e l'immagine relativa alla tomografia 9.*

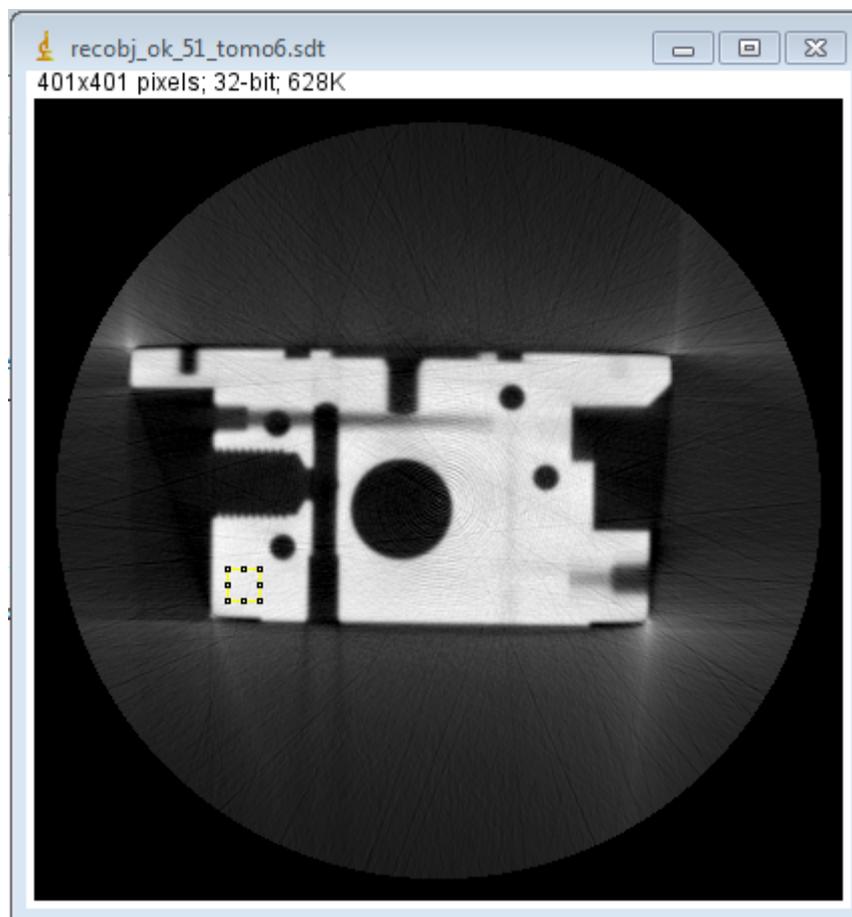


*Illustrazione 69: Istogramma relativo all'illustrazione 65*

Come era prevedibile la differenza maggiore si riscontra tra l'immagine relativa alla tomografia 6 (prodotta mediante il set-up di maggiore collimazione) e quelle relative alla tomografia 8 (prodotta mediante il set-up di minore collimazione). Difatti l'immagine differenza 8-6 risulta essere la più chiara delle tre (riscontrabile meglio mediante l'istogramma piuttosto che ad occhio nudo). Inoltre si registra che l'immagine differenza 8-7 risulta più chiara dell'immagine differenza 8-9 e se ne deduce una migliore efficacia del pre-collimatore, rispetto al post-collimatore, nel ridurre la quantità di radiazione diffusa che arriva sul rivelatore. Questo può essere dovuto ad un posizionamento non ottimale del post-collimatore che avrebbe dovuto essere posto più vicino all'oggetto.

### 5.1.3 Analisi SNR

Per il calcolo relativo all'SNR si è deciso di utilizzare il software *ImageJ*: si è selezionata una ROI quadrata in una zona che risultasse visivamente omogenea dell'immagine relativa alla slice 51 della tomografia 6 e si è quindi memorizzata la posizione esatta della ROI in modo tale da poterla replicare nella medesima posizione sulle altre tre immagini, come di seguito mostrato.



*Illustrazione 70: Immagine slice 51 tomografia 6 dove viene mostrata la ROI selezionata.*

Quindi si sono ricavate le medie dei livelli di grigio presenti all'interno delle ROI e le relative deviazioni standard, riportate nella seguente tabella.

	<b>ROI</b>		
	<b>Area</b>	<b>Media</b>	<b>Dev. Std.</b>
<b>Tomografia 6</b>	256	0,568	0,012
<b>Tomografia 7</b>	256	0,525	0,013
<b>Tomografia 8</b>	256	0,324	0,018
<b>Tomografia 9</b>	256	0,481	0,017
<b>TABELLA 57</b>			

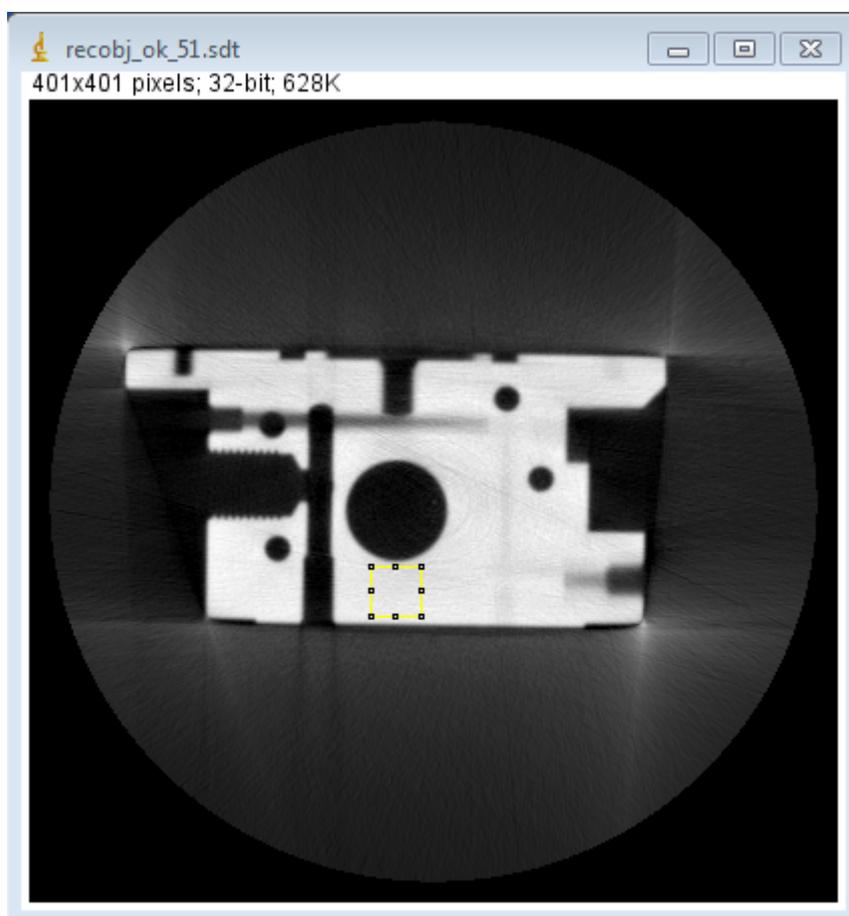
Si è quindi proceduto al calcolo del SNR mediante il rapporto fra la media dei livelli di grigio e le relative deviazioni standard ottenendo i valori riportati nella seguente tabella.

	<b>SNR</b>
<b>Tomografia 6</b>	47
<b>Tomografia 7</b>	40
<b>Tomografia 8</b>	18
<b>Tomografia 9</b>	28
<b>TABELLA 58</b>	

Come era prevedibile nell'immagine prodotta mediante il set-up di minore collimazione, ovvero quella relativa alla tomografia 8, si registra il valore di SNR minore. Il valore di SNR maggiore appartiene all'immagine relativa alla tomografia 6. Si evidenzia un valore di SNR migliore nella tomografia 7, il cui set-up è costituito dal solo pre-collimatore rispetto a quello della tomografia 9 in cui il set-up è costituito dal solo post-collimatore.

## 5.1.4 Analisi del contrasto come differenza tra ROI

Per il calcolo relativo al contrasto si è deciso di utilizzare il software *imagej*: in questo caso si sono selezionate due roi quadrate su ognuna delle quattro immagini relative alle quattro tomografie. La prima roi è stata selezionata in una zona che risultasse visivamente omogenea dell'immagine, nello specifico al di sotto del maggiore dei fori circolari che compaiono nella zona centrale della slice, mentre la seconda all'interno del foro medesimo. Si sono quindi memorizzate le posizioni esatte delle due roi in modo tale da poterle replicare nelle stesse posizioni sulle altre tre immagini, come di seguito mostrato a titolo di esempio per la tomografia 6.



*Illustrazione 71: ROI evidenziata nella zona visivamente omogenea della slice relativa alla tomografia 6*



*Illustrazione 72: ROI evidenziata all'interno del foro della slice relativa alla tomografia 6*

Di seguito viene riportata la tabella 59 con i dati relativi a tale tipologia di analisi

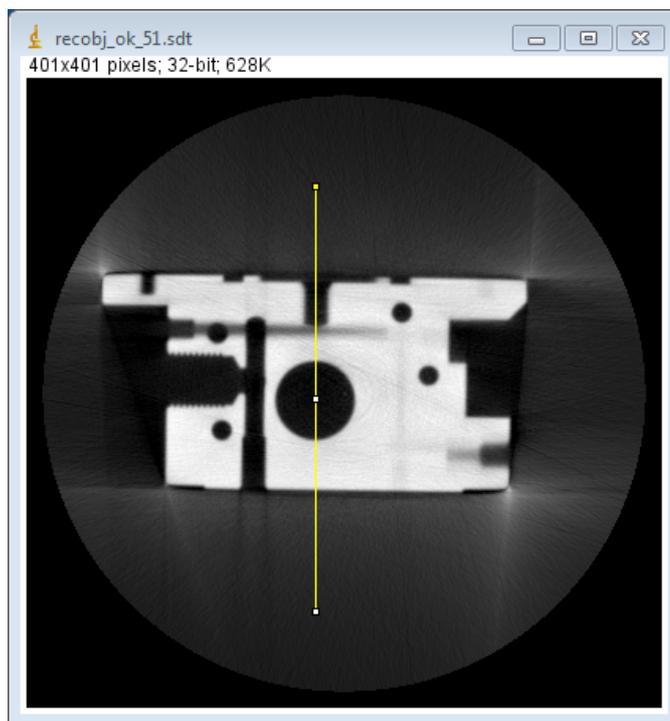
	<b>Tomografia 6</b>		<b>Tomografia 7</b>		<b>Tomografia 8</b>		<b>Tomografia 9</b>	
	<b>Media</b>	<b>Dev. Std.</b>						
<b>Roi oggetto</b>	0,54	0,02	0,511	0,014	0,25	0,03	0,44	0,02
<b>Roi foro</b>	0,03	0,01	0,011	0,009	0,05	0,02	0,032	0,013
<b>Differenza medie</b>	0,51	0,02	0,50	0,02	0,20	0,04	0,41	0,03

**TABELLA 59**

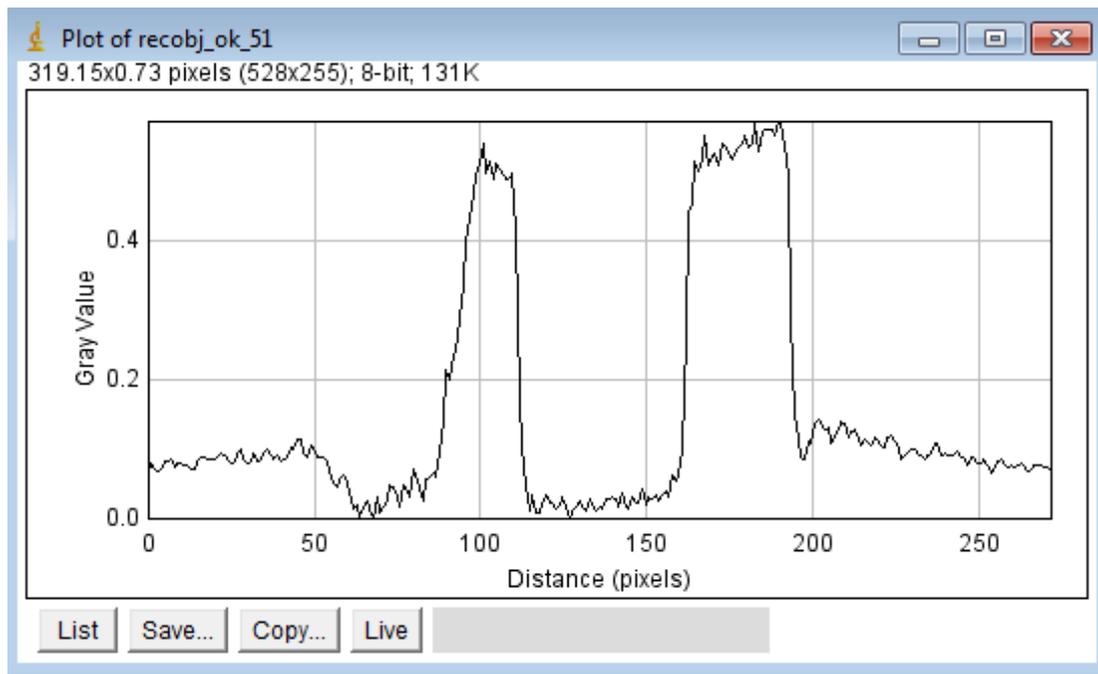
Come era prevedibile il valore di contrasto minore si registra nella tomografia 8, ottenuta

senza l'utilizzo dei collimatori; quindi si ha quello relativo alla tomografia 9, prodotta utilizzando il solo post-collimatore. Infine i valori di contrasto maggiore si registrano per le tomografie 6 e 7, la prima ottenuta mediante set-up di pre e post collimazione e la seconda utilizzando il solo pre-collimatore. É possibile affermare che, entro i limiti degli errori, i valori relativi alle immagini della tomografia 6 e 7 sono uguali, inoltre si evince che i valori migliori si ottengono sempre con la presenza del pre-collimatore. Anche il fatto che la presenza del post-collimatore non abbia alcuna influenza sul miglioramento del contrasto potrebbe essere dovuto ad un posizionamento non ottimale del post-collimatore che, come già detto in precedenza, per svolgere al meglio la sua funzione avrebbe dovuto essere posto vicino all'oggetto.

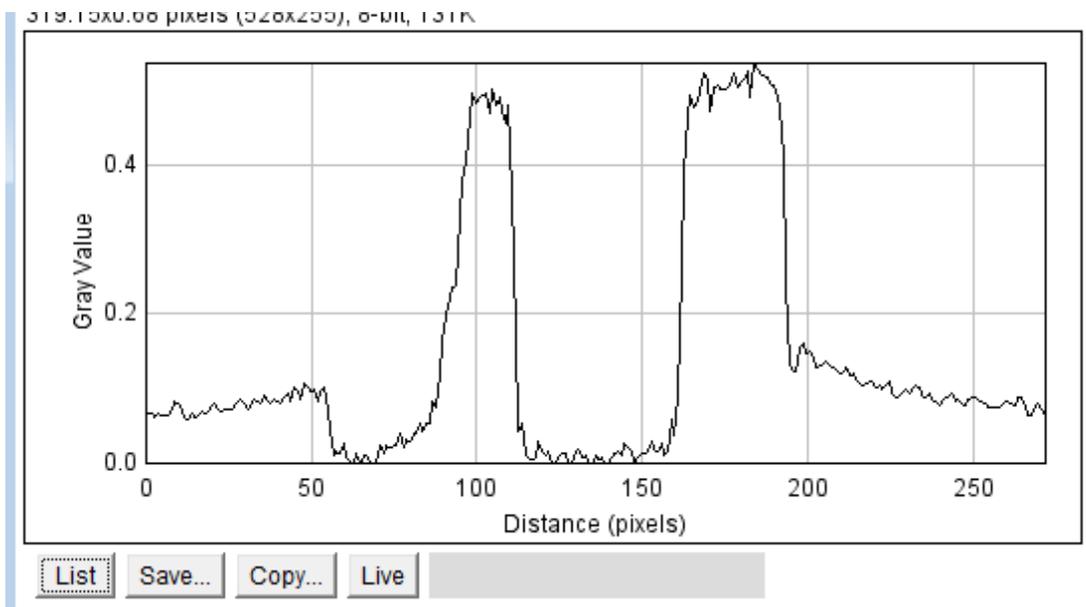
Come ulteriore conferma dei risultati appena citati, sono stati ricavati i profili per ognuna delle quattro immagini relative alla quattro differenti tomografie. Di seguito viene mostrata a titolo di esempio la linea del profilo relativa alla slice della tomografia 6 e successivamente i quattro grafici dei profili ricavati dove si hanno i livelli di grigio in funzione della loro posizione lungo la linea prelevata (la distanza è espressa in pixel).



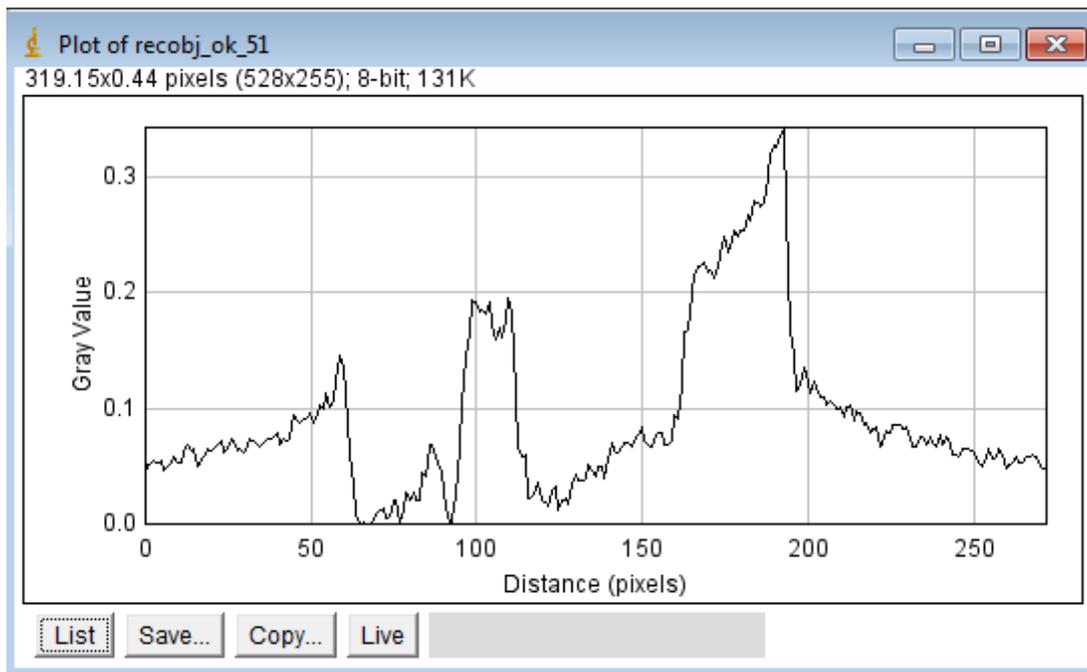
*Illustrazione 73: Slice 51 della tomografia 6 dove viene mostrata la linea del profilo selezionata*



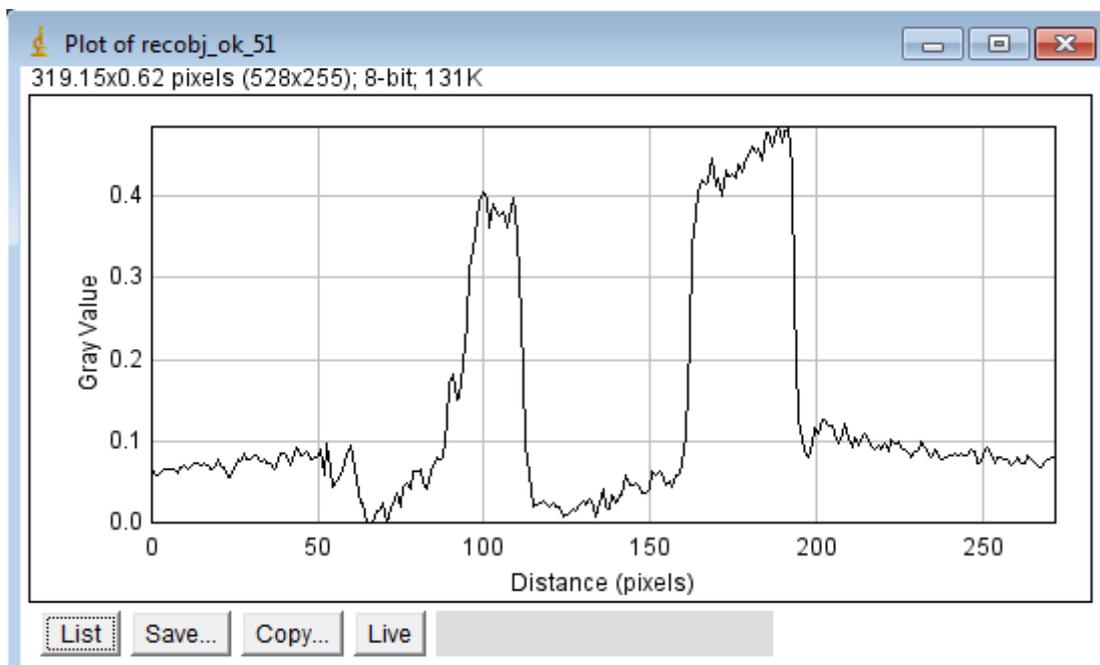
*Illustrazione 74: Profilo relativo all'immagine della tomografia 6*



*Illustrazione 75: Profilo relativo all'immagine della tomografia 7*



*Illustrazione 76: Profilo relativo all'immagine della tomografia 8*



*Illustrazione 77: Illustrazione 71: Profilo relativo all'immagine della tomografia 9*

## 5.2 Conclusioni

In questo capitolo sono state condotte tre differenti tipologie di analisi sulle immagini delle slice tomografiche di un oggetto di prova. La prima è stata eseguita mediante la produzione e il successivo studio degli istogrammi relativi alle quattro immagini. Inoltre si è anche provveduto a calcolare la differenza tra l'immagine relativa alla tomografia 8, prodotta in assenza di collimazione, e le altre tre immagini. Anche in questo caso si sono analizzati i risultati ottenuti mediante gli istogrammi prodotti. Nel secondo e nel terzo caso sono stati calcolati rispettivamente i valori di SNR e contrasto relativi alle immagini appartenenti alle quattro diverse tomografie.

Per quanto riguarda la prima fase, dall'analisi diretta degli istogrammi delle quattro recobj e osservando gli istogrammi relativi alle tre immagini prodotte mediante l'operazione di differenza, si deduce che l'immagine derivante dalla tomografia 6, ottenuta mediante il set-up di maggiore collimazione, oltre ad essere la più contrastata, è anche quella caratterizzata da valori di grigio più elevati. In merito all'immagine relativa alla tomografia 7, ottenuta mediante la collimazione prodotta dal solo pre-collimatore, entro i limiti definiti dagli errori, si registra un lieve peggioramento del contrasto. Tale peggioramento viene amplificato nell'immagine relativa alla tomografia 9 (ottenuta mediante l'apporto del solo post-collimatore) ed, infine, risulta essere massimo nell'immagine relativa alla tomografia 8 in cui vi è assenza totale di collimazione. Di seguito viene riportata la tabella con i valori di contrasto prelevati sugli istogrammi.

<b>Singola fenditura</b>		
<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>Differenza tra i picchi</b>
<b>Istogramma tomografia 6</b>	<b>Pre-collimatore e post collimatore</b>	0,47
<b>Istogramma tomografia 7</b>	<b>pre-collimatore</b>	0,43
<b>Istogramma tomografia 8</b>	<b>Assenza di collimazione</b>	0,21
<b>Istogramma tomografia 9</b>	<b>Post-collimatore</b>	0,37
<b>TABELLA 60</b>		

Lo stesso andamento si registra per quanto riguarda i valori di SNR, mentre in merito al contrasto calcolato si può asserire che i valori relativi alle immagini della tomografia 6 e 7 sono

uguali entro i limiti degli errori, inoltre risulta evidente che i valori migliori si ottengono con la presenza del pre-collimatore (tomografie 6 e 7). Nell'istogramma si evince una differenza apparente nel contrasto che invece non viene riscontrata nelle ROI.

	<b>Tomografia 6</b>	<b>Tomografia 7</b>	<b>Tomografia 8</b>	<b>Tomografia 9</b>
<b>SNR</b>	47	40	18	28
<b>Differenza medie</b>	$0,51 \pm 0,02$	$0,50 \pm 0,02$	$0,20 \pm 0,04$	$0,41 \pm 0,03$

**Tabella 61**

# CAPITOLO 6

## Progettazione e testing dell'apparato di collimazione a multifenditura

In questo capitolo verranno esposte e discusse in dettaglio: le fasi di progettazione di due collimatori a multi-fenditura realizzati per effettuare una tomografia collimata completa di un oggetto in due fasi di acquisizione distinte la cui durata temporale sia esattamente doppia rispetto a quella della tomografia senza collimazione ma col vantaggio di mantenere gli effetti migliorativi sul contrasto ottenuti dalla collimazione a fenditura singola. Il concetto che sta alla base della realizzazione di entrambe le strutture è quello che esse abbiano la possibilità di essere traslate conservando il reciproco allineamento, in posizioni complementari al fine di raccogliere, in due fasi, la proiezione radiografica completa dell'oggetto. Saranno quindi riportate alcune delle problematiche incontrate e saranno mostrati i risultati ottenuti, confrontandoli con quelli relativi al caso della fenditura singola.

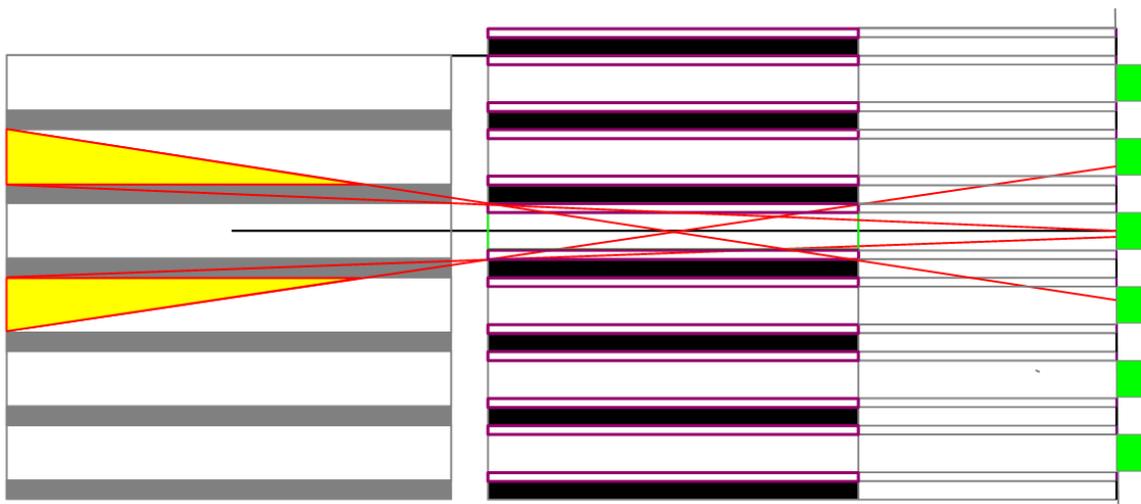
### 6.1 Nuovo apparato sperimentale

Per poter eseguire questa nuova fase sperimentale, oltre alla strumentazione descritta nel capitolo 3 di questa tesi, sono stati progettati e realizzati due specifici collimatori. Inoltre, sono stati utilizzati altri due "limitatori" e due assi di traslazione motorizzati micrometrici per movimentare i due collimatori. Nei seguenti paragrafi tale strumentazione verrà descritta in dettaglio.

## 6.1.1 Progettazione post-collimatore a multifenditura

Nella progettazione dei due collimatori a multi-fenditura ci si è avvalsi anche di schemi e disegni in scala per le necessarie considerazioni sulla geometria importanti per il corretto dimensionamento e posizionamento relativo dei due componenti. Verranno mostrati di seguito alcuni degli schemi utilizzati in questa fase di progettazione.

Al fine di rappresentare schematicamente il campione, lo si è innanzitutto pensato come se fosse un parallelepipedo orientato con la dimensione maggiore lungo l'asse tubo a raggi X-rivelatore. L'oggetto reale ha in effetti una forma molto vicina a quella schematizzata. Schematizzando l'oggetto e il post-collimatore in un disegno di profilo, il primo è di forma perfettamente quadrata. Le sue dimensioni sono state arrotondate (per eccesso) a 120mm x 120mm. Nell'apparato sperimentale reale, la distanza fra il centro geometrico del campione (coincidente col centro di rotazione) e lo scintillatore è di 239mm e, proprio all'interno di questo spazio, si deve poter inserire il post-collimatore a multi-fenditura. Si è pensato in prima istanza di ideare un post-collimatore costituito da lastre in piombo di dimensioni 200 (larghezza) x 100 (profondità) x 5 (altezza) mm. La spaziatura verticale tra le lastre (altezza delle fenditure) è stata scelta di 20 mm per ragioni che verranno chiarite più avanti. In seguito a considerazioni geometriche preliminari si è visto che per ridurre la diffusione da parte delle fenditure adiacenti il post-collimatore dovrebbe essere posizionato il più vicino possibile all'oggetto. E' stata mantenuta per ragioni pratiche una distanza di 10 millimetri tra di essi. Nella figura seguente viene rappresentato questo primo schema in scala 1:2.



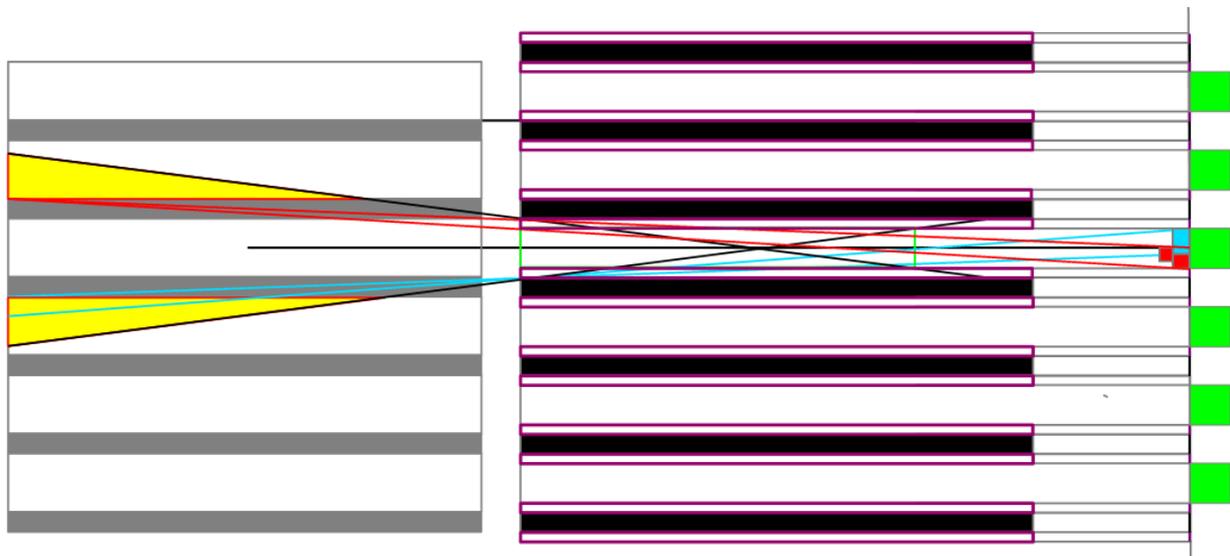
*Illustrazione 78: Prima rappresentazione schematica dell'oggetto, del post-collimatore e del rivelatore*

In questa rappresentazione schematica utilizzando i colori grigio e bianco è stato rappresentato l'oggetto, mentre il collimatore è quello a destra raffigurato in nero con le fenditure in bianco.

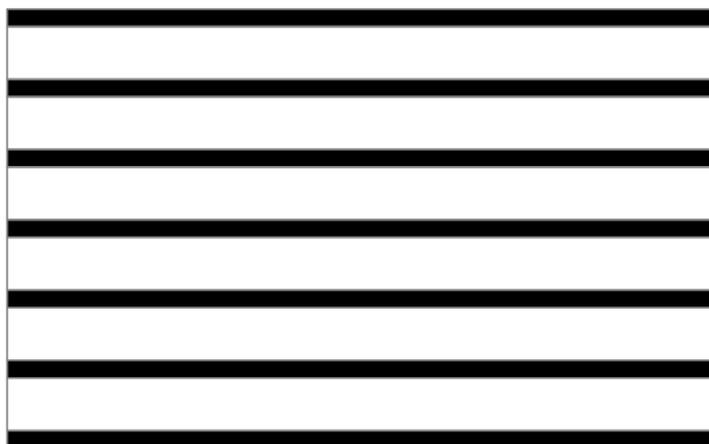
Le zone in grigio dell'oggetto sono state così colorate per evidenziare quelle specifiche sezioni che non sono colpite dalla radiazione X del fascio primario a causa della presenza del pre-collimatore, il quale non è qui schematizzato, ma viene sempre allineato con il post-collimatore. Per semplicità i raggi sono considerati paralleli (fascio parallelo). I quadrati verdi rappresentano le zone del rivelatore in cui si raccoglie la radiazione diretta, in quanto non “coperte” dal post-collimatore. Per avere una buona continuità tra le immagini ricavate da fenditure adiacenti complementari si è tenuta una zona di margine di 2,5mm rispetto ai bordi del collimatore da scartare nella ricomposizione dell'immagine completa. Nell'illustrazione 78 si è evidenziata questa zona di margine colorandola in magenta. Come è possibile vedere dallo schema precedente quindi queste aree di margine restringono l'area utile alla formazione dell'immagine a livello della superficie del rivelatore. In grigio sono state tracciate le linee che corrispondono ai raggi X provenienti dalla sorgente (fascio parallelo). In rosso invece sono state tracciate delle linee che rappresentano i percorsi della radiazione diffusa dalle regioni irraggiate dell'oggetto adiacenti a quella considerata e che potenzialmente potrebbero entrare nella fenditura considerata e arrivare fino al rivelatore producendo su di esso un segnale spurio indesiderato. In questo modo si è constatata la dimensione e la posizione delle regioni del volume dell'oggetto da cui potenzialmente può provenire radiazione diffusa indesiderata (cioè che non fa parte del fascio diretto) che produce segnale spurio sulla zona

del rivelatore considerata. Si è quindi deciso di aumentare lo spessore delle lastre di piombo e di portarli fino alla lunghezza di 13 cm, come mostrato nella seguente immagine (illustrazione 79) per ridurre ulteriormente la radiazione diffusa proveniente dalle regioni adiacenti. Inoltre nelle illustrazioni (80 e 81) vengono riportati gli schemi di progettazione del post-collimatore rispettivamente visti dall'alto e frontalmente, entrambi in scala 1:2 .

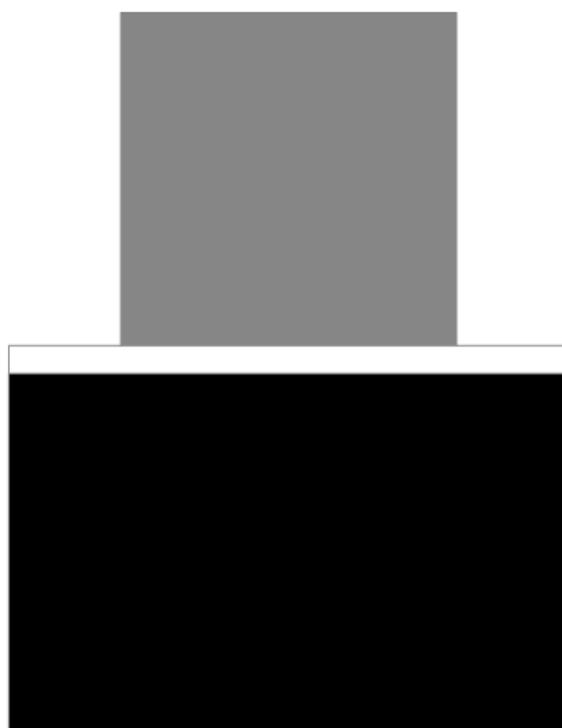
La difficoltà nella costruzione di un collimatore a più fenditure di questo tipo risiede proprio nel trovare la combinazione migliore tra posizione (in relazione all'oggetto), profondità delle lastre e ampiezza delle fenditure, che garantisca una buona sovrapposizione delle porzioni di immagine complementari (evitando le zone di margine dove il segnale cala per effetto di bordo) e che comporti una significativa riduzione della radiazione diffusa dall'oggetto. Con lastre di 5mm di spessore e margini di 2,5mm rispetto ai bordi (i margini sono stati valutati dall'esame dei profili del segnale trasversali alla fenditura) l'ampiezza delle fenditure utile per ottenere la perfetta saldatura delle parti di immagine complementari raccolte nelle due fasi di acquisizione tomografica risulta essere di 20mm mentre lo spostamento in verticale del collimatore tra una fase e l'altra risulta essere di 10mm. Questo spostamento viene realizzato tramite gli assi meccanici.



*Illustrazione 79: Rappresentazione schematica definitiva in cui è presente l'oggetto, il post-collimatore e il rivelatore.*



*Illustrazione 81: Schema di progettazione del post-collimatore visto frontalmente*

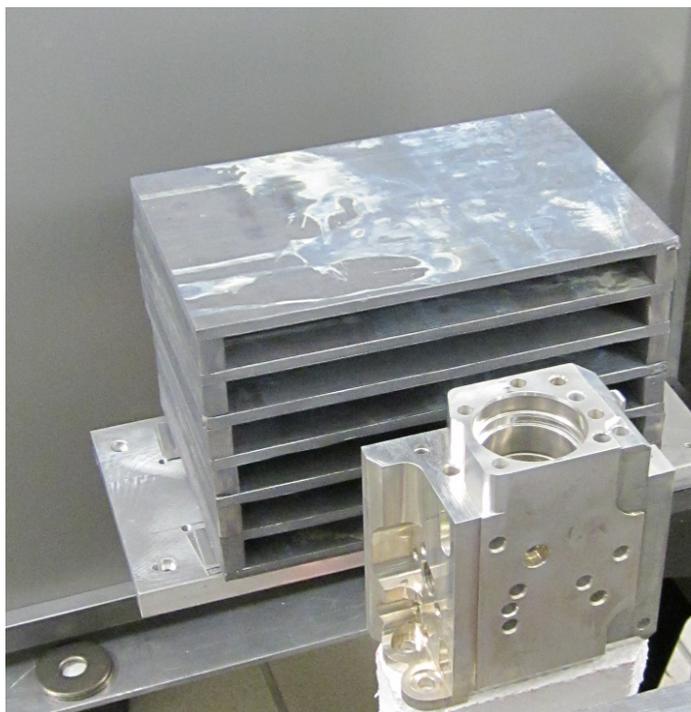


*Illustrazione 80: Schema di progettazione del post-collimatore visto dall'alto.*

Le dimensioni esatte del post-collimatore sono riportate nella seguente tabella.

<b>TABELLA 62</b>	<b>Parametri</b>	<b>Dimensioni</b>	
	<b>Dimensioni lastre</b>	<b>x</b>	200 mm
		<b>y</b>	5 mm
		<b>z</b>	130 mm
	<b>Numero lastre</b>	7	
	<b>Spazio fra le intercapedini equispaziate</b>	15 mm	
	<b>Distanza oggetto post-collimatore</b>	10 mm	
	<b>Distanza rivelatore post-collimatore</b>	39 mm	

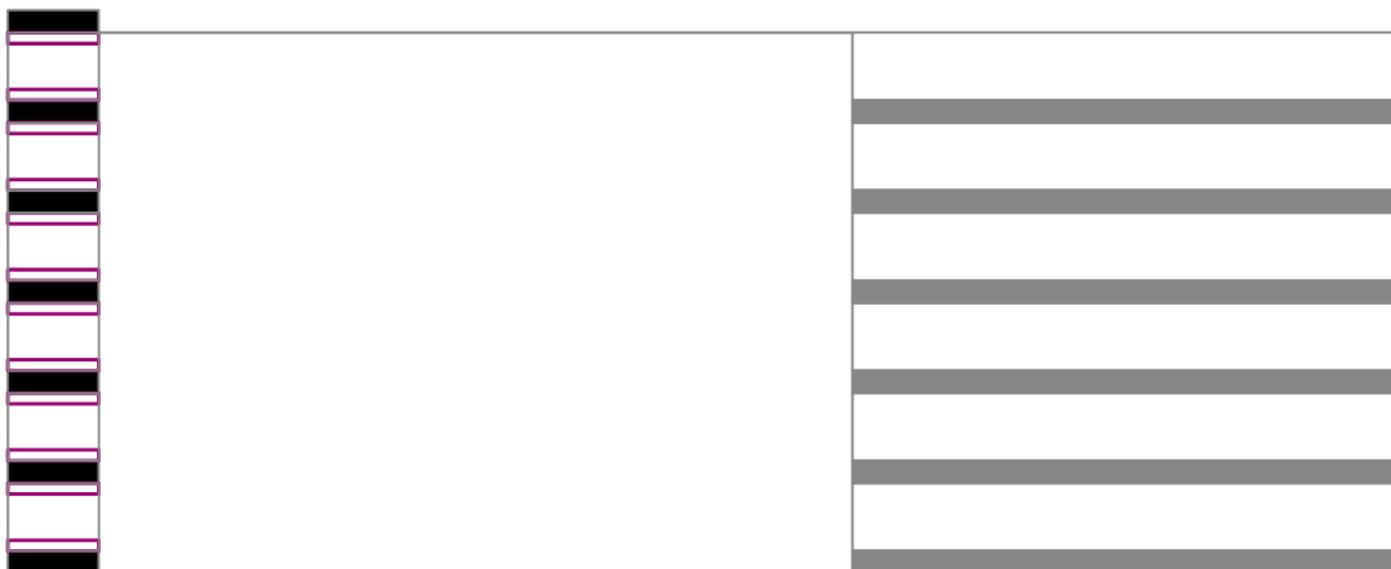
Nelle seguente immagine viene mostrato il post-collimatore realizzato in piombo.



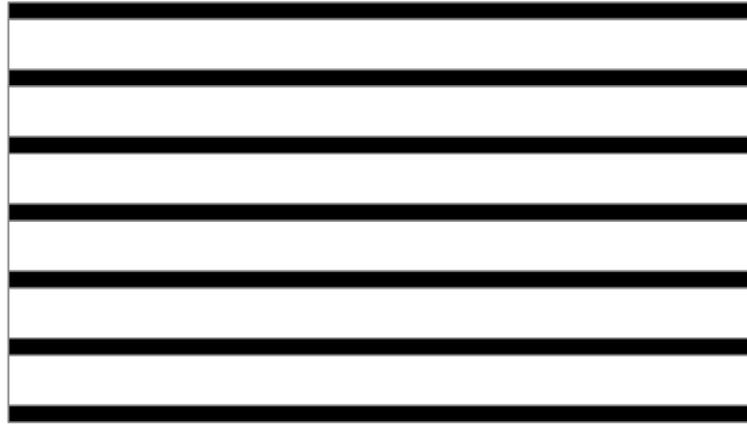
*Illustrazione 82: Post-collimatore di fronte al*

## 6.1.2 Progettazione pre-collimatore a multifenditura

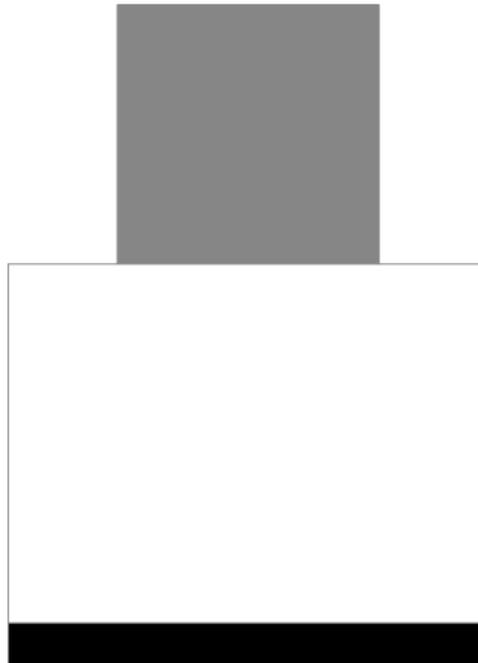
Successivamente alla progettazione del post-collimatore si è proceduto a realizzare il rispettivo pre-collimatore. In questo caso la profondità delle lastre in piombo utilizzate è molto minore (20 mm) rispetto a quella del post-collimatore (130 mm) in quanto la funzione del pre-collimatore è sostanzialmente solo quella di delimitare le aree di oggetto irraggiate, in corrispondenza alle fenditure del post-collimatore. Di seguito vengono riportati gli schemi di progettazione prodotti in scala 1:2 visti lateralmente, frontalmente e dall'alto (illustrazioni numero 83, 84 e 85).



*Illustrazione 83: Schemi di progettazione prodotti in scala 1:2 visto lateralmente*



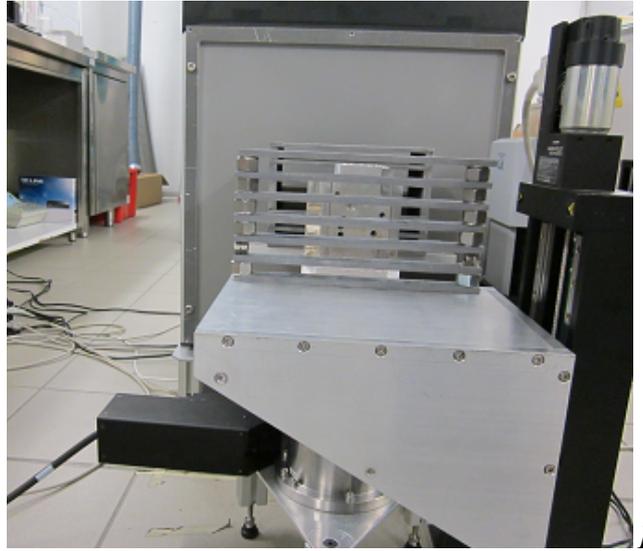
*Illustrazione 84: Schema di progettazione prodotti in scala 1:2 visti frontalmente*



*Illustrazione 85: Schemi di progettazione prodotti in scala 1:2 visto dall'alto*

Si è costruito il pre-collimatore con lastre di larghezza leggermente maggiore (220 mm) rispetto al quelle del post-collimatore (200 mm) mentre le dimensioni dell'altezza delle singole lastre sono state mantenute identiche (5 mm) anche per via della disponibilità dei materiali. Il pre-collimatore è stato costruito in modo che alla distanza a cui è stato posizionato la proiezione delle lastre di pre-

collimazione fosse perfettamente sovrapposta alla proiezione delle lastre di post-collimazione. Questa buona sovrapposizione, che viene mostrata nell'illustrazione 86, è stata ottenuta con alcuni aggiustamenti volti a compensare l'effetto prospettico dovuto alla geometria conica (il sistema reale non è a fasci paralleli).



*Illustrazione 86: Il pre e il post collimatore allineati, dove si può anche vedere il componente automotive posto fra di essi*

Di seguito è riportata la tabella con le specifiche dimensioni del pre-collimatore.

<b>TABELLA 63</b>	<b>Parametri</b>		<b>Dimensioni</b>	
	<b>Dimensioni lastre</b>	<b>x</b>	220 mm	
		<b>y</b>	5 mm	
		<b>z</b>	20 mm	
	<b>Numero lastre</b>		7	
	<b>Distanza sorgente pre-collimatore</b>		1258 mm	
<b>Distanza oggetto pre-collimatore</b>		166 mm		

### 6.1.3 Assi di movimentazione verticale

Affinché i due collimatori potessero essere allineati e quindi essere posti alle quote desiderate, sono stati posizionati sopra due assi di movimentazione a spostamento micrometrico. Gli spostamenti verticali, ottenuti con questi specifici strumenti, sono stati eseguiti tramite un software di controllo da noi realizzato. Nelle seguenti immagini vengono mostrati i due assi sopra i quali sono posizionati i due collimatori. PI-M413.3PD (300mm di corsa lineare) e PI-M521.DD (200mm di corsa lineare).



*Illustrazione 87: Entrambi gli assi di movimentazione che sorreggono i due collimatori*



*Illustrazione 88: Vista dall'alto di entrambi gli assi di movimentazione caricati con i collimatori*

## 6.1.4 Limitatori

Si é pensato di apporre due differenti strutture di piombo innanzi alla sezione del tubo adibita all'emissione della radiazione. Tali strutture, denominate limitatori, rappresentano una prima modalit  di collimazione ed in particolare vanno a delimitare il fascio emergente dalla sorgente. Il primo limitatore   costituito da una doppia lastra da 20mm in piombo (totale 40mm) con foro circolare al centro che riduce l'ampiezza del cono di emissione della sorgente in modo che alla distanza del rivelatore venga irraggiata solo l'area utile dello stesso (45 x 45 cm<sup>2</sup>). Il secondo limitatore   una lastra in piombo di area pi  piccola e di spessore 20mm con foro quadrato centrale la cui funzione   di limitare ulteriormente l'area irraggiata del rivelatore alla dimensione strettamente necessaria all'acquisizione tomografica con i collimatori multi-slit (quindi approssimativamente l'area definita dalle dimensioni del pre e del post-collimatore).



*Illustrazione 89: Il secondo limitatore posto di fronte alla sorgente*



*Illustrazione 90: Entrambi i limitatori collocati nelle posizioni in cui si sono utilizzati*

## 6.2 Traslazione verticale di entrambi collimatori

Il fine ultimo della progettazione di queste tipologie di collimatori come anticipato è quello di ottenere, mediante i dati acquisiti con due sole tomografie, la ricostruzione dell'intero campione. Così facendo si ricava un elevato abbattimento delle tempistiche utili per acquisire la ricostruzione complessiva dell'oggetto da indagare rispetto a quelle necessarie qualora si utilizzasse il collimatore a singola fenditura. Il concetto che sta alla base di questa idea prevede che, una volta allineati i due collimatori, si effettui la prima tomografia, successivamente vengano entrambi traslati verticalmente di 10 mm e, infine, si esegua la seconda tomografia. Mediante quest'ultima tomografia si andranno ad acquisire le porzioni di immagine relative alle sezioni di campione che precedentemente risultavano “oscurate” dai collimatori.

## 6.3 Parametri delle acquisizioni tomografiche

Le acquisizioni tomografiche sono state effettuate mediante i parametri riportati nella tabella 64 e nelle quattro modalità di collimazione indicate nella tabella 65.

<b>Parametri di acquisizione tomografia 1</b>	
<b>Set-up di collimazione</b>	Pre-collimatore e post-collimatore
<b>Tensione</b>	300 kV
<b>Amperaggio</b>	6 mA
<b>Filtrazione</b>	0,5 mm di Cu
<b>Tempo di esposizione</b>	1,2 s
<b>N. di frame</b>	1
<b>Angolo coperto</b>	360°
<b>Proiezioni</b>	720
<b>Binning</b>	3x3
<b>Dimensioni del pixel</b>	0,475 x 0,475 mm
<b>Distanza oggetto-rivelatore</b>	287 mm
<b>Distanza sorgente-oggetto</b>	2750 mm
<b>Distanza rivelatore-sorgente</b>	3037 mm
<b>Magnificazione</b>	1,1
<b>Voxel</b>	0,430 mm

TABELLA 64

<b>Configurazioni</b>				
<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>Modalità di collimazione</b>		
		<b>Limitatori</b>	<b>Pre-collimatore</b>	<b>Post-collimatore</b>
<b>Tomografia 1</b>	<b>Pre-collimatore e Post-collimatore</b>	√	√	√
<b>Tomografia 2</b>	<b>Assenza di collimazione</b>	√		
<b>Tomografia 3</b>	<b>Post-collimatore</b>	√		√
<b>Tomografia 4</b>	<b>Pre-collimatore</b>	√	√	

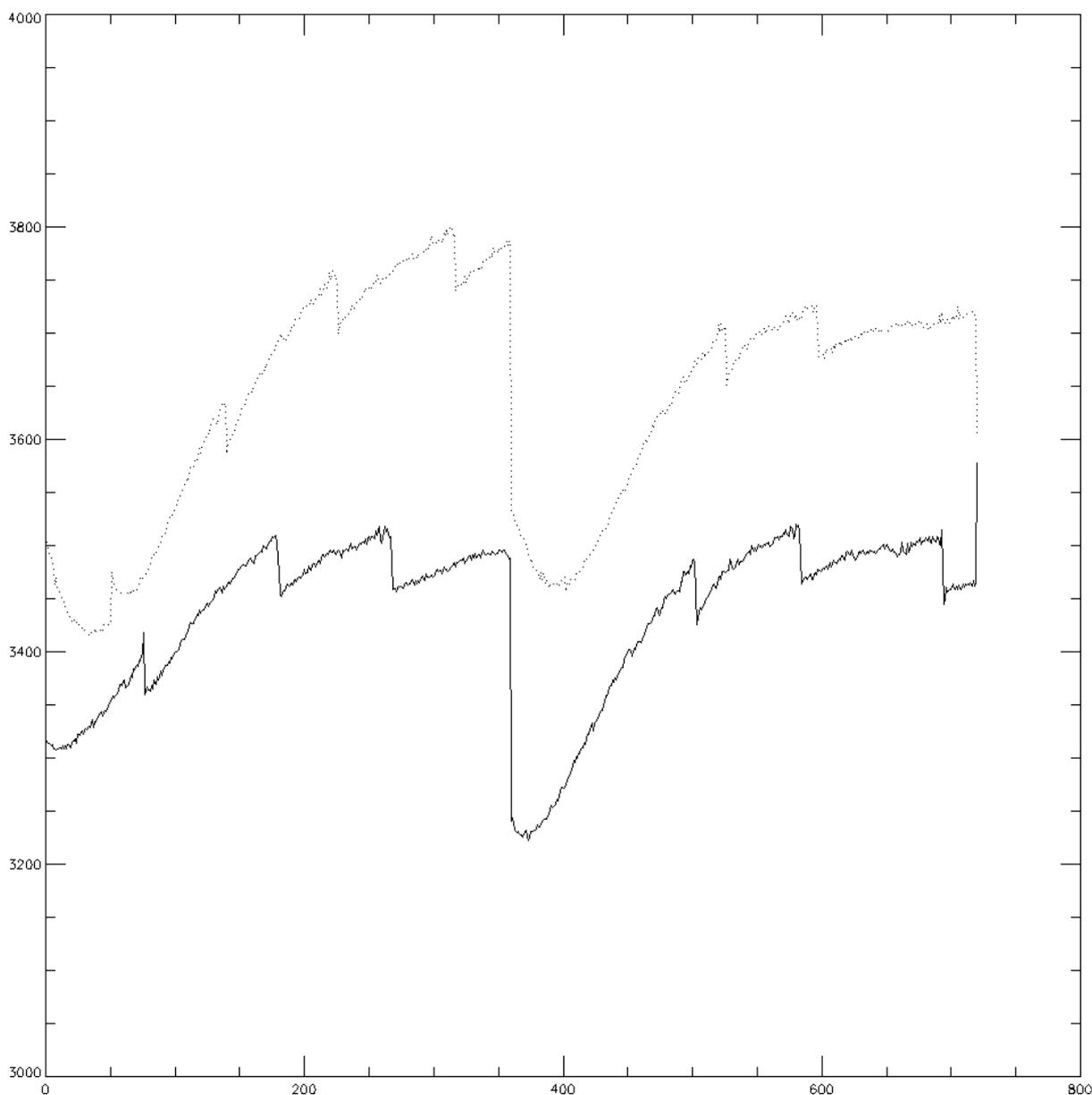
**TABELLA 65**

Una volta ottenute le prime 720 projections (denominate projection up) e le seconde 720 projections (denominate projection down), tramite il software opportunamente sviluppato si sono potute generare le 720 projections complete, costituite dai dati presenti in entrambe le precedenti acquisizioni. Nello specifico si sono individuate, in entrambe le acquisizioni (up e down), le coordinate relative alle porzioni di immagine corrispondenti alle fenditure dei collimatori e si è quindi generato il gruppo di projections complete dell'intero oggetto. Nella seguente tabella vengono riportate le coordinate di selezione delle ROI mediante le quali si è eseguito tale processo.

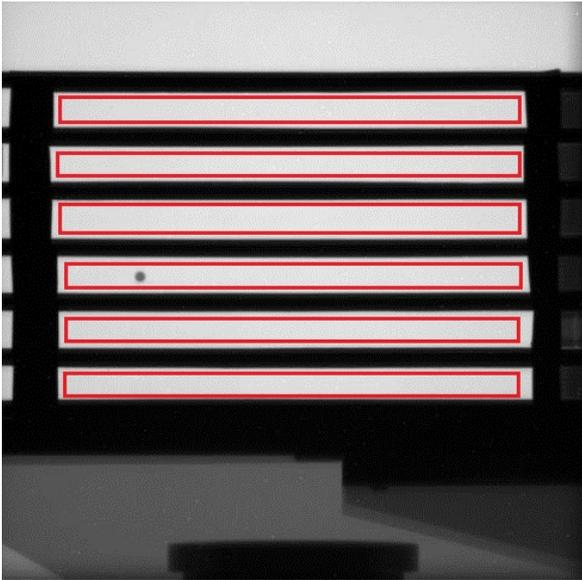
<b>Numerazione</b>	<b>Denominazione</b>	<b>Coordinate iniziali (pixels)</b>		<b>Coordinate finali (pixels)</b>	
		<b>x</b>	<b>y</b>	<b>x</b>	<b>y</b>
<b>I</b>	<b>Up</b>	50	80	50	102
	<b>Down</b>	50	103	50	125
<b>II</b>	<b>Up</b>	50	126	50	148
	<b>Down</b>	50	149	50	171
<b>III</b>	<b>Up</b>	50	172	50	194
	<b>Down</b>	50	195	50	217
<b>IV</b>	<b>Up</b>	50	218	50	240
	<b>Down</b>	50	241	50	263
<b>V</b>	<b>Up</b>	50	264	50	286
	<b>Down</b>	50	287	50	309
<b>VI</b>	<b>Up</b>	50	310	50	332
	<b>Down</b>	50	333	50	355

**TABELLA 66**

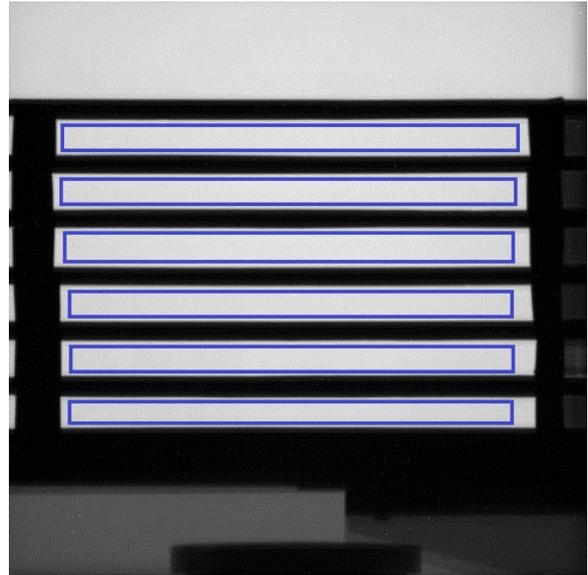
Successivamente tramite il software Parrec si è effettuata la preparazione dei dati (normalizzazione e correzioni) e quindi si è avviata la ricostruzione tomografica. Uno dei problemi di effettuare la tomografia completa di un oggetto in due fasi successive è sicuramente quello di ottenere dati omogenei soprattutto in relazione all'intensità del segnale. A questo livello è molto importante la stabilità nell'erogazione da parte del tubo a raggi X. Si è visto come in realtà il tubo avesse una notevole instabilità (vedi grafico dell'intensità media nelle due successive fasi di acquisizione nell'illustrazione 91). E' stato necessario quindi operare un'equalizzazione preliminare delle proiezioni radiografiche di partenza.



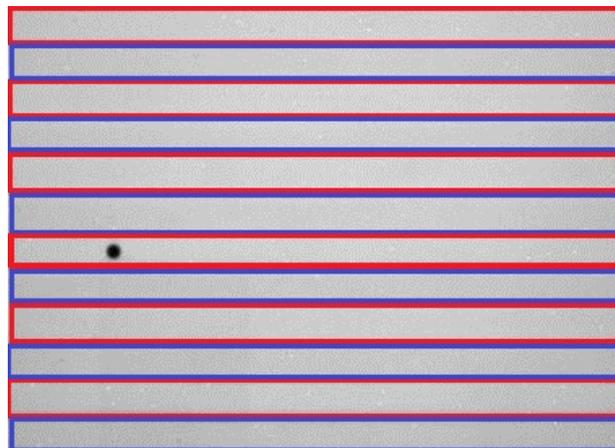
*Illustrazione 91: Grafico dell'intensità media nelle due successive fasi di acquisizione*



*Illustrazione 92: Immagine projection\_0 collimatore up con le 6 ROI selezionate in rosso*



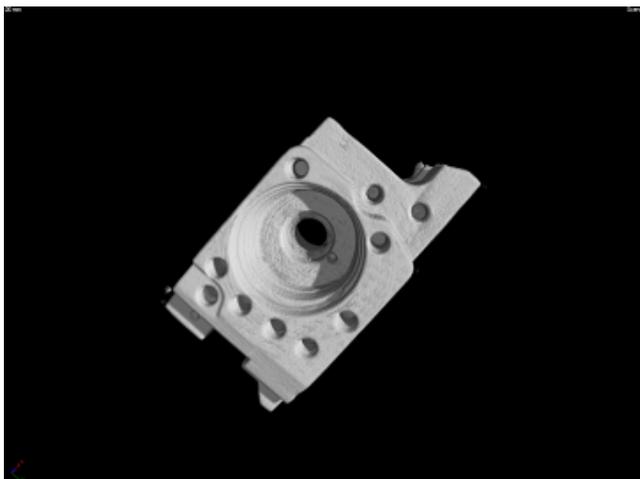
*Illustrazione 93: Immagine projection\_0 collimatore down con le 6 ROI selezionate in blu*



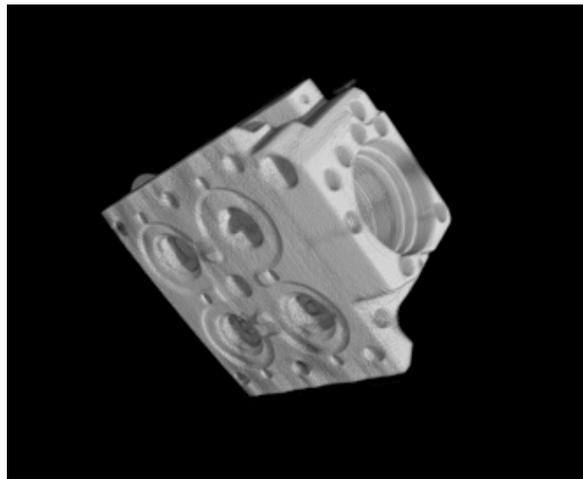
*Illustrazione 94: Immagine projection a bande unite con le ROI alternate rosse e blu*

Si è quindi elaborata una specifica correzione sulle immagini. Si è deciso di effettuare un'equalizzazione sulle immagini in modo da tentare di ridurre la visibilità delle bande. A tal fine si è selezionata una ROI nell'immagine denominata izero (immagine così denominata in quanto ottenuta in assenza del campione da analizzare) in una zona omogenea in cui non fosse presente il collimatore, in modo da prelevare il valore medio dei livelli di grigio presenti al suo interno. Inoltre

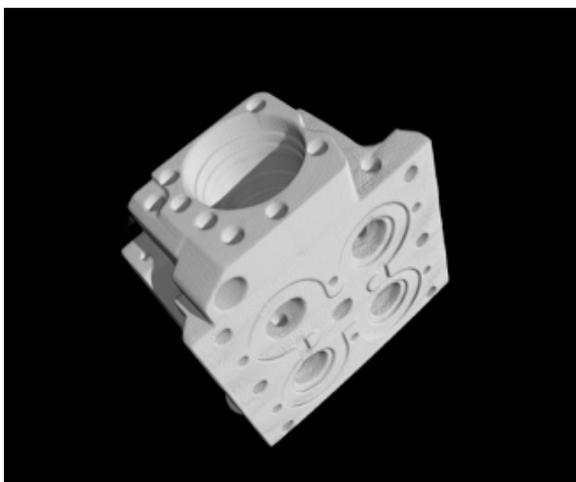
è stata selezionata un'altra ROI (delle stesse dimensioni e coordinate della precedente) nella prima delle projections. Successivamente è stato calcolato il rapporto fra i due valori prelevati nelle ROI ottenendo il fattore di correzione cercato. A questo punto, tale fattore è stato moltiplicato per ogni pixel della projection, ottenendo la projection corretta. Il processo è stato infine iterato su ognuna delle 720 projections a disposizione. Di seguito vengono mostrati le ricostruzioni 3D relativi alle quattro tomografie.



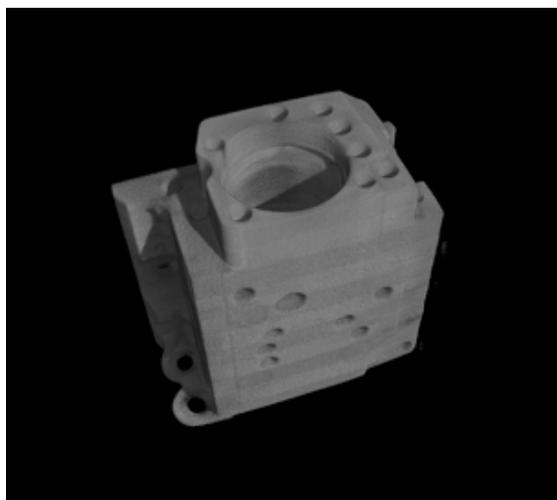
*Illustrazione 96: Ricostruzione 3D relativa alla tomografia 1*



*Illustrazione 95: Ricostruzione 3D relativa alla tomografia 2*



*Illustrazione 97: Ricostruzione 3D relativa alla tomografia 3*



*Illustrazione 98: Ricostruzione 3D relativa alla tomografia 4*

Si sono comunque riscontrate variazioni sistematiche di intensità nelle due serie di proiezioni visibili come bande di intensità media leggermente differente nelle proiezioni complete dell'oggetto. Queste differenze sono state equalizzate moltiplicando per opportuni fattori di

correzione a livello del software di generazione delle proiezioni radiografiche complete.

## 6.4 Analisi dei risultati

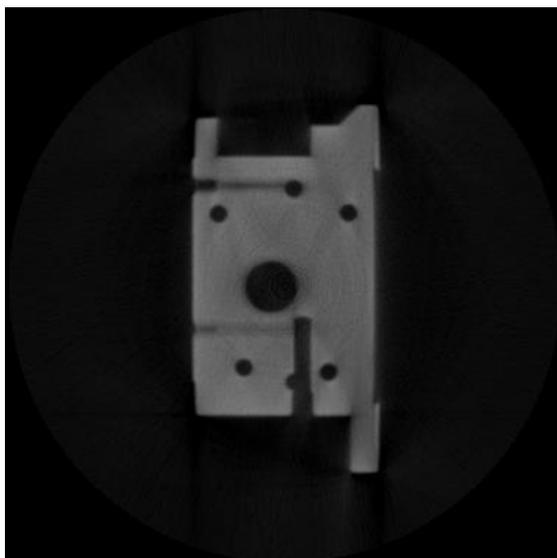
Di seguito verranno trattate le due differenti tipologie di analisi condotte sulle immagini ottenute secondo le differenti configurazione di collimazione adottate già viste in precedenza e qui riassunte per comodità nella seguente tabella.

<b>Configurazioni</b>				
<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>Modalità di collimazione</b>		
		<b>Limitatori</b>	<b>Pre-collimatore</b>	<b>Post-collimatore</b>
<b>Tomografia 1</b>	<b>Pre-collimatore e Post-collimatore</b>	√	√	√
<b>Tomografia 2</b>	<b>Assenza di collimazione</b>	√		
<b>Tomografia 3</b>	<b>Post-collimatore</b>	√		√
<b>Tomografia 4</b>	<b>Pre-collimatore</b>	√	√	

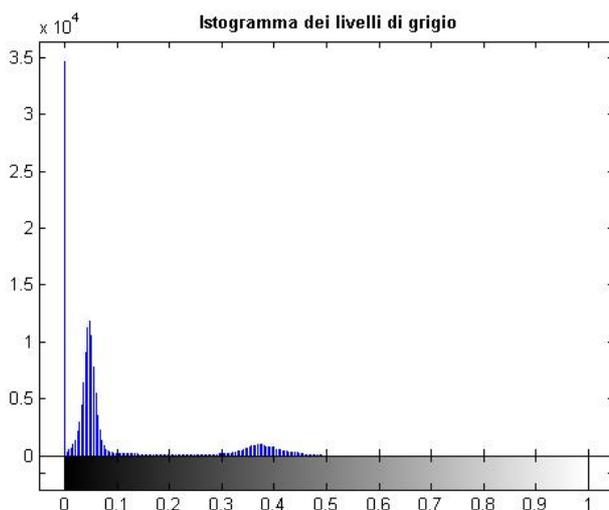
**TABELLA 67**

## 6.4.1 Analisi degli istogrammi

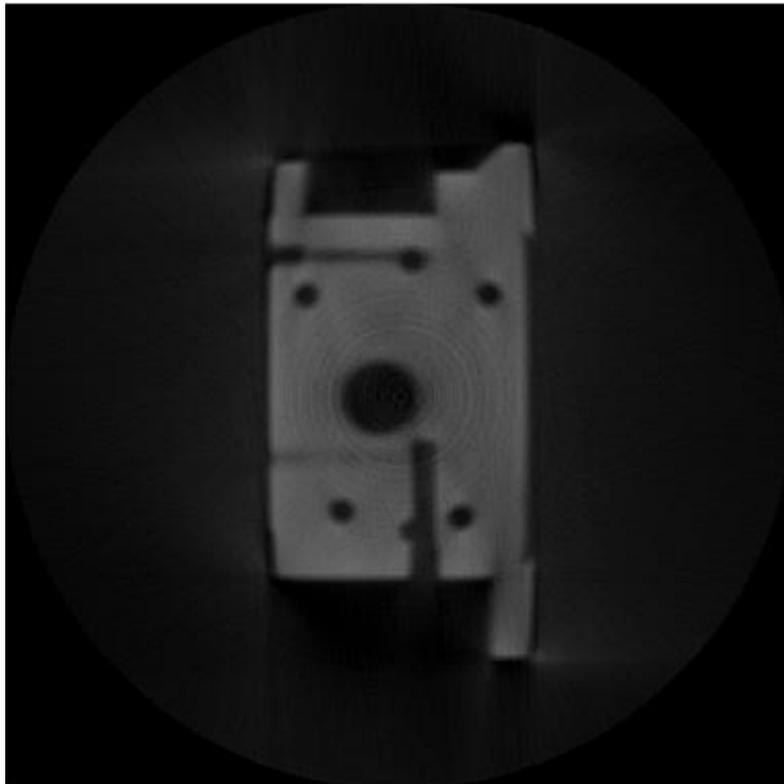
Tramite il software *Matlab*, mediante il procedimento già discusso nel paragrafo 5.1, si sono ottenuti gli istogrammi relativi alle immagini presenti nelle slices centrali di ognuna delle quattro tomografie (file *recobj\_ok\_151\_tomo1.std*, *recobj\_ok\_151\_tomo2.std*, *recobj\_ok\_151\_tomo3.std*, *recobj\_ok\_151\_tomo4.std*) che vengono di seguito riportati assieme alle relative immagini.



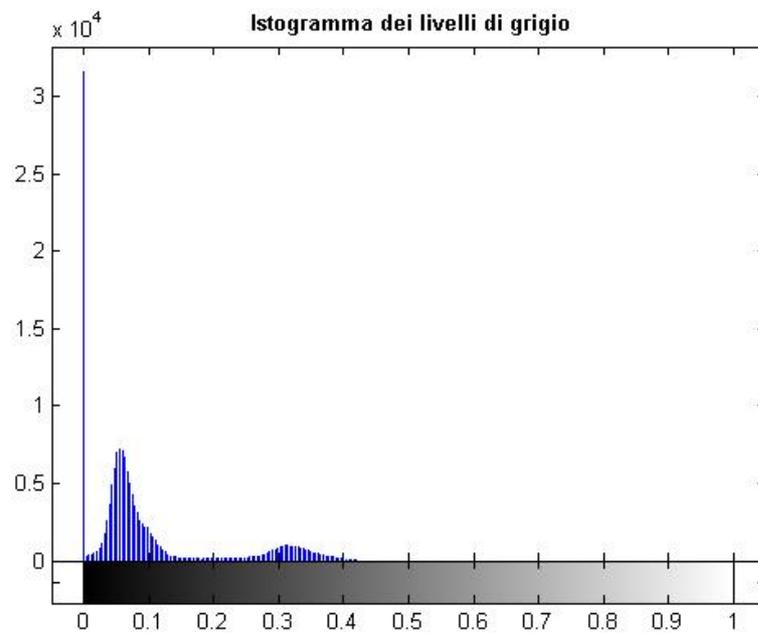
*Illustrazione 99: Slice 151 tomografia 1*



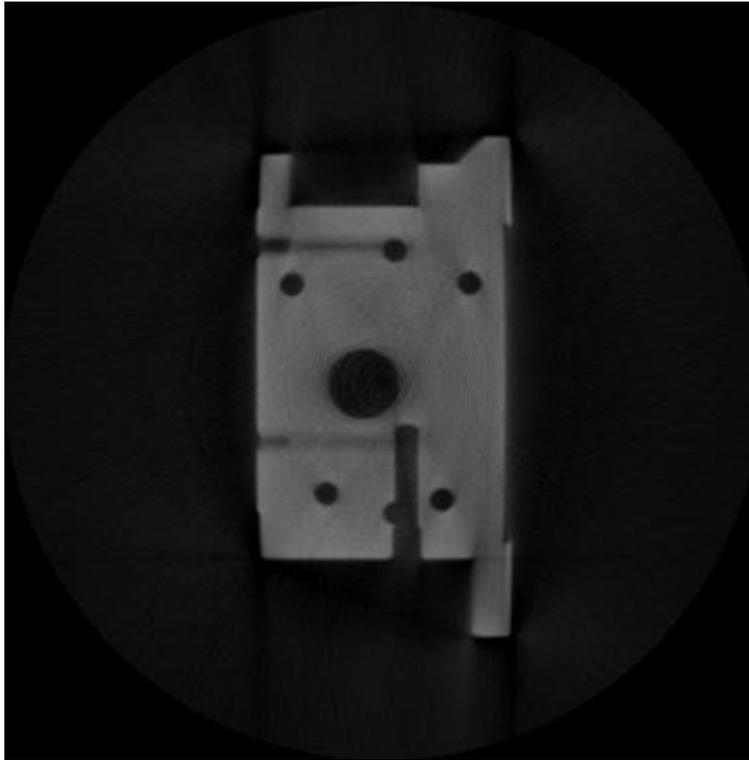
*Illustrazione 100: istogramma relativo alla slice 151 della tomografia 1*



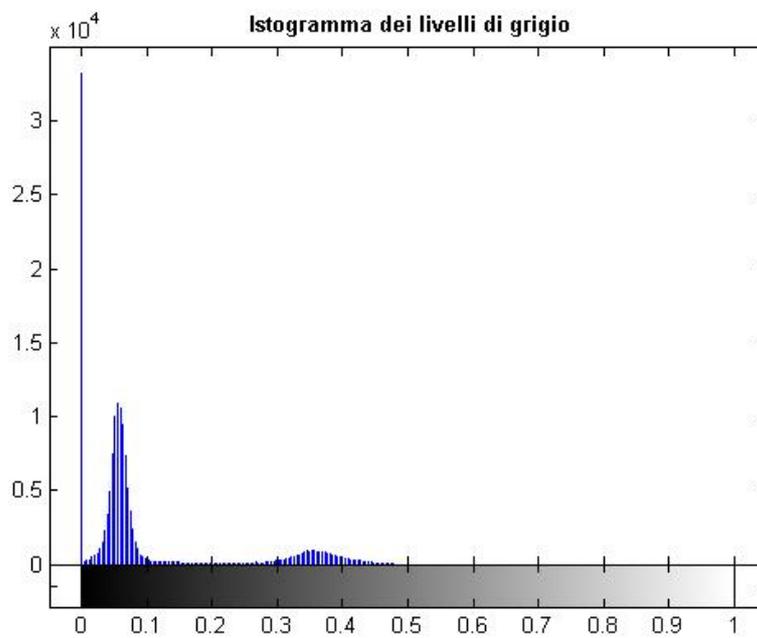
*Illustrazione 101: Slice 151 tomografia 2*



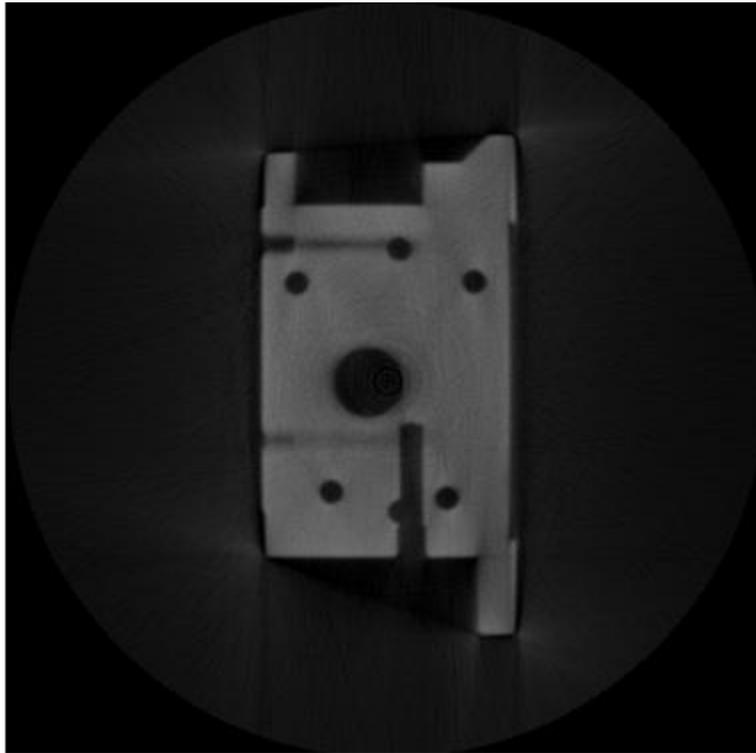
*Illustrazione 102: Istogramma relativo alla slice 151 della tomografia*



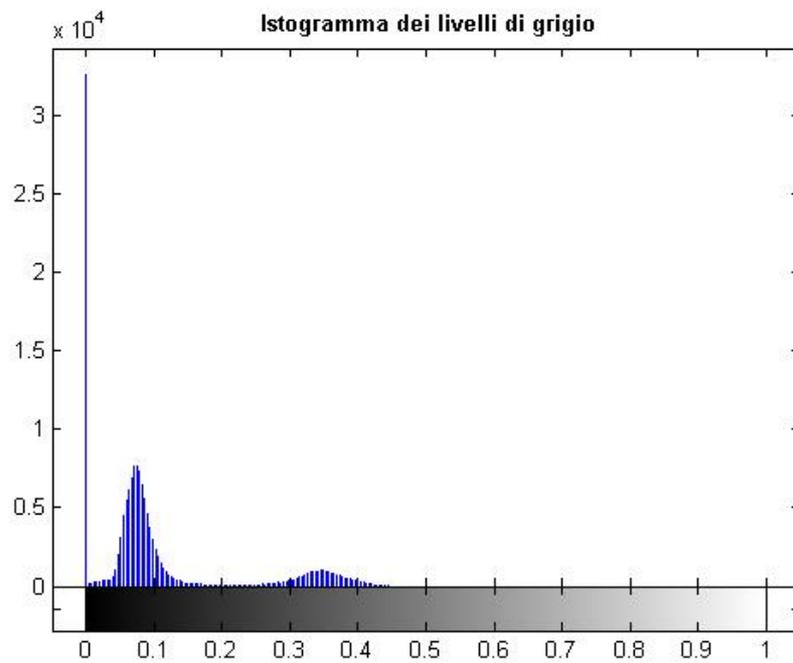
*Illustrazione 103: Slice 151 tomografia 3*



*Illustrazione 104: Istogramma relativo alla slice 151 della tomografia 3*



*Illustrazione 105: Slice 151 tomografia 4*



*Illustrazione 106: Istogramma relativo alla slice 151 della tomografia 4*

Ognuno degli istogrammi prodotti è caratterizzato dalla presenza sia di numerosi valori di nero che dalla presenza di due picchi piuttosto evidenti. In conseguenza di questo fatto, tramite il software *Parrec*, si sono ricavati i valori (normalizzati tra zero e uno) presenti in corrispondenza del centro di ognuno dei picchi dei quattro istogrammi. I dati ottenuti sono riportati nella seguente tabella.

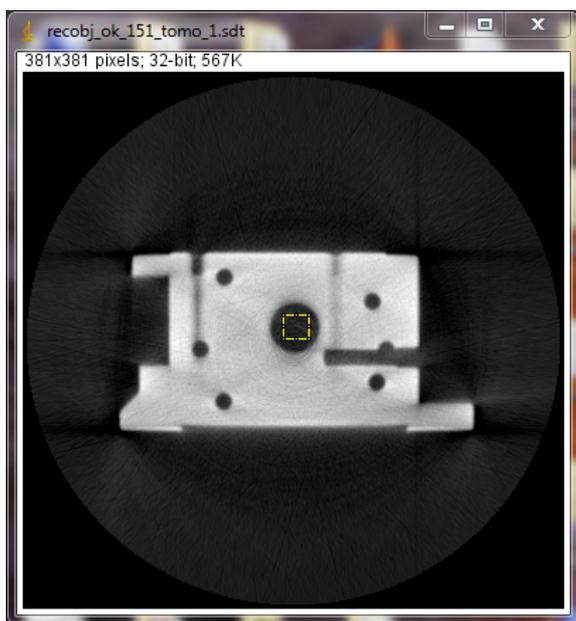
<b>Multifenditura</b>				
<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>Livelli di grigio</b>		
		<b>I picco</b>	<b>II picco</b>	<b>Differenza in valore assoluto</b>
<b>Istogramma tomografia 1</b>	<b>Pre-collimatore e Post-collimatore</b>	0,05	0,37	0,32
<b>Istogramma tomografia 2</b>	<b>Assenza di collimazione</b>	0,06	0,31	0,25
<b>Istogramma tomografia 3</b>	<b>Post-collimatore</b>	0,06	0,36	0,30
<b>Istogramma tomografia 4</b>	<b>Pre-collimatore</b>	0,07	0,34	0,27

**TABELLA 68**

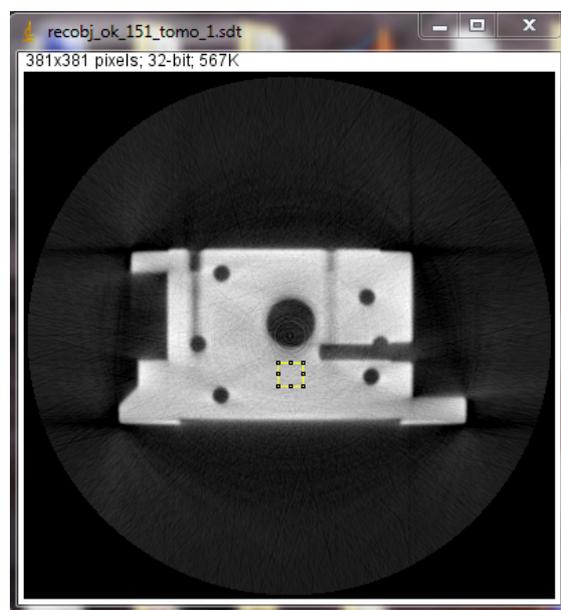
L'istogramma relativo alla tomografia 1 (ottenuta mediante l'utilizzo contemporaneo di entrambi i collimatori) è quello che presenta i due raggruppamenti di valori maggiormente distanziati tra loro, indice di un migliore contrasto tra livelli relativi all'oggetto (livelli alti) e livelli relativi allo sfondo (livelli bassi). La distanza fra i due picchi principali, risulta simile anche nel caso della tomografia 3 (solo post collimatore) e maggiore rispetto alle distanze fra i due picchi negli altri due istogrammi ricavati nelle situazioni di collimazione con solo pre-collimatore e nessuna collimazione. (riscontabile dalla tabella numero 68). Anche in merito all'istogramma relativo alla tomografia 2 (ottenuto in assenza di collimazione), si ottengono i risultati attesi: i livelli di grigio sono complessivamente traslati verso valori più scuri e la distanza tra i due picchi principali risulta essere la minore delle quattro. Nell'istogramma relativo alla tomografia 4 (ottenuta mediante il solo pre-collimatore), si constata un contrasto minore rispetto a quello presente nell'istogramma relativo alla tomografia 3 (ottenuta mediante il solo post-collimatore). Di conseguenza si deduce una maggiore efficienza da parte del post-collimatore nel ridurre la quantità di radiazione diffusa che arriva sul rivelatore.

## 6.4.2 Analisi del contrasto come differenza tra due ROI

Per la valutazione del contrasto si è deciso di utilizzare il software *Imagej*. Di seguito a titolo di esempio vengono riportate le due immagini relative alla tomografia 1 (ottenuta mediante l'utilizzo contemporaneo di entrambi i collimatori) in cui si mostra dove sono state prelevate le ROI utilizzate per il calcolo e, successivamente, le tabelle dei risultati ottenuti.



*Illustrazione 107: Slice 151 della tomografia 1 in cui viene mostrata la ROI presa all'interno del foro centrale.*



*Illustrazione 108: Slice 151 della tomografia 1 in cui viene mostrata la ROI presa al di sotto del foro centrale.*

	Tomografia 1		Tomografia 2		Tomografia 3		Tomografia 4	
	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.
<b>Roi foro</b>	0,06	0,02	0,06	0,02	0,07	0,02	0,06	0,02
<b>Roi zona omogenea</b>	0,36	0,02	0,30	0,02	0,34	0,02	0,33	0,02
<b>Differenza</b>	0,3	0,02	0,24	0,03	0,27	0,03	0,27	0,03
<b>Set-up di collimazione</b>	Pre-collimatore e post-collimatore		No collimazione		Post-collimatore		Pre-collimatore	

**TABELLA 69**

I valori di contrasto maggiore si riscontrano relativamente alla tomografia 1 (ottenuta con entrambi i collimatori), i livelli di contrasto ottenuti nelle tomografie 3 (solo post-collimatore) e 4 (solo pre-collimatore) risultano coincidenti. Infine i livelli di contrasto minore appartengono alla tomografia 2 (ottenuta in assenza di collimazione).

## 6.5 Conclusioni

In questo capitolo sono state condotte due differenti tipologie di analisi sulle immagini recobj. La prima effettuata mediante la produzione e l'analisi degli istogrammi relativi alle quattro slice centrali selezionate (file recobj\_ok\_151\_tomo1.std, recobj\_ok\_151\_tomo2.std, recobj\_ok\_151\_tomo3.std, recobj\_ok\_151\_tomo4.std), mentre la seconda era incentrata sull'analisi del contrasto come differenza di ROI calcolato sulle medesime slice. Di seguito vengono mostrate le tabelle 71 e 72 con i risultati ottenuti. In entrambi i casi i valori peggiori sono attribuiti alle tomografia ottenute in assenza di collimazione (tomografia 2). Nell'analisi relativa agli istogrammi i valori migliori si ottengono nella configurazione di collimazione che prevede entrambi i collimatori.

Istogrammi			
Denominazione	Set-up di collimazione	Livelli di grigio	Andamento
		Differenza in valore assoluto	
Istogramma tomografia 2	Assenza di collimazione	0,25	↓
Istogramma tomografia 4	Pre-collimatore	0,27	
Istogramma tomografia 3	Post-collimatore	0,30	
Istogramma tomografia 1	Pre-collimatore e Post-collimatore	0,32	
TABELLA 71			

Contrasto								
	Tomografia 2		Tomografia 1		Tomografia 4		Tomografia 3	
	Valore	Errore	Valore	Errore	Valore	Errore	Valore	Errore
Differenza	0,3	0,02	0,27	0,03	0,27	0,03	0,24	0,03
Set-up di collimazione	No collimazione		Pre-collimatore e post-collimatore		Pre-collimatore		Post-collimatore	
Andamento	→							
TABELLA 72								

## 6.5.1 Confronto fra collimazione a fenditura singola e a multifenditura

Nei seguenti paragrafi saranno confrontati i risultati ottenuti in merito alle analisi condotte sulle immagini prodotte mediante i due differenti set-up di collimazione, ovvero quello a singola fenditura e quella a fenditura multipla.

## 6.5.2 Analisi relative agli istogrammi

In entrambi i casi, sia a singola che a multi-fenditura, gli istogrammi in cui si evidenzia il contrasto maggiore fra i due picchi sono quelli relativi alle tomografie ottenute utilizzando contemporaneamente entrambi i collimatori. Inoltre gli istogrammi in cui si evidenzia il contrasto minore fra i due picchi sono quelli relativi alle tomografie ottenute senza utilizzare entrambi i collimatori. Relativamente ai casi di utilizzo del solo pre-collimatore e del solo post-collimatore, nel caso della singola fenditura si constata una maggiore efficienza del pre-collimatore, mentre relativamente alla multidenfitura risulta migliore l'effetto prodotto dal post-collimatore. Tutti i dati sono riportati nelle seguenti tabelle.

<b>Singola fenditura</b>				
<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>I picco</b>	<b>II picco</b>	<b>Differenza in valore assoluto</b>
<b>Istogramma tomografia 6</b>	<b>Pre-collimatore e post collimatore</b>	0,07	0,54	<b>0,47</b>
<b>Istogramma tomografia 7</b>	<b>pre-collimatore</b>	0,08	0,51	<b>0,43</b>
<b>Istogramma tomografia 8</b>	<b>Assenza di collimazione</b>	0,06	0,27	<b>0,21</b>
<b>Istogramma tomografia 9</b>	<b>Post-collimatore</b>	0,07	0,44	<b>0,37</b>

**TABELLA 73**

<b>Multifenditura</b>				
<b>Denominazione</b>	<b>Set-up di collimazione</b>	<b>Livelli di grigio</b>		
		<b>I picco</b>	<b>II picco</b>	<b>Differenza in valore assoluto</b>
<b>Istogramma tomografia 1</b>	<b>Pre-collimatore e Post-collimatore</b>	0,05	0,37	<b>0,32</b>
<b>Istogramma tomografia 2</b>	<b>Assenza di collimazione</b>	0,06	0,31	<b>0,25</b>
<b>Istogramma tomografia 3</b>	<b>Post-collimatore</b>	0,06	0,36	<b>0,30</b>
<b>Istogramma tomografia 4</b>	<b>Pre-collimatore</b>	0,07	0,34	<b>0,27</b>

**TABELLA 74**

Si constata che, nel caso della singola fenditura (tabella 73), tutti i valori delle differenze fra i livelli di grigio (fatta eccezione per il set-up di collimazione in cui si ha assenza di collimazione) risultano maggiori rispetto a quelli ottenuti nel caso della multi-fenditura (tabella 74). In merito al set-up di collimazione che prevede l'assenza dei collimatori, i risultati si rivelano essere quelli attesi in quanto, nel caso della multifenditura si aveva un numero maggiore di limitatori e quindi ci aspetta che la qualità della ricostruzione ottenuta senza collimatori sia comunque più alta che nel caso del set-up precedente.

## 6.5.3 Analisi per mezzo di ROI

Mediante entrambi i set-up sperimentali si riscontra lo stesso andamento della differenza tra ROI: i risultati ottenuti sono simili nel caso dei due collimatori insieme e del solo pre-collimatore. Questi ultimi risultano inoltre essere i migliori. Di conseguenza, come si deduceva anche dall'analisi degli istogrammi, si registra un effetto prevalente del pre-collimatore.

Anche nel caso della multifenditura la collimazione produce dei miglioramenti nella qualità dell'immagine anche se minori rispetto a quelli apportati nel caso della singola fenditura

Tutti i dati sono riportati nelle seguenti tabelle.

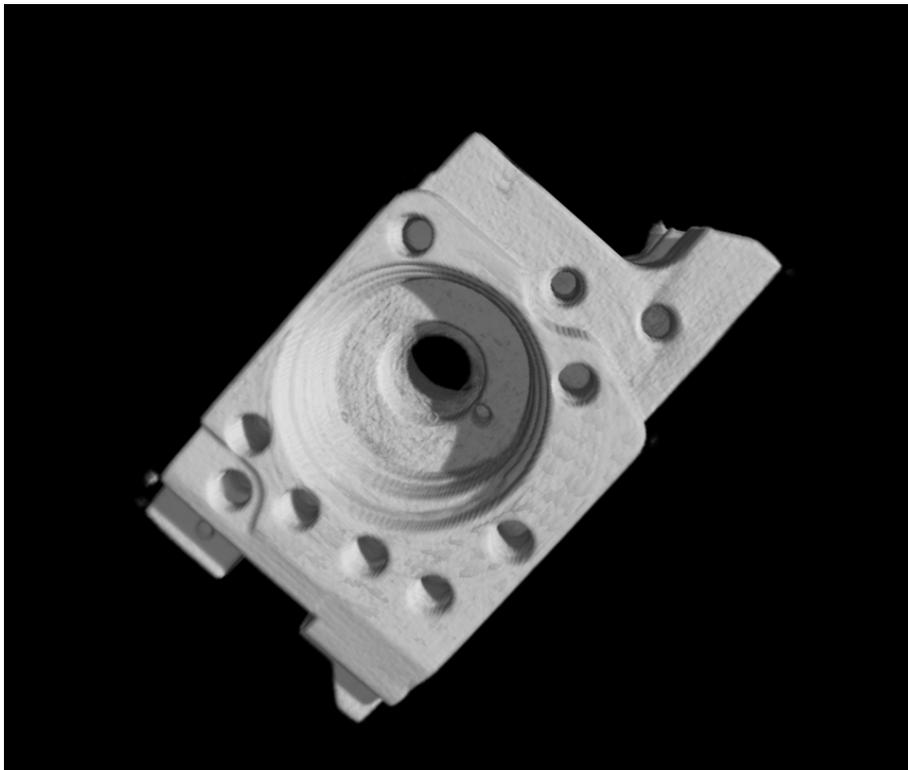
Singola fenditura								
	Tomografia 6		Tomografia 7		Tomografia 8		Tomografia 9	
	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.
<b>Roi oggetto</b>	0,54	0,02	0,511	0,014	0,25	0,03	0,44	0,02
<b>Roi foro</b>	0,03	0,01	0,011	0,009	0,05	0,02	0,032	0,013
<b>Differenza medie</b>	0,51	0,02	0,50	0,02	0,20	0,04	0,41	0,03
<b>Set-up di collimazione</b>	Pre-collimatore e post-collimatore		Pre-collimatore		No collimazione		Post-collimatore	
<b>TABELLA NN</b>								

Multi-fenditura								
	Tomografia 1		Tomografia 2		Tomografia 3		Tomografia 4	
	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.	Media	Dev. Std.
<b>Roi foro</b>	0,06	0,02	0,06	0,02	0,07	0,02	0,06	0,02
<b>Roi zona omogenea</b>	0,36	0,02	0,30	0,02	0,34	0,02	0,33	0,02
<b>Differenza</b>	0,29	0,02	0,24	0,03	0,27	0,03	0,27	0,03
<b>Set-up di collimazione</b>	Pre-collimatore e post-collimatore		No collimazione		Post-collimatore		Pre-collimatore	
<b>TABELLA NN</b>								

# Conclusioni finali

In questo lavoro di tesi è stata affrontata la progettazione e lo sviluppo di un sistema di due collimatori *multi-slit* per un sistema tomografico di tipo cone beam con raggi X di energia massima pari a 320 keV.

Il fine ultimo della progettazione dei collimatori a multifenditura è quello di ottenere, mediante due sole tomografie, la ricostruzione dell'intero campione. In questo modo, come più volte ribadito, si può ricavare un notevole abbattimento dei tempi utili per acquisire la ricostruzione complessiva dell'oggetto da indagare rispetto a quelli necessari utilizzando un collimatore a singola fenditura. Tale obiettivo risulta ampiamente raggiunto, in quanto, come si può vedere dalla seguente immagine si è riusciti a ricostruire con elevata qualità l'intero oggetto indagato utilizzando la collimazione *multi-slit*.



*Illustrazione 109: Ricostruzione 3D relativa alla tomografia 1*

La qualità delle immagini ricostruite è stata valutata anche mediante l'utilizzo di parametri quantitativi, quali SNR e contrasto.

In generale, nelle situazioni in cui sono stati utilizzati i collimatori a *multi-slit* si sono sempre ottenuti dei valori migliori rispetto a quelli ottenuti in assenza di collimazione. Anche in conseguenza delle molteplici analisi condotte sull'apparato di collimazione a singola fenditura si sono riscontrati i risultati migliori nei casi in cui erano presenti i collimatori rispetto a quelli in cui erano assenti. Ciò dimostra che entrambi gli apparati di collimazione hanno comportato benefici sulle immagini sotto vari aspetti.

In merito agli effetti prodotti dal pre-collimatore e dal post-collimatore nei due casi diversi, cioè a singola fenditura e a fenditura multipla, è necessario fare una precisazione. La differenza riscontrata nell'azione specifica del pre e del post collimatore è dovuta alla loro struttura molto differente e alla loro altrettanto diversa posizione relativamente all'oggetto.

## Bibliografia

“Fondamenti di medicina nucleare: Tecniche e applicazioni”, Giuliano Mariani, Paola Anna Erba, Duccio Volterrani

“L'elaborazione digitale delle immagini. Metodi, tecnologie e applicazioni”, P. Melli, Edizione F. Angeli.

“An experimental and theoretical approach to correct for the scattered radiation in an X-ray computer tomography system for industrial applications “ ,Alice Miceli

“Effective dynamic range measurement for a CCD in full-field industrial X-ray imaging application ; M. Bettuzzi, R. Brancaccio, M. P. Morigi, F. Casali, Department of Physics, University of Bologna, Optical Measurement Systems for Industrial Inspection V., Edited by W. Osten, C. Gorecki, E.L. Novak, Proc. Of SPIE VOL. 6616,6616L, 2007.

“Implementazione e validazione di un algoritmo di ricostruzione tomografica tridimensionale per applicazioni in campo medico” Greta Paganelli

“Sviluppo e caratterizzazione di un sistema di rivelazione integrato per applicazioni tomografiche”, Luca Pedrazzini

“Performance of approximate cone-beam reconstruction in multi-slice computed tomography” in SPIE Medical Imaging, Bruder H., M. Kachelriess, S. Schaller, and T. Mertelmeier.

“Acquisizione, elaborazione e rendering di immagini tomografiche ad alta risoluzione spaziale“ Pasini Alessandro

“Computerized Tomography”, Wang G., Vannier M. W.

“Computed tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent Advances“, Jiang Hsieh

“Computed tomography“, Stewart C. Bushong

“An inversion formula for cone-beam reconstruction”, Tuy H.