

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI
BOLOGNA

Scuola di Scienze
Corso di Laurea in Fisica

**Analisi e caratterizzazione di
dosimetri LiF (fluoruro di litio) per
applicazioni in vivo in radiologia
diagnostica**

Relatore:
Prof. Giuseppe Baldazzi

Presentata da:
Edoardo Pirazzini

Correlatore:
Dott. Pierluca Rossi

Sessione II
Anno Accademico 2013/2014

Abstract

Scopo di questo lavoro di tesi è la caratterizzazione della risposta di una partita di dosimetri a termoluminescenza LiF:Mg,Cu,P (GR200A) a fasci X di energie e intensità variabili. In questo elaborato è presentata la teoria che sta alla base degli strumenti e delle procedure utilizzate, cioè nozioni basilari di radiologia e dosimetria assieme ad una breve trattazione riguardante i dosimetri a termoluminescenza; sono descritti gli strumenti e le attrezzature impiegate, quali il sistema di acquisizione To.Le.Do , il tubo a raggi X presente all'interno del Centro di Coordinamento delle Attività di Fisica Medica e la camera di confronto utilizzata per la taratura. Tramite l'analisi dei dati raccolti sono stati definiti, all'interno della partita, gruppi differenti di dosimetri con risposte uniformi entro livelli di confidenza differenti. Questi gruppi di dosimetri saranno utilizzati dall'U. O. di Fisica Sanitaria dell'Università di Bologna per scopi diversi, in particolare per valutazioni di dosi personali e valutazioni di dosi ambientali in locali sottoposti a controlli di radioprotezione.

Indice

0.1	Introduzione	10
1	Nozioni fondamentali	12
1.1	Radiazioni ionizzanti e tubo a raggi X	12
1.2	Grandezze dosimetriche	16
1.2.1	Grandezze di campo	16
1.2.2	Grandezze dosimetriche	17
1.3	Dosimetri a termoluminescenza	19
1.3.1	Modello qualitativo	20
1.3.2	La “Glow Curve”	21
1.3.3	Caratteristiche dosimetriche dei rivelatori a TL	23
1.3.4	Trattamenti termici dei dosimetri a TL	25
2	Set up sperimentale	28
2.1	Set up di irraggiamento	28
2.1.1	Fasci di irraggiamento	30
2.2	To.Le.Do: il lettore dei TL	31
2.3	La camera di confronto	33
3	Risultati	36
3.1	Irraggiamento della partita dei TL	36
3.2	Analisi delle glow curve	38
3.3	Confronto e taratura	40
4	Conclusioni e sviluppi futuri	46

Elenco delle figure

1.1	Rappresentazione schematica di un tubo radiogeno	13
1.2	Spettro dei raggi X prodotti da un tubo radiogeno	14
1.3	Esempi simulati di glow curve variando la differenza di energia fra i livelli	26
1.4	Grafico dell'intensità luminosa dei dosimetri a termoluminescenza letti in funzione della dose assorbita	26
2.1	Dosimetro #74 della partita confrontato con un regolo graduato in millimetri	28
2.2	Sistema di irraggiamento	29
2.3	A sinistra le Curve di carico a destra la consolle di comando	30
2.4	Sistema di lettura	31
2.5	Esempio di grafico prodotto dal programma di acquisizione ad ogni lettura	32
2.6	A destra il radiometro Victoreen 660 e a sinistra la camera di ionizzazione Victoreen 660-3	33
3.1	Spettro energetico dei fasci della serie RQR	37
3.2	Glow curve di un dosimetro LiF:Mg,Cu,P (GR-200A) irraggiato a una dose di 10mGy ad una velocità di riscaldamento di $8^{\circ}C/s$ tratta da [1]	39
3.3	Esempi di glow curve generate dai dosimetri da calibrare	39
3.4	Grafici dei tre coefficienti di taratura (blu) e della media (rosso) del dosime- tro #2 nelle configurazioni 70keV-2mGy e 50keV-1mGy	40
3.5	Grafici coefficiente di calibrazione vs rispettivamente energia del fascio e kerma	41
3.6	Grafico delle variazioni dei coefficienti di taratura al variare dell'energia del fascio alla dose fissata di 2mGy (blu) e 1mGy (rosso)	42
3.7	Grafici dei coefficienti di calibrazione dei vari dosimetri, la linea rossa corrisponde al valore medio del coefficiente di calibrazione della partita. .	44

Elenco delle tabelle

1.1	Tempi e temperature caratteristiche di azzeramento e preriscaldamento dei dosimetri	25
2.1	Serie radiazione X codificata RQR	31
2.2	Tabella del Certificato di calibrazione Victoreen 660-3	34
3.1	Parametri dei fasci utilizzati per gli irraggiamenti	36
3.2	Schema degli irraggiamenti effettuati	38
3.3	Coefficienti di fluttuazione massimi e minimi	41
3.4	Medie e scarti massimi dei coefficienti di taratura delle partite calcolati a 1mGy e a 2mGy	42
3.5	Medie e scarti massimi dei coefficienti di taratura delle partite calcolati a 70kV	43

Ringraziamenti

Desidero innanzitutto ringraziare il Professor Giuseppe Baldazzi per avermi consentito di sviluppare questo elaborato. Inoltre, ringrazio sentitamente il Dr Pierluca Rossi le per le numerose ore dedicate alla mia tesi e per la sua immancabile disponibilità a dirimere i miei dubbi ed a consigliarmi durante la stesura di questo lavoro. Intendo poi ringraziare l'Accademia dei falsi Magri per la loro accoglienza i loro consigli e il loro supporto, sottolineando la particolare disponibilità del Dr Alessandro Lombi nel fornirmi le indicazioni pratiche indispensabili per lo svolgimento dell'attività sperimentale. Inoltre, vorrei esprimere la mia sincera gratitudine ai miei compagni di corso, in particolare Daniele, Saverio e Luca per i numerosi consigli e incoraggiamenti che ci siamo scambiati durante il nostro percorso di studi.

Voglio ringraziare con affetto e immensa gratitudine i miei genitori per il sostegno e per avermi dato la possibilità di raggiungere questo mio grande obiettivo, mio fratello e mia sorella per avermi trasmesso le loro esperienze e il loro affetto, lo zio Diego per la sua presenza costante e il suo sostegno insostituibile, i miei amici per avermi accompagnato in tutti questi anni.

Infine ringrazio con affetto Cecilia per avermi incoraggiato, sopportato, supportato, ascoltato, migliorato durante questi anni.

0.1 Introduzione

Uno degli aspetti di maggior interesse fisico della radioprotezione è certamente rappresentato dalla determinazione delle grandezze dosimetriche, associate ai campi di radiazione a cui si può essere esposti. Il problema, che a prima vista sembra di facile soluzione, in realtà contempla al suo interno alcuni interrogativi complessi, che vanno dalla definizione della grandezza del campo di radiazione che si vuole misurare, alla caratterizzazione e scelta del tipo di strumento di misura che si vuole utilizzare sino alla problematica definizione del punto in cui effettuare la misura. Considerato che, in particolare quando ci si riferisce alla radiologia e alla radiodiagnostica medica applicata in vivo, è difficilmente applicabile il concetto di ripetibilità della misura, diviene fondamentale essere certi di avere a disposizione sistemi di misura – e metodologie di misura – la cui “risposta” sia nota e controllata. Per questo, nell’ambito di un progetto comune tra il DIFA e l’Unità Operativa di Fisica Sanitaria dell’Università di Bologna, si è proceduto alla determinazione dei parametri relativi alla caratterizzazione di un sistema dosimetrico basato su dosimetri a termoluminescenza (TLD) al fluoruro di litio. In particolare, considerando che la dosimetria a TL è di gran lunga la metodica di misura più utilizzata in campo X (sia per dosimetria agli operatori, che per misure di dosimetria ambientale, che per analisi di dosimetria a pazienti), si è deciso di procedere ad un’analisi completa di una partita di 90 dosimetri che comprendesse:

- un’analisi della partita di dosimetri vergini, analizzando la risposta degli stessi a campi di radiazione X diversi sia in spettro che in intensità (e quindi in grandezza dosimetrica correlata)
- un’analisi della variabilità della risposta dei dosimetri LiF, al fine di quantificare le incertezze da associare alle misure, quando utilizzati in campo; ovvero, quando verranno utilizzati per misure di dose ai pazienti e per misure di dosimetria ambientale

Per fare questo, si è sfruttata una facility presente presso il Centro di Coordinamento delle attività di Fisica Medica dell’Ateneo che contempla non solo una sala per gli irraggiamenti, ma anche un sistema completo di lettura della risposta dei dosimetri TL. La presente tesi, relativa al progetto sopra indicato, è suddivisa in capitoli, nei quali è presentata anzitutto la teoria che sta alla base degli strumenti e delle procedure utilizzate, successivamente è definito il set up sperimentale impiegato e sono presentate le procedure tramite cui è stata eseguita l’analisi dei dati raccolti.

Capitolo 1

Nozioni fondamentali

1.1 Radiazioni ionizzanti e tubo a raggi X

Col termine “radiazione” si definisce la particolare modalità con cui l’energia si propaga da un punto all’altro dello spazio, in assenza di trasporto di quantità macroscopiche di materia e senza il supporto di un substrato materiale. Le radiazioni sono classificate in ionizzanti o non ionizzanti. Si definiscono ionizzanti quelle radiazioni che, in virtù del loro elevato contenuto energetico, sono in grado di ionizzare la materia con cui vengono a contatto, ossia di trasformare gli atomi di cui essa è composta (elettricamente neutri) in particelle cariche, dette ioni. Possono essere:

- corpuscolari, cioè costituite da particelle subatomiche, e dotate di carica elettrica, come i protoni, le radiazioni alfa (α) e beta (β);
- non corpuscolari, cioè onde elettromagnetiche, come i raggi X e i raggi gamma (γ).

Le radiazioni corpuscolari hanno la capacità di ionizzare direttamente la materia, mentre le onde elettromagnetiche e i neutroni dotati di sufficiente energia sono indirettamente ionizzanti; ciò significa che la loro interazione e cessione di energia nella materia avviene in due fasi: nella prima vengono generate particelle cariche veloci, nella seconda esse depositano l’energia trasportata dall’onda elettromagnetica producendo ionizzazioni.

Uno dei principali utilizzi della radiazioni ionizzanti in medicina è rappresentato dall’utilizzo dei raggi X prodotti da tubi radiogeni per scopi diagnostici.

Il tubo radiogeno schematizzato in figura 1.1, è costituito da un involucro di vetro, metallo o ceramica, nel quale sono incorporati due elettrodi disposti uno di fronte all’altro chiamati catodo e anodo. Dal punto di vista elettrico il tubo radiogeno è schematizzabile come un diodo a vuoto. Il catodo ha la funzione di generare un fascio di elettroni che tramite una differenza di potenziale (indicata solitamente con l’espressione HV) vengono accelerati verso l’anodo. Questo fascio di elettroni viene generato da un filamento di

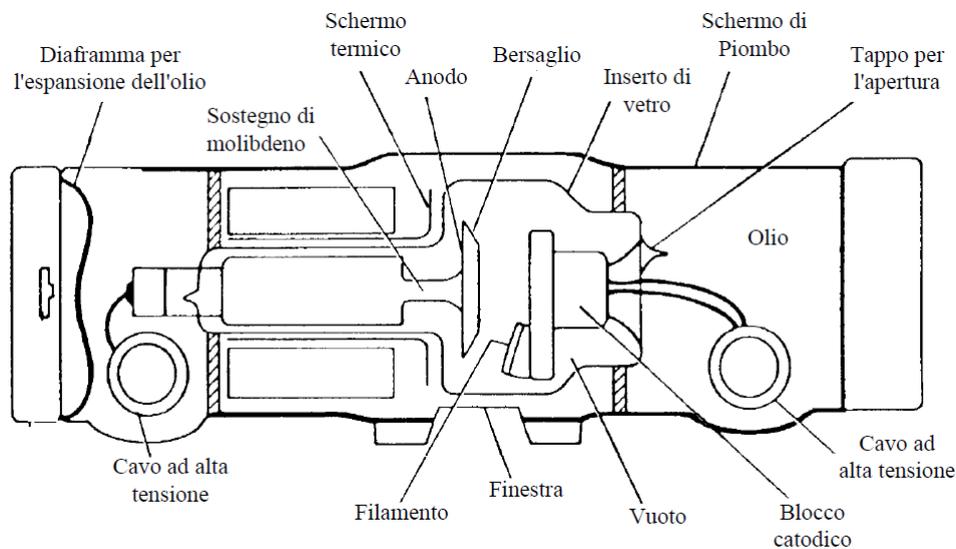


Figura 1.1: Rappresentazione schematica di un tubo radiogeno

tungsteno che per effetto termoionico emette elettroni diretti verso l'anodo dalla d.d.p.. L'intensità della nube elettronica prodotta è descritta dalla legge di Richardson:

$$I = A_0 T^2 e^{(-W/kT)} S \quad (1.1)$$

W: lavoro di estrazione, per il tungsteno 4,5eV

k: costante di Boltzman

T: temperatura del filamento in gradi Kelvin

A_0 : costante di emissione, per il tungsteno $60 \frac{A}{cm^2 \cdot K}$

S: superficie del filamento

Al momento dell'impatto fra gli elettroni accelerati e l'anodo avvengono una serie di interazioni tra gli elettroni incidenti e la struttura atomica dell'anodo, il cui risultato utile è l'emissione di uno spettro di raggi X.

Un esempio di spettro di raggi X da un tubo radiogeno con anodo di tungsteno è rappresentato nella figura 1.2.

Dall'analisi della figura 1.2 emerge che lo spettro dei raggi X è formato da due componenti : parte continua e parte discreta.

1. La parte continua è dovuta al bremsstrahlung o radiazione di frenamento. Essa si produce quando un elettrone passa vicino ad un nucleo del bersaglio. L'attrazione tra l'elettrone e il nucleo positivo provoca una deviazione dell'elettrone dalla sua traiettoria e quindi un'accelerazione che dà origine a radiazione. Questo fenomeno è intrinsecamente probabilistico, quindi la probabilità di produrre raggi X decresce con l'aumentare dell'energia, fino ad un valore che numericamente è uguale alla HV impostata (da cui, la caratteristica forma continua dello spettro).

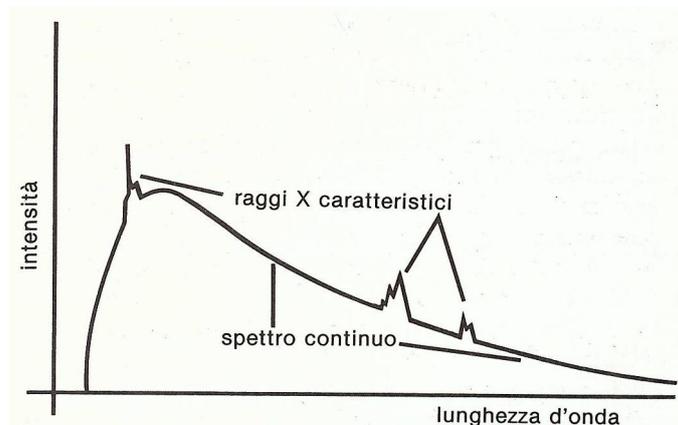


Figura 1.2: Spettro dei raggi X prodotti da un tubo radiogeno

2. La parte discreta dello spettro (i picchi) è dovuta alla radiazione caratteristica che si ha quando avviene una collisione tra elettrone incidente e elettrone orbitale di un atomo del bersaglio. L'elettrone incidente può trasferire all'elettrone orbitale energia sufficiente affinché quest'ultimo venga espulso dal suo orbitale, lasciando un posto vuoto che viene poi occupato da un elettrone di un orbitale più esterno. La transizione tra due livelli atomici provoca una diminuzione dell'energia dell'elettrone e la differenza fra lo stato iniziale e quello finale viene rilasciata come fotone X. I raggi X così prodotti sono chiamati «radiazione caratteristica».

L'intensità della radiazione prodotta è crescente con il numero atomico del materiale costituente l'anodo. Il materiale solitamente utilizzato per la costruzione dell'anodo è infatti il Tungsteno, perchè ha un numero atomico abbastanza alto da consentire un'intensità dei fasci adatta alla maggior parte delle applicazioni, e perchè ha un alto punto di fusione ($3370^{\circ}C$) che gli consente di poter accumulare il calore prodotto durante l'utilizzo per tempi sufficientemente lunghi.

Per ottenere raggi X della lunghezza d'onda idonea all'uso diagnostico, gli elettroni incidenti devono avere un'energia cinetica elevata, compresa fra i 40 e i 150 keV. Vi corrisponde un'altrettanto elevata tensione fra anodo e catodo. Per consentire che questa tensione possa essere applicata senza dar luogo a scariche e per permettere agli elettroni di muoversi senza ostacoli verso l'anodo, lo spazio fra i due elettrodi deve trovarsi in condizioni di alto vuoto, cioè con pressioni di gas residui all'interno dell'involucro di vetro dell'ordine di $10^{-6}mbar$.

Il fenomeno di produzione dei raggi X ha intrinsecamente un rendimento molto basso. Soltanto l'1% dell'energia inviata al tubo viene riemessa come radiazione X, mentre il restante 99% viene convertito interamente in calore. Questa grande quantità di energia termica condiziona la costruzione e l'utilizzo del tubo radiogeno. L'anodo viene costruito rotante per aumentare la superficie su cui impattano gli elettroni, sulla quale si sviluppa

la maggior parte del calore. Esso viene poi trasmesso per irraggiamento all'olio esterno all'involucro di vetro che costituisce il sistema di raffreddamento del sistema. L'utilizzo del tubo viene limitato nel tempo a seconda delle energie che eroga il fascio, in modo da non raggiungere temperature vicine ai punti di fusione dei materiali costituenti il tubo, evitando non solo la fusione ma anche repentine dilatazioni locali dei materiali che comprometterebbero la funzionalità della macchina. L'anodo viene anche costituito di tungsteno depositato su substrato di molibdeno per aumentarne l'efficacia nella dispersione del calore.

L'ampolla è circondata da una cuffia o schermo di piombo che ha lo scopo di assorbire i raggi X emessi in tutte le direzioni lasciandoli passare solamente da un'apposita fessura detta finestra.

Quando si parla di un fascio a raggi X due termini comunemente usati sono quantità e qualità.

La qualità di radiazione si riferisce alla capacità di penetrazione di un fascio RX ed è solitamente quantificata in termini di HVL. La qualità del fascio è influenzata principalmente da tre fattori:

- HV poichè a differenti tensioni si hanno spettri del fascio diversi, in particolare caratterizzati da E_{max} diverse le quali determinano fasci RX più penetranti all'aumentare di HV ($\Rightarrow E_{max}$)
- TIPO DI GENERATORE: A seconda delle generazioni (monofase, trifase, inverter ad alta frequenza) si avranno spettri X caratterizzati da contributi fotonici diversi, è chiaro d'altronde che acquistata una macchina difficilmente si procederà a modofocare il generatore
- FILTRAZIONE: è l'insieme dei contributi di attenuazione al fascio di tutti i materiali che interagiscono col fascio prima di arrivare al bersaglio. Essa si divide in inerente e aggiuntiva. La filtrazione inerente è la filtrazione prodotta da tutti quei materiali non asportabili, attraverso i quali il fascio di radiazione utile passa prima di uscire dal complesso tubo guaina; essa è valutata in termini di strato emivalente (SEV), espresso in mm di alluminio. La filtrazione aggiuntiva solitamente è uno spessore di alluminio posizionato di fronte alla finestra allo scopo di assorbire le componenti molli dello spettro di radiazioni. Nell'imaging si filtra solitamente perchè i fotoni a bassa energia sono inutili nell'esame radiologico, in quanto vengono assorbiti dal paziente e non contribuiscono alla formazione dell'immagine.

Con il termine quantità di radiazione ci si riferisce all'intensità del fascio cioè al numero di fotoni del fascio. Essa dipende da:

- Generatore che alimenta il tubo radiogeno
- Corrente nel tubo (mA) tempo di esposizione (s) e potenziale applicato (HV) poiche questi parametri aumentano l'intensità dello spettro

- Filtrazione all'uscita dal tubo poichè influenza il numero di fotoni che arrivano al bersagli

1.2 Grandezze dosimetriche

Il trasferimento di energia dalle particelle ionizzanti ai tessuti ed organi irradiati può dar luogo ad effetti biologici oltre che fisici e chimici. Un problema fondamentale è quello di mettere in relazione gli effetti osservati sull'uomo con le proprietà fisiche del campo di radiazione.

Per tale ragione sono state introdotte alcune grandezze: esse godono della proprietà di potersi esprimere come prodotto di una grandezza di campo (fluenza di particelle, fluenza di energia etc.) per una costante caratteristica del mezzo (coefficienti di interazione). Queste si dividono in tre grandi categorie:

- GRANDEZZE RADIOMETRICHE O DI CAMPO
- GRANDEZZE DOSIMETRICHE
- GRANDEZZE RADIOPROTEZIONISTICHE

1.2.1 Grandezze di campo

Le grandezze di campo descrivono le caratteristiche del fascio di radiazioni in un dato punto e in un dato istante, prescindendo dalle interazioni con la materia. Quando in una certa regione dello spazio si propagano radiazioni (di qualsiasi natura) si dice che è sede di un campo di radiazione; tale campo è di natura intrinsecamente statistica, quindi le grandezze fisiche atte a descriverlo sono sempre di tipo stocastico.

- FLUENZA DI PARTICELLE (m^{-2}), in un certo punto del mezzo materiale irradiato:

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad (1.2)$$

dove dN è il numero di particelle incidenti su una sfera di sezione massima da avere centro nel punto considerato (si considera la sfera, perché più facilmente si verifica la condizione di avere la sezione da perpendicolare alla direzione di incidenza.).

- INTENSITA' DI FLUENZA $\varphi [m^{-2}s^{-1}]$:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (1.3)$$

- RADIENZA DI PARTICELLE $p [m^{-2}s^{-1}sr^{-1}]$:

$$p = \frac{d\varphi}{d\Omega} \quad (1.4)$$

Esprime l'intensità di particelle che si propaga in una fissata direzione entro un angolo solido $d\Omega$

- DISTRIBUZIONE SPETTRALE DI RADIENZA DI PARTICELLE $p_e [m^{-2}s^{-1}sr^{-1}J^{-1}]$:

$$p_e = \frac{dp}{dE} = \frac{d^4N}{dS \cdot dt \cdot d\Omega \cdot dE} \quad (1.5)$$

Rappresenta il numero di particelle di determinata energia cinetica E che passa in un certo istante in un dato punto dello spazio, propagandosi in una fissata direzione per unità di superficie (perpendicolare alla direzione del moto) di tempo, di angolo solido e di energia.

- ENERGIA RADIANTE, R (J): rappresenta l'energia delle particelle emessa, trasferita o ricevuta (somma di tutte le energie meno quella di riposo di tutte le particelle che incidono)
- FLUENZA DI ENERGIA DI PARTICELLE $\Psi [Jm^{-2}]$

$$\Psi = \frac{dR}{dS} \quad (1.6)$$

dove dR è l'energia radiante incidente su una sfera infinitesima di sezione massima dS centrata nel punto considerato.

- INTENSITA' DI FLUENZA DI ENERGIA $\psi [Js^{-1}m^{-2}]$

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d^2R}{dS \cdot dt} \quad (1.7)$$

1.2.2 Grandezze dosimetriche

Le grandezze dosimetriche hanno come oggetto la determinazione delle quantità di radiazioni ionizzanti e non ionizzanti assorbite dalla materia.

- DOSE ASSORBITA $D [Gy = J/kg]$:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1.8)$$

In passato si misurava in RAD [Radiation Absorbed Dose] $1 Gy = 100 RAD$

- RATEO DI DOSE ASSORBITA \dot{D} [Gy/s]:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (1.9)$$

è la dose assorbita per unità di tempo

- KERMA K [Gy]:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.10)$$

L'acronimo vuol dire Kinetic Energy Released in Matter ovvero energia cinetica rilasciata nella materia. E' definita come la somma delle energie cinetiche iniziali di tutte le particelle cariche generate in un campione da una radiazione ionizzante non carica (neutroni e fotoni) divisa per la massa del campione stesso. In condizioni di Equilibrio Elettronico

$$D = (1 - g) K \quad (1.11)$$

g = frazione della Energia trasferita (K) alle particelle emessa per frenamento (1-g) frazione della Energia trasferita (K) assorbita dal mezzo. Per le radiazioni ionizzanti (X e γ), dotate di energia E , la relazione che intercorre tra la fluensa di energia, Ψ , ed il kerma, K , può essere così riassunta $K = Y(tr)mr$

$$K = \Psi \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (1.12)$$

e nel caso di uno spettro di energia della radiazione incidente Dove $\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho EN} \frac{dE_{tr}}{dl}$ è il coefficiente massico di trasferimento di energia, $\frac{dE_{tr}}{EN}$ rappresenta la frazione di energia dei fotoni incidenti trasferita in energia cinetica di particelle cariche secondarie a causa dell'interazione nel tratto dl del mezzo di densità ρ ; questo coefficiente dipende principalmente dal mezzo con cui la radiazione interagisce. dE_{tr} ed dE non sono uguali ($dE_{tr} \geq dE$), poiché non tutta l'energia trasferita agli elettroni nella massa dm viene dissipata all'interno del volumetto stesso. Quando le dimensioni del volumetto sono molto maggiori del percorso massimo degli elettroni secondari (situazione per fotoni di energia minore di qualche centinaio di keV) dal volumetto esce solo una frazione trascurabile delle particelle cariche in esso prodotto. In questo caso anche g è trascurabile e $D=K$ Ad energie più elevate l'uguaglianza tra dose e Kerma avviene solo in condizioni di equilibrio elettronico. L'energia che entra nel volumetto di riferimento, trasportata dalle particelle cariche prodotte al di fuori di esso, uguaglia quella che esce trasportata dagli elettroni prodotti all'interno del volumetto stesso. In queste condizioni $D=K(1-g)$.

- • ESPOSIZIONE X [C/Kg], è definita solo per fotoni e per l'aria (quale mezzo di interazione) come:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.13)$$

dove dQ è la carica di un solo segno generata in aria dai fotoni quando tutti gli elettroni (positroni) da essi prodotti sono arrestati completamente in aria, e dm è la massa di aria contenuta nell'elemento di volume dv centrato nel punto d'interesse. E' una misura della capacità delle radiazioni di ionizzare l'aria. In passato si misurava in Rontgen $1 R=0,000258 C/kg$. In dQ non va incluso il contributo di carica generato dalla bremsstrahlung degli elettroni secondari generati a loro volta dai fotoni primari. A partire dalla sua definizione si può mostrare che l'esposizione, dovuta a un fascio di fotoni con una distribuzione di energia E , può essere calcolata anche come:

$$X = \Psi \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,aria} \left(\frac{e}{\overline{W}} \right)_{E,aria} \quad (1.14)$$

dove e è il valore della carica elementare, \overline{W} è l'energia media per formare una coppia di ioni in aria e gli altri simboli sono quelli già definiti nelle espressioni precedenti. Partendo quindi dalla definizione di kerma di collisione si può dimostrare che esposizione e kerma di collisione sono correlati tramite la relazione:

$$X = K_c \cdot v \quad (1.15)$$

1.3 Dosimetri a termoluminescenza

Il dosimetro è un apparecchio utilizzato per la misura della dose assorbita di radiazioni ionizzanti. Alcuni dosimetri si basano sulla misura della corrente elettrica generata in un circuito, quando una radiazione attraversa una piccola camera di ionizzazione. I dosimetri termoluminescenti (o dosimetro a termoluminescenza - TLD) e i dosimetri fotoluminescenti (o dosimetro a fotoluminescenza) si basano sulla proprietà di alcune sostanze che, dopo l'esposizione a raggi X, emettono una radiazione luminosa se riscaldate o illuminate.

L'uso dei TLD nel settore della radioprotezione e della dosimetria ambientale è di particolare efficacia per i seguenti motivi:

1. Sono materiali solidi e di piccole dimensioni (per esempio 4x4 mm e meno di 1 mm di spessore).
2. Alcuni materiali TL sono tessuto-equivalente, in altre parole rispondono alla radiazione ionizzante in modo analogo al tessuto biologico.

3. La risposta TL (detta anche lettura) è indipendente dall'angolo di incidenza del campo di radiazione in cui il TLD era stato immerso così come dal rateo di dose ed è lineare in un'ampia zona (tipicamente, da pochi μGy a decine di Gy)
4. La perdita di informazione a temperatura ambiente, a causa di un lungo intervallo di tempo tra irraggiamento e lettura (fading), è trascurabile in molti materiali TL di uso comune.
5. Il sistema di lettura dei dosimetri irraggiati può essere automatizzato.
6. Una volta letto, il TLD può essere riutilizzato per successive analisi e irraggiamenti.

La termoluminescenza s'inserisce nel campo di un fenomeno molto vasto: la luminescenza; essa consiste nell'emissione di radiazione elettromagnetica, generalmente nel visibile, durante o immediatamente dopo l'assorbimento di energia da parte di una sostanza in esame. I fenomeni di luminescenza da parte dei materiali, siano essi solidi, liquidi o gassosi, possono essere spontanei - la fluorescenza e la fosforescenza - o stimolati da un'azione esterna come l'elettro-luminescenza, la fotoluminescenza (radiazione ultravioletta), la radio-luminescenza (radiazione ionizzante), la sono-luminescenza (onde sonore) e altre. In particolare, la termoluminescenza consiste nell'emissione di luce, stimolata termicamente, in corrispondenza di valori di temperatura ben definiti (detti picchi TL) da parte di un materiale isolante o semiconduttore precedentemente sottoposto all'azione di un campo di radiazione ionizzante (sia naturale sia artificiale). In particolare, sfruttando la relazione

$$\text{INTENSITA' TL} \propto \text{ENERGIA ASSORBITA} \propto \text{CAMPO D'IRRADIAZIONE}$$

possiamo calcolare il valore di una grandezza dosimetrica misurando l'intensità luminosa emessa dal dosimetro durante il riscaldamento.

1.3.1 Modello qualitativo

Esistono vari modelli per spiegare il fenomeno della termoluminescenza. Uno di questi è il modello dell'elettrone mobile basato sulla teoria delle bande di energia in un isolante. Tale modello è tuttora largamente usato per i materiali di più largo utilizzo in dosimetria, come il Fluoruro di Litio (LiF:Mg detto fluoruro di litio "cinese") e l'ossido di Berillio (BeO).

La figura mostra schematicamente i livelli di un elettrone in un isolante. I livelli energetici degli n atomi che formano il reticolo cristallino, danno luogo a n sottolivelli molto vicini tra loro così da formare bande di energia (di conduzione e di valenza). Se il cristallo termoluminescente fosse un cristallo perfetto, tra le due bande non dovrebbe esistere alcun altro livello energetico. In pratica, però, nessun cristallo è perfetto a causa della presenza di difetti o di impurità e ciò fa sì che il reticolo cristallino sia distorto localmente, ovvero esistano livelli energetici localizzati tra banda di valenza e banda di

conduzione. Allo stato fondamentale questi livelli intermedi sono vuoti poiché gli elettroni sono situati nella banda di valenza. Durante l'irraggiamento, gli elettroni acquistano sufficiente energia per passare dalla banda di valenza a quella di conduzione, lasciando alcune lacune in quella di valenza. Gli elettroni e le lacune si muovono liberamente attraverso il reticolo cristallino e la zona di influenza dei difetti. Questi ultimi fungono da trappole sia per gli elettroni sia per le lacune. In tal modo, dopo l'irradiazione, una certa quantità d'energia risulta essere immagazzinata nel cristallo sotto forma di cariche separate.

E' ovvio che, per essere utilizzato come indicatore del campo di radiazione in cui è immerso, dovrà verificarsi:

CARICHE IMMAGAZZINATE \propto CAMPO D'IRRADIAZIONE

relazione che ne giustifica l'utilizzo come dosimetro. Quando il cristallo è riscaldato, le cariche possono essere rilasciate termicamente dalle trappole. La temperatura alla quale le cariche vengono rilasciate dipende dalla differenza in energia tra trappola e banda di conduzione (per gli elettroni) e banda di valenza (per le lacune). Aumentando la temperatura, la probabilità di fuga aumenta e ciò non solo accelera il processo, ma permette di svuotare le trappole che si trovano più in profondità e, cioè, hanno un E maggiore. Una volta liberati, gli elettroni e le lacune possono ricombinarsi immediatamente, oppure dopo aver vagato attraverso il cristallo, rispettivamente nella banda di conduzione e in quella di valenza. In entrambi i casi, l'energia persa viene convertita in luce. Lo spettro di emissione per un materiale nel caso della termoluminescenza, dipende dalle specie di atomi luminescenti presenti. Anche in questo caso, si dovrà supporre:

LUCE GENERATA \propto CARICHE IMMAGAZZINATE

1.3.2 La "Glow Curve"

Consideriamo un materiale contenente difetti che provochino trappole, per gli elettroni, che si trovino tutte alla stessa energia. Sia E la differenza di energia tra la trappola e la banda di conduzione. Ad un certo istante t, la temperatura del materiale è T(K), e la singola trappola contiene n elettroni. La distribuzione in energia degli elettroni all'interno della trappola è descritta dalla legge di Boltzmann, e la probabilità p di fuga di un elettrone dalla trappola è:

$$p = s \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \quad (1.16)$$

dove s è una costante che indica la frequenza associata ad un particolare tipo di difetto del cristallo, E è la differenza di energia che c'è tra la trappola e la banda d'energia, k è la costante di Boltzmann e T è la temperatura assoluta espressa in Kelvin. Il rateo di fuga degli elettroni dalla trappola è dato da:

$$-\frac{dn}{dt} = n \cdot s \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \quad (1.17)$$

Ipotizzando che nessuno degli elettroni sfuggiti venga nuovamente re-intrappolato, l'intensità di termoluminescenza, I , dipenderà dal rateo di fotoni emessi e , quindi, dal rateo di elettroni fuggiti dalla trappola e dal loro rateo di arrivo ai centri luminescenti:

$$I = -C \cdot \frac{dn}{dt} = C \cdot n \cdot s \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \quad (1.18)$$

dove C è una costante legata all'efficienza luminosa. Se il materiale viene poi riscaldato con incrementi di temperatura uniformi, possiamo scrivere:

$R = \frac{dT}{dt}$ e, quindi,

$$\frac{dn}{dt} = \frac{dn}{dT} \cdot \frac{dT}{dt} = R \cdot \frac{dn}{dT}. \quad (1.19)$$

Sostituendo la (1.19) nella (1.18), si ottiene:

$$\frac{dn}{dT} = -\frac{1}{R} \cdot n \cdot s \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \quad (1.20)$$

oppure

$$\frac{dn}{n} = -\frac{s}{R} \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \cdot dT \quad (1.21)$$

Integrando la (1.21), si ottiene:

$$\ln \left(\frac{n}{n_0} \right) = - \int_{T_0}^T \frac{s}{R} \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \cdot dT \quad (1.22)$$

dove n_0 è il numero di elettroni presenti nella trappola al tempo t_0 e a temperatura T_0 . Sostituendo ora la (1.20) nell'equazione (1.16), ricaviamo l'espressione dell'intensità della luminescenza derivante da elettroni intrappolati in trappole con un singolo livello d'energia:

$$I = n_0 \cdot C \cdot e^{-\int_{T_0}^T \frac{s}{R} \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \cdot dT} \cdot s \cdot e^{\left(-\frac{E}{k \cdot T}\right)} \quad (1.23)$$

Rappresentando I al variare di T , si ottiene quella che viene definita "Glow Curve", la quale, nel caso ideale di un singolo livello di energia delle trappole, può assumere uno qualsiasi degli andamenti mostrati in figura 1.4.

All'inizio, per bassi valori di T , le curve crescono esponenzialmente e, dopo aver raggiunto il massimo, precipitano verso zero. Maggiore è il valore di E e minore è il valore di s , più alta è la temperatura del picco di luminescenza e, quindi, maggiore è la stabilità termica degli elettroni intrappolati. Inoltre sia l'altezza del picco, sia l'area sottesa dalla curva, possono essere presi come misura della radiazione ionizzante iniziale. Per ultimo, bisogna tener presente che il picco di luminescenza si sposta verso le temperature più basse all'aumentare di R . Tutto questo, però, è vero solo nel caso ideale di un singolo livello di energia. Nei materiali reali, invece, ci sono trappole con energie diverse. Ogni livello darebbe origine ad un picco di incandescenza che può o no essere risolto durante

la lettura. L'area e l'altezza del picco di ciascuna curva, inoltre, dipendono dal numero di elettroni presenti nelle trappole di energia corrispondente. Il sistema di lettura andrà quindi tarato sul picco d'interesse modulando opportunamente il rateo di riscaldamento del dosimetro e il tempo di lettura.

1.3.3 Caratteristiche dosimetriche dei rivelatori a TL

1. SENSIBILITA' è definita come il rapporto tra il valore netto di lettura fornito dall'i-esimo dosimetro $r_i - r_0$ dove r_i è il valore letto dal dosimetro dopo l'esposizione, mentre r_0 è il valore di lettura del fondo naturale) ed il corrispondente valore convenzionalmente vero della grandezza dosimetrica appropriata (G_c):

$$S_i = \frac{r_i - r_0}{G_c} \left[\frac{nC}{Gy} \right] \quad (1.24)$$

2. LINEARITA' proprietà che indica la dipendenza lineare che intercorre tra il segnale TL e la dose, D:

$$\frac{TL}{D} = cost = F \quad (1.25)$$

La costante di proporzionalità dipende dal materiale con cui è fatto il rivelatore e dal tipo di radiazione. Tipicamente per raggi X è verificata la linearità per dosi $(1 \div 100)Gy < D < (1 \div 10)Gy$. Come si vede dal grafico oltre un certo valore di dose, D_1 , la risposta del rivelatore non è più lineare, ma diventa sopralineare fino a raggiungere, nel punto D_s , la saturazione per poi decrescere rapidamente fino a zero. La zona di sopralinearità implica una diversa proporzionalità tra dose e lettura TL. Questa si può cancellare con l'azzeramento in forno. In genere, si raggiunge questa zona con $D > (1 \div 10)Gy$. La zona di saturazione, invece, consiste in una lettura TL indipendente dalla dose. Avviene quando tutte le trappole sono occupate e, in genere, si ha per $D > 1000Gy$. Nella pratica si cerca di avere una dose assorbita inferiore a quella che si avrebbe in D_s , in modo da non arrivare mai alla saturazione. Per quanto riguarda la risposta sopralineare, invece, questa aumenta la sensibilità del rivelatore, ma non è generalmente richiesto a elevati livelli di dose assorbita. Di conseguenza, è bene lavorare sempre nella zona di linearità del rivelatore. Se, invece, si utilizza la regione sopralineare devono essere determinati e applicati fattori correttivi addizionali. per i dosimetri LiF:Mg,Cu,P (GR-200A) il limite di linearità è 10 Gy.

3. RIPRODUCIBILITA': grado d'accordo tra valori di lettura relativi ad irraggiamenti e preparazioni successive sullo stesso dosimetro, preparato, irradiato e letto nelle medesime condizioni. Questo parametro è fortemente dipendente dalla ripetibilità degli irraggiamenti, dei trattamenti termici in forno e di lettura. Si può valutare

attraverso la deviazione standard percentuale su n letture ($n \geq 10$), detto anche coefficiente di variazione:

$$CV_i = \frac{dev.standard}{\bar{L}_i} \quad (1.26)$$

dove \bar{L}_i è il valore medio di tutte le n letture effettuate sull' i -esimo dosimetro. è caratteristico di ogni singolo dosimetro analizzato e deve essere $\leq 5\%$.

4. OMOGENEITA' DELLA PARTITA: dà un'indicazione sulla dispersione delle risposte dei dosimetri appartenenti ad una stessa partita. Una scarsa omogeneità di partita richiede una caratterizzazione individuale dei dosimetri attraverso il fattore di sensibilità individuale. L'omogeneità si valuta attraverso lo scarto massimo tra le letture dei dosimetri:

$$Q = \frac{L_{MAX} - L_{MIN}}{L_{MEDIO}} \cdot 100 \quad (1.27)$$

Q deve essere $\leq 30\%$.

5. RISPOSTA IN ENERGIA: rapporto tra il segnale TL ad una certa energia E e il segnale TL all'energia E_0 di riferimento:

$$(RER)_E = \frac{[(\mu_{en}/\rho)_{TLD}/(\mu_{en}/\rho)_{AIR}]_E}{[(\mu_{en}/\rho)_{TLD}/(\mu_{en}/\rho)_{AIR}]_{1,25MeV}} \quad (1.28)$$

Il coefficiente di assorbimento di energia di massa, $(\mu_{en}/\rho)_{TLD}$, può essere calcolato come: $\sum_i (\mu_{en}/\rho)_i \cdot w_i$, dove $(\mu_{en}/\rho)_i$ è il coefficiente di assorbimento di energia di massa dell' i -esimo elemento costituente il TLD e w_i è la frazione di questo elemento nel TLD.

6. FADING: variazione del valore netto di lettura in funzione del tempo trascorso tra irraggiamento e lettura. Può essere sia di tipo ottico (se raggi u.v. raggiungono il dosimetro si possono produrre perturbazioni o perdita di informazioni) sia di tipo termico (se il dosimetro subisce del riscaldamento involontario, anche a temperatura ambiente, le trappole si svuotano). Nei dosimetri LiF:Mg,Cu,P (GR-200A) il fading termico risulta non misurabile in 6 mesi e il fading ottico è molto debole.
7. SOGLIA DI RILEVAZIONE: è definita, dalle norme UNI, come il minimo valore valutato della grandezza dosimetrica appropriata, per il quale il valore di lettura di un dosimetro è diverso, in modo significativo (livello di confidenza del 95%), dal valore di lettura di un dosimetro irradiato. In pratica si vuole conoscere la capacità del dosimetro di distinguere la popolazione di letture di dose L_v da quella del fondo L_f .

1.3.4 Trattamenti termici dei dosimetri a TL

1. INIZIALIZZAZIONE: da eseguire sui dosimetri vergini oppure su dosimetri da lungo tempo utilizzati. Lo scopo è quello di provocare un assestamento stabile delle trappole dosimetriche in modo da ottenere, nei successivi cicli di utilizzo, segnali di zero e valori di sensibilità riproducibili. Questo trattamento consiste in una serie di 2/4 cicli di azzeramento eseguiti con la tecnica standard oppure azzeramento e irraggiamento.
2. AZZERAMENTO (ANNEALING): viene fatto prima di sottoporre i dosimetri a radiazione. Lo scopo è quello di rigenerare il materiale TL cancellando ogni informazione residua dovuta a precedenti irradiazioni e riportando la configurazione dei centri di trappola alla struttura di equilibrio raggiunta nella fase di inizializzazione. Questo trattamento consiste in un ciclo di riscaldamento con temperatura e per un tempo prefissati. Queste temperature e tempi sono caratteristici di ogni materiale TL.
3. PRE-RISCALDAMENTO (PRE-HEAT): da effettuare subito prima della lettura. Lo scopo è quello di ridurre, in modo significativo, i picchi di emissione a bassa temperatura che sono soggetti ad un rapido fading. Anche questo trattamento, come l'azzeramento, è un ciclo di riscaldamento a temperatura e per un tempo prefissati. Questi trattamenti possono essere effettuati in forno oppure in appositi lettori. Qualora venissero eseguiti in forno, i rivelatori TL devono essere posti in contenitori a vaschetta, preferibilmente a parete sottili e fondo piatto.

Al termine di questi trattamenti si può procedere con cicli di lettura, per i quali le temperature e i tempi vengono stabiliti in base al materiale del dosimetro.

TLD	AZZERAMENTO		PRERISCALDAMENTO	
	IN FORNO	NEL LETTORE	IN FORNO	NEL LETTORE
LiF:Mg,Cu,P	10 min a 240°C	30s a 250°C	10min a 130°C	5-15s a 160°C

Tabella 1.1: Tempi e temperature caratteristiche di azzeramento e preriscaldamento dei dosimetri

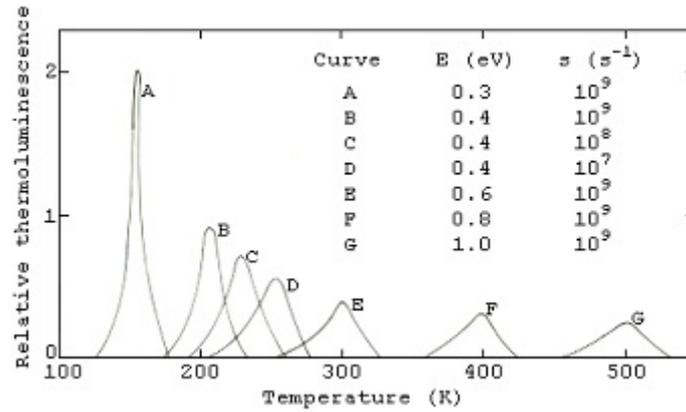


Figura 1.3: Esempi simulati di glow curve variando la differenza di energia fra i livelli

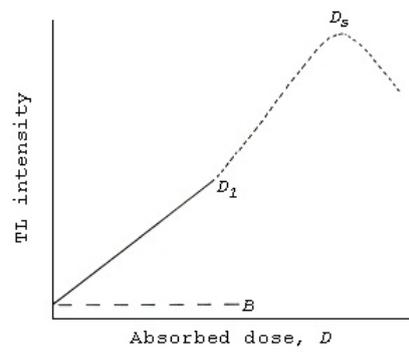


Figura 1.4: Grafico dell'intensità luminosa dei dosimetri a termoluminescenza letti in funzione della dose assorbita

Capitolo 2

Set up sperimentale

Scopo del presente lavoro è di tarare una partita di dosimetri LiF:Mg,Cu,P (figura 2.1), studiandone la risposta quando esposti ad un campo di radiazioni X. Il materiale di cui questi sono costituiti è un agglomerato di cristalli di Fluoruro di Litio dopati con magnesio rame e fosforo; la sigla commerciale di questi dosimetri è GR-200A ma vengono chiamati comunemente «cinesi». Poiché la risposta di un TLD è funzione del campo di radiazione in cui esso è immerso (come ampiamente descritto in [1]), nel caso specifico delle caratteristiche del fascio X a cui è esposto, e poiché la taratura è un processo di confronto, sono stati tarati i dosimetri nelle condizioni operative e con spettri di radiazione diversi, studiandone la dipendenza della loro risposta al variare della dose e dell'energia della radiazione incidente.

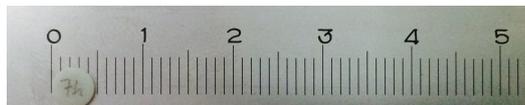


Figura 2.1: Dosimetro #74 della partita confrontato con un regolo graduato in millimetri

2.1 Set up di irraggiamento

Il sistema di irraggiamento mostrato in figura 2.2 è così composto:

- Tubo a raggi X fabbricato dalla ditta IAE modello RTM (Renio-Tungsteno-Molibdeno) 70 H 0,3/0,6
- Generatore di tensione con inverter ad alta frequenza fornito dalla ditta SIAS
- Consolle di comando (figura 2.3 destra): essa consente di variare tutti e tre i punti di lavoro del tubo radiogeno: differenza di potenziale fra anodo-catodo (da 40kV

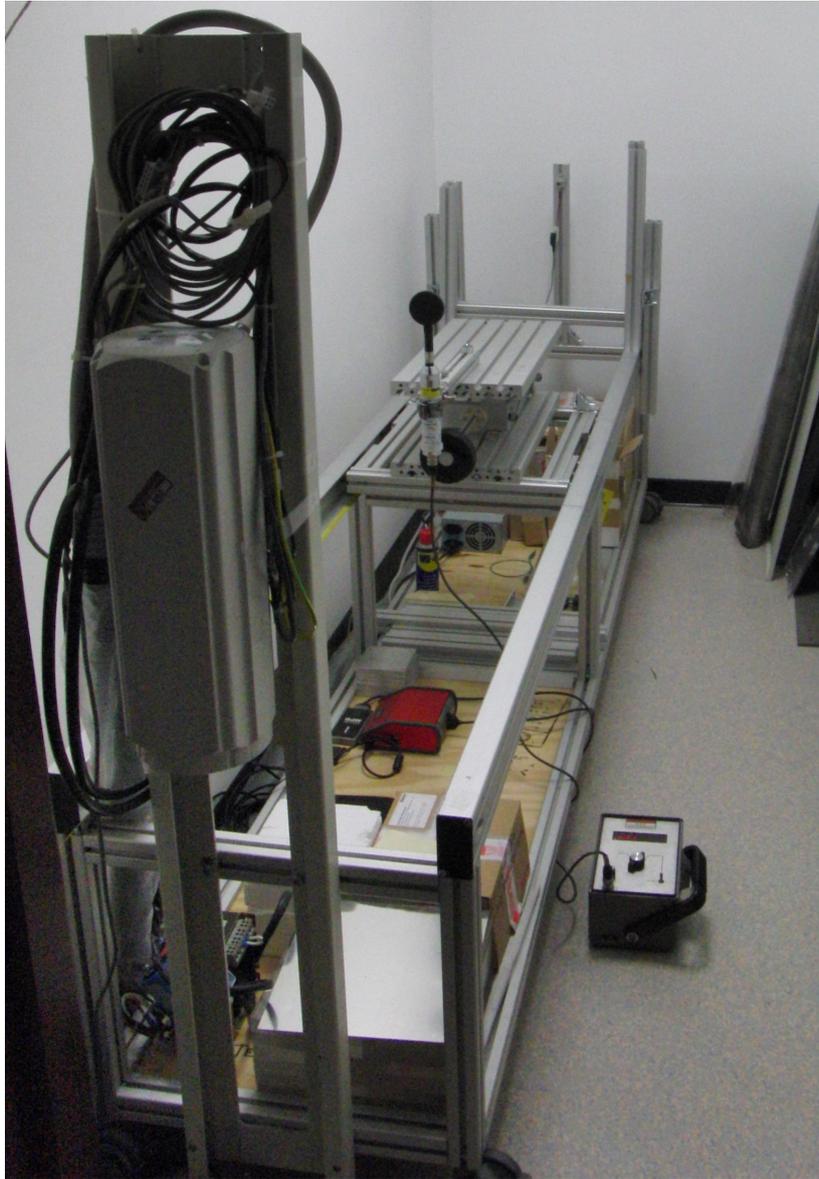


Figura 2.2: Sistema di irraggiamento

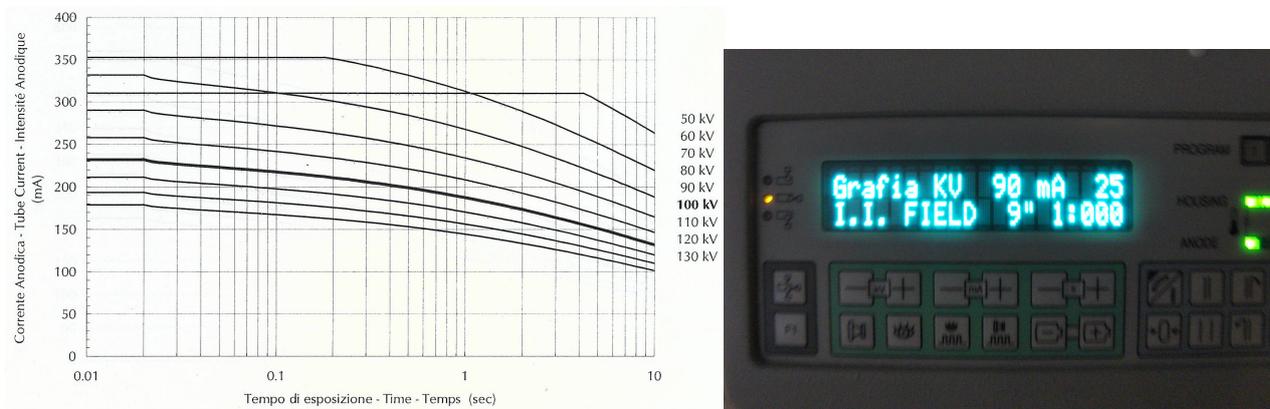


Figura 2.3: A sinistra le Curve di carico a destra la consolle di comando

a 130kV) corrente anodica (da 0,1mA fino a 150mA) e tempo di esposizione (nei limiti di riscaldamento del tubo)

- Banco ottico: costruito dai ricercatori del centro di coordinamento delle attività di fisica medica è dotato di opportune guide per lo spostamento del bersaglio lungo i tre assi coordinati entro i limiti strutturali e di un laser che permette di individuare il centro del campo di radiazioni in ogni punto del banco.

2.1.1 Fasci di irraggiamento

Si vuole che il sistema di misura sia il più possibile aderente agli standard internazionali. Al fine di valutare le differenti risposte dei TLD, nel rispetto di quanto indicato dagli standard metrologici internazionali, si è proceduto ad uno studio della norma CEI/IEC 61267/2006 che definisce le caratteristiche primarie che devono avere i fasci X ovvero tensione, filtrazione addizionale, HVL, energia media. Come reperibile dalla norma, i fasci risultano classificati in «serie» (L, P, QAR, RQR) ognuno descrittivo di tipologia di fasci X utilizzati in ambito diverso (per esempio industriale o di controllo non distruttivo con tecnica XRF o medicali). Poiché la nostra intenzione era quella di tarare nella regione di interesse della diagnostica medica, sono stati selezionati i fasci IEC le cui caratteristiche più si avvicinavano a quelle utilizzate in diagnostica medica. Nella tabella 2.1 si riportano i codici relativi e le caratteristiche dei fasci di questa serie.

Codice Fasci	Tensione tubo rx		Filtrazione aggiuntiva	Primo HVL
IEC 61267/2006	kV	keV	mm Al	mm Al
RQR3	50	31,9	2,5	1,78
RQR5	70	39,0	2,5	2,58
RQR7	90	45,8	3,2	3,48
RQR9	120	54,5	3,5	5,00
RQR10	150	61,6	4	6,57

Tabella 2.1: Serie radiazione X codificata RQR

2.2 To.Le.Do: il lettore dei TL



Figura 2.4: Sistema di lettura

Il sistema di lettura dei dati (figura 2.4) è costituito da un Toledo TLD reader modello 654D con un Automatic sample charger modello 233/D della VINTEN Instruments collegati tramite un device della national instruments ad un software su computer che permette di immagazzinare e leggere i dati di lettura.

Il To.Le.Do. gestisce in automatico il caricamento dei dosimetri all'interno del forno per la lettura, nella macchina è possibile impostare i seguenti parametri:

- Preriscaldamento

- Lettura
- Azzeramento
- numero dei campioni da analizzare

Il dosimetro viene posizionato al centro del piattino in modo da consentire un riscaldamento uniforme del cristallo durante la fase di lettura. Importante è evitare che sia sui dosimetri che sui piattini in cui vengono posizionati i dosimetri non si depositi polvere o altri materiali esterni, perchè una volta all'interno del forno essi potrebbero bruciare creando delle false misure che si evidenzerebbero nella glow curve sotto forma di errati conteggi.

Il To.Le.Do. tramite una scheda della national instruments è collegato ad un software su pc che a sua volta controlla il To.Le.Do e acquisisce i dati di lettura. Il software programmato in Labview è stato fornito dai ricercatori del Centro di coordinamento delle attività di fisica medica. Questo consente di visualizzare le glow curve di ogni lettura e calcola in automatico il numero di conteggi facendo l'integrale del grafico della glow curve fra due tempi prefissati, che corrispondono alla temperatura di $140^{\circ}C$ e $250^{\circ}C$. Un esempio di grafico fornito durante le letture dei TLD è visualizzabile in figura 2.5.

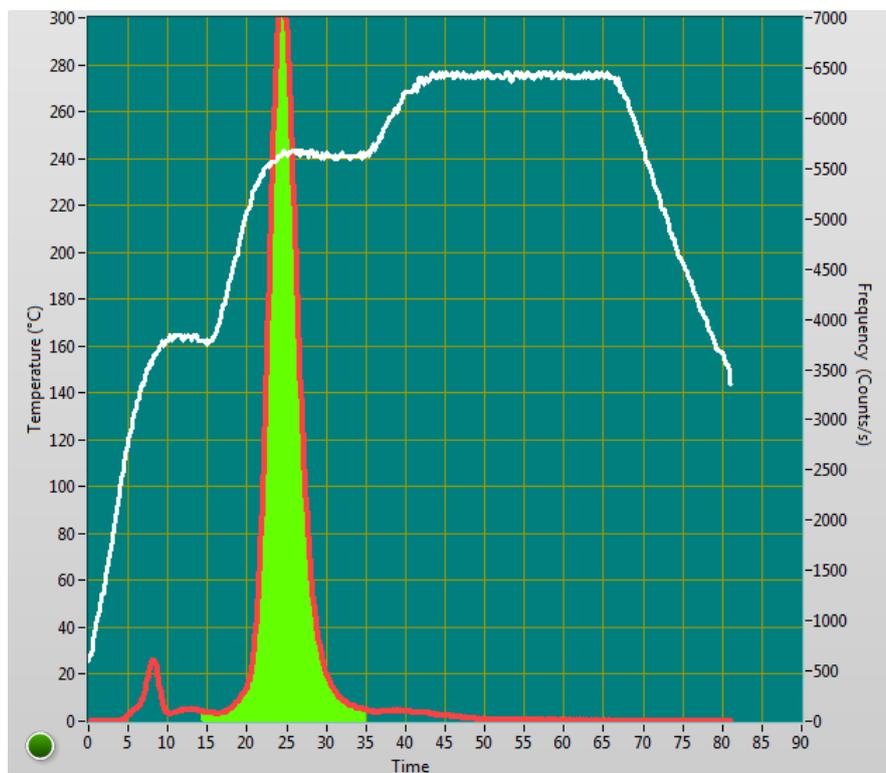


Figura 2.5: Esempio di grafico prodotto dal programma di acquisizione ad ogni lettura

Gli grafici sono rappresentati:

- la curva di riscaldamento del nostro dosimetro (linea bianca) con la classica forma a «rampa» nella quale si individuano i tempi e le temperature di preriscaldamento, lettura e azzeramento.
- La glow curve prodotta dal riscaldamento del dosimetro (linea rossa), in essa si nota il picco principale e i picchi più piccoli caratteristici del dosimetro da noi utilizzato e visualizzabili ai parametri di irraggiamento utilizzati.
- L'area del grafico della glow curve di cui il software calcola l'integrale (colorata in verde chiaro), i cui estremi di integrazione sono stati scelti in modo da contenere al loro interno il solo picco principale di termoluminescenza, il quale consente di ottenere informazioni circa il numero di cariche che il dosimetro ha immagazzinato durante le fasi di riscaldamento.

2.3 La camera di confronto

La camera di confronto è lo strumento che ci consente di determinare la grandezza dosimetrica descrittiva del campo di radiazione a cui sono esposti i nostri TLD durante l'irraggiamento.

Lo strumento utilizzato è il radiometro VICTOREEN 660 collegato alla camera di ionizzazione VICTOREEN 660-3 (figura 2.6).



Figura 2.6: A destra il radiometro Victoreen 660 e a sinistra la camera di ionizzazione Victoreen 660-3

Questo sistema di misura è periodicamente tarato presso la ditta COMECER (laboratorio accreditato ACCREDIA per l'esecuzione di tarature) con un fascio di irraggiamento descritto da:

Codice fascio	HV	En media fascio	Fattore di taratura F	Incertezza % su F
A4-H60	60kV	37,3 keV	$10,2 \frac{mGy \cdot min^{-1}}{R \cdot min^{-1}}$	2,3

Tabella 2.2: Tabella del Certificato di calibrazione Victoreen 660-3

Di fronte alla camera di ionizzazione saranno posizionati i dosimetri all'interno di un supporto di plexiglas; si utilizza questo materiale poichè ha un coefficiente di attenuazione per i raggi X basso.

Per la taratura dei nostri dosimetri noi considereremo il valore di kerma fornito dalla camera di confronto come valore di riferimento o gold standard, ovvero analizzeremo la risposta di ogni dosimetro della partita sfruttando la camera Victoreen come «riferimento secondario».

Capitolo 3

Risultati

La fase sperimentale si compone di tre parti principali: l'irraggiamento dei dosimetri, la loro lettura e l'analisi dati.

La partita di dosimetri da analizzare era composta da 90 dosimetri vergini LiF:Mg,Cu,P come quello mostrato in figura 2.1.

3.1 Irraggiamento della partita dei TL

Al fine di valutare eventuali differenze nella risposta dei dosimetri a campi di radiazioni con energie e grandezze dosimetriche diverse, è stata studiata una procedura e sono stati selezionati tre spettri di radiazione diversi e tre valori di grandezza dosimetrica di riferimento diversa.

Per gli irraggiamenti sono stati utilizzati tre spettri di radiazione a 50-70-90 kV definiti ai parametri visualizzabili in tabella 3.1.

Tensione tubo	Corrente	Tempo di esposizione	Primo HVL
50kV	25mA	1s	0,9mm Al
70kV	25mA	1s	1,2mm Al
90kV	25mA	1s	1,7mm Al

Tabella 3.1: Parametri dei fasci utilizzati per gli irraggiamenti

Questi spettri risultano simili a quelli dei fasci della serie RQR definiti nella CEI/IEC 61267/2006 (figura 3.1) soddisfacendo i nostri obiettivi di uniformità agli standard internazionali ed inoltre il range di energie di questi fasci è stato scelto con l'obiettivo di comprendere le energie possibili dei fasci a cui i dosimetri potrebbero essere esposti durante l'utilizzo.

La scelta dei tre valori di kerma è ricaduta su 0,05-1-2 mGy, in modo tale da caratterizzare i dosimetri all'interno del range di dose entro cui verranno utilizzati. Per

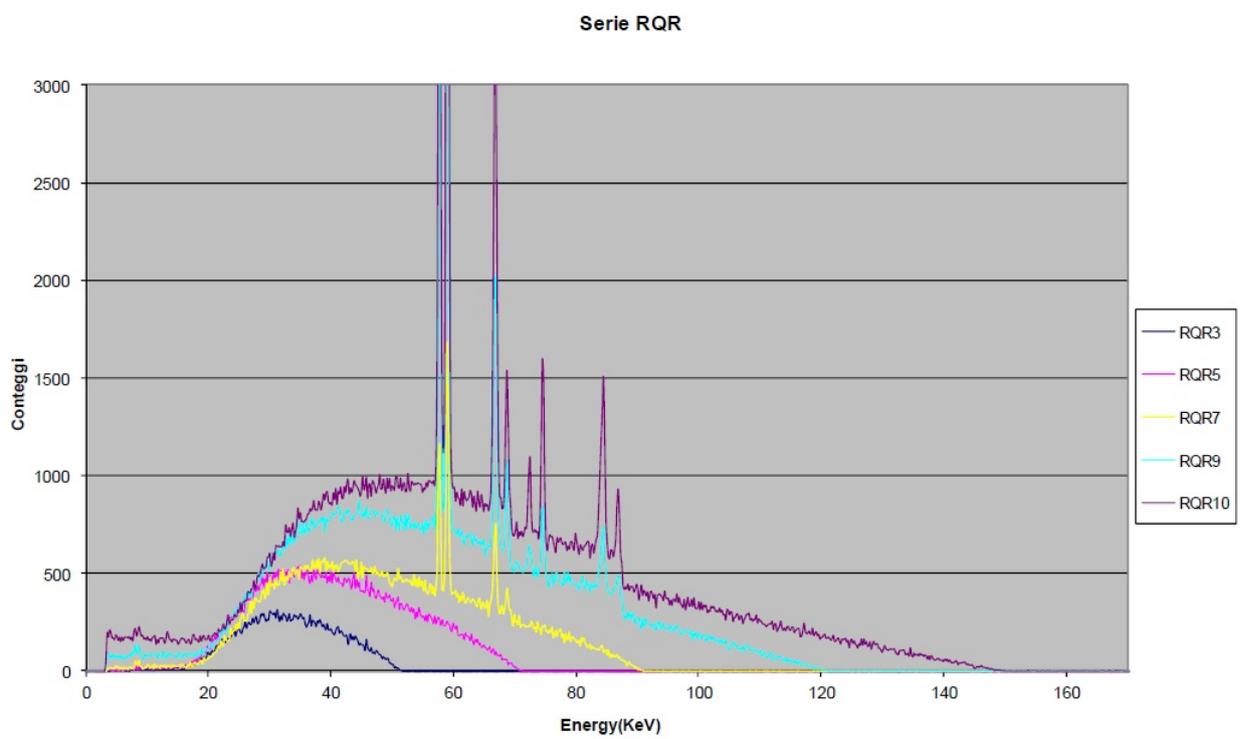


Figura 3.1: Spettro energetico dei fasci della serie RQR

correggere eventuali fluttuazioni nell'erogazione tubo, è stata posizionata una camera di controllo, correggendo ogni esposizione per eventuali differenze. Nella determinazione della dose con cui irraggiare i dosimetri abbiamo considerato un errore del 3% attorno al valore esatto da fissare (0,05-1-2 mGy), considerando l'errore sul fattore di taratura F della camera e fissando una dose per l'irraggiamento all'interno di questo range.

La partita di dosimetri è stata irraggiata e letta tre volte per ognuna delle configurazioni DOSE-ENERGIA riportate in tabella 3.2 al fine di poter osservare un comportamento medio.

←dose			
energia↑	90keV-2mGy	90keV-1mGy	
	70keV-2mGy	70keV-1mGy	70keV-0,05mGy
	50keV-2mGy	50keV-1mGy	

Tabella 3.2: Schema degli irraggiamenti effettuati

3.2 Analisi delle glow curve

Per ogni lettura dei dosimetri è stata visualizzata la glow curve prodotta durante il riscaldamento per verificare la bontà dei dati raccolti.

Il processo di analisi si divideva in due step:

- **ANALISI DELLA FORMA:** si controllava se effettivamente la sua forma era simile a quella prevista dal modello teorico e dai dati di letteratura [1] (figura 3.2). È stato stabilito un sistema di valutazione: ad ogni glow curve si assegnava un voto da 0 a 3 ove il voto 0 corrispondeva ad una glow curve perfettamente aderente al modello teorico (es. figura 3.3 sinistra), ed il voto 3 era assegnato ad una glow curve completamente diversa da quella prevista (figura 3.3 destra). Dalle 1890 glow curve da me visualizzate il 90% ha ottenuto un voto pari a 0, il 9,5% un voto compreso fra 1 e 2 e solamente lo 0,05% glow curve ha ottenuto come voto 3 (7 glow curve su 1890).
- **VERIFICA ESTREMI DI INTEGRAZIONE:** si verificava che l'integrale (Area verde nelle glow curve della figura 3.3 che è proporzionale alla dose assorbita) fosse stato eseguito includendo solamente e totalmente il picco più grande della glow curve (es. figura 3.3 sinistra). Nel caso gli estremi di integrazione della glow curve includessero solo parte del picco grande o contenessero anche un numero significativo di conteggi esterni ai minimi della glow curve prossimi al picco principale (figura 3.3 destra) la misura di quel dosimetro veniva scartata, poichè in essa erano subentrati fattori esterni che avevano viziato la risposta del dosimetro.

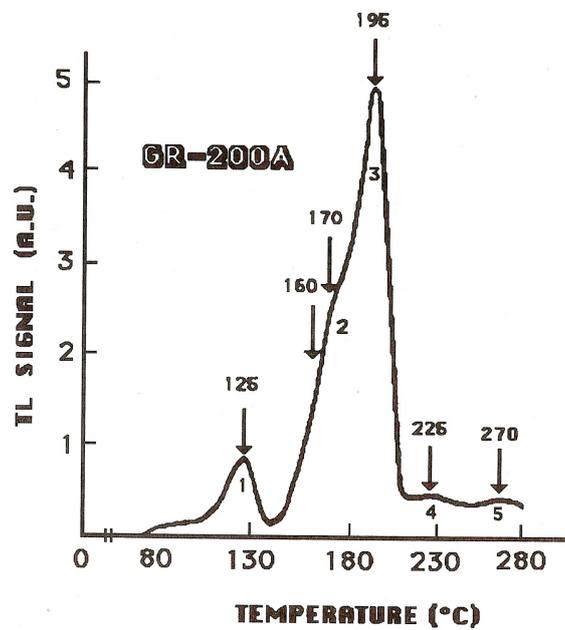


Figura 3.2: Glow curve di un dosimetro LiF:Mg,Cu,P(GR-200A) irraggiato a una dose di 10mGy ad una velocità di riscaldamento di $8^{\circ}\text{C}/\text{stratta}$ da [1]

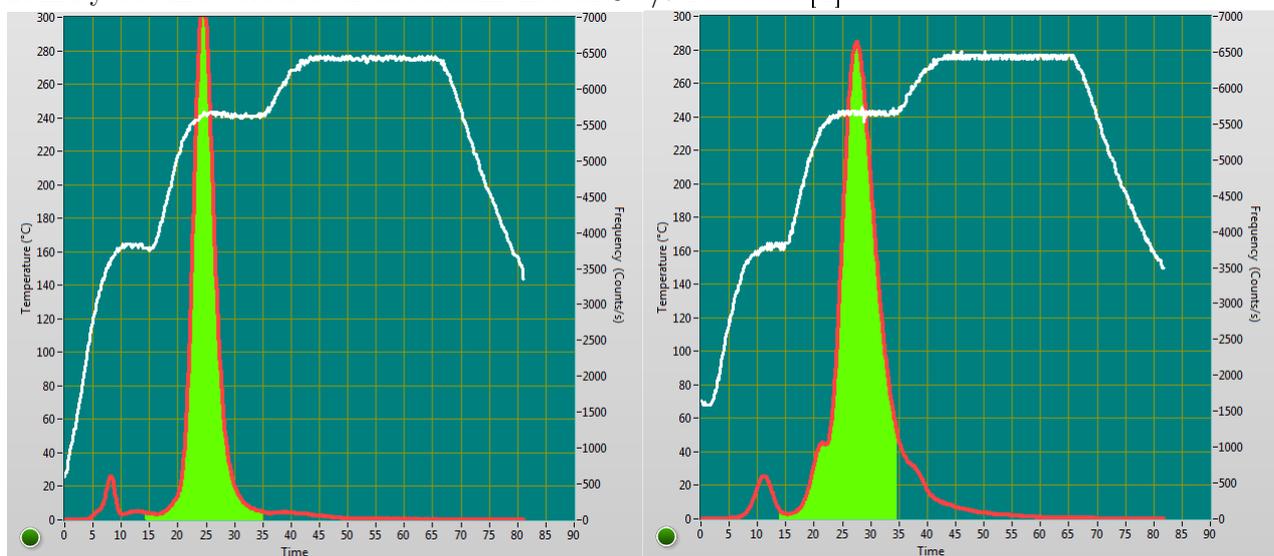


Figura 3.3: Esempi di glow curve generate dai dosimetri da calibrare

3.3 Confronto e taratura

Il coefficiente di taratura C viene determinato tramite la formula:

$$C = \frac{K_{aria}}{area} \quad (3.1)$$

utilizzando l'area del picco principale misurata in nC . L'area, pari all'integrale della glow curve è rappresentativo della quantità di luce raccolta dal fotomoltiplicatore durante la fase di riscaldamento del TLD; basandosi sulla teoria di proporzionalità diretta tra questo valore e il campo di irradiazione a cui il TLD è stato esposto, risulta essere una «misura» della grandezza dosimetrica, quindi confrontabile tramite il fattore di taratura C con il valore letto dalla camera di riferimento espresso in KERMA (mGy).

Applicando la stessa formula ad ogni condizione di irraggiamento, sono stati così ottenuti i coefficienti di risposta per ogni configurazione analizzando la «risposta» di ogni dosimetro al variare o della grandezza dosimetrica o dell'energia del fascio. E' stata calcolata successivamente la media e la deviazione standard di questi coefficienti (esempi in figura 3.4) . E' stata quantificata la riproducibilità della partita osservando il valore

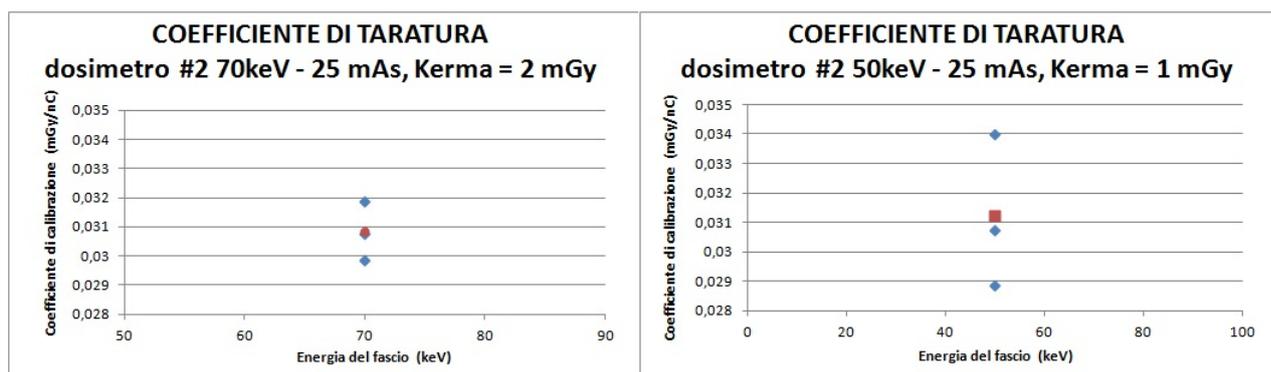


Figura 3.4: Grafici dei tre coefficienti di taratura(blu) e della media(rosso) del dosimetro #2 nelle configurazioni 70keV-2mGy e 50keV-1mGy

coefficiente di variazione di ogni dosimetro ad ogni configurazione dose-energia. Dai dati emerge che nella quasi totalità dei casi il coefficiente di variazione risulta inferiore al 10% e in più della metà inferiore al 5%.

Pertanto, l'elaborazione dei dati (e la presentazione degli stessi in questa tesi) seguirà il seguente schema:

1. Analisi della risposta dell'i-esimo dosimetro a tensione (=spettro) fisso e grandezza di dose fissata con calcolo del valore medio.
2. Analisi delle variazioni della risposta per irraggiamenti successivi con le condizioni di campo fisse e calcolo della deviazione standard e/o differenza massima assoluta nel fattore di risposta.

3. Analisi della risposta dell'i-esimo dosimetro a dose fissata e spettro variabile, con calcolo di un'eventuale intervallo nei coefficienti di calibrazione.
4. Analisi della risposta dell'i-esimo dosimetro a spettro fisso e dose variabile, con calcolo di un eventuale intervallo nei coefficienti di calibrazione.

Di seguito sono riportati i grafici rappresentativi degli steps sopra descritti.

In figura 3.5 è rappresentata la differente risposta del dosimetro #2 a spettro e dose fissata: la fluttuazione del coefficiente è pari a 0,0051 mGy/nC nel caso di irraggiamenti a dose costante 2mGy e 0,0025 mGy/nC nel caso di irraggiamenti a spettro di energia del fascio costante generato da un Hv di 70kV. Dall'analisi dei dati dei 90 dosimetri sono risultati i valori riportati in tabella 3.3 dove sono riportate le fluttuazioni massime e minime dei coefficienti di taratura a dose costante e a energia del fascio costante. Eliminando i 5 dosimetri che presentavano le fluttuazioni maggiori si ottengono significative riduzioni della variabilità della misura (colonna 4-5 tabella 3.3).

	max	min	max %	max selezionato	max selezionato%
dose costante - 2 e 1mGy	0,018	0,002	51%	0,011	31%
energia costante -70kV	0,012	0,0003	36%	0,0075	23%

Tabella 3.3: Coefficienti di fluttuazione massimi e minimi

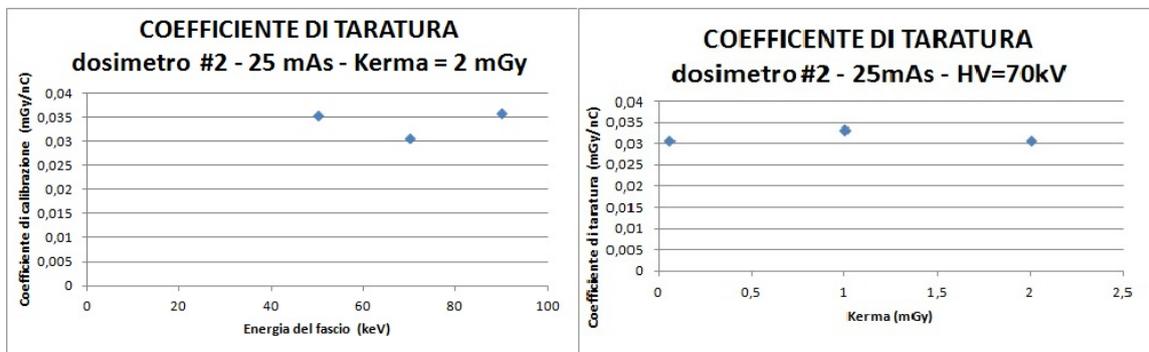


Figura 3.5: Grafici coefficiente di calibrazione vs rispettivamente energia del fascio e kerma

Nel grafico presente in figura 3.6 si possono visualizzare le variazioni dei coefficienti di taratura a dose costante 2mGy e 1mGy. Si osserva dalla distribuzione dei valori non si evidenziano significative differenze nelle fluttuazioni dei coefficienti di taratura calcolati a 2 mGy e 1mGy.

In figura 3.7 si possono osservare i coefficienti medi di taratura dei vari dosimetri a dose costante 2mGy-1mGy (primo e secondo grafico). Lo scarto massimo tra i coefficienti

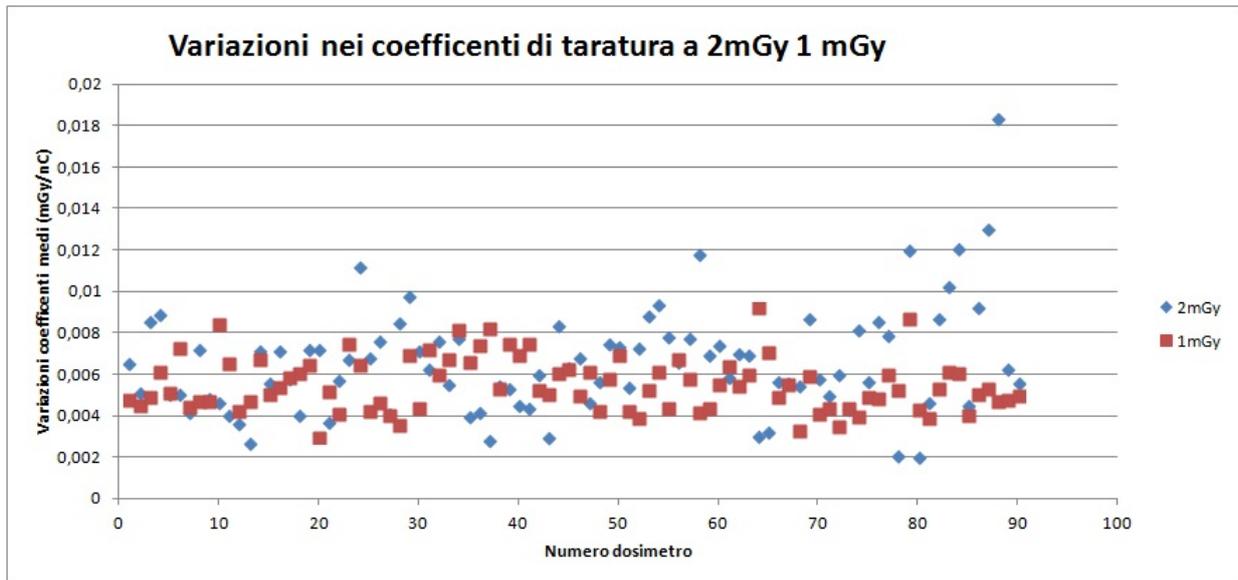


Figura 3.6: Grafico delle variazioni dei coefficienti di taratura al variare dell'energia del fascio alla dose fissata di 2mGy (blu) e 1mGy(rosso)

della partita per le due configurazioni è stato calcolato assieme al valore medio della partita, e i valori ottenuti sono riportati in tabella 3.4. In essa sono contenuti anche gli stessi valori relativi a partite selezionate scartando dalla partita iniziale i dosimetri che presentavano valori dei loro coefficienti di taratura distanti dalla media della partita. Nella prima selezione sono stati scartati 11 dosimetri, mentre nella seconda 36. Come si può notare dal valore di Q , tale scelta ha consentito di selezionare una partita di dosimetri più omogenea rispetto a quella iniziale con una variabilità limitata dei coefficienti all'interno della stessa.

	C medio partita	Q	C medio partita 1	Q_{S1}	C medio partita 2	Q_{S2}
2mGy	0,035 mGy/nC	48%	0,035 mGy/nC	27%	0,034 mGy/nC	15%
1mGy	0,033 mGy/nC	53%	0,033 mGy/nC	29%	0,033 mGy/nC	15%

Tabella 3.4: Medie e scarti massimi dei coefficienti di taratura delle partite calcolati a 1mGy e a 2mGy

L'andamento dei coefficienti di taratura al variare della dose è stato valutato confrontando i dati delle configurazioni con spettro di radiazione a 70kV.

I coefficienti medi di calibrazione dei vari dosimetri sono stati graficati per visualizzarne l'uniformità di partita ad uno spettro di radiazioni fissato (terzo grafico figura 3.7). E' stato calcolato come nel caso precedente lo scarto massimo tra i coefficienti dei vari dosimetri della partita ed è stata applicata la selezione precedente dei dosimetri misurando

nuovamente gli scarti (Tabella 3.5). Togliendo altri tre dosimetri dalla selezione più fine si è ottenuta una partita i cui coefficienti di taratura presentano uno scarto massimo del 15%.

C medio partita	Q	C medio partita 1	Q_{S1}	C medio partita 3	Q_{S3}
0,033 mGy/nC	50%	0,033 mGy/nC	29%	0,032 mGy/nC	15%

Tabella 3.5: Medie e scarti massimi dei coefficienti di taratura delle partite calcolati a 70kV

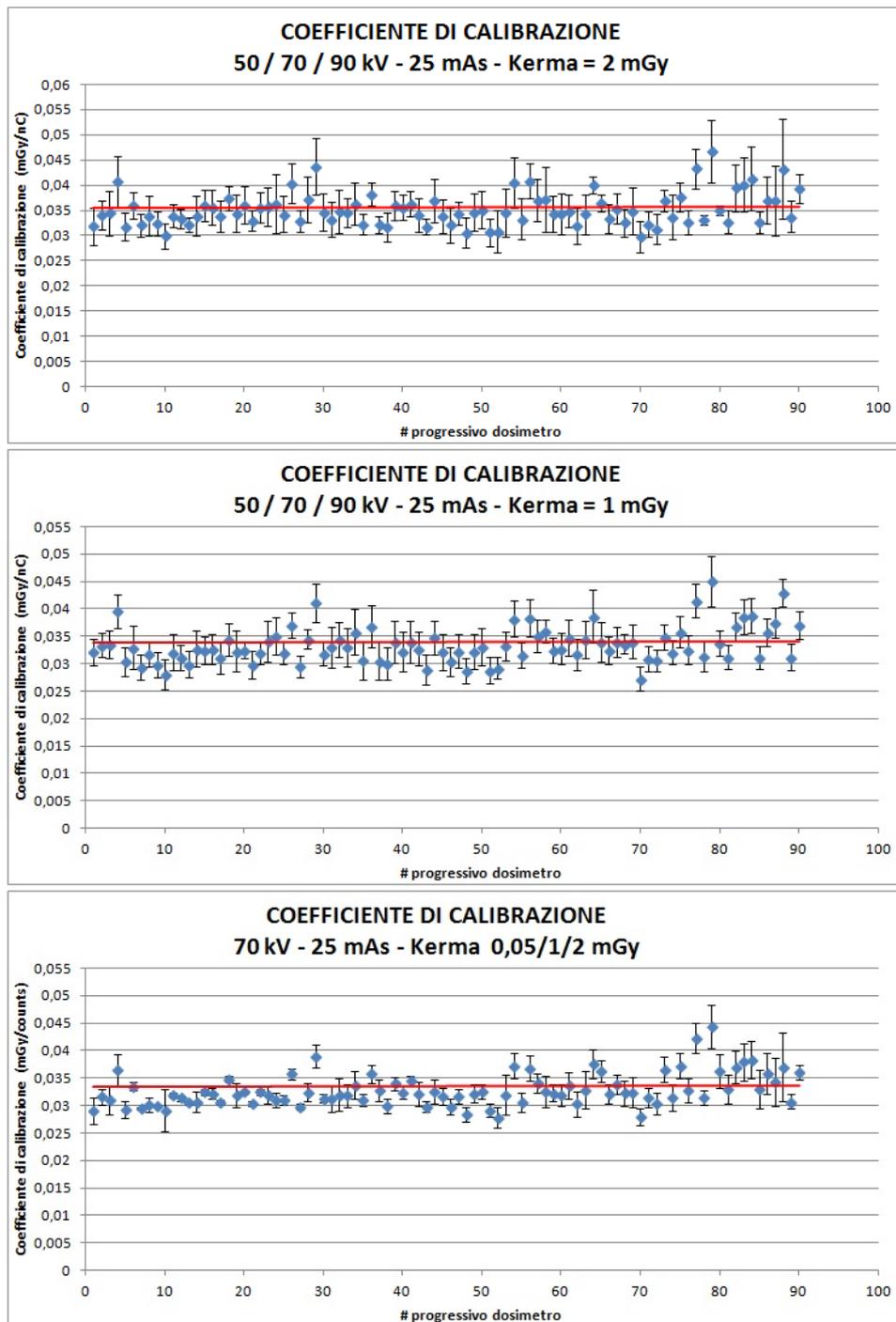


Figura 3.7: Grafici dei coefficienti di calibrazione dei vari dosimetri, la linea rossa corrisponde al valore medio del coefficiente di calibrazione della partita.

Capitolo 4

Conclusioni e sviluppi futuri

I novanta dosimetri LiF:Mg,Cu,P sono stati completamente caratterizzati all'interno dei range di dose e energia da noi definiti, testandone la dipendenza della loro risposta al variare della dose e dello spettro del fascio permettendo di definire un valore che, entro una banda di incertezza contenuta, ci consente di definire un fattore di calibrazione indipendente, nei casi in esame, dalla dose e dallo spettro di raggi x a cui è esposto.

Dalla partita di dosimetri analizzata è stata estratta una sottopartita di 79 dosimetri che risulta omogenea con uno scarto inferiore al 30%. Al fine di ottenere una partita di dosimetri che garantisca una precisione maggiore è stata selezionata una partita di 51 dosimetri con un coefficiente di variabilità della partita del 15%.

Ciò consente, al fine di procedere con i lavori futuri, di poter affermare che:

- esiste una partita di 51 dosimetri, con risposta uniforme entro il 15% che può essere utilizzata per le valutazioni di dose agli organi di pazienti
- esiste una partita di 79 dosimetri, con risposta uniforme entro il 30% che può essere utilizzata per le valutazioni di dose ambientale

Entrambi questi impieghi, necessari per la corretta gestione della radioprotezione, sono programmati per i prossimi mesi.

E' importante osservare che sul mercato sono reperibili altre tipologie di dosimetri per questi scopi (per esempio, pellicole grafchromic e dosimetri elettronici), ma la risposta di questi ultimi sono come dimostrato dai dati di letteratura[4][5][6],

- meno efficienti di dosimetri TL (per le pellicole grafchromic, che richiedono dosi di almeno 10 volte superiori)
- meno lineari in energia (per dosimetri elettronici)

pertanto, per quanto lungo e laborioso, l'utilizzo dei TL rimane come standard per le misure di radioprotezione.

Bibliografia

- [1] E. Martella *Application note-Dosimetric characteristics of LIF: Mg, Cu, P (GR-200 A)*, Applicazioni Scientifiche Generali
- [2] C. Biagini *Radiologia e Radioprotezione*, Nuova libreria Piccin (1999)
- [3] R. Passariello *RADIOLOGIA-Elementi di tecnologia*, III Edizione, Idelson Gnocchi (2000)
- [4] Ralf Dreindl, Deitmar Georg, Markus Stock *Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films*, Z. Med. Phys., 24 (2014) 153-163
- [5] I. Clainard et. al. *Radiation Measurements*, 46 (2011) 1252-1257
- [6] Lucia Andreani et. al. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 762 (2014) 11-15