

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI  
BOLOGNA

---

Scuola di Scienze  
Corso di Laurea in Fisica

## Utilizzo di lenti di Laue per applicazioni radioterapiche

Relatore:  
Prof. Maria Pia Morigi

Presentata da:  
Francesco Mariotti

Correlatori:  
Prof. Giuseppe Baldazzi  
Dott. Valerio Bellucci  
Dott. Matteo Bettuzzi

Sessione II  
Anno Accademico 2015/2016

*dedicato alla mia famiglia*

# Abstract

Questo lavoro di tesi si inserisce all'interno del progetto di ricerca LAUPER in cui sono coinvolte le sezioni INFN di Ferrara e Bologna. Il progetto LAUPER, acronimo per LAUe-PEak Radiotherapy, ha come scopo lo studio di fattibilità di un prototipo di lente di Laue in grado di focalizzare fasci di raggi X con energie dell'ordine di 100 keV per possibili applicazioni in ambito radioterapico. Sfruttando fasci di raggi X, caratterizzati da energie inferiori a quelle che contraddistinguono le usuali tecniche radioterapiche e focalizzati mediante una lente di Laue, si cerca di ottimizzare il rapporto fra la dose sul target tumorale e la dose sui tessuti sani. Questa tesi, nello specifico, descrive i dati ottenuti da i primi test effettuati con due prototipi di lente di Laue, caratterizzati da un differente numero di cristalli e da una loro diversa disposizione sulla lente. Dall'analisi delle misure effettuate si evince come effettivamente i prototipi siano in grado di focalizzare fasci di raggi X con energie dell'ordine di 100 keV. Tuttavia uno dei due prototipi ha evidenziato delle problematiche relative alla diffrazione causata dalla struttura di supporto dei cristalli, che non è stato possibile schermare adeguatamente. I prossimi passi del progetto LAUPER consistono quindi nella risoluzione di questo problema con la realizzazione di nuovi prototipi, caratterizzati da un diverso tipo di supporto. Con quest'ultimi verranno anche effettuati test dosimetrici in modo da costruire le curve di dose in funzione della profondità in materiali tessuto-equivalenti.

# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>2</b>
<b>Prima Parte</b>	<b>4</b>
<b>1 I raggi X</b>	<b>6</b>
1.1 La natura dei raggi X . . . . .	6
1.2 Notazioni storiche . . . . .	7
1.3 Tubo a raggi X . . . . .	8
1.4 Spettro di un tubo a raggi X . . . . .	11
1.5 Interazioni con la materia . . . . .	12
1.5.1 Effetto fotoelettrico . . . . .	14
1.5.2 Effetto Compton . . . . .	15
1.5.3 Diffusione di Rayleigh . . . . .	16
1.5.4 Effetto fotonucleare . . . . .	17
1.5.5 Creazione di coppie . . . . .	17
1.6 Legge di Beer-Lambert . . . . .	18
<b>2 Le lenti di Laue e la radioterapia</b>	<b>19</b>
2.1 I raggi X e la radioterapia . . . . .	19
2.2 Le lenti di Laue . . . . .	22
2.3 I cristalli e la legge di Bragg . . . . .	23
<b>Seconda Parte</b>	<b>31</b>
<b>3 Setup sperimentale</b>	<b>32</b>
3.1 Il tubo a raggi X . . . . .	32
3.2 Il sistema di movimentazione e sostegno . . . . .	32
3.3 Il rivelatore . . . . .	35
3.3.1 Scintillatore . . . . .	35
3.3.2 Camera CCD . . . . .	35

<b>4</b>	<b>Analisi dati</b>	<b>38</b>
4.1	Lente di Laue: 1° prototipo . . . . .	38
4.2	Lente di Laue: 2° prototipo . . . . .	48
4.2.1	Lente di Laue 2° prototipo: 1° configurazione . . . . .	49
4.2.2	Lente di Laue 2° prototipo: 2° configurazione . . . . .	54
4.3	Discussione dei risultati . . . . .	58
4.4	Sviluppi futuri . . . . .	59
	<b>Conclusione</b>	<b>59</b>

# Introduzione

Questo lavoro di tesi vuole analizzare se e in che modo un sistema ottico costituito da particolari lenti sia in grado di focalizzare un fascio di raggi X. In particolare, questo lavoro è inserito all'interno di un progetto di ricerca denominato LAUPER, acronimo per LAUe-PEak Radiotherapy (LAUPER) ideato dai fisici dell'INFN di Ferrara e sviluppato in collaborazione con la sezione INFN di Bologna.

L'obiettivo del progetto consiste nella realizzazione di lenti composte da una serie di cristalli propriamente disposti, dette lenti di Laue, in grado di focalizzare un fascio di raggi X, così da ottenere un picco di intensità ben definito detto picco di Laue. La presenza di questo massimo di intensità del fascio di raggi X altamente localizzato rappresenta la caratteristica principale che renderebbe le lenti di Laue uno strumento ideale per il miglioramento e lo sviluppo delle attuali tecniche radioterapiche. Il problema principale della radioterapia tradizionale risiede nella dose di raggi X assorbita dai tessuti biologici sani in prossimità della zona tumorale, reale bersaglio del fascio di raggi X. La presenza di un fascio altamente focalizzato in grado di colpire una superficie ridotta potrebbe contribuire a risolvere questa problematica, ottimizzando il rapporto fra la dose sul target tumorale e la dose sui tessuti sani, permettendo quindi un trattamento più aggressivo e intenso del tumore stesso.

Il lavoro di tesi qui presentato si colloca nella fase iniziale del progetto. Dopo alcune misure preliminari, effettuate nelle sedi di Ferrara con tubi a raggi X di energia ridotta (non superiori ai 30 keV), le misure realizzate nel laboratorio di Bologna hanno permesso di testare due prototipi di lenti di Laue con un tubo a raggi X per uso medicale, caratterizzato da energie di funzionamento dell'ordine dei 100 keV

La tesi è strutturata in 2 parti composte da 4 capitoli. La prima parte, nel capitolo 1, è essenzialmente un' introduzione ai concetti e

ai principi base dei raggi X, dove si descrive la loro natura e la loro interazione con la materia. Nel capitolo 2 è descritta nel dettaglio la struttura delle lenti di Laue e la natura dei cristalli utilizzati per realizzarle.

La seconda parte, costituita dai capitoli 3 e 4, descrive rispettivamente l'apparato sperimentale utilizzato e l'analisi dei dati ottenuti mediante le sperimentazioni con due diversi prototipi di lente di Laue.

# Prima Parte



# Capitolo 1

## I raggi X

Le principali tecniche di radioterapia sono basate sui fenomeni di interazione fra raggi X e materia. In questo capitolo vengono delineati i caratteri fondamentali e i principali metodi di produzione di questo tipo di radiazioni.

### 1.1 La natura dei raggi X

I raggi X o raggi Röntgen sono radiazioni elettromagnetiche ionizzanti di lunghezza d'onda compresa tra circa 10 nanometri e 1/1000 di nanometro (1 picometro); si distinguono in raggi X "mollini", aventi lunghezza d'onda superiore a 0.1 nm e raggi X "duri" aventi lunghezza d'onda inferiore a 0.1 nm (Figura 1).

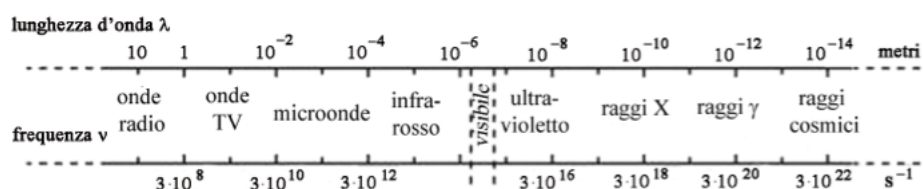


Figura 1 - Lo spettro elettromagnetico

Data la loro ridotta lunghezza d'onda i raggi X trasportano una elevata quantità di energia; caratteristica che li rende strumento potente ed indispensabile per indagini interne di oggetti in maniera non invasiva. I raggi X pertanto trovano applicazione in campo medico, nell'analisi chimica e nell'analisi della struttura dei materiali.

## 1.2 Notazioni storiche

I lavori di Willian Crookes posero le basi per lo studio dei raggi X; in particolare egli ideò quello che oggi è noto come tubo di Crookes, predecessore del più moderno tubo radiogeno (Figura 2).

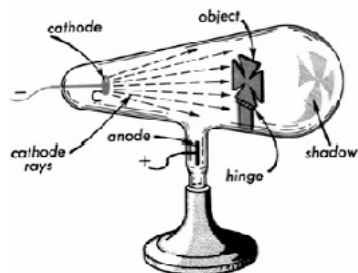


Figura 2 - Tubo di Crookes

Si tratta di un cilindro di vetro, al cui interno è fatto il vuoto, contenente degli elettrodi per produrre correnti ad alta tensione. Egli osservò che, disponendo delle pellicole fotografiche vicino al tubo, alcune di queste venivano impressionate; tuttavia egli non investigò approfonditamente tale aspetto.

Col finire del diciannovesimo secolo molti fisici studiarono o lavorarono con i raggi X (direttamente o indirettamente), tra cui Hertz, Lenard, Tesla, Righi, Helmholtz, ma il patrocinio della scoperta è attribuito al fisico tedesco Wilhelm Konrad Röntgen (Figura 3).



Figura 3 - Wilhelm Konrad Roentgen

La scoperta dei raggi X risale all'8 novembre 1895 quando Roentgen, svolgendo degli esperimenti per studiare le proprietà dei raggi catodici prodotti in un tubo di Hittorf-Crookes avvolto di carta scura, si accorse di una debole

luce emessa da uno schermo fluorescente posto a più di un metro di distanza .

Roentgen comprese che l'emissione di luce non poteva essere indotta dai raggi catodici, poiché questi percorrono distanze ridotte (dell'ordine di qualche centimetro) in aria. Roentgen intuì che si dovesse trattare di "un nuovo tipo di radiazione". Non conoscendone esattamente la natura, la battezzò "radiazione X" per la sua natura misteriosa. La scoperta di Roentgen ha segnato una tappa fondamentale nel progresso scientifico e un'immediata rivoluzione nella scienza medica (Figura 4).



Figura 4 - Una delle prime radiografie effettuate da Roentgen stesso

### 1.3 Tubo a raggi X

I sistemi maggiormente utilizzati per la produzione di raggi X sono i tubi a raggi X o tubi radiogeni. Sono tubi a vuoto spinto contenenti un catodo e un anodo ad alta tensione. Il catodo (o polo negativo) a sua volta è composto dal filamento riscaldatore (formato in genere da metalli a basso numero atomico e alimentato a bassa tensione) e dal catodo vero e proprio collegato al circuito ad alta tensione.

L'anodo (polo positivo) invece è costituito da un disco di metallo pesante (ad elevato numero atomico), che può essere fisso oppure rotante (quest'ultimo tipo permette di disperdere meglio il calore che viene generato in seguito all'impatto degli elettroni provenienti dal catodo).

Il tubo radiogeno è contenuto a sua volta in una guaina metallica (generalmente di alluminio, con schermature di piombo) riempita di olio dielettrico

il quale consente di dissipare il calore generato dal tubo in funzione e garantisce l'isolamento elettrico tra i contatti esterni di anodo e catodo. La parte del tubo da dove fuoriescono i raggi X è detta finestra e non è schermata dalla guaina metallica: vi sono invece dei filtri in rame o in alluminio di spessore adatto a filtrare i raggi X in modo che le energie più basse vengano filtrate. Il filamento, attraversato da una intensa corrente elettrica, si riscalda emettendo elettroni per effetto termoionico; suddetti elettroni sono in seguito accelerati verso l'anodo per mezzo dell'alta differenza di potenziale che viene applicata tra quest'ultimo e la coppa focalizzante, anch'essa posta a potenziale negativo così da far convergere sull'anodo gli elettroni che tenderebbero a divergere (Figura 5).

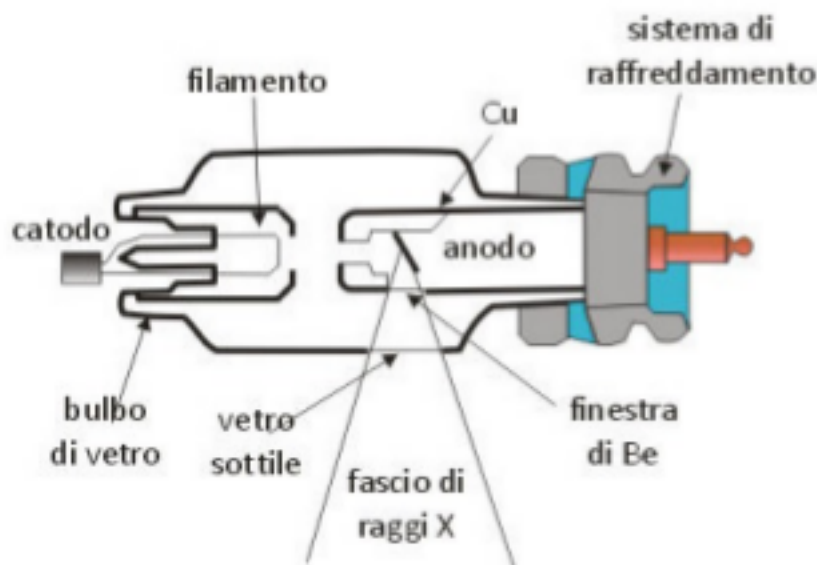


Figura 5 - Rappresentazione schematica di un tubo radiogeno

Nell'urto tra elettroni e anodo, solamente il 5% dell'energia cinetica degli elettroni è disponibile per la produzione di raggi X; il resto dell'energia viene convertita in energia termica, ciò può causare il deterioramento o addirittura la fusione dell'anodo e da qui nasce la necessità di anodi rotanti per la dispersione del calore (Figura 6).

L'area dell'anodo sulla quale vanno ad impattare gli elettroni è detta target; essa non è posta perpendicolarmente al fascio degli elettroni, ma inclinata di un angolo di circa  $20^\circ$ . Questo angolo è necessario affinché gli elettroni interagiscano con un'area rettangolare (area focale) relativamente grande,

mentre i fotoni escono da un'area quasi quadrata molto più piccola, detta macchia focale o spot focale effettivo (Figura 7).

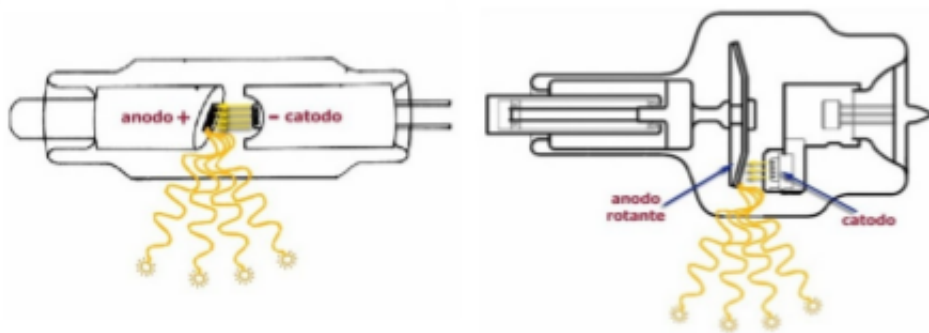


Figura 6 - Schematica di un tubo a raggi X rispettivamente con anodo stazionario e con anodo rotante

Aumentando l'angolo di inclinazione, aumenta l'area focale, che determina l'intensità dei raggi X in uscita, ma contemporaneamente aumentano anche le dimensioni dello spot effettivo, il che determina una perdita di risoluzione nell'immagine radiografica; dunque è necessario giungere a un compromesso tra l'aumento dell'area focale e la riduzione della macchia focale (Figura 7).

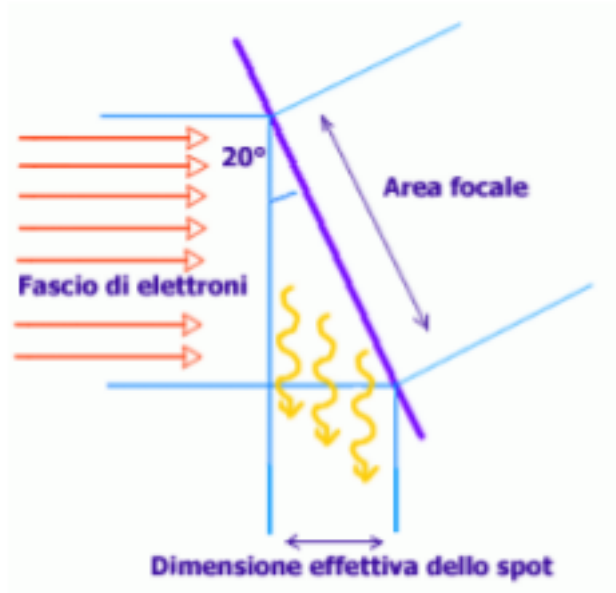


Figura 7 - Macchia focale di un tubo a raggi X

## 1.4 Spettro di un tubo a raggi X

Lo spettro di un tubo a raggi X rappresenta la distribuzione in energia dell'intensità della radiazione elettromagnetica emessa; essa si suddivide in due componenti:

- la radiazione caratteristica
- la radiazione continua di frenamento.

Quest'ultima anche nota come radiazione di "bremsstrahlung", rappresenta la radiazione emessa da particelle cariche quando subiscono una decelerazione.

La perdita di energia per bremsstrahlung è significativa per elettroni altamente energetici (dell'ordine delle centinaia di MeV in aria e acqua, e delle decine di MeV in materiali pesanti). La perdita di energia media per unità di percorso si può calcolare approssimativamente, e risulta:

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4N_a Z^2 \alpha^3 E (hc)^2}{m_e^2 c^4} \ln\left(\frac{183}{z^{1/3}}\right)$$

dove  $N_a$  è il numero di atomi per unità di volume,  $Z$  è il numero atomico del materiale,  $\alpha$  è la costante di struttura fine e  $m_e$  è la massa dell'elettrone.

Lo spettro energetico della radiazione emessa è di tipo continuo, poiché l'energia dei raggi X prodotti dipende dalla distanza dell'elettrone dal nucleo e può dunque variare in maniera continua da 0 fino ad un valore massimo uguale all'energia cinetica degli elettroni. A questo spettro continuo si sovrappongono anche righe singole poiché gli elettroni "bombardanti" possono espellere elettroni dagli strati atomici più interni del bersaglio; il rapido riempimento di queste lacune da parte di elettroni degli strati superiori produce raggi X specifici della specie atomica "detti di fluorescenza". Lo spettro risultante di un tubo a raggi X è dato dalla sovrapposizione della componente continua e dello spettro a righe (Figura 8).

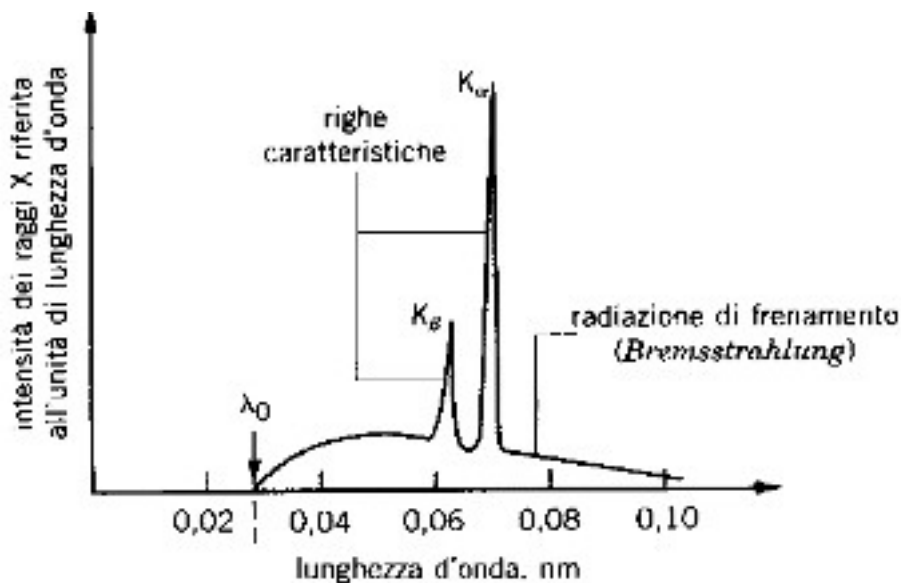


Figura 8 - Spettro dei raggi X

## 1.5 Interazioni con la materia

I raggi X sono radiazioni indirettamente ionizzanti, la cui interazione con la materia avviene per scambio di energia tra i fotoni costituenti il fascio di raggi X e l'oggetto attraversato. In questo processo intrinsecamente probabilistico di cessione di energia da parte dei fotoni al corpo colpito possono formarsi dall'interazione particelle secondarie cariche.

Esistono diversi tipi di interazione possibili:

- l'effetto fotoelettrico
- l'effetto Compton
- la creazione di coppie
- la diffusione coerente di Rayleigh
- l'effetto fotonucleare

ciascuno caratterizzato da una totale, parziale o nulla perdita di energia nell'interazione.

Le variabili in gioco per la determinazione di quale tipo di interazione si realizza sono molteplici, tra queste si sottolineano il numero atomico degli atomi

colpiti, l'energia del fascio incidente e la natura stessa dell'atomo impattato.

Il grafico (Figura 9) mostra la probabilità che si realizzi una delle principali interazioni (effetto fotoelettrico, produzione di coppie, effetto Compton) in funzione di Energia del fascio di raggi X e del numero atomico Z.

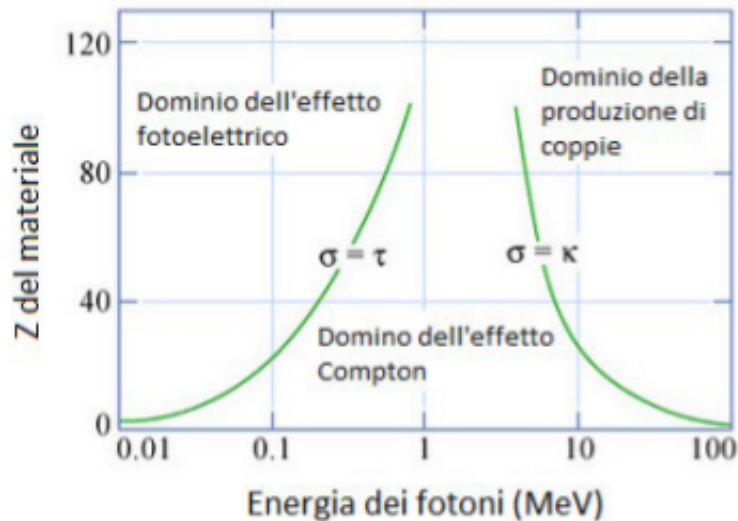


Figura 9 - Domini di dominanza degli effetti fotoelettrico, Compton e della produzione di coppie nell'interazione dei fotoni con la materia

Osservando il grafico si evince come per fotoni di bassa energia sia l'effetto fotoelettrico a predominare così come per fotoni ad alta energia sia la produzione di coppie l'effetto prevalente. L'effetto Compton occupa una posizione intermedia fra questi due effetti; la probabilità che si realizzi risulta dominante con fotoni di energia intermedia e l'ampiezza della sua regione di dominanza aumenta all'aumentare del numero atomico Z.

In termini quantitativi, la sezione d'urto totale ci offre una misura della probabilità di interazione fra fotoni e materia. Questa dovrà tener conto dei contributi apportati dai singoli effetti di tutte le possibili interazioni:

$$\sigma_{tot} = \sigma_{p.e} + \sigma_{C.e} + \sigma_R + \sigma_{nucl} + \kappa$$

dove indichiamo con:

- $\sigma_{p.e}$  la sezione d'urto associata all'effetto fotoelettrico
- $\sigma_{C.e}$  la sezione d'urto associata all'effetto Compton



- $\sigma_R$  la sezione d'urto associata all'effetto Rayleigh
- $\sigma_{nucl}$  la sezione d'urto associata all'effetto fotonucleare
- $\kappa$  la sezione d'urto associata alla produzione di coppie

### 1.5.1 Effetto fotoelettrico

L'effetto fotoelettrico è quel fenomeno per cui gli elettroni di un atomo, colpito da fotoni di medio-bassa energia, vengono emessi a seguito del totale assorbimento dell'energia del fotone (Figura 10). L'elettrone emesso (fotoelettrone) sarà caratterizzato da un'energia cinetica  $K_{e^-}$  pari alla differenza fra l'energia del fotone e l'energia di legame:

$$K_{e^-} = K_f - E_l = h\nu - E_l$$

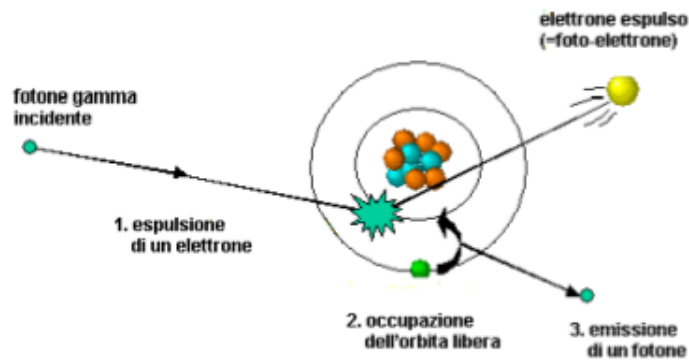


Figura 10 - Effetto fotoelettrico

La sezione d'urto relativa all'effetto fotoelettrico risulta essere:

$$\sigma_{p.e.} \propto Z^4 (h\nu)^{-7/2}$$

La probabilità di interazione mediante effetto fotoelettrico è tanto più grande quanto più l'elettrone è legato all'atomo, quindi avviene più frequentemente con gli elettroni dell'orbita K, che costituiscono circa l'80% di tutti i fotoelettroni emessi. Per ogni orbitale, inoltre, questa probabilità aumenta nel momento in cui l'energia del fotone è sufficiente a strappare l'elettrone dall'atomo.

L'andamento della sezione d'urto dovuta all'effetto fotoelettrico è caratterizzato da improvvise discontinuità in corrispondenza delle energie di soglia per le varie orbite; inoltre queste discontinuità sono tanto più accentuate quanto

più è alto il numero atomico  $Z$ .

I valori soglia dell'energia si ricavano mediante la formula :

$$E = \frac{13,6(Z - \sigma)^2}{n^2} eV$$

Data la notevole dipendenza della sezione d'urto dal numero atomico  $Z$ , l'effetto fotoelettrico sarà più rilevante per atomi pesanti nei quali l'emissione di un fotoelettrone per effetto fotoelettrico induce una risistemazione degli elettroni negli orbitali atomici con conseguente emissione di raggi x caratteristici nel caso di elementi ad elevato numero atomico, o elettroni "Auger" in quelli a minore numero atomico.

### 1.5.2 Effetto Compton

L'effetto Compton rappresenta un urto anelastico fra il fotone (di media energia) incidente e un elettrone posto nel livello più esterno dell'atomo.

In questa interazione il fotone viene deflesso rispetto alla sua direzione originale e cede all'elettrone parte della sua energia permettendone l'emissione (scattering). L'effetto Compton viene anche definito scattering incoerente, riferendosi al fatto che il fotone interagisce con il singolo elettrone e non con l'intero atomo (Figura 11).

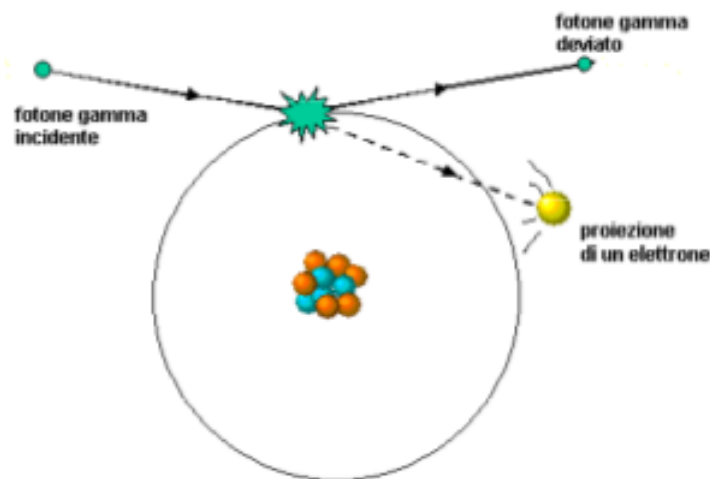


Figura 11 - Effetto Compton

Dalla conservazione dell'energia e della quantità di moto si è in grado di ricavare l'energia del fotone dopo l'urto  $E_f = h\nu'$  note l'energia iniziale

$E_i = h\nu$  e l'angolo di deflessione  $\theta$ :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \gamma(1 - \cos(\theta))}$$

Mentre l'energia cinetica dell'elettrone  $K_e$  sarà data da:

$$K_e = E_i - E_f = h\nu - h\nu' = h\nu \frac{\gamma(1 - \cos(\theta))}{1 + \gamma(1 - \cos(\theta))}$$

dove:

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

L'energia iniziale dei fotoni ricopre un ruolo fondamentale nella dinamica dello scattering:

- fotoni a bassa energia: presentano una distribuzione angolare pressoché isotropa.
- fotoni ad alta energia: presentano angoli di deflessione sempre minori.

L'angolo di emissione degli elettroni dipende a sua volta dall'energia del fotone incidente; tuttavia quest'angolo risulta essere sempre minore di  $90^\circ$ . Per il calcolo del contributo portato dall'effetto Compton alla sezione d'urto totale, utilizzando l'elettrodinamica quantistica, si ottiene una sezione d'urto per effetto Compton  $\sigma_{C.e}$  proporzionale a  $Z$  :

$$\sigma_{C.e} \propto Z$$

### 1.5.3 Diffusione di Rayleigh

La diffusione coerente o diffusione di Rayleigh è caratteristica dei raggi X aventi energia minore dell'energia di legame degli elettroni. Consiste nell'urto di tipo elastico fra fotoni incidenti di bassa energia e gli atomi stessi considerati nella loro totalità.

Non essendovi scambio di energia fra fotone e atomo non vi è emissione di elettroni (come avviene invece nell'effetto Compton), ma una piccola deflessione del fotone rispetto alla direzione d'incidenza.

La sezione d'urto associata alla diffusione di Rayleigh è proporzionale a una potenza del numero atomico  $Z$ , nel dettaglio si ha:

$$\sigma_R \propto Z^{5/2}(h\nu)^{-2}$$

Il suo contributo, in particolare alle alte energie, è trascurabile rispetto a quello apportato dall'effetto fotoelettrico.

### 1.5.4 Effetto fotonucleare

L'effetto fotonucleare è caratterizzato dall'interazione diretta fra fotone e nucleo; ciò è possibile nel momento in cui un fotone ad alta energia (più di qualche MeV), tale da sfuggire all'interazione con la nube elettronica e con il campo di forza del nucleo, interagisce direttamente con il nucleo stesso. Il nucleo, assorbendo l'energia del fotone, viene portato in uno stato eccitato ed emette un protone (reazione  $\gamma, p^+$ ) o un neutrone (reazione  $\gamma, n^0$ ).

### 1.5.5 Creazione di coppie

Questo processo consiste nell'assorbimento totale di un fotone da parte di un atomo con conseguente produzione di una coppia elettrone-positrone. Tale processo, così come l'effetto fotonucleare, avviene nel momento in cui l'energia del fotone è così elevata da sfuggire all'interazione con la nube elettronica ed arrivare in prossimità del nucleo dell'atomo bersaglio.

La forte dipendenza dall'energia fa sì che il processo di creazione di coppie elettrone-positrone venga definito processo a soglia, cioè è necessaria un'energia minima pari alla somma delle energie a riposo di elettrone e positrone:

$$E = mc^2 = m_e c^2 + m_p c^2 = 2m_e c^2 = 1.022 MeV$$

Nella produzione di coppie l'energia del fotone assorbito viene in parte convertita in energia cinetica e in parte trasformata in energia a riposo della nuova coppia di particelle (Figura 12); tuttavia l'energia non si ripartisce in modo equivalente fra le due particelle a causa della repulsione nucleare (differenze di lieve entità). La sezione d'urto per questo processo è proporzionale al quadrato del numero atomico  $Z$ :

$$k = Z^2$$

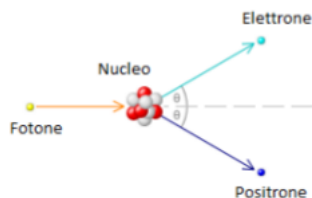


Figura 12 - Creazione di coppie

Per riassumere:

Bersaglio	Perdita d'energia		
	Totale	Parziale	Nulla
<b>Elettrone orbitale</b>	Effetto fotoelettrico	Effetto Compton	Scattering coerente
<b>Nucleo</b>	Fotoreazioni nucleari		
<b>Campo E.M. nucleo</b>	Produzione di coppie		

## 1.6 Legge di Beer-Lambert

La legge di Beer-Lambert è una relazione empirica che lega il rapporto fra l'intensità dell'onda incidente e l'intensità dell'onda trasmessa alla natura chimica del mezzo attraversato e al suo spessore.

Quando un'onda elettromagnetica monocromatica di intensità  $I_0$  attraversa uno strato di spessore  $l$  di un mezzo, l'onda si scompone in una componente assorbita dal mezzo stesso e in una componente trasmessa di intensità residua  $I_t$ .

Il rapporto tra le intensità trasmessa e l'intensità incidente sul mezzo attraversato è espresso dalla seguente relazione:

$$\frac{I_t}{I_0} = e^{-\mu l}$$

dove  $\mu$  rappresenta il coefficiente di attenuazione, una costante specifica del materiale e dipendente dalla lunghezza d'onda  $\lambda$  e quindi dall'energia caratterizzante l'onda; mentre  $l$  rappresenta lo spessore del mezzo attraversato.

L'unità di misura del coefficiente di attenuazione  $\mu$  è il  $cm^{-1}$ ; è comune incontrare anche il coefficiente di attenuazione di massa  $\frac{\mu}{\rho}$ , dove  $\rho$  rappresenta la densità specifica del materiale, le cui unità di misura sono  $\frac{cm^2}{g}$ .

# Capitolo 2

## Le lenti di Laue e la radioterapia

### 2.1 I raggi X e la radioterapia

Nell'ambito della cura dei tumori, la radioterapia riveste un ruolo di fondamentale importanza. Essa consiste nel bersagliare un determinato volume di tessuto biologico tumorale con raggi X con lo scopo di eliminare le cellule cancerose. Essendo una procedura di natura altamente invasiva la ricerca in ambito radioterapico ha la finalità di massimizzare la dose di raggi X diretta sul bersaglio minimizzando la dispersione sui tessuti limitrofi non presentanti la malattia [1].

La forma maggiormente utilizzata di radioterapia nella cura dei tumori è quella a sorgente esterna (external beam radiotherapy); le principali fonti radioterapiche sono costituite da adroni, elettroni e fasci di raggi X [2].

La quantità fisica di maggior interesse nell'analisi degli effetti della radiazione è la dose assorbita che esprime la misura dell'energia trasmessa alla materia colpita. Inoltre è fondamentale conoscere la distribuzione interna della dose di radiazione assorbita così da poter valutare se il trattamento radioterapico ha condotto ai risultati attesi e desiderati. La precisione del fascio risulta essere dunque un parametro fondamentale nello sviluppo di un apparato radioterapico; attualmente la terapia adronica risulta essere quella con la dose rilasciata più precisa. La massiccia dose trasmessa con sorgente adronica, è descritta dalla curva di Bragg (Figura 13) che è caratterizzata da un picco in corrispondenza del punto di arresto della traiettoria degli adroni[3].

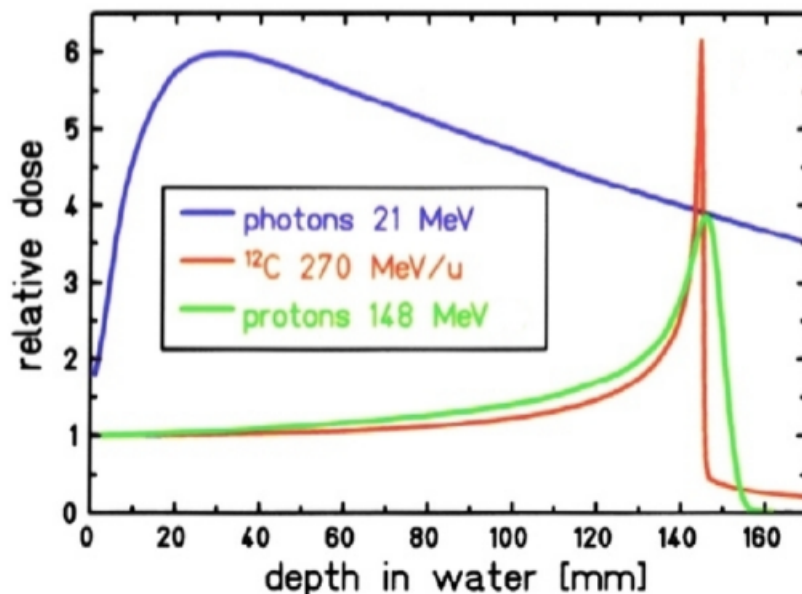


Figura 13 - Curva di Bragg in acqua per fotoni da 121 MeV e ioni carbonio.

La maggior parte dell'energia cinetica del fascio viene rilasciata, come si evince dalla Figura 13, dove a scopo di confronto è riportata anche la curva della dose in funzione della profondità per fotoni da 21 MeV, in corrispondenza del picco della curva di Bragg dove si è posto il volume da colpire.

Se da un lato, attraverso il fascio adronico otteniamo risultati molto precisi, dall'altro la terapia con adroni risulta essere molto costosa (100 M\$)[4] e richiede acceleratori di particelle di grandi dimensioni[5]. Per tali ragioni, in ambito ospedaliero, si è propensi ad utilizzare fasci di elettroni o di raggi X per la radioterapia, in quanto per la loro produzione è sufficiente l'utilizzo di acceleratori lineari di elettroni, (LINACs).

Il fascio ad elettroni è adatto a trattare lesioni superficiali in quanto il massimo deposito della dose si ha sulla superficie della massa colpita, per poi decadere molto rapidamente senza raggiungere i tessuti più in profondità[1]. L'utilizzo dei raggi X permette di raggiungere le zone tissutali più interne; infatti la dose rilasciata dal fascio di raggi X è caratterizzata da un massimo di assorbimento in prossimità della superficie del bersaglio seguita da una lenta attenuazione con andamento esponenziale, che sta ad indicare l'assorbimento da parte dei tessuti più interni[2].

Dovendo ridurre al minimo la radiazione incidente sui tessuti sani, l'energia del fascio di raggi X sarà dell'ordine di qualche MeV, per la quale si ha

un massimo di rilascio della dose a una profondità compresa tra 2 cm e 4 cm. Dalla necessità di ridurre i danni provocati sui tessuti sani, sono state sviluppate tecniche sempre più innovative, quali[4]:

- Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy (3DCRT)
- Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)
- Stereotactic Radiation Therapy (SRT)
- Tomotherapy

Nonostante si siano raggiunti ottimi risultati, la natura esponenziale della funzione caratteristica di assorbimento dei raggi X non permette un trattamento conservativo dei tessuti sani nel caso di tumore profondo; infatti il picco di assorbimento si ha nella parte più superficiale del volume colpito. In questo senso, un sistema ottico, in grado di focalizzare il flusso di radiazione su di un volume-bersaglio, può rappresentare una nuova frontiera nello sviluppo della radioterapia.

Infatti, per un fascio di fotoni focalizzato, il flusso cresce lungo l'asse con la profondità di penetrazione raggiungendo un picco di intensità in corrispondenza del punto focale seguito da un rapido decadimento [1].

Recentemente sono stati effettuati diversi tentativi per ottenere fasci di raggi X convergenti quali:

- Applicazione di campi elettrici e/o magnetici per aggiustare la traiettoria del fascio elettronico [6]
- Utilizzo di un collimatore ricurvo posto sull'anodo del tubo a raggi X
- Utilizzo di lenti poli-capillari come strumento di messa a fuoco [7]
- Utilizzo di specchi multi-strato[8]

L'utilizzo di specchi multi-strato, sfruttando la proprietà di riflessione totale dei raggi X, rappresenta una delle soluzioni più interessanti. Questi sistemi ottici possono focalizzare il fascio di raggi X in uno spot dell'ordine di decine di micrometri ( $\mu m$ ); tuttavia l'angolo critico per la riflessione totale è di circa  $0,5^\circ$  e la distanza focale risulta essere circa 4 metri [9]. Una tale distanza focale rende il sistema ottico poco adatto all'utilizzo medico che richiede strutture quanto più possibile compatte. In questo ambito si inserisce la possibilità di utilizzare le lenti di Laue che potrebbero superare questa serie di difficoltà.



## 2.2 Le lenti di Laue

Le lenti di Laue sono un insieme di cristalli disposti ad anelli concentrici in modo da diffrangere sul punto focale della lente la radiazione ionizzante incidente. [1].

Inizialmente l'utilizzo delle lenti di Laue fu introdotto in ambito astrofisico [10] per la realizzazione di telescopi per raggi X ad alta energia e solo successivamente si pensò ad un loro possibile utilizzo in ambito medico [11] [12]. Le principali differenze in questi due ambiti di sviluppo risiedevano in particolare nel tipo di fascio da focalizzare, rispettivamente parallelo e divergente. Tale differenza, insieme a quelle derivanti dalle diverse grandezze in gioco nei due ambiti d'utilizzo, implica una profonda differenziazione nella conformazione geometrica della lente (Figura 14).

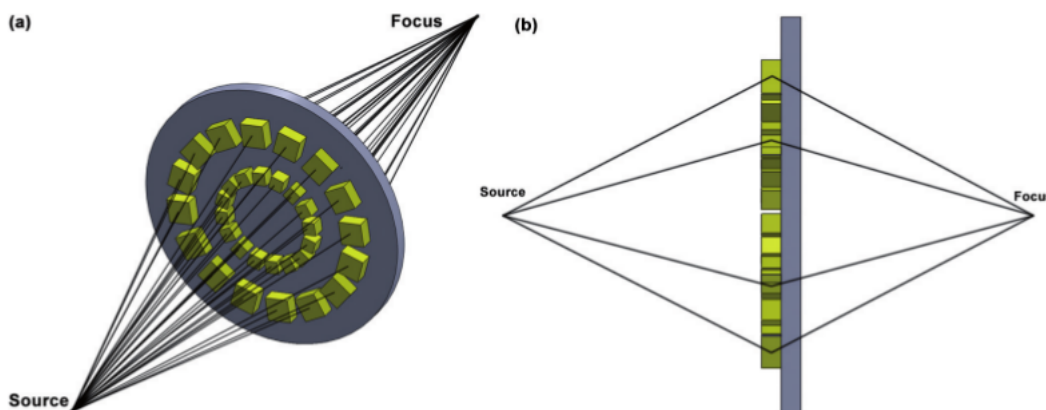


Figura 14 - (a) Schema di una lente di Laue per utilizzo medico.  
(b) Proiezione laterale

Le lenti di Laue utilizzate in ambito medico sono caratterizzate da una egual distanza fra fuoco e sorgente di emissione. Nella produzione di queste lenti si cerca di ottenere una distanza focale ridotta così da rendere il sistema quanto più compatto e funzionale alle strutture mediche in cui sarà utilizzato. Come si può osservare nella Figura 14a, un fascio divergente di raggi X è soggetto a diffrazione di Laue per mezzo di una serie di placche cristalline disposte in maniera circolare e concentrica (blocchi gialli) su di un substrato di supporto (componente grigio)[1].

Tornando alla lente di Laue rappresentata schematicamente in Figura14b, si evince che l'angolo d'incidenza fra il fascio di raggi X e le placche cristalline

è funzione della loro posizione radiale sulla lente; per questa ragione, per soddisfare la condizione di Bragg, tali placche sono poste su circonferenze concentriche, ciascuna composta a sua volta da strutture cristalline di diversa orientazione. Infatti una variazione della spaziatura del reticolo cristallino permette di realizzare la condizione di Bragg per qualsiasi posizione radiale della lente[1]. Inoltre, per migliorare l'efficienza del sistema e l'accettazione angolare, è necessario inclinare il sistema di placche cristalline coinvolte nel processo di diffrazione; tuttavia non si può sperare di ottenere ciò mediante apparecchiature meccaniche esterne, ma la curvatura dei cristalli deve essere auto-consistente con la lente stessa.

Molte sono le tecniche sviluppatesi per ottemperare a tale scopo; fra tutte la più soddisfacente è risultata l'inclinazione mediante il deposito di fibre di carbonio sulla lente.

Le lenti di Laue dovrebbero poter focalizzare fasci di fotoni con energie dell'ordine di centinaia di keV così da poter permettere un trattamento accurato ed efficace di tumori situati in profondità. Inoltre, queste lenti sono potenzialmente in grado di rendere disponibile un fascio tale da irradiare tumori di dimensioni dell'ordine di qualche  $cm^3$  in un tempo confrontabile a quello di un trattamento radioterapico attuale[1]. Lo scopo del progetto LAUPER, finanziato dall'INFN di Ferrara e sviluppato in collaborazione con l'INFN di Bologna, è proprio quello di verificare l'effettiva fattibilità di tutto ciò.

La sorgente di radiazione più indicata per essere usata insieme alle lenti di Laue è un tubo a raggi X con una macchia focale dell'ordine di 1mm e una potenza di qualche kW. Un tubo a raggi X comunemente usato per la diagnostica medica, caratterizzato solitamente da un voltaggio massimo di 150 kV e una corrente di anodo dell'ordine  $10^2$  di mA, potrebbe essere il macchinario adatto per lavorare con le lenti di Laue per ottemperare agli scopi del progetto.

## 2.3 I cristalli e la legge di Bragg

Un cristallo ideale può essere schematizzato come la ripetizione infinita di un'unità strutturale identica, detta base, la cui distribuzione spaziale può essere descritta attraverso un insieme di punti costituenti il reticolo.

Il reticolo e la base costituiscono nel loro insieme il cristallo:

- la base identifica le posizioni occupate dai differenti atomi

- il reticolo fornisce informazioni sulla periodicità del cristallo.

Data la sua struttura periodica e geometrica il cristallo è caratterizzato da invarianza traslazionale e rotazionale, caratteristiche queste che danno ragione delle proprietà ottiche, chimiche, elastiche ed elettriche del cristallo. I cristalli fungono anche da sistemi ottici potendo, per esempio, indurre la diffrazione di raggi X.

La diffrazione di raggi X ( e raggi  $\gamma$  ) è un effetto coerente dovuto ai piani atomici paralleli interni al cristallo; i fotoni incidenti vengono deflessi dagli elettroni degli atomi del cristallo e interferiscono con l'onda incidente costruttivamente amplificando il fascio diffratto.

Tale fenomeno di interferenza costruttiva avviene qualora sia soddisfatta la legge di diffrazione di Bragg.

Nel momento in cui un fascio di raggi X colpisce un cristallo si osservano fenomeni di interferenza/diffrazione causati dalla riflessione di onde da parte di piani cristallini diversi e paralleli. I fotoni di radiazioni X, diffusi da differenti parti del cristallo devono sommarsi costruttivamente per produrre un'intensità misurabile; la condizione sotto cui i raggi diffusi si sommano costruttivamente è dettata dalla legge di Bragg, che tratta i cristalli come famiglie di piani paralleli (piani reticolari).

La diffrazione può essere osservata nelle seguenti condizioni:

- l'angolo formato dal raggio incidente con i piani paralleli è identico all'angolo del raggio riflesso con gli stessi piani. Quest'angolo è indicato con  $\theta$ .
- la differenza di cammino per i raggi riflessi dai piani successivi deve essere uguale ad un numero intero di lunghezze d'onda di modo che i differenti raggi rimangano in concordanza di fase.

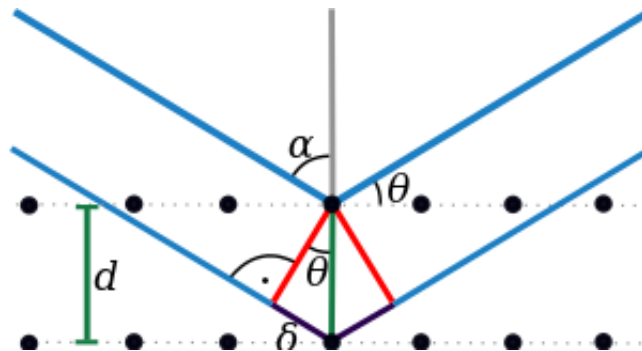


Figura 15 - Schematizzazione del cristallo come famiglia di piani paralleli.

Quindi le condizioni per cui si ha interferenza costruttiva del raggio per l'angolo  $\theta$  sono:

$$n\lambda = 2d\sin(\theta)$$

Questa legge prende il nome di Legge di Bragg.

La riflessività di un cristallo è definita come il rapporto fra l'intensità del fascio diffratto e l'intensità del fascio incidente mentre la sua efficienza è data dal rapporto fra intensità del fascio diffratto e l'intensità del fascio trasmesso quando non vi è alcuna diffrazione.

La riflessività integrale di un cristallo è definita come l'integrale della riflessività sull'accettanza angolare e la lunghezza d'onda associata all'energia in gioco. Questo valore risulta molto piccolo per cristalli ideali; essendo che le lenti devono poter focalizzare la maggior quantità possibile di fotoni da cui vengono colpite, esse devono possedere un'elevata riflessività. Deduciamo da ciò che i cristalli ideali non risulteranno adatti alla produzione di lenti di Laue.

Diversamente da un cristallo ideale, un cristallo reale presenta imperfezioni dovute alle sue condizioni di formazione; per tale ragione è conveniente trattarlo mediante il Modello di Darwin anche noto come modello Mosaico.

In questo modello il cristallo viene interpretato come un insieme di microscopici cristalli ideali leggermente disallineati l'uno dall'altro [13].

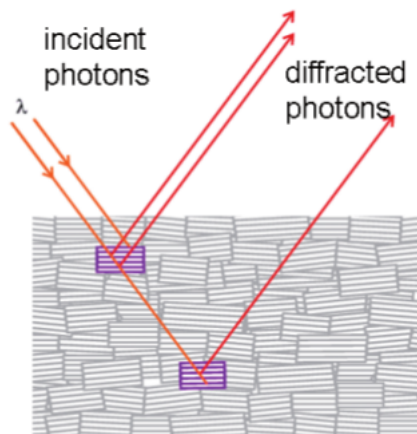


Figura 16 - Schematizzazione cristallo mosaico [13]

Nel modello di Darwin, in particolare, la riflessività del cristallo è data dal prodotto fra l'efficienza di diffrazione del cristallo e un secondo termine che

tiene conto dell'assorbimento del fascio. Un cristallo analizzabile secondo il modello di Darwin è anche detto cristallo mosaico.

Un altro tipo di cristallo è il cristallo "curved diffracting planes" (CDP) a piani curvi diffrattivi. In questo tipo di cristalli uno sforzo (meccanico) induce una curvatura nella struttura complessiva secondo le proprietà elastiche del materiale che comporta una dispersione angolare dei piani reticolari interni al cristallo. La continua variazione di orientazione di questi piani rende meno probabile la presenza di diffrazioni successive interne al cristallo aumentando notevolmente la riflessività del cristallo rendendo i cristalli CDP più performanti sia dei cristalli ideali che di quelli mosaici [13].

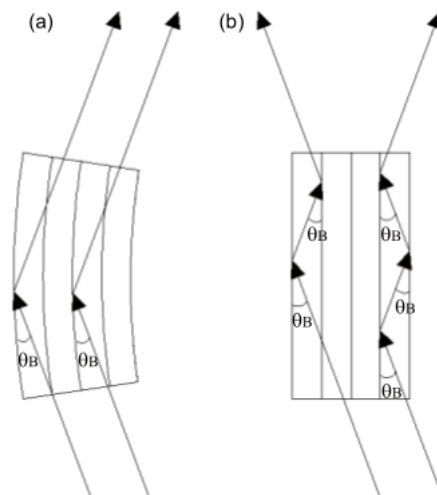


Figura 17a - Schematizzazione cristallo CDP  
Figura 17b - Schematizzazione cristallo ideale

Dato il crescente interesse nella comunità scientifica verso i cristalli CDP, recentemente si sono sviluppate numerose tecniche per la realizzazione di cristalli propriamente curvati.

Uno dei primi metodi sviluppatosi consiste nell'uso di un procedimento meccanico che deforma il cristallo mediante l'intervento di apparecchiature esterne; sebbene per certi aspetti questa tecnica risulti molto efficiente, per altri, quali portabilità e gestibilità dello strumento di curvatura, è da ritenere sconveniente. Per tale motivo sono stati progettati i "self-standing bent crystals" (SSB) ovvero i cristalli a curvatura "autoconsistente", ottenuta mediante l'applicazione di un gradiente termico su di un cristallo perfetto.

Un cristallo incurvato può essere ottenuto anche mediante operazioni chimiche andando ad agire forzatamente sulla sua formazione attraverso l'utilizzo di gradienti di concentrazione; sebbene queste tecniche abbiamo portato ad ottimi risultati, data la loro laboriosità, non sono indicate per la produzione su grande scala.

I cristalli CDP con piani diffrattivi curvi possono essere utilizzati per diffrangere un fascio di fotoni in condizioni di Laue in due differenti configurazioni:

- I cristalli sono orientati con la loro faccia principale parallelamente alla direzione dei fotoni e sono incurvati direttamente lungo il lato attraversato dal fascio [13].

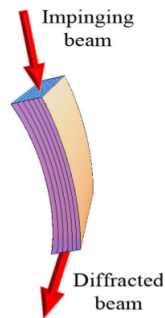


Figura 18a - Schematizzazione cristallo CDP con curvatura parallela al fascio

- I cristalli espongono la loro superficie principale verso il flusso di fotoni e la curvatura dei piani diffrattivi è ottenuta mediante effetto "Quasi-Mosaico" (Quasi-Mosaic effect); un effetto dovuto all'anisotropia elastica del cristallo [13].

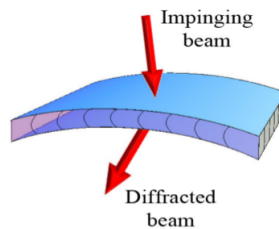


Figura 18b - Schematizzazione cristallo CDP con curvatura perpendicolare al fascio

La deposizione di un sottile film di materiale su di un cristallo rappresenta una tecnica molto valida per ottenere cristalli SSB (self-standing bent) e

conferisce una curvatura controllata e uniforme al cristallo. Le tecniche di deposizione si dividono in due grandi aree:

- Deposizione chimica
- Deposizione fisica

La deposizione chimica prevede l'utilizzo di un fluido o di un gas precursore che induce una variazione chimica nella struttura del cristallo.

La deposizione fisica avviene mediante processi termodinamici, meccanici o elettrici che inducono la formazione di un sottile strato solido sul cristallo.

Un metodo molto efficace per ottenere la curvatura di cristalli spessi è la deposizione di uno strato di fibre di carbonio; infatti, data l'elevata rigidità di quest'ultime, si possono ottenere cristalli SSB fino a 5mm di spessore. Un ulteriore pregio di questo metodo consiste nella sua alta differenziabilità (valido per diversi cristalli quali silicio, germanio Ge, gallio Ga, rame Cu, arsenico As, etc) e nella predisposizione alla produzione su grande scala [12].

Una lente composta da cristalli disposti lungo anelli concentrici è mostrata in Figura19:

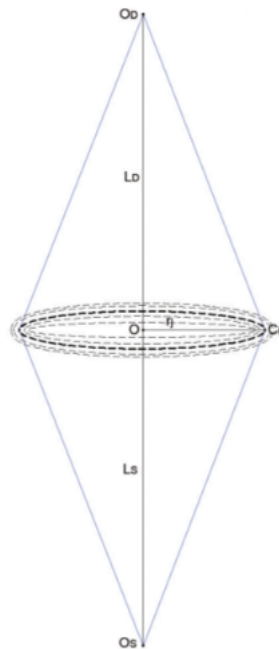


Figura 19 - Schematizzazione lente con cristalli disposti su circonferenze concentriche

essa si trova ad una distanza  $L_s$  dalla sorgente di raggi X e ad una distanza  $L_d$  dal rivelatore. La lente, propriamente progettata, può focalizzare i fotoni verso uno specifico punto immagine  $OD$ , realizzando una relazione punto-a-punto fra sorgente OS e bersaglio OD.

Utilizzando le lenti di Laue si vuole ottenere, da un fascio di raggi X policromatico, un fascio in uscita dal sistema ottico quanto più monocromatico possibile, focalizzato in modo da generare uno spot focale di dimensioni ridotte.

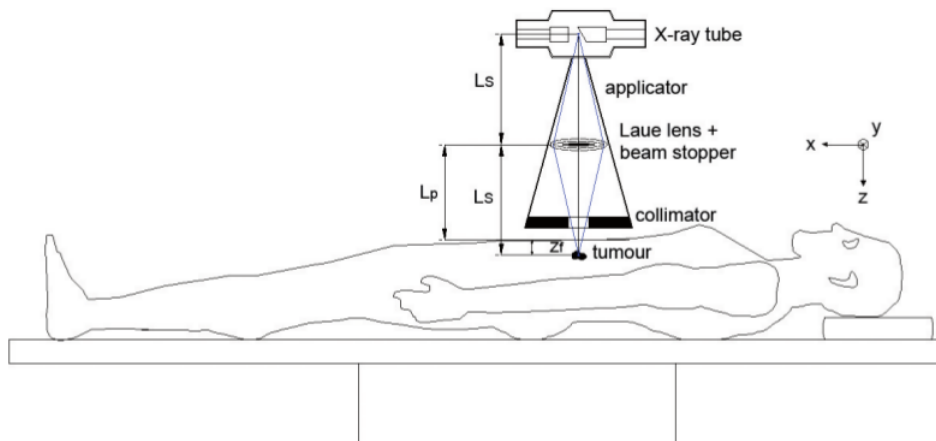


Figura 20 - Schema apparato di focalizzazione con lenti di Laue per utilizzo medico

Una volta fissata la distanza focale  $L_s$  e calcolata l'energia nominale  $E_0$  del fascio diffratto, si può determinare la geometria della lente. I cristalli che compongono la lente sono studiati per essere disposti lungo circonferenze concentriche, a sua volta ogni anello è composto da cristalli identici che inizialmente possono essere assunti come perfettamente posizionati e allineati [13].

I materiali comunemente usati per la fabbricazione degli elementi ottici delle lenti di Laue sono monocristalli di rame (Cu), di arseniuro di gallio (GaAs), di silicio (Si), e di germanio (Ge) poiché sono materiali facilmente reperibili, le cui proprietà sono ben note. La struttura cristallina di questi materiali è cubica e sono caratterizzati da un'elevata densità elettronica che assicura un'elevata efficienza diffrattiva.

Dato che il tubo a raggi X emette fotoni con energie differenti, questi risultano diffratti a differenti angoli di Bragg e la diffrazione avviene in diverse



posizioni del cristallo. I cristalli verranno dunque disposti lungo le poligonali che meglio approssimano le circonferenze ideali; in questo modo gli anelli più esterni conterranno un numero maggiore di cristalli.

La lente deve essere in grado di focalizzare la maggior quantità possibile di fotoni verso il fuoco, ovvero deve possedere un'elevata riflessività; per queste ragioni e per quanto espresso in precedenza, i cristalli con struttura a mosaico o con struttura SSB e CDP (self-standing bent e curved diffracting planes) sono i più indicati per la fabbricazione delle lenti di Laue.

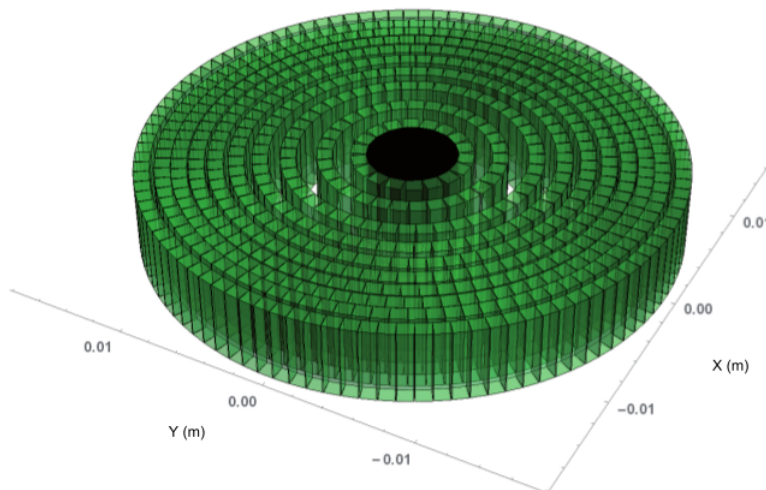


Figura 21 - Rappresentazione computerizzata di una lente di Laue ideale.

## Seconda Parte

# Capitolo 3

## Setup sperimentale

Presso il dipartimento di fisica e astronomia dell'università di Bologna, l'INFN-BO ha messo a disposizione per il progetto LAUPER un'attrezzatura radiologica installata con le seguenti caratteristiche:

- Tubo a raggi X e generatore HV (voltage variabile fino a 150 kV, 800 mA di corrente massima) in grado di leggere e registrare l'andamento di voltage e corrente anodica;
- Assi basculanti e lineari con precisione micrometrica costituenti il sistema di movimentazione e di sostegno;
- Rivelatore digitale composto da una camera CCD ad alta sensibilità accoppiata otticamente con uno schermo scintillatore (cesium iodure).

### 3.1 Il tubo a raggi X

Il fascio primario di raggi X è prodotto da un "W-anode tube", (RTM 101HS, I.A.E. SpA, Milan, Italy), che rappresenta una macchina altamente performante; può infatti raggiungere un voltage massimo di 150 kV e una corrente anodica di 800 mA. La grandezza dello spot focale può essere di 0.6 mm o 0.3 mm; la velocità angolare anodica può variare fra 3000 rpm e 10000 rpm e il picco di potenza dissipata è di 105 kW

### 3.2 Il sistema di movimentazione e sostegno

Il sistema di movimentazione e sostegno dell'apparato sperimentale è composto da:

- Un asse lineare M-415.xPD Physik Instrumente
- Un asse lineare M-521.xPD Physik Instrumente
- Due assi lineari M-413.xPD Physik Instrumente
- Piattaforma tip/tilt composta da due assi BGS80CC, Newport instruments
- Sostegno portale

L'asse lineare M-415.xPD (P.I), disposto come in Figura16, consente la traslazione, lungo l'asse verticale Y, del rivelatore. Gli assi lineari M-413.xPD (P.I) e l'asse lineare M-521.xPD (P.I), disposti come in Figura17, consentono la traslazione della piattaforma tip/tilt e della lente lungo le tre dimensioni spaziali X, Y, Z.

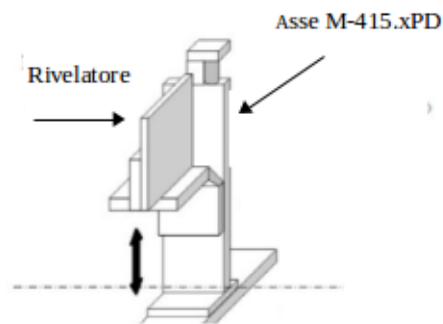


Figura 16 - Schema asse di movimentazione verticale

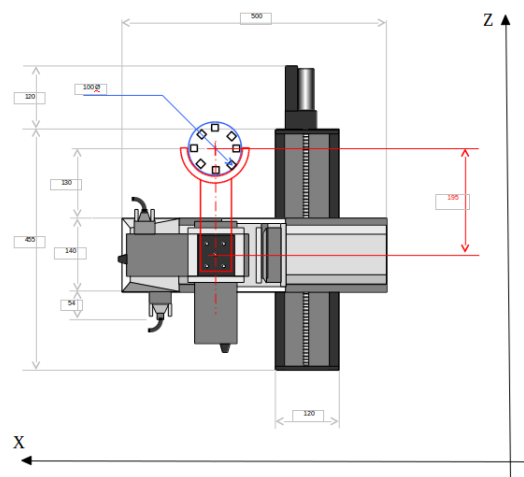


Figura 17 - Schema asse di movimentazione della lente e della piattaforma tip/tilt

Tutti gli assi lineari, caratterizzati da differenti capacità di traslazione (corsa degli assi), sono controllati da computer mediante un apposito programma. La presenza di questi assi è necessaria per consentire il corretto posizionamento della lente sotto il fascio di raggi X (asse di movimentazione sul piano XZ) e per permettere la messa a fuoco e lo studio del fascio focalizzato dalla lente a diverse altezze (asse di movimentazione verticale del rilevatore e asse di movimentazione verticale della lente).

Gli assi BGS80CC costituenti la piattaforma tip/tilt permettono di variare l'inclinazione della lente rispetto al piano XZ e rispetto al piano XY così da consentire un corretto allineamento fra fascio di raggi X e lente. Questi assi, così come quelli illustrati in precedenza vengono controllati da computer mediante un apposito programma.

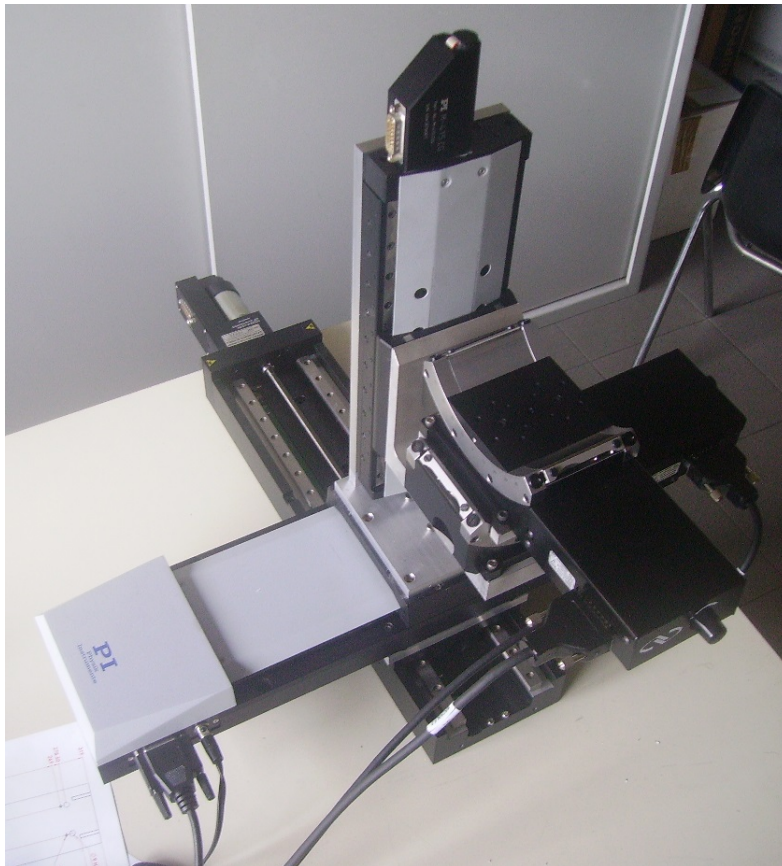


Figura 18 - Istantanea dell'apparato di movimentazione per la lente e della piattaforma tip/tilt

## 3.3 Il rivelatore

I rivelatori a scintillazione sfruttano la capacità di alcuni materiali di emettere fotoni quando sottoposti a irraggiamento. Il rivelatore utilizzato è composto da una camera CCD (charge coupled device) accoppiata otticamente a uno schermo scintillatore allo ioduro di cesio attivato al tallio.

### 3.3.1 Scintillatore

Una volta attraversato il bersaglio, il fascio di raggi X colpisce lo schermo scintillatore allo ioduro di cesio inducendo l'emissione di luce che verrà poi riflessa da uno specchio posto a  $45^\circ$  rispetto al piano della camera CCD.

Lo schermo scintillatore utilizzato è di forma quadrata di lato  $12\text{ cm}^2$ . I materiali costituenti lo schermo hanno la proprietà di convertire i raggi X in radiazione visibile di intensità proporzionale a quella della radiazione incidente. Il fenomeno della scintillazione o luminescenza, consiste nella ionizzazione indotta dal fascio di raggi X incidente; il materiale colpito emette una radiazione a energia inferiore, con lunghezza d'onda che cade nel visibile.

A seconda del materiale di cui sono composti, gli scintillatori si possono dividere in organici ed inorganici:

- Gli scintillatori inorganici sono costituiti da cristalli contenenti piccole impurità aventi il compito di attivare il processo di scintillazione; il meccanismo di luminescenza dipende dagli stati energetici determinati dal reticolo cristallino
- Gli scintillatori organici sono composti da cristalli o materiali plastici in cui il meccanismo di scintillazione dipende dal livello energetico degli elettroni di valenza delle molecole costituenti lo schermo scintillatore.

Nel nostro caso viene utilizzato uno scintillatore inorganico composto da cristalli di Ioduro di Cesio attivato al Tallio con struttura ad aghi (cristalli di forma allungata) e spessore pari a 0.5 mm, che emette una luce verde a cui è sensibile la camera digitale impiegata per l'acquisizione.

### 3.3.2 Camera CCD

La camera CCD utilizzata è il modello Alta U9000 della Apogee Instruments Inc. (Utah,USA), con un sensore CCD Kodak KAF-09000 da 9 megapixel (3056x3056) e pixel size di 12x12 micron.

Numero Pixel	3056 x 3056
Dimensione Pixel	12 x 12 <i>micron</i>
Area attiva della CCD	(36,7 x 36,7) <i>mm</i> <sup>2</sup>
Raffreddamento massimo	( $T_{amb} - 45$ ) <i>K</i>
Stabilità della temperatura	$\pm 0.1K$
Risoluzione digitale a 1(5)MHz	16(12) bits

Per ridurre il rumore termico il sensore è raffreddato con un sistema a cella di Peltier. La cella di Peltier è sostanzialmente una pompa di calore a stato solido a forma di piastra sottile; su una delle due superfici vi è assorbimento di calore mentre sull'altra il calore viene emesso.

Comunemente la cella è utilizzata per sottrarre calore per contatto con il corpo da raffreddare; per ottemperare a tale scopo sono creati opportuni ponti termici (adesivi termoconduttivi) che permettano al meglio la conduzione. Il calore sottratto al corpo sul lato freddo della cella di Peltier è trasferito sul lato caldo insieme al "calore di funzionamento", ovvero il calore sviluppato dalla camera stessa durante il suo utilizzo .

Il calore accumulatosi sulla superficie "calda" della cella viene poi trasferito all'ambiente esterno mediante l'utilizzo di ventole che velocizzano la dispersione del calore accumulato.



Figura 19 - Camera CCD

Lo schermo scintillatore e la camera CCD sono alloggiati in un contenitore di forma rettangolare a tenuta di luce, insieme a uno specchio disposto a 45° rispetto al piano della camera. L'accoppiamento ottico tra camera CCD e scintillatore è realizzato tramite un obiettivo fotografico di tipo macro, con lunghezza focale di 55 mm e apertura numerica massima di 2.8.

La telecamera è stata schermata mediante una protezione in piombo per evitare l'interazione diretta tra raggi X e sensore CCD. Nel caso in cui i raggi X colpiscano il sensore direttamente, i pixel del CCD si eccitano e creano "rumore" nell'immagine ottenuta sotto forma di macchie puntiformi bianche definite "zinger".

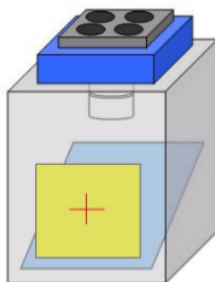


Figura 20 - Schematizzazione del sistema di rivelazione



# Capitolo 4

## Analisi dati

Lo scopo delle misure consiste nella verifica sperimentale della presenza di un picco di intensità, definito picco di Laue, fissata una certa distanza tra il fuoco del fascio e la lente.

### 4.1 Lente di Laue: 1° prototipo

La prima lente di Laue utilizzata è composta da 4 cristalli disposti a formare un quadrato posto su un supporto circolare di diametro 100 mm con scanalature (Figura22a e Figura22b) realizzate su di un wafer in silicio di spessore pari a 5 mm. Il supporto funge anche da riferimento per i cristalli diffrattivi (elementi rossi in Figura22a) incollati al supporto e autoallineati.

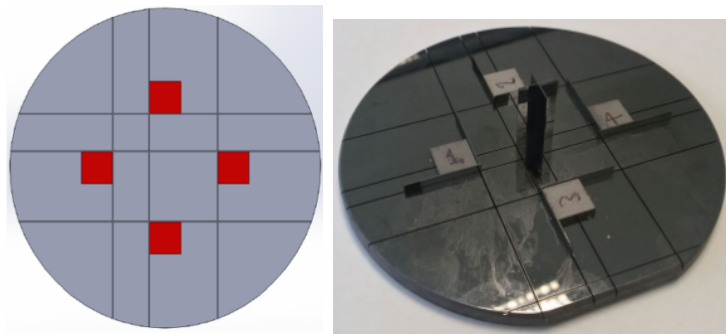


Figura 22a - Schematizzazione del primo prototipo di lente di Laue

Figura 22b - Istantanea del primo prototipo di lente di Laue

Posta la lente sul sostegno e schermato il supporto con una maschera in piombo si è ricercato il corretto allineamento fra fascio-lente-rivelatore andando a

ricercare dapprima la corretta distanza di messa a fuoco con spostamenti verticali del rivelatore e della lente e successivamente aggiustando l'inclinazione di quest'ultima con le culle tip/tilt.

Dopo aver effettuato le misure sarà necessario analizzare le immagini acquisite mediante il programma di analisi dati "ImageJ" sviluppato dalla NIH (National Institute of Health), grazie al quale è possibile valutare l'intensità massima e la media dell'intensità nella "Region of interest" (Roi, espressa in greyscale) per ogni immagine acquisita al variare della posizione verticale.

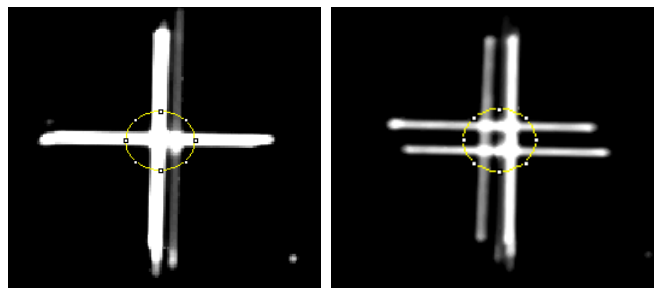


Figura 22c - Il cerchio giallo racchiude la "Region of interest" all'interno della quale si calcola la media delle intensità

Una volta riscaldato il tubo e portato a un regime di funzionamento caratterizzato da una tensione di 100 kV e una corrente di 100 mA con tempo di esposizione di 1.00 sec sono state acquisite immagini a diverse altezze nel range  $-70.00 \text{ mm} \leq 0.0 \leq 40.00 \text{ mm}$  dove si è posta l'origine in corrispondenza del fuoco. Queste prime misure, effettuate in aria, hanno fornito i seguenti risultati:

Posizione ass.(mm)	Max (greyscale)	$\overline{Roi}$ (greyscale)
-40.0	1728	720.1
-30.0	1769	757.1
-20.0	1936	1009.8
-14.9	2085	1039.0
-13.7	2102	1175.5
-12.8	2109	1178.4
-11.6	2170	1187.4
-10.7	2184	1186.6
-9.5	2263	1193.5
-8.6	2277	1199.2
-7.4	2332	1271.8
-6.5	2428	1303.6
-5.3	2561	1410.8

Posizione ass.(mm)	Max (greyscale)	$\overline{Roi}$ (greyscale)
-4.4	2687	1420.7
-3.2	2913	1428.6
-2.3	3004	1544.7
-1.1	3206	1557.6
-0.2	3344	1565.3
0.0	3357	1565.5
1.2	3452	1705.0
2.1	3471	1712.4
3.3	3529	1715.7
4.2	3549	1710.1
5.4	3624	1708.3
6.3	3633	1709.7
7.5	3592	1708.8
8.4	3562	1704.5
9.6	3547	1702.3
10.5	3472	1698.5
11.7	3325	1700.3
12.6	3199	1690.2
13.8	3007	1597.4
14.7	2897	1587.8
15.9	2802	1579.2
16.8	2656	1371.9
18.0	2499	1360.7
18.9	2417	1351.2
20.1	2381	1209.5
21.0	2405	1202.9
22.2	2391	1197.7
23.1	2454	1190.2
24.3	2432	1183.7
25.2	2427	1174.8
26.4	2452	1164.9
27.3	2488	1158.0
28.5	2482	1146.8
29.4	2435	1137.7
30.6	2416	1032.6
40.9	1986	932.3
51.8	1706	729.1
62.4	1566	639.2
74.4	1429	530.9

Rappresentando i dati ottenuti in un grafico Intensità (greyscale) Vs Posizione (mm) e in un grafico  $\overline{Roi}$ (greyscale) Vs Posizione (mm) si ottengono i seguenti risultati:

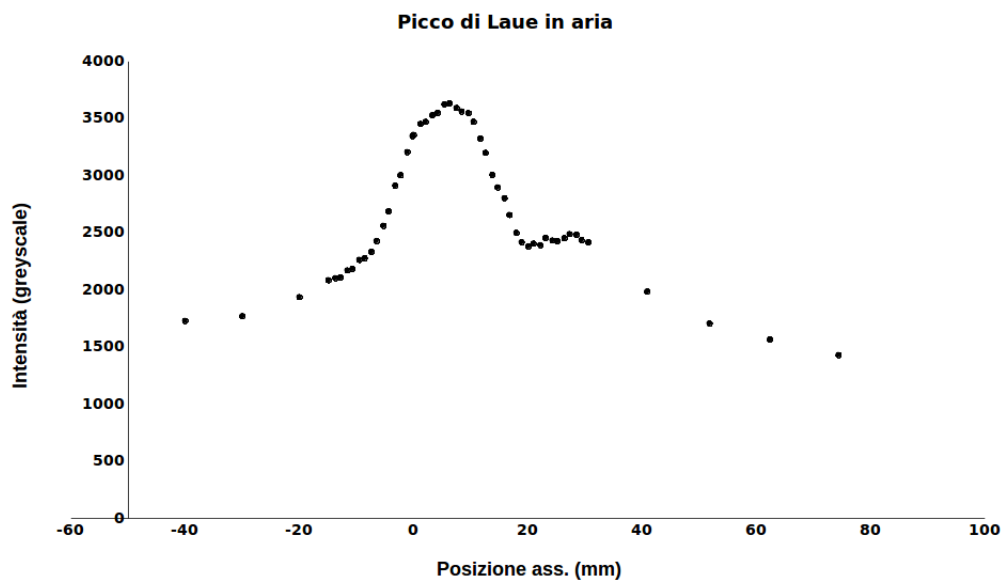


Figura 23 - Verifica picco di Laue in aria

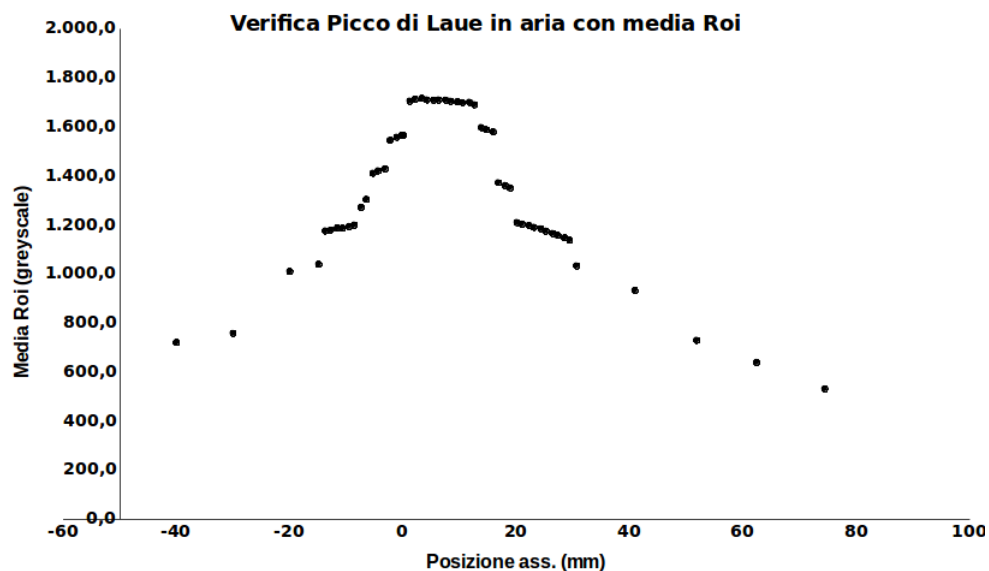


Figura 24 - Verifica picco di Laue in aria con media Roi

Osservando nel dettaglio il grafico di Figura23 si può notare come l'andamento dell'intensità in funzione della posizione sia approssimabile, in un intorno

del fuoco, ad una curva Gaussiana mentre altrove presenta un andamento iperbolico. La presenza di un plateau nel range di misure effettuate tra i 20 mm e i 40 mm al di sotto del fuoco della lente si ritiene essere dovuto a fenomeni di diffrazione causati dal supporto dei cristalli che non è stato possibile schermare. Analizzando il grafico in Figura24 si può osservare come la rappresentazione dell'intensità media in funzione della posizione nasconda questo problema evidenziato nel grafico di Figura23.

Una volta concluse le misure in aria, sono state ripetute con l'aggiunta di spessori di diversa grandezza di polimetile metacrilato (plexiglass, PMMA) fra lente e rivelatore. Facendo variare la posizione del rivelatore degli stessi step utilizzati per le misure effettuate in aria si ottengono i seguenti risultati:

Posizione ass.(mm)	Spessore PMMA (mm)	Max (greyscale)
-40.0	0.0	1813
-30.0	10.0	1590
-20.0	20.0	1459
-14.9	25.1	1313
-13.7	26.3	1286
-12.8	27.2	1280
-11.6	28.4	1279
-10.7	29.3	1277
-9.5	30.5	1265
-8.6	31.4	1269
-7.4	32.6	1267
-6.5	33.5	1296
-5.3	34.7	1336
-4.4	35.6	1348
-3.2	36.8	1393
-2.3	37.7	1438
-1.1	38.9	1442
-0.2	39.8	1462
0.0	40.0	1453
1.2	41.2	1461
2.1	42.1	1457
3.3	43.3	1427
4.2	44.2	1444
5.4	45.4	1426
6.3	46.3	1374
7.5	47.5	1346
8.4	48.4	1304

Posizione ass.(mm)	Spessore PMMA (mm)	Max (greyscale)
9.6	49.6	1237
10.5	50.5	1190
11.7	51.7	1125
12.6	52.6	1077
13.8	53.8	995
14.7	54.7	958
15.9	55.9	905
16.8	56.8	824
18.0	58.0	762
18.9	58.9	738
20.1	60.1	714
21.0	61.0	707
22.2	62.2	688
23.1	63.1	695
24.3	64.3	692
25.2	65.2	681
26.4	66.4	681
27.3	67.3	650
28.5	68.5	619
29.4	69.4	612
30.6	70.6	595
40.9	80.9	429
51.8	91.8	309
62.4	102.4	222
74.4	114.4	160

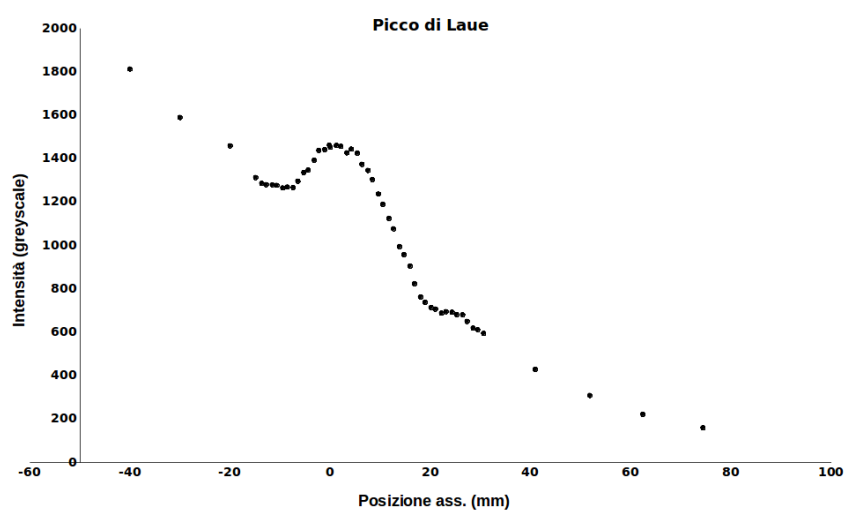


Figura 25 - Verifica picco di Laue con spessori di PMMA

Osservando il grafico in Figura25 si può notare l'andamento esponenziale decrescente dell'intensità del fascio di raggi X con l'aumentare della "profondità" e quindi con l'aumentare dello spessore di PMMA. Accanto a questo andamento decrescente è inoltre evidente il picco di Laue in prossimità del fuoco della lente.



Figura 26 - Immagine del fuoco

L'immagine in Figura26 raffigurante il fuoco della lente permette di osservare la disposizione quadrangolare dei cristalli e la focalizzazione del fascio in posizione centrale in corrispondenza della sovrapposizione della linea verticale ed orizzontale. Spostandoci verticalmente dalla posizione di fuoco, indifferentemente con variazioni positive o negative data la simmetria del sistema, ci si aspetta un disaccoppiamento delle linee di focalizzazione che tenderanno ad allargarsi fino a realizzare una "quadrato" luminoso.

L'immagine in Figura27 mostra questo comportamento sebbene non sia stato possibile allontanarsi a sufficienza dalla posizione di fuoco fino ad ottenere il quadrato sopra citato a causa della corsa limitata dell'asse di movimentazione.

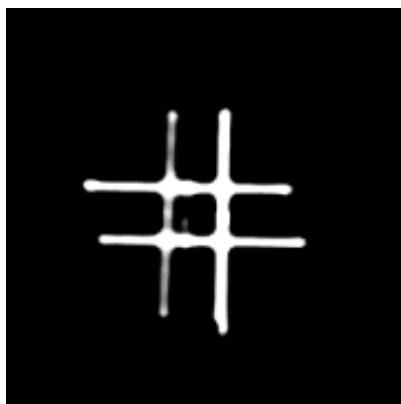


Figura 27 - Immagine a 85mm dal fuoco

Per concludere lo studio relativo al primo prototipo di lente di Laue si vuole valutare la validità della legge di Beer-Lambert acquisendo delle immagini del fuoco con l'aggiunta di spessori di PMMA sempre maggiori. Ricordando che la legge di Beer-Lambert è valida per fasci di raggi X monocromatici una sua verifica rappresenterebbe la prova sperimentale della monocromaticità del fascio focalizzato dalla lente.

A seguire si riportano le misure effettuate:

Spessore PMMA (cm)	Max (greyscale)	Spessore PMMA (cm)	Max (greyscale)
0.000 ±0.005	3745	4.920 ±0.005	1328
1.000 ±0.005	2969	5.920 ±0.005	1061
2.000 ±0.005	2477	7.010 ±0.005	880
3.000 ±0.005	2006	8.100 ±0.005	718
3.970 ±0.005	1654	9.180 ±0.005	589

Rappresentando graficamente i dati ottenuti in un grafico Spessore PMMA (cm) Vs Intensità (greyscale) si ottiene:

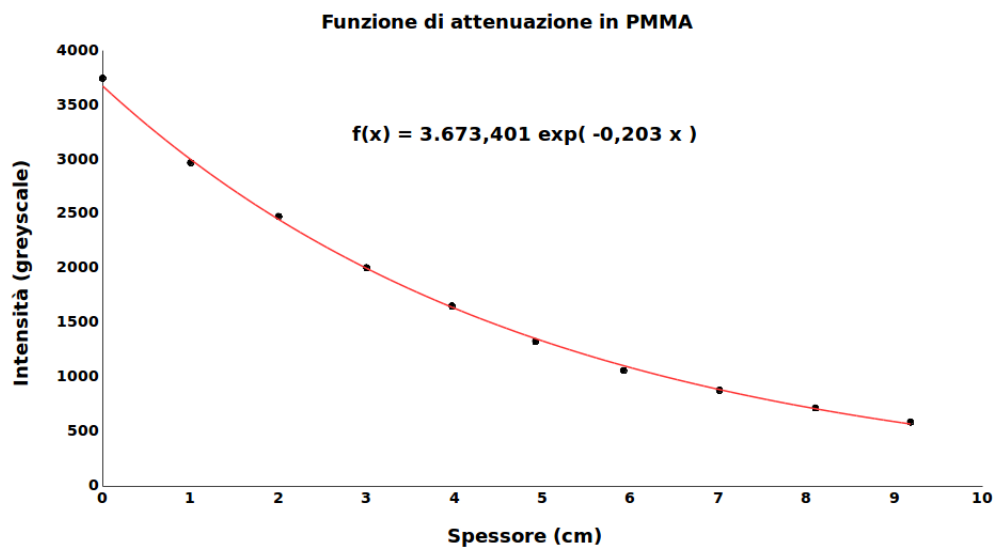


Figura 28 - Verifica legge di Beer-Lambert

Osservando il grafico in Figura28, ottenuto eseguendo un fit esponenziale dei valori ottenuti mediante l'analisi delle immagini acquisite, si può notare come tutti i punti si trovino su una curva esponenziale di equazione:

$$f(x) = 3673.401 e^{(-0.203x)}$$



ipotizzando la monocromaticità del fascio, è possibile valutare tale funzione secondo la legge di Beer-Lambert. L'esponente assume quindi il ruolo di coefficiente di attenuazione e, nota la densità del PMMA (dati NIST) pari a  $\rho = 1.18 \frac{g}{cm^3}$ , è possibile calcolare il valore del coefficiente di attenuazione di massa ottenuto sperimentalmente:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{SPE} = 0.180 \frac{cm^2}{g}$$

Ricordando che il valore del coefficiente di attenuazione (e quindi del coefficiente di attenuazione di massa) è funzione dell'energia del fascio di raggi X, facendo riferimento ai valori tabulati sul sito del "National Institute of Standards and Technology" (NIST) si ottiene un tale valore di  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{SPE}$  per energie di circa 80 keV.

Energia (keV)	$\mu/\rho$ ( $cm^2/g$ )
60.0	0.1924
80.0	0.1751

Calcolando teoricamente l'energia del fascio di raggi X mediante la legge di Bragg (Figura29) si ha:

$$2d\sin(\theta) = \frac{hc}{E}$$

Per l'approssimazione di angoli piccoli è possibile scrivere:

$$\sin(\theta) \simeq \tan(\theta) \simeq \theta = \arctan\left(\frac{r}{f}\right) \simeq \frac{r}{f}$$

dove:

- $\theta$  è l'angolo fra la verticale e la retta congiungente lo spot focale del tubo a raggi X e i singoli cristalli della lente;
- $f$  è la distanza fra lo spot focale del tubo a raggi X e la superficie della lente pari nel nostro caso a 80 cm
- $d$  è lo spessore dei cristalli della lente pari a 2 mm
- $r$  è la distanza fra il centro della lente e i cristalli pari a 2.3 cm

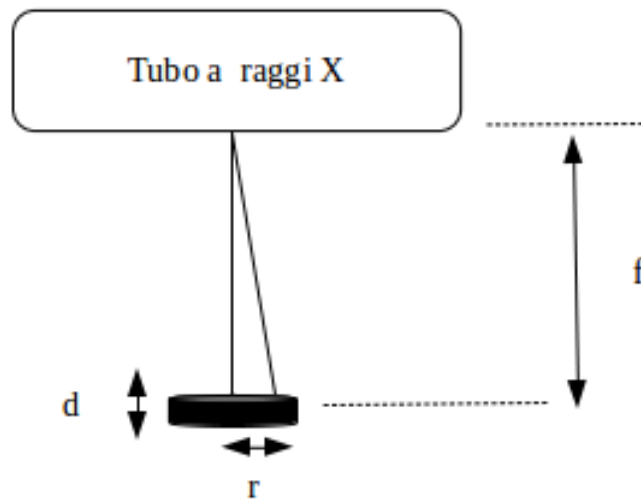


Figura 29 - Schematizzazione del sistema di misura

Eseguite le opportune sostituzioni si ottiene l'equazione:

$$E = \frac{2\pi \hbar c f}{2d r}$$

Sostituendo ora alle grandezze presenti nell'equazione i loro valori, si ottiene per l'energia del fascio un valore pari a :

$$E_{TEO} \simeq 76 \text{ keV}$$

Questo valore è in buon accordo con quello ottenuto sperimentalmente a partire dal coefficiente di attenuazione di massa ricavato dalla legge di Beer-Lambert.

Si può ritenere quindi che il fascio di raggi X soddisfi la legge di Bragg ed è per questo considerabile, in buona approssimazione, un fascio di raggi X monocromatico.

## 4.2 Lente di Laue: 2° prototipo

La seconda lente di Laue utilizzata è composta da 21 cristalli, disposti su due circonferenze concentriche, posti su di un supporto circolare di diametro 100 mm con scanalature (Figura30a e Figura30b) realizzate su di un wafer in silicio di spessore pari a 2 mm. Il supporto funge anche da riferimento per i cristalli diffrattivi (elementi rossi in Figura29a) incollati al supporto e autoallineati.

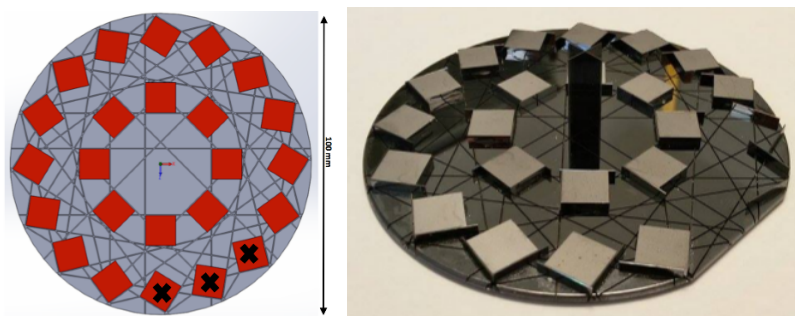


Figura 30a - Schematizzazione del secondo prototipo di lente di Laue

Figura 30b - Istantanea del secondo prototipo di lente di Laue

Posta la lente sul sostegno il supporto è stato schermato con una maschera in piombo sagomata in modo tale da lasciare esposti solo i cristalli; tuttavia non è stato possibile schermare i sostegni dei cristalli che come si vedrà più avanti creano diversi problemi.

Analogamente a quanto fatto con il primo prototipo sono state effettuate misure in aria e misure con spessori di polimetile metacrilato (PMMA alias Plexiglass) utilizzando le stesse variazioni relative di posizione, una volta trovato il fuoco del secondo prototipo.

Dopo aver posto il rivelatore nel nuovo fuoco, risultato essere più in alto di 4.5mm rispetto a quello del primo prototipo di lente, si può procedere con le misure in aria; per avere una visione globale sulle potenzialità del secondo prototipo di lente di Laue si è deciso di effettuare le misure in 3 diverse configurazioni:

- Fascio focalizzato dall'anello di cristalli interni con schermatura dell'anello esterno
- Fascio focalizzato dall'anello di cristalli esterni con schermatura dell'anello interno

- Fascio focalizzato da tutti i 21 cristalli presenti sulla lente

#### 4.2.1 Lente di Laue 2° prototipo: 1° configurazione

Analizzando le immagini acquisite nella prima delle configurazioni sopra riportate si ottengono in seguenti risultati:

Posizione ass.(mm)	Max (greyscale)	$\overline{Roi}$ (greyscale)
-40.0	1783	1083.8
-30.0	1941	1192.6
-20.0	2158	1403.2
-14.9	2312	1547.2
-13.7	2376	1619.7
-12.8	2405	1677.5
-11.6	2461	1768.2
-10.7	2488	1769.3
-9.5	2590	1775.7
-8.6	2650	1729.5
-7.4	2793	1825.9
-6.5	2940	1876.9
-5.3	3121	2063.3
-4.4	3182	2298.8
-3.2	3331	2581.2
-2.3	3473	2780.9
-1.1	3479	2988.4
-0.2	3555	2987.3
0.0	3598	3254.4
1.2	3628	3294.9
2.1	3613	3316.6
3.3	3636	3319.7
4.2	3679	3331.9
5.4	3667	3383.7
6.3	3662	3376.4
7.5	3590	3331.5
8.4	3513	3290.5
9.6	3463	3100.8
10.5	3398	3047.1
11.7	3332	2988.3
12.6	3293	2868.6
13.8	3098	2804.3
14.7	2977	2597.1

Posizione ass.(mm)	Max (greyscale)	$\overline{Roi}$ (greyscale)
15.9	2931	2536.3
16.8	2849	2337.9
18.0	2750	2145.1
18.9	2647	2103.0
20.1	2686	2062.0
21.0	2572	1828.5
22.2	2543	1816.8
23.1	2381	1767.5
24.3	2317	1690.3
25.2	2269	1678.5
26.4	2170	1605.6
27.3	2161	1589.4
28.5	2152	1513.9
29.4	2132	1450.8
30.6	2020	1435.5
40.9	1791	1245.0
51.8	1583	1043.8
62.4	1457	913.0
74.4	1420	761.1

Rappresentando graficamente i dati ottenuti in un grafico Intensità (greyscale) Vs Posizione (mm) e in un grafico  $\overline{Roi}$ (greyscale) Vs Posizione (mm) si ottengono i seguenti risultati:

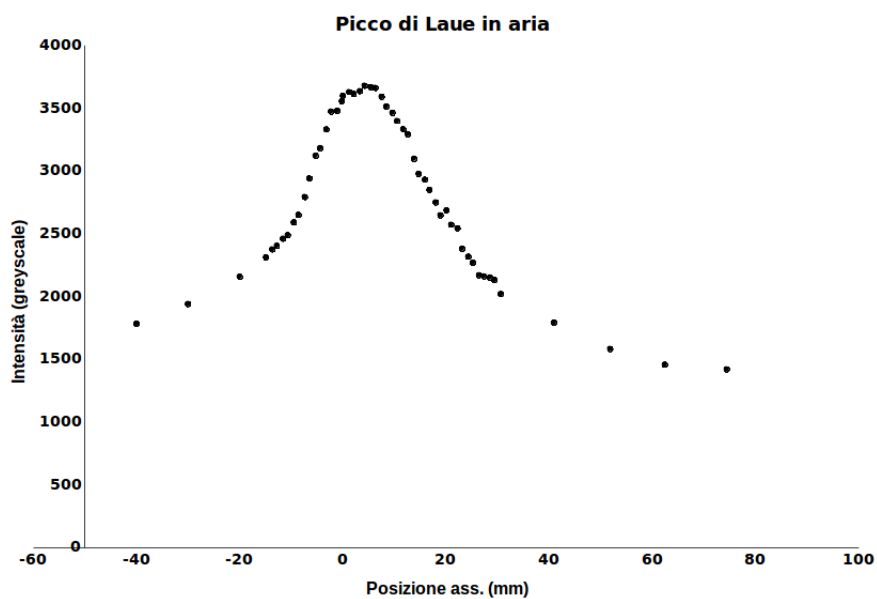


Figura 31 - Verifica picco di Laue in aria

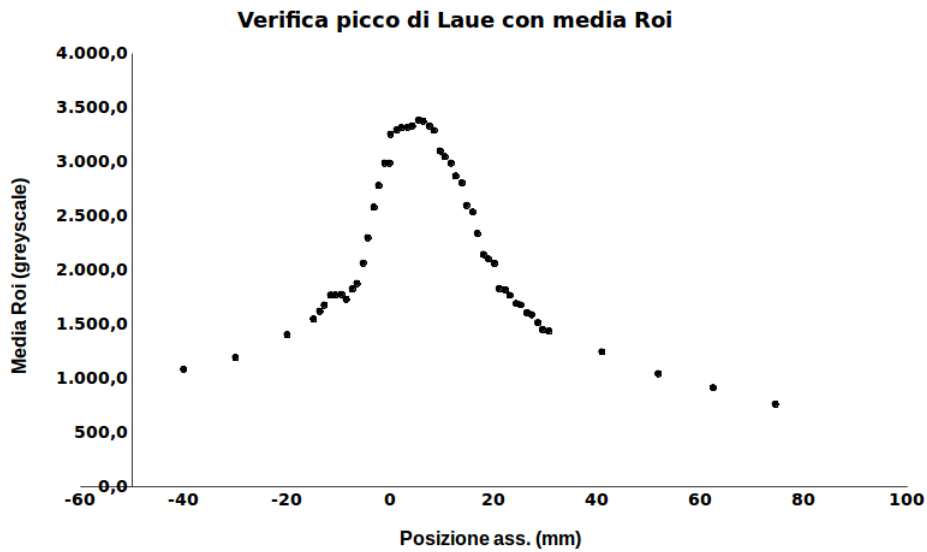


Figura 32 - Verifica picco di Laue in aria con media Roi

I grafici in Figura31 e in Figura32 sono coerenti con quelli ottenuti con il primo prototipo e con le ipotesi sperimentali. Da un'analisi qualitativa, confrontando i dati ottenuti con la presente configurazione del secondo prototipo con quelli relativi al primo prototipo si può notare come il valore massimo di intensità sia molto simile, mentre la media della Roi del secondo prototipo sia nettamente più elevata. In altri termini il secondo prototipo (configurazione 1) presenta in media intensità maggiori rispetto al primo prototipo sebbene il valore massimo raggiunto sia molto simile.



Figura 33a - Immagine del fuoco, cristalli anello interno

Osservando la Figura33a che rappresenta il fuoco del secondo prototipo di lente di Laue, con schermatura dell'anello di cristalli esterno, è evidente la disposizione ottagonale dei cristalli nell'anello interno.



Figura 33b - Immagine a 30 mm dal fuoco, cristalli anello interno

L'immagine in Figura33b mostra come le linee di diffrazione, spostandosi dalla posizione di fuoco, non convergono più tutte in uno stesso punto.

Una volta concluse le misure in aria si procede con l'acquisizione delle immagini con l'aggiunta dei medesimi spessori di PMMA utilizzati con il primo prototipo ottenendo i seguenti risultati:

Posizione ass.(mm)	Spessore PMMA (mm)	Max (greyscale)
-40.0	0.0	1783
-30.0	10.0	1699
-20.0	20.0	1537
-14.9	25.1	1502
-13.7	26.3	1498
-12.8	27.2	1515
-11.6	28.4	1527
-10.7	29.3	1536
-9.5	30.5	1589
-8.6	31.4	1614
-7.4	32.6	1674
-6.5	33.5	1689
-5.3	34.7	1717
-4.4	35.6	1689
-3.2	36.8	1693
-2.3	37.7	1669
-1.1	38.9	1649
-0.2	39.8	1625
0.0	40.0	1612
1.2	41.2	1575
2.1	42.1	1557
3.3	43.3	1530

Posizione ass.(mm)	Spessore PMMA (mm)	Max (greyscale)
4.2	44.2	1480
5.4	45.4	1411
6.3	46.3	1353
7.5	47.5	1329
8.4	48.4	1250
9.6	49.6	1199
10.5	50.5	1156
11.7	51.7	1100
12.6	52.6	1057
13.8	53.8	1016
14.7	54.7	996
15.9	55.9	936
16.8	56.8	901
18.0	58.0	850
18.9	58.9	829
20.1	60.1	786
21.0	61.0	766
22.2	62.2	720
23.1	63.1	705
24.3	64.3	671
25.2	65.2	637
26.4	66.4	627
27.3	67.3	619
28.5	68.5	600
29.4	69.4	589
30.6	70.6	583
40.9	80.9	434
51.8	91.8	343
62.4	102.4	273
74.4	114.4	228

Rappresentando graficamente i dati ottenuti in un grafico Posizione ass (mm) Vs Intensità (greyscale) si ha:



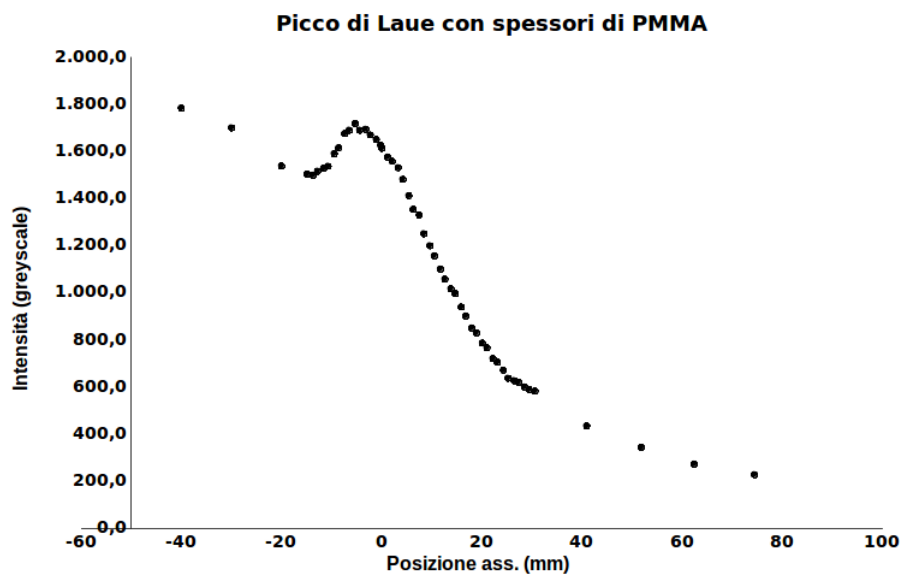


Figura 34 - Verifica picco di Laue con spessori di PMMA

Il grafico in Figura presenta un andamento esponenziale decrescente dell'intensità del fascio di raggi X all'aumentare dello spessore di PMMA interposto fra lente e rivelatore, coerente con quello atteso teoricamente; è evidente inoltre la presenza di un picco di Laue in corrispondenza del fuoco della lente.

#### 4.2.2 Lente di Laue 2° prototipo: 2° configurazione

Analizziamo ora i dati ottenuti nella seconda configurazione in cui viene schermato l'anello interno e si valuta la focalizzazione ad opera dell'anello esterno. Dall'analisi delle immagini acquisite si ottengono i seguenti risultati:

Posizione ass.(mm)	Max (greyscale)	$\overline{Roi}$ (greyscale)
-40.0	1451	641.6
-30.0	1499	696.1
-20.0	1614	747.1
-14.9	1611	763.5
-13.7	1642	790.8
-12.8	1713	791.8
-11.6	1659	794.3
-9.5	1704	800.2
-8.6	1694	815.1
-7.4	1701	914.7
-6.5	1719	920.4

Posizione ass.(mm)	Max (greyscale)	$\overline{Roi}$ (greyscale)
-5.3	1764	958.4
-4.4	1756	963.8
-3.2	1840	993.1
-2.3	1880	998.8
-1.1	1921	1007.2
-0.2	1945	1023.8
0.0	1965	1063.1
1.2	2014	1071.7
2.1	2041	1215.0
3.3	2040	1221.6
4.2	2067	1253.8
5.4	2089	1272.5
6.3	2108	1283.2
7.5	2163	1300.8
8.4	2256	1326.7
9.6	2272	1341.7
10.5	2310	1345.4
11.7	2335	1365.8
12.6	2391	1371.4
13.8	2412	1461.4
14.7	2415	1473.9
15.9	2342	1483.4
16.8	2333	1507.6
18.0	2256	1519.8
18.9	2224	1554.3
20.1	2176	1561.0
21.0	2185	1572.3
22.2	2209	1584.1
23.1	2297	1601.4
24.3	2380	1610.6
25.2	2409	1611.9
26.4	2430	1608.5
27.3	2554	1517.1
28.5	2493	1513.9
29.4	2484	1498.8
30.6	2415	1391.5
31.5	2303	1382.7
32.7	2201	1373.9
33.6	2135	1360.4
34.8	2043	1352.0
35.7	2011	1339.3

Posizione ass.(mm)	Max (greyscale)	$\overline{Roi}$ (greyscale)
36.9	1905	1267.4
37.8	1852	1259.9
39.0	1859	1243.3
39.9	1842	1230.2
41.1	1800	1212.7
42.0	1746	1138.5
43.2	1684	1122.8
44.1	1676	1115.4
45.3	1664	1099.9
46.2	1659	1084.4
47.4	1610	1063.5
48.3	1578	997.8
49.5	1566	985.5
50.4	1566	974.3
51.8	1570	955.9
62.4	1426	735.2
74.4	1290	674.7

Rappresentando i dati ottenuti in un grafico Intensità (greyscale) Vs Posizione (mm) e in un grafico  $\overline{Roi}$ (greyscale) Vs Posizione (mm) si ottengono i seguenti risultati:

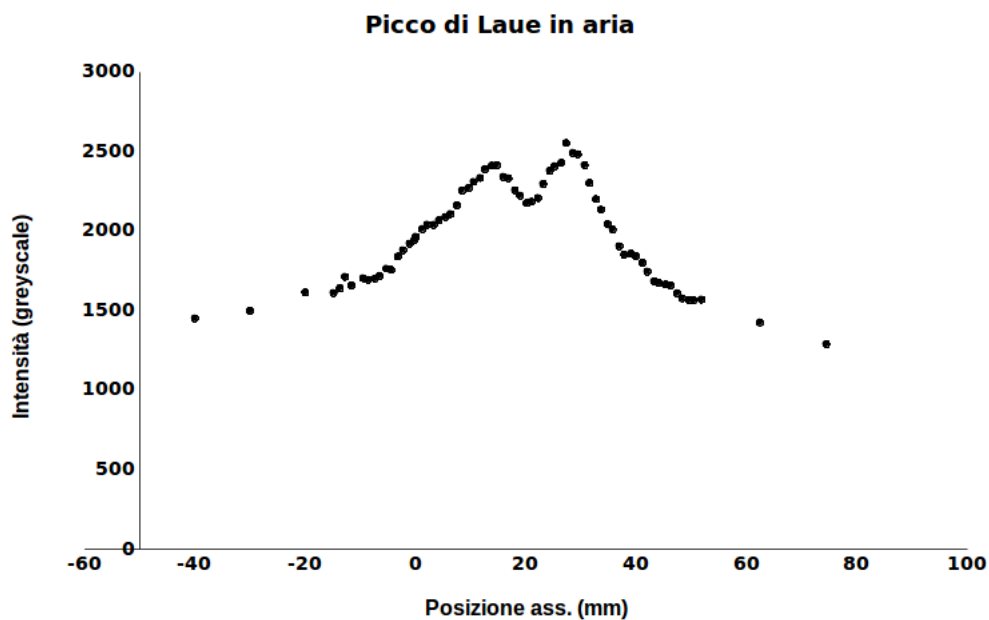


Figura 35a - Verifica picco di Laue in aria

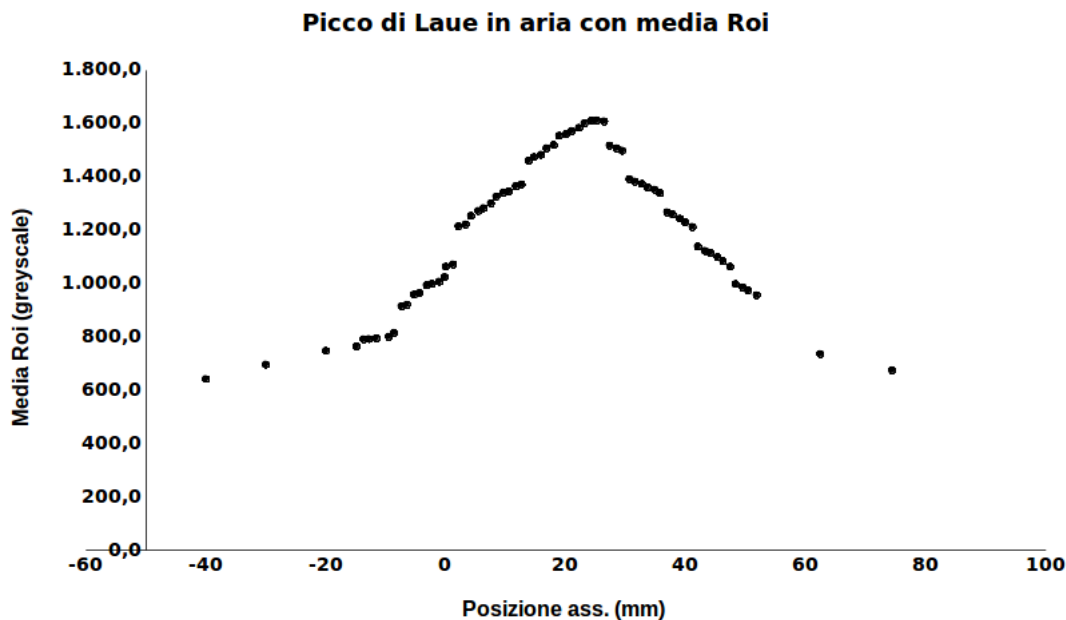


Figura 35b - Verifica picco di Laue in aria con media Roi

Analizzando il grafico in Figura35a si nota immediatamente la presenza di un secondo picco a una distanza considerevole dal fuoco; Questo fatto, in contrasto con quanto visto nelle acquisizioni precedenti ed in contrasto con i risultati teoricamente attesi, è ritenuto un problema di sovrapposizione di diffratti dei cristalli e diffratti dei loro supporti che, come si era anticipato, non sono stati schermati.

I supporti dei cristalli (costituiti di un materiale diffrangente, il silicio monocristallino) colpiti dal fascio di raggi X, a causa di fenomeni di diffrazione, interferiscono con le misure effettuate. La soluzione a questo problema consiste nella produzione di supporti schermabili o realizzati con materiali che riducano questo fenomeno.

Il grafico in Figura 35b sebbene rimuova il secondo picco presente nel grafico in Figura 35a, risulta comunque non conforme all'atteso. Infatti nel grafico in Figura 35b si può notare come il picco di Laue si trovi a più di 20 mm dalla posizione di fuoco. Ciò è attribuibile al metodo di calcolo della Roi che tiene conto, nel valutare la media delle intensità, anche dei diffratti dovuti ai supporti.

A scopo puramente illustrativo si riportano rispettivamente un'immagine del fuoco degli anelli esterni con schermatura degli anelli interni e un'immagine del fuoco del secondo prototipo di lente di Laue nella sua completezza:

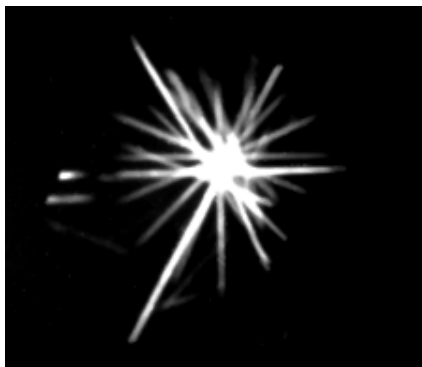


Figura 36 - Immagine del fuoco, cristalli anello esterno



Figura 37 - Immagine del fuoco, cristalli anello interno e cristalli anello esterno

### 4.3 Discussione dei risultati

Effettuando l'ultimo set di misure con il 2° prototipo di lente di Laue nella 3° configurazione (anello interno ed esterno esposti al fascio di raggi X), come prevedibile, anch'esse palesano i medesimi problemi riscontrati nella 2° configurazione. Dai risultati si evince come sia necessario un lavoro di revisione nella realizzazione e progettazione dei supporti per i cristalli costituenti le lenti che hanno reso i dati ottenuti con il 2° prototipo di lente non soddisfacenti in due delle tre configurazioni analizzate. Nonostante ciò si può affermare che le lenti di Laue si sono dimostrate essere effettivamente in grado di focalizzare fasci di raggi X con energie dell'ordine di 100 keV.

## 4.4 Sviluppi futuri

Il prossimo passo del progetto LAUPER consisterà nella risoluzione dei problemi relativi alla struttura di supporto dei cristalli e nella realizzazione di nuovi prototipi di lenti caratterizzati da un numero maggiore di cristalli.

Una volta risolto il problema della schermatura del supporto dei cristalli e svolte ulteriori acquisizioni per verificare il corretto funzionamento della lente sarà possibile procedere con l'analisi spettroscopica dello spettro del fascio di raggi X focalizzato dalla lente. Sarà inoltre importante effettuare delle vere e proprie misure dosimetriche, in modo da costruire le curve di dose in funzione della profondità (curve depth-dose) in materiali tessuto-equivalenti.

# Conclusioni

Questo lavoro di tesi è inserito all'interno di un progetto di ricerca denominato LAUPER, acronimo per LAUe-PEak Radiotherapy (LAUPER) i cui obiettivi consistono nella realizzazione di prototipi di lenti di Laue in grado di focalizzare fasci di raggi X con energie dell'ordine di 100 keV per possibili applicazioni radioterapiche.

Dopo le misure preliminari realizzate con raggi X di bassa energia, i risultati ottenuti con le sperimentazioni effettuate nel laboratorio del dipartimento di fisica e astronomia di Bologna e nella sezione dell'INFN di Bologna hanno confermato la validità del progetto LAUPER anche con tubi a raggi X caratterizzati da un voltaggio maggiore (fino a 150 kV). Sono emersi tuttavia degli aspetti inerenti la progettazione e la realizzazione delle lenti meritevoli di una ottimizzazione.

Le lenti di Laue si sono dimostrate un sistema ottico effettivamente in grado di focalizzare fasci di raggi X di energie confrontabili con quelle utilizzate per la diagnostica in campo medico. I dati sperimentali mostrano inoltre la presenza del picco di assorbimento desiderato e ipotizzato teoricamente; tutto ciò rende le lenti di Laue delle ottime candidate per lo sviluppo e il miglioramento delle attuali tecniche radioterapiche.

D'altro canto l'analisi dei dati acquisiti durante il lavoro di tesi ha mostrato la presenza di alcune problematiche che necessitano di risoluzione per il proseguo del progetto. Infatti i dati ottenuti con il secondo prototipo di lente di Laue, caratterizzato da un numero maggiore di cristalli, hanno presentato delle incongruenze rispetto ai dati teoricamente attesi e rispetto ai dati ottenuti con il primo prototipo di lente.

L'origine di queste problematiche è da associare a fenomeni di diffrazione dovuti ai supporti dei cristalli presenti sulla lente; infatti si ritiene che il materiale con cui sono stati realizzati questi supporti (silicio monocristallino),

non potendo essere schermato esternamente, abbia interferito nelle misure andando a generare un secondo picco di intensità a causa dei fenomeni di diffrazione avvenuti ad una certa distanza dalla posizione di fuoco della lente.

Non appena verrà risolta questa problematica e sarà testato il corretto funzionamento della lente sarà possibile procedere con l'analisi spettroscopica dello spettro del fascio di raggi X focalizzato dalla lente. Sarà inoltre importante effettuare delle vere e proprie misure dosimetriche, in modo da costruire le curve di dose in funzione della profondità (curve depth-dose) in materiali tessuto-equivalenti.

Alla luce di quanto esposto in questo lavoro di tesi si può affermare che i risultati ottenuti sono soddisfacenti e fanno ben sperare per il futuro del progetto LAUPER.



# Bibliografia

- [1] INFN, Ferrara, Italy and INFN, Bologna, Italy (2015) *LAUe-PEak Radiotherapy*
- [2] M. Khan, F., editor. *The Physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilki, 1987.
- [3] J. Lilley, editor. *Nuclear Physics: Principles and Applications*. Wiley, 2001.
- [4] P. Mayles, A. Nahum, and J. C. Rosenwald, editors. *Handbook of Radiotherapy Physics-Theory and Practice*. Taylor & Francis, 2007.
- [5] H. Owen, D. Holder, J. Alonso, and R. Mackay. *Technologies for delivery of proton and ion beams for radiotherapy*. 2014.
- [6] R.F. Saavedra and M. Valente. *Convergent photon and electron beam generator device*. 2014.US Patent App. 14/112,429.
- [7] C. A. MacDonald. *Focusing polycapillary optics and their applications. X-Ray Optics and Instrumentation*. 2010.
- [8] Michael J. Pivovarov, William B. Barber, Finn E. Christensen, William W. Craig, Todd Decker, Michael Epstein, Tobias Funk, Charles J. Hailey, Bruce H. Hasegawa, Randy Hill, Jesse G. Jernigan, C. Taylor, and Klaus P. Ziocck. *Small-animal radionuclide imaging with focusing gamma-ray optics*. 2004.
- [9] R. Camattari, G. Paternò, Bellucci, and V. Guidi. *Quasi-mosaicity of (311) planes in silicon and its usage in a high-focusing laue lens. Exp. Astron.* 2014.
- [10] K. Smither. *New method for focusing x rays and gamma rays. Rev. Sci.Instrum.* 1982.

- [11] D. Roa, R. Smither, X. Zhang, K. Nie, Y. Shieh, N. Ramsinghani, N. Milne, J. Kuo, J. Red-path, M. Al-Ghazi, and P. Caligiuri. *Development of a new photon diffraction imaging system.* 2005.
- [12] G. Paternò, V. Bellucci, R. Camattari, and V. Guidi. *Design study of a Laue lens for nuclear medicine.* *J. Appl. Cryst.* 2015.
- [13] G.Paternò, V.Guidi *Laue lenses to focus X- and gamma-ray beams for medical applications* 2016.

# Ringraziamenti

Desidero ringraziare tutti coloro che mi hanno aiutato nella stesura della tesi con critiche suggerimenti e osservazioni.

Ringrazio anzitutto la professoressa Maria Pia Morigi, Relatrice, il professore Giuseppe Baldazzi, correlatore, il dottor Valerio Bellucci, correlatore ed il dottor Matteo Bettuzzi, correlatore.

Un ringraziamento particolare va ai colleghi ed agli amici che mi hanno aiutato durante la stesura della tesi con consigli e suggerimenti.

Vorrei infine ringraziare le persone a me più care: i miei amici e compagni di studio ed infine la mia famiglia a cui questo lavoro è dedicato.