

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria della Prevenzione e Sicurezza nell'Industria di Processo



POLITECNICO
MILANO 1863

**CARATTERIZZAZIONE DEL SISTEMA DOSIMETRICO OSL PER RILEVATORI INLIGHT E
NANODOT CON SISTEMA DI LETTURA MICROSTAR**

Relatore: Prof. FABRIZIO CAMPI

Correlatore: Dott.ssa LUISELLA GARLATI

Tesi di Laurea di:

MATTEO SPINELLI

Matricola 841531

ANNO ACCADEMICO 2016-2017

INDICE

1. INTRODUZIONE	1
2. LA TECNICA OSL	3
2.1 Introduzione.....	3
2.2 Il fenomeno di luminescenza.....	4
2.3 Il materiale OSL e le sue proprietà.....	10
2.4 Vantaggi della tecnica OSL e differenze rispetto alla TL.....	15
2.4.1 <i>Punti di forza</i>	15
2.4.2 <i>Disponibilità di materiali e strumenti</i>	17
2.4.3 <i>Innovazione</i>	17
3. STRUMENTAZIONE DEL SISTEMA DI LETTURA MICROSTAR	19
3.1 Annealer.....	19
3.2 Lettore MicroStar.....	19
3.2.1 <i>Algoritmo implementato per la misura della dose</i>	21
3.2.2 <i>Linearità</i>	22
3.2.3 <i>Fading</i>	23
3.2.4 <i>Dipendenza energetica</i>	23
3.3 Il materiale OSL.....	24
3.4 Dosimetri.....	25
3.4.1 <i>Dosimetri InLight</i>	25
3.4.2 <i>NanoDot</i>	26
3.5 Il software MicroStar.....	28
3.6 Vantaggi nella strumentazione.....	31
4. LA NOMATIVA IEC 62387	33
4.1 Non-linearità della risposta.....	33
4.2 Sovraccarico, effetti tardivi, riutilizzabilità.....	37
4.3 Temperatura.....	40
4.4 Conclusioni.....	43

5. PROVE CON DOSIMETRI INLIGHT	44
5.1 Confronto tra il lettore MicroStar e Automess 6150 AD6 con sonda 6150 AD-b.....	44
5.2 Risposta in funzione del tempo di ritardo della lettura.....	48
5.3 Riproducibilità delle letture eseguite con il lettore MicroStar	53
5.3.1 <i>Letture dei dosimetri</i>	53
5.3.2 <i>Letture dei dosimetri per il controllo di qualità</i>	58
6. CURVE DI TARATURA	60
6.1 Procedura di irraggiamento.....	60
6.2 Letture dei dosimetri e curve di taratura.....	61
6.3 Dipendenza tra dose di riferimento e numero dei fotoni conteggiati dal tubo PMT.....	64
6.4 Calcolo analitico del valore di dose.....	66
7. CONFRONTO TRA DOSIMETRI INLIGHT E FILM BADGE	68
7.1 Irraggiamenti con raggi X.....	68
7.2 Irraggiamenti con sorgenti gamma e beta.....	70
7.3 Determinazione della dose personale equivalente.....	72
7.4 Conclusioni e risultati.....	73
8. IRRAGGIAMENTI IN DOPPIO TLD/OSL E DMC/OSL	79
8.1 Confronto tra dosimetri elettronici DMC 2000 GN e dosimetri InLight.....	79
8.2 Irraggiamento in doppio TLD/OSL.....	87
8.2.1 <i>Il CyberKnife e alcune differenze con la radioterapia tradizionale</i>	87
8.2.2 <i>Letture dei dosimetri TLD e OSL</i>	89
9. CONCLUSIONI	92

INDICE DELLE FIGURE

2.1	Processo di luminescenza.....	4
2.2	Segnale emesso con tecnica CW-OSL.....	6
2.3	Dipendenza del segnale OSL dalla temperatura (a), dall'intensità di stimolazione (b) e dalla quantità di dose (c).....	7
2.4	Segnale emesso con tecnica LM-OSL.....	8
2.5	Dipendenza del segnale OSL da intensità di stimolazione e cross-section.....	8
2.6	Segnale emesso con tecnica POSL.....	9
2.7	Variazione del segnale luminoso emesso con l'intensità di stimolazione e l'ampiezza degli impulsi.....	9
2.8	Rappresentazione schematica della struttura cristallina dell'allumina.....	11
2.9	Possibile configurazione di un F-center.....	11
2.10	Luminescenza prodotta da centri F e F ⁺ nel materiale Al ₂ O ₃ :C.....	12
2.11	Trappole rilevate con la tecnica TL nel materiale Al ₂ O ₃ :C.....	13
2.12	Riproducibilità delle letture OSL.....	14
2.13	Dipendenza energetica del materiale OSL.....	14
2.14	Rampa di riscaldamento e glow-curve tipiche di una analisi TL.....	15
2.15	Andamento del segnale OSL nel tempo.....	16
2.16	Differenze tra effetto Stokes e anti-Stokes: la curva continua nei due grafici rappresenta lo spettro di assorbimento, mentre la curva tratteggiata lo spettro di emissione.....	18
3.1	Pocket Annealer.....	19
3.2	Lettore MicroStar.....	20
3.3	Interno del lettore.....	20
3.4	Range di linearità.....	22
3.5	Range di non linearità.....	22
3.6	Fattore correttivo per il fading.....	23
3.7	Rotolo di materiale OSL.....	24
3.8	Componenti dosimetro InLight.....	25
3.9	Dosimetro InLight nella caratteristica cover.....	25

3.10 Nanodot.....	26
3.11 Codice di un nanodot.....	27
3.12 Adattatore per nanoDot.....	27
3.13 Schermata configuration del software MicroStar.....	28
3.14 Schermata reading per un dosimetro InLight.....	29
15 Schermata calibration del software MicroStar.....	30
5.1 Automess 6150 AD6.....	44
5.2 Sonda a scintillazione Automess 6150 AD-b con Automess 6150 AD6.....	44
5.3 Confronto tra dose misurata con lettore MicroStar e dose calcolata utilizzando il rateo di dose ricavato con Automess.....	47
5.4 Andamento della dose Hp(10) in funzione del tempo di ritardo nella lettura. Il valore di R è calcolato per Hp(10).....	50
5.5 Andamento della dose Hp(0.07) in funzione del tempo di ritardo nella lettura. Il valore di R è calcolato per Hp(0.07).....	52
5.6 Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 1.....	54
5.7 Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 2.....	54
5.8 Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 3.....	55
5.9 Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 4.....	55
5.10 Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 1 fuori controllo.....	56
5.11 Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 2 fuori controllo.....	57
5.12 Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 3 fuori controllo.....	57
5.13 Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 4 fuori controllo.....	57
5.14 Lettura dei dosimetri non irraggiati per il controllo di qualità.....	58
5.15 Rilettura dei dosimetri non irraggiati per il controllo di qualità dopo averli azzerati tramite annealing.....	58
5.16 Lettura dei dosimetri di qualità irraggiati con dose di riferimento pari a 4.970 mSv.....	59
6.1 Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in acqua.....	62
6.2 Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in aria.....	62
6.3 Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in acqua.....	63
6.4 Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in aria.....	63

6.5	Dipendenza tra numero di fotoni conteggiati e KERMA in acqua.....	64
6.6	Dipendenza tra numero di fotoni conteggiati e KERMA in aria.....	65
7.1	Rappresentazione del water slab phantom utilizzato per gli irraggiamenti.....	71
7.2	Dipendenza della dose dall'angolo di incidenza della radiazione.....	76
7.3	Confronto tra OSL e film badge.....	78
8.1	Confronto tra OSL e film badge.....	79
8.2	Irraggiamento frontale su solid slab phantom.....	80
8.3	Irraggiamento in doppio angolato su solid slab phantom.....	80
8.4	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento frontale (0°).....	83
8.5	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento con angolo di 30°.....	83
8.6	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento con angolo di 45°.....	83
8.7	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento con angolo di 60°.....	84
8.8	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento frontale (0°) nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.....	85
8.9	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento angolato a 30° nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.....	86
8.10	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento angolato a 45° nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.....	86
8.11	Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento angolato a 60° nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.....	86
8.12	Il CyberKnife.....	88
8.13	Confronto tra lettura OSL e lettura TLD per dose assorbita alla gonade destra.....	90
8.14	Confronto tra lettura OSL e lettura TLD per dose assorbita alla gonade sinistra.....	90

INDICE DELLE TABELLE

3.1	Caratteristiche del materiale OSL.....	24
3.2	Range di misurazione dei dosimetri InLight.....	26
3.3	Range di misurazione dei nanoDot.....	27
3.4	Specifiche tecniche del lettore MicroStar.....	31
3.5	Specifiche tecniche del Pocket Annealer.....	32
4.1	Letture dosimetri per test sulla non-linearità per differenti valori di dose.....	33
4.2	Valori di c_1 e c_2 per w differenti valori di dose e per n dosimetri per ogni valore di dose....	35
4.3	Requisiti di performance per dose Hp(10).....	36
4.4	Risultati del test sul coefficiente di variazione.....	36
4.5	Risultati del test sulla non-linearità.....	37
4.6	Letture dosimetri per test su sovraccarico, effetti tardivi e riutilizzabilità dei dosimetri per differenti valori di dose.....	38
4.7	Risultati del test su sovraccarico, effetti tardivi e riutilizzabilità.....	39
4.8	Test per coefficiente di variazione.....	39
4.9	Rilettura del terzo gruppo dopo il ciclo di annealing e irraggiamento.....	40
4.10	Risultato del test per il terzo gruppo in seguito al nuovo irraggiamento.....	40
4.11	Letture dosimetri per test sulla temperatura.....	41
4.12	Requisiti di performance ambientali per dosimetri.....	41
4.13	Risultati test sulla temperatura.....	42
5.1	Sorgenti e dosimetri utilizzati per la prova.....	45
5.2	Letture eseguite con sistema MicroStar e Automess.....	46
5.3	Valutazione radiazione beta da Sr-90.....	48
5.4	Dipendenza dell'involucro sulla radiazione gamma del Cs-137.....	48
5.5	Elenco dei fasci W disponibili al centro LAT del Politecnico.....	49
5.6	Fattori di conversione per passare da KERMA in aria a dose equivalente.....	49
5.7	Letture della dose Hp(10) effettuate a diversi tempi dopo l'irraggiamento.....	50

5.8	Letture della dose Hp(0.07) effettuate a diversi tempi dopo l'irraggiamento.....	51
5.9	Risposta del lettore MicroStar nel rilevamento dell'energia di ciascun fascio utilizzato per gli irraggiamenti.....	52
5.10	Valore di dose residuo valutato per i quattro elementi OSL.....	53
5.11	Rilettura dei dosimetri il cui valore di dose cadeva al di fuori del limite $\pm 2\sigma$	56
6.1	Valori di dose di irraggiamento.....	60
6.2	Letture dei nanoDot dopo irraggiamento.....	61
6.3	Valutazione del fattore di taratura utilizzato dal lettore per elevati valori di dose.....	65
6.4	Valutazione del fattore di taratura utilizzato dal lettore per bassi valori di dose.....	66
6.5	Calcolo analitico della dose assorbita per KERMA in acqua.....	66
6.6	Calcolo analitico della dose assorbita per KERMA in aria.....	67
7.1	Schemi di irraggiamento con fasci X.....	69
7.2	Fattori di conversione per passare da KERMA a dose equivalente.....	69
7.3	Dosimetri irraggiati.....	70
7.4	Schema di irraggiamento gamma e beta.....	70
7.5	Differenze tra i fasci utilizzati per irraggiamenti gamma.....	71
7.6	Dose equivalente calcolata per i dosimetri irraggiati con sorgenti gamma.....	73
7.7	Risultati Eurados per OSL in termini di Hp(0.07).....	74
7.8	Correzione in termini di Hp(0.07) per i dosimetri ad irraggiamento misto.....	75
7.9	Risultati Eurados per OSL in termini di Hp(10).....	75
7.10	Schema di irraggiamento con fasci X angolati.....	76
7.11	Correzione in termini di Hp(10) per i dosimetri ad irraggiamento misto.....	77
7.12	Risultati Eurados per film badge in termini di Hp(10).....	77
8.1	Schema di irraggiamento in doppio DMC/OSL.....	81
8.2	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 0° di angolo d'incidenza.....	81
8.3	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 30° di angolo d'incidenza.....	82
8.4	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 45° di angolo d'incidenza.....	82
8.5	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 60° di angolo d'incidenza.....	82

8.6	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 0° di angolo d'incidenza.....	84
8.7	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 30° di angolo d'incidenza.....	84
8.8	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 45° di angolo d'incidenza.....	85
8.9	Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 60° di angolo d'incidenza.....	85
8.10	Letture dosimetri TLD e OSL di pazienti sottoposti a radioterapia.....	89

ABSTRACT

Lo scopo di questo lavoro di tesi è la caratterizzazione del sistema dosimetrico OSL di recente acquisizione da parte del Politecnico di Milano. I dosimetri OSL sono una tipologia di rilevatori passivi di radiazioni ionizzanti utilizzati nel campo della radioprotezione. Tale strumento, prodotto dalla società Landauer, è costituito da un lettore portatile, da un annealer, da un set di dosimetri InLight e nanoDot e da un pc sul quale è installato il software MicroStar. Sono state svolte delle prove richieste dalla normativa IEC 62387 per testare questo nuovo sistema dosimetrico, ed è risultato che può essere utilizzato come sistema di dosimetria passiva andando ad affiancare strumenti ben più consolidati come ad esempio quelli che si basano sulla tecnica a termoluminescenza.

Dosimetri OSL assorbono l'energia della radiazione alla quale vengono sottoposti e la rilasciano sotto forma di intensità luminosa nel momento in cui vengono stimolati con fotoni nel campo del visibile. Dalla lettura del segnale luminoso dei dosimetri InLight si possono ricavare informazioni sulla dose personale equivalente e sul tipo di radiazione incidente; per i nanoDot si può ricavare solo il valore di dose assorbita senza possibilità di discriminare la radiazione.

Alcuni nanoDot sono stati irraggiati con una sorgente di Cs-137 per ricavare delle curve di taratura per il KERMA in acqua e per il KERMA in aria.

Nella seconda parte di questo lavoro sono stati effettuati alcuni irraggiamenti in doppio per ottenere un confronto con i sistemi dosimetrici attualmente in uso. È risultato che il sistema OSL in esame è molto affidabile sia per la stima di basse dosi sia per la stima di alte dosi.

È tuttavia importante durante le letture andare a sottrarre il valore di dose residuo, che rimane intrappolato nei dosimetri dopo la procedura di annealing, al valore di dose letta. Questo permette infatti di evitare di sovrastimare il valore di dose vero.

1. INTRODUZIONE

Lo scopo di questo lavoro di tesi è stato quello di studiare e caratterizzare lo strumento MicroStar pack prodotto dalla società Landauer, di recente acquisizione del laboratorio di Radioprotezione del Politecnico di Milano.

In prima analisi si è descritta a livello teorico la tecnica OSL (Optically Stimulated Luminescence) spiegando il fenomeno della luminescenza otticamente stimolata e confrontandolo con la più consolidata tecnica a termoluminescenza. È stato descritto dettagliatamente il materiale OSL principalmente utilizzato evidenziandone i pregi che hanno permesso alla tecnica OSL di assestarsi come uno dei sistemi dosimetrici più utilizzati negli ultimi anni nel campo della dosimetria personale, ambientale e medica.

Si è passati poi a descrivere nel dettaglio lo strumento MicroStar della Landauer cercando di spiegare i vari elementi costituenti e le loro proprietà e caratteristiche tecniche.

Tale strumento, basato sulla tecnica OSL, si propone come competitor dai più consolidati strumenti a termoluminescenza grazie a caratteristiche molto vantaggiose, una su tutte la possibilità di trasportare lo strumento in qualsiasi luogo con una semplice e sola richiesta di energia elettrica.

Come dispositivi in grado di discriminare le radiazioni ionizzanti vengono utilizzati i dosimetri Inlight e i nanoDot; si tratta di dosimetri passivi che assorbono l'energia della radiazione alla quale sono esposti e sono in grado di rilasciarla sotto forma di intensità luminosa nel momento in cui viene fornita loro energia luminosa con caratteristica lunghezza d'onda.

Nella fase di caratterizzazione dello strumento sono stati inoltre condotti dei test richiesti dalla norma IEC 62387. Tale norma, che si applica a tutti i sistemi di dosimetria passiva che misurano fotoni esterni e/o radiazione beta in un range di dose tra 0.01 mSv e 10 Sv, ha lo scopo di verificare la conformità dello strumento rispetto a determinati standard richiesti dalla norma stessa. In particolare si sono effettuati test riguardanti la non linearità della risposta, l'effettiva riutilizzabilità dei dosimetri anche dopo essere stati irraggiati a livelli di dose abbastanza elevati, e l'effetto di variazione di temperatura per osservare il comportamento dei dosimetri nel rilevamento della dose in ambienti a temperatura differente.

Ulteriori prove hanno permesso di capire come varia la stima della dose in funzione del tempo di ritardo della lettura per cercare di determinare un tempo minimo di attesa che è necessario lasciar trascorrere dopo l'irraggiamento in modo da ottenere una lettura affidabile. Importante è anche aver accertato la riproducibilità delle letture eseguite con il lettore MicroStar andando a leggere i dosimetri per il controllo di qualità forniti dalla ditta produttrice Landauer.

In conclusione si è andati a costruire le curve di taratura per ottenere una funzione dose-lettura tramite la quale è possibile dai valori delle letture risalire al valore di dose equivalente impartita al dosimetro.

Terminata la fase di caratterizzazione dello strumento si è passati ad effettuare irraggiamenti in doppio per confrontare i comportamenti dei diversi sistemi dosimetrici in commercio.

Si è quindi confrontato il sistema OSL con il dosimetro elettronico DMC 2000 GN disponibile nel laboratorio di radioprotezione del Politecnico di Milano. Questa prova ha permesso di comprendere le variazioni nelle stime delle dosi in funzione dell'angolo di irraggiamento.

Per il confronto tra OSL e film badge lo strumento MicroStar pack è stato iscritto all'interconfronto EURADOS, del 2016, per dosimetri a corpo intero per ottenere informazioni utili a discriminare le due tecniche e a comprenderne vantaggi e svantaggi.

Infine come confronto con i TLD l'istituto neurologico "Carlo Besta" di Milano si è reso disponibile ad effettuare irraggiamenti in doppio per pazienti sottoposti a radioterapia. Questo ha permesso di comprendere la possibilità di utilizzare i dosimetri OSL in campo medico dove è fondamentale la stima corretta della dose impartita al paziente.

2. LA TECNICA OSL

2.1 Introduzione

La tecnica OSL (Optically Stimulated Luminescence) è una tecnica di misura delle radiazioni che sfrutta l'abilità di materiali OSL come il $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ di immagazzinare l'energia ceduta da radiazioni ionizzanti e rilasciarla poi sotto forma di luce quando stimolati con un'altra fonte di luce avente una determinata lunghezza d'onda. Questa tecnica fu proposta come strumento di dosimetria tra gli anni 50' e 60' ma il problema a quei tempi era la presenza di materiali solforosi non idonei che presentavano un gap tra banda di conduzione e banda di valenza troppo ristretta e questo causava dissolvenza molto rapida del segnale.

Solo negli anni 80' con lo sviluppo di un particolare ossido di alluminio drogato con carbonio ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), fu possibile commercializzare l'uso della OSL come metodo dosimetrico. Tale materiale integrato con il sistema InLight™ di Landauer è diventato ampiamente utilizzato in molti campi come quello della dosimetria ambientale, dosimetria personale, dosimetria spaziale, dosimetria medica e dosimetria retrospettiva.

Il processo OSL è analogo e competitivo al processo di termoluminescenza (TL) e differisce da questo solamente per quel che riguarda la fase di stimolazione che nella OSL si effettua utilizzando un fascio di luce con una opportuna lunghezza d'onda mentre nella TL si effettua mediante il riscaldamento del materiale per ottenere il segnale di luminescenza.

Come per la TL l'efficienza della OSL è una proprietà del materiale allo stato solido, ma l'emissione OSL è fortemente influenzata dall'energia e dall'intensità del fascio ottico stimolante, tuttavia non vi è alcuna correlazione tra le lunghezze d'onda di luce stimolante e di luce emessa; la luce emessa infatti potrebbe essere di lunghezze d'onda maggiori o minori rispetto a quelle della luce stimolante.

I principali vantaggi della OSL sulla TL sono qui elencati:

- il campione può essere letto ripetutamente perché la stimolazione ottica svuota le trappole solo parzialmente (per stimolazioni brevi);
- esiste una vasta gamma di possibilità di stimolazione e misurazione utilizzando diversi tipi di fasci di luce;
- non è richiesto alcun riscaldamento per la lettura degli OSL, pertanto le variazioni termiche che potrebbero perturbare la sensibilità e la thermal quenching di un segnale di luminescenza (di solito dominante in alcuni TLD a causa del riscaldamento) sono evitati. La thermal quenching è una riduzione dell'efficienza di luminescenza a causa dell'aumento di temperatura a cui è soggetto il campione ed è dovuta all'instaurarsi di percorsi di rilassamento non radiativo concorrenti.

Durante gli ultimi 10 anni la OSL è stata una delle tecniche più studiate in campo dosimetrico tanto da diventare ben presto uno dei maggiori competitor della più consolidata tecnica TL. Sistemi dosimetrici facenti uso di $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ diventano presto utilizzati nel campo della dosimetria personale (alcune stime affermano che circa il 25% dei circa 5 milioni di badge in uso in tutto il mondo sono dosimetri OSL), della dosimetria ambientale, della dosimetria per gli astronauti e degli spazi abitativi delle navicelle spaziali. Negli ultimi anni la OSL è emersa come tecnica dosimetrica in-vivo per fasci radioterapici e per mammografie. Tutto ciò è stato reso possibile grazie alle proprietà del materiale utilizzato che lo rendono quasi un dosimetro ideale, come ad esempio l'alta sensibilità, la disponibilità di diverse forme e dimensioni, indipendenza dalla temperatura.

Dopo la dosimetria personale, la dosimetria medica è il campo in cui OSL ha avuto il maggiore impatto offrendo un modo conveniente per misurare la dose in molte applicazioni mediche, dalla radiologia diagnostica alla radioterapia. La sfida maggiore da affrontare è stata la mancanza di caratterizzazione di dispositivi di rilevazione per applicazioni mediche. L'introduzione del lettore MicroStar e dei dosimetri a singolo elemento OSL (nanoDot) sviluppati da Landauer hanno permesso alla tecnica OSL di rendersi disponibile per ospedali e per il monitoraggio della dose assorbita dai pazienti.

2.2 Il fenomeno di luminescenza

Il concetto di luminescenza può essere meglio compreso sfruttando un modello di energia a bande comprendente una banda di valenza (VB) e una banda di conduzione (CB) separate da una banda proibita (FB). Senza alcuna eccitazione termica o ottica, la banda di valenza è completamente piena di elettroni dei legami elettronici degli atomi, mentre la banda di conduzione è completamente vuota ed è separata da una band gap (FB). In un materiale avente simmetrie di cristallo perfetto, non vi è alcuno stato elettronico tra la parte superiore della VB (più alto stato di bande occupato) e la parte inferiore della CB (più basso stato di bande non occupati). Il motivo per cui la banda non occupata è chiamata CB risiede nel fatto che un elettrone in tale banda è libero di muoversi se viene eccitato da energia termica o ottica. Lo stato di vuoto nella VB (creato dalla eccitazione di un elettrone che viene promosso alla CB) si comporta come se fosse una particella mobile con una carica positiva ed è chiamato 'lacuna' (una particella ipotetica).

Le imperfezioni nel cristallo tra cui difetti puntuali (di vacanza, interstiziali oppure atomi sostituzionali) sono noti per la creazione di stati metastabili localizzati nella banda proibita. Alcuni di questi agiscono come trappole per gli elettroni e per le lacune prodotte dall'interazione delle radiazioni ionizzanti con il materiale. Una rappresentazione semplice del processo è mostrata nella figura sottostante:

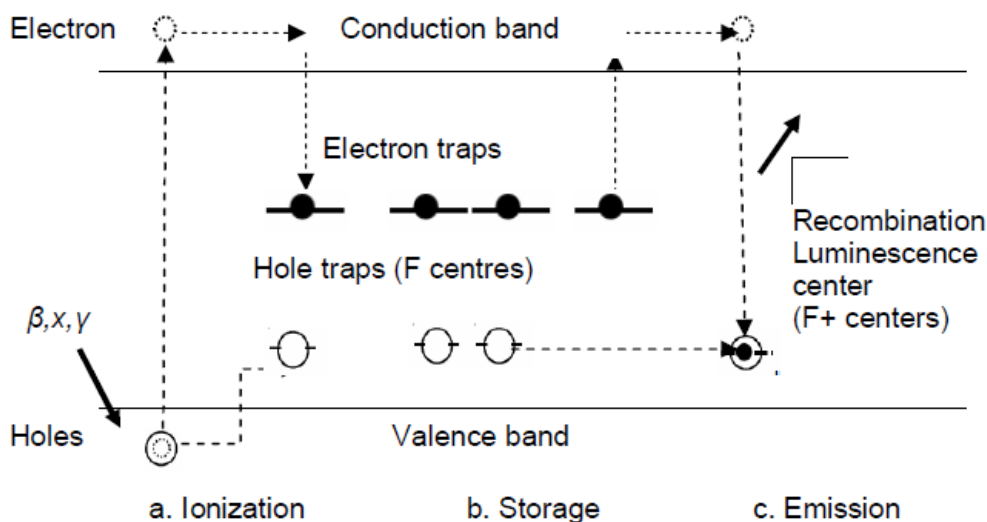


Figura 2.1. Processo di luminescenza.

In generale, quando il materiale assorbe energia da radiazioni ionizzanti, gli elettroni presenti nella banda di valenza dello stato fondamentale si eccitano e vengono promossi alla banda di conduzione andando così a formare coppie elettrone-buca. Dato che queste coppie non sono vincolate sono libere di muoversi liberamente all'interno del reticolo cristallino. Durante queste migrazioni però può succedere che una coppia si trovi in una zona del reticolo in cui è presente un difetto o impurità (già esistente o creata dalla radiazione), caratterizzato dall'aver livelli energetici disponibili con energia intermedia tra l'energia della banda di conduzione e l'energia della banda di valenza. Dunque le cariche rimangono intrappolate in questi livelli energetici intermedi e se, l'energia di legame è molto elevata, possono rimanere intrappolate anche per molto tempo.

Quando poi si fornisce al sistema una determinata quantità di energia luminosa tale da rompere l'equilibrio metastabile, le cariche intrappolate vengono rilasciate originando il segnale di luminescenza.

L'emissione di luce è il risultato del passaggio delle cariche elettroniche da stati eccitati metastabili a stati di equilibrio stabile. Misurando l'intensità della luce emessa si può risalire al valore della dose assorbita.

L'intensità di luminescenza emessa durante il ritorno del sistema allo stato di equilibrio è monitorata e rappresentata da una caratteristica curva luminescenza-tempo. L'integrale di tale curva consente di determinare la concentrazione di cariche intrappolate che risulta essere proporzionale alla dose assorbita.

L'intensità luminosa è proporzionale alla velocità con cui gli stati metastabili decadono nel tempo ($\mu(t)$):

$$I(t) \propto \left| \frac{d\mu(t)}{dt} \right|$$

In cui la funzione $\mu(t)$ rappresenta la concentrazione totale di stadi metastabili occupati. La probabilità di decadimento verso lo stato di equilibrio è data da:

$$p(E_0) = \Phi * \sigma(E_0)$$

In cui Φ rappresenta l'intensità di stimolazione ottica, E_0 è il valore di energia di stimolazione richiesta per tornare allo stato di equilibrio e $\sigma(E_0)$ è la cross section definita come la probabilità di una particella (solitamente un elettrone) di essere emessa dal suo stato elettronico in seguito all'interazione con un fotone di energia E_0 . La sezione di fotoionizzazione è un importante parametro che ci dice la stabilità di una determinata trappola durante il processo di stimolazione; essa dipende dalla lunghezza d'onda ed è rappresentata dall'energia di stimolazione ottica.

Alcuni degli elettroni e lacune prodotte dalla ionizzazione potrebbero provocare una ricombinazione radiativa in uno dei due modi seguenti: ricombinazione istantanea nel centro di ricombinazione senza rimanere intrappolati in alcun modo (tipico della radioluminescenza); oppure ricombinazione attraverso stati metastabili dove alcune delle cariche sono intrappolate e possono rimanervi intrappolate anche per lunghi periodi di tempo finché sufficientemente stimolate.

Un elettrone intrappolato può essere rilasciato sia mediante stimolazione termica (tecnica TL) sia mediante stimolazione ottica (tecnica OSL) in un tempo seguente all'esposizione a radiazione

ionizzante, e una volta liberato può muoversi liberamente nella banda di conduzione fino a ricombinarsi con una lacuna.

Nella TL la stimolazione di un campione pre-irradiato mediante riscaldamento comporta l'emissione di un segnale luminoso che in un primo momento aumenta con la temperatura dato che aumenta anche la probabilità di rilascio delle cariche, poi una volta raggiunto un picco (glow-peak) il segnale inizia a decrescere fino allo svuotamento di tutte le cariche intrappolate. Il picco raggiunto dal segnale luminoso è correlato alla profondità della trappola, più profonda è la trappola maggiore è la temperatura alla quale si presenta il picco.

La quantità di energia necessaria a svuotare le trappole e quindi liberare le cariche dipende dalla profondità della trappola stessa, trappole più profonde richiedono più energia di stimolazione.

Gli elettroni liberati si ricombinano con le lacune nei centri di ricombinazione che possono agire direttamente come centri di luminescenza, oppure l'energia di ricombinazione potrebbe essere usata per eccitare un centro di luminescenza che emette la sua caratteristica emissione mentre ritorna al suo stato fondamentale.

A differenza della stimolazione termica dove tutte le trappole vengono svuotate e tutta l'informazione è persa in un'unica lettura, una stimolazione ottica con una fonte a bassa intensità non è in grado di stimolare tutte le trappole in una singola illuminazione e quindi fornisce la possibilità di letture multiple di un campione irradiato.

Il reset di un campione per un utilizzo successivo può essere eseguito o mediante un trattamento termico stabilito oppure mediante una lunga e intensa stimolazione ottica utilizzando una fonte luminosa con una determinata lunghezza d'onda.

Il segnale OSL può essere registrato integrando la curva di emissione luminosa per un fissato intervallo di tempo dopo la stimolazione.

Ci sono diversi modi di stimolazione e rilevamento del segnale luminoso; i più importanti ed anche più usati sono 3: CW-OSL (continuous-wave optically stimulated luminescence), LM-OSL (linearly-modulated optically stimulated luminescence) e POSL (pulsed-optically stimulated luminescence).

1) CW-OSL

Il processo CW-OSL è il più semplice: un materiale pre-irradiato è stimolato da una sorgente di luce di intensità costante, e il segnale di luminescenza emesso è registrato durante la stimolazione.

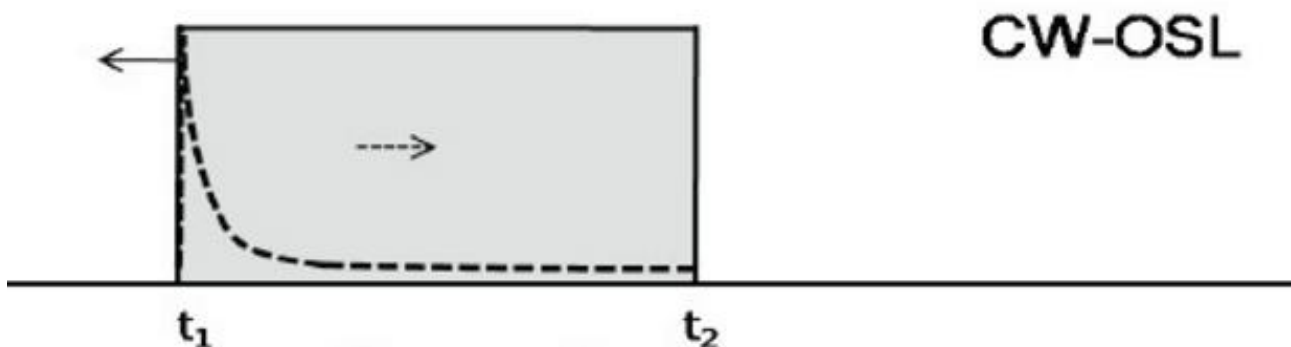


Figura 2.2. Segnale emesso con tecnica CW-OSL.

La forma del decadimento del segnale OSL è funzione delle caratteristiche del materiale, della dose assorbita, dell'intensità dell'illuminazione e dalla temperatura. In generale come si può notare dalla figura il segnale emesso inizia con un elevato valore che decresce attraverso una funzione esponenziale nel tempo fino quasi ad azzerarsi. Gli effetti della temperatura sul segnale emesso sono significativi per questa tecnica: a basse temperature la vita media delle cariche nelle trappole superficiali è più lunga del tempo di decadimento del segnale OSL per cui la luminescenza ottenuta è bassa; ad alte temperature, dove il tempo medio di vita delle cariche nelle trappole superficiali è minore del decadimento del segnale OSL, l'intensità del segnale ottenuto è maggiore. Come si può notare nella figura 3a sottostante dopo un incremento iniziale dell'intensità luminosa si registra dapprima un decadimento quasi esponenziale del segnale, seguito da un lungo decadimento non esponenziale dovuto al re-intrappolamento delle cariche nelle trappole.

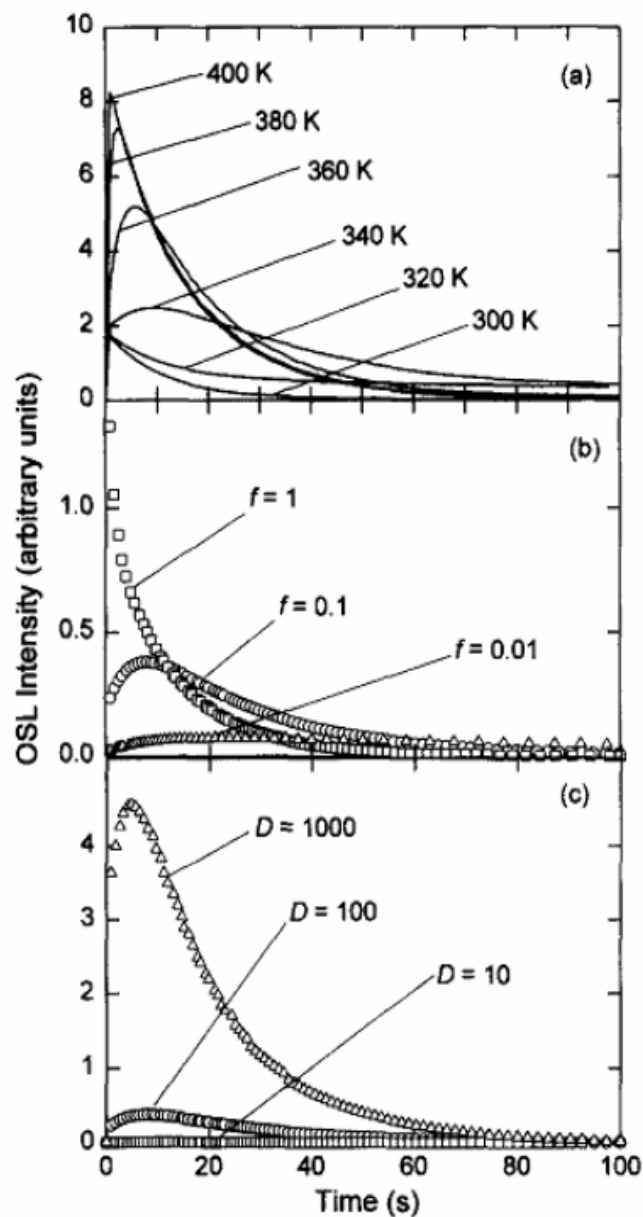


Figura 2.3. Dipendenza del segnale OSL dalla temperatura (a), dall'intensità di stimolazione (b) e dalla quantità di dose (c).

Inoltre più l'intensità di stimolazione è bassa più il decadimento del segnale è basso (figura 3b), stesso andamento può essere registrato per la quantità di dose (figura 3c).

La CW-OSL continua ad essere la modalità più sensibile di OSL, perché l'intensità del segnale emesso è la più alta durante la stimolazione e non vi è alcuna limitazione sulla sua durata. Solitamente la lettura OSL è molto veloce (poche decine di secondi) perché la maggior parte dell'emissione avviene immediatamente all'inizio della stimolazione ottica.

2) LM-OSL

La tecnica LM-OSL è simile alla precedente eccetto che l'intensità del fascio luminoso di stimolazione viene linearmente incrementata nel tempo:

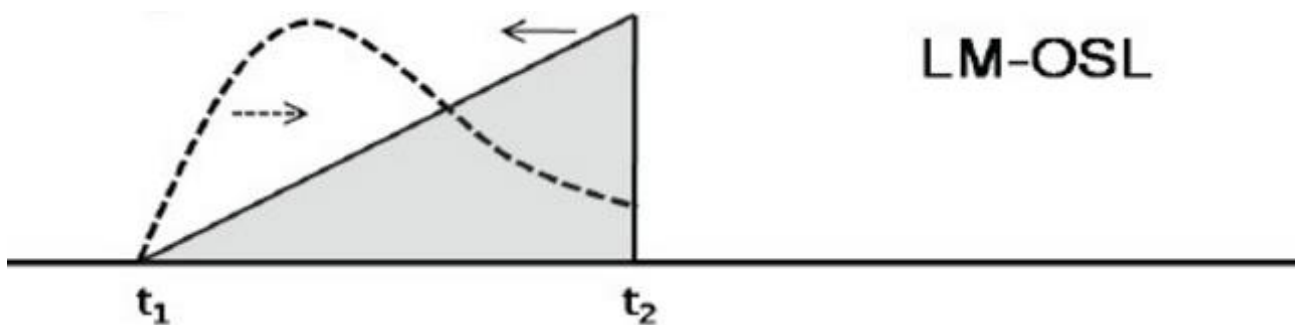


Figura 2.2. Segnale emesso con tecnica LM-OSL.

Il segnale emesso aumenta linearmente in un primo istante al crescere dell'intensità del fascio, presenta poi un picco in corrispondenza del massimo segnale di luminescenza, ed infine tende a decrescere fino a 0 a causa del fatto che le trappole vengono svuotate. Il picco OSL dipende dalla lunghezza d'onda del fascio utilizzato per la stimolazione (tale lunghezza d'onda influisce anche sulla sezione di fotoionizzazione) e dalla rampa di incremento dell'intensità di tale fascio, quindi al variare di questi due parametri varierà la posizione del picco:

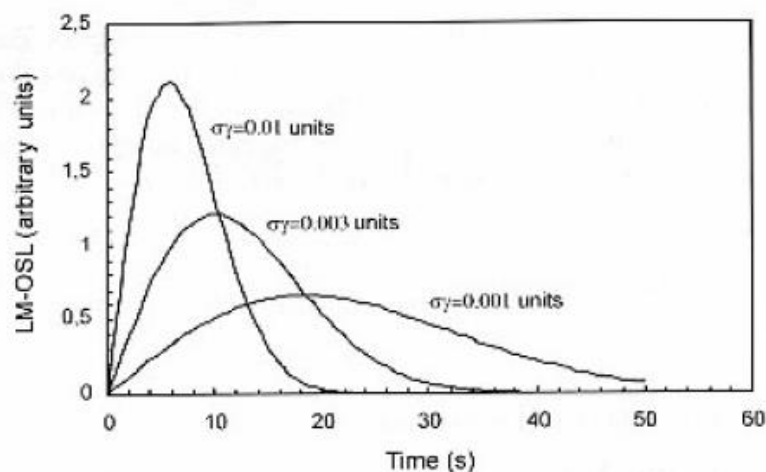


Figura 2.3. Dipendenza del segnale OSL da intensità di stimolazione e cross-section.

Come si può notare se si mantiene fisso il parametro γ (che rappresenta la rampa di incremento del segnale di stimolazione) il picco si presenta a tempi inferiori se σ (che rappresenta la cross-section e che è funzione della lunghezza d'onda del fascio) aumenta. La stessa cosa si verifica se tengo fisso σ e faccio variare γ .

Dunque la LM-OSL consente di leggere l'informazione contenuta in diverse trappole con diverse sezioni di fotoionizzazione.

3) P-OSL

La tecnica P-OSL in ultima analisi sfrutta impulsi di stimolazione ad intensità crescente (della durata di alcune centinaia di nanosecondi) e il segnale di luminescenza emesso viene registrato ad intermittenza:

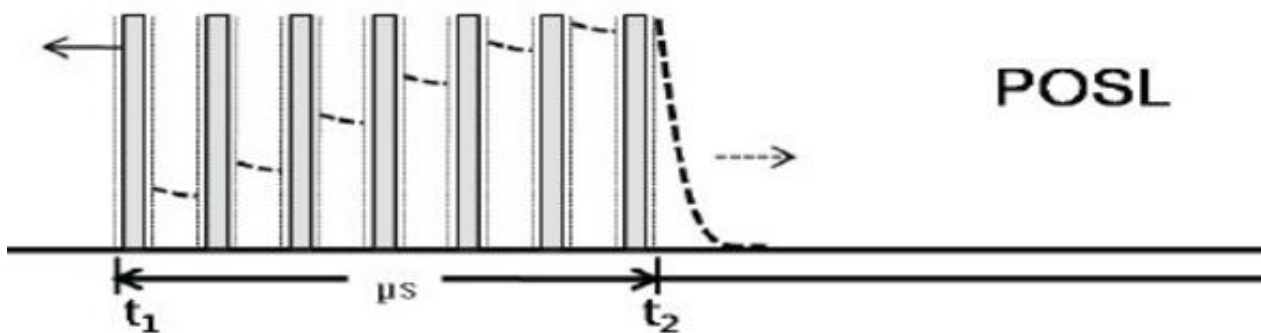


Figura 2.4. Segnale emesso con tecnica POSL.

Come si può notare l'intensità di stimolazione ottica è separata in due parti: l'emissione durante gli impulsi di stimolazione e l'emissione dopo la stimolazione.

La stimolazione ottica viene accesa e spenta periodicamente e il segnale OSL emesso tra gli impulsi (ossia quando il fascio luminoso viene spento) viene registrato e aggiunto al precedente valore finché si raggiunge un valore di equilibrio. Una volta raggiunto tale valore la stimolazione viene interrotta e si va a registrare il decadimento nel tempo del segnale di luminescenza.

Il segnale POSL può essere aumentato incrementando la potenza della sorgente luminosa di stimolazione e diminuendo l'ampiezza degli impulsi, dunque impulsi forti e corti generano segnali POSL maggiori.

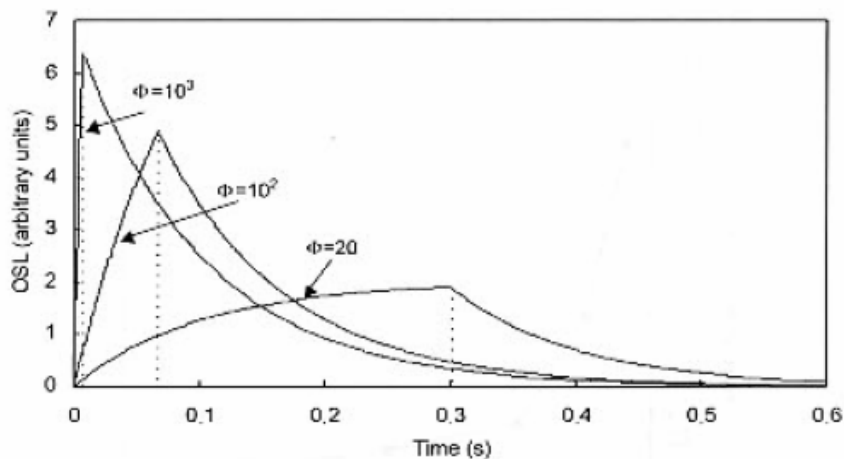


Figura 2.5. Variazione del segnale luminoso emesso con l'intensità di stimolazione e l'ampiezza degli impulsi.

2.3 Il materiale OSL e sue proprietà

Il $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ fu introdotto come materiale TL già negli anni 90 grazie alle sue uniche proprietà:

- Elevata sensibilità TL (60 volte maggiore rispetto al LiF:Mg);
- Bassa perdita di segnale se conservato al buio (meno del 5% all'anno);
- Buona riproducibilità e riutilizzabilità senza annealing;
- Alta sensibilità se letto da un tubo fotomoltiplicatore;
- Basso numero atomico effettivo (10.2).

Inizialmente i dosimetri erano prodotti nella forma di un singolo cristallo, ma per necessità di dosimetria personale e ambientale furono sviluppate differenti forme del materiale come ad esempio in granelli di polvere di varie dimensioni o in sottili strati su substrato.

Tuttavia si presentarono alcune limitazioni nell'uso di questo materiale accoppiato alla tecnica TL; in particolare fu notata la perdita di informazione indotta da radiazione se esposto alla luce del giorno, un elevato fenomeno di thermal quenching con conseguente riduzione di sensibilità all'aumentare del rateo di riscaldamento durante la lettura e una riduzione di efficienza aumentando il LET (linear energy transfer) della radiazione.

Per tali motivi e grazie alla stabilità chimica (alto punto di fusione) e all'ampio intervallo di energia tra banda di conduzione e di valenza (9.5 eV) che permetteva di creare molte trappole stabili all'interno del cristallo, fu possibile ricercare e sintetizzare diversi tipi di dosimetri OSL.

Si è riscontrato che la luminescenza principale prodotta dai centri F ha una durata di circa 35 ms, ciò ha reso possibile lo sviluppo di un popolare sistema di dosimetria personale basato sulla tecnica POSL: *Lauder Luxel Personal Dosimetry system*. Un sistema altrettanto sensibile e popolare basato invece sulla tecnica CW-OSL è stato sviluppato anch'esso da *Lauder* e nominato *InLight Personal Dosimetry system*.

Il materiale $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ è molto sensibile alla luce, e quindi è fondamentale che il dosimetro presenti un confezionamento a tenuta di luce e che vengano seguite le appropriate procedure di lettura. Recenti studi hanno dimostrato che vi sono due effetti opposti dovuti all'esposizione alla luce solare: cancellazione delle informazioni indotte da radiazioni in un campione irradiato e induzione di segnale. Un equilibrio tra questi due effetti è risultato verificarsi a circa 15 mGy, il che implica che tutti i dosimetri se esposti alla luce solare esibiranno un segnale di circa 15 mGy equivalenti a raggi gamma del Co^{60} .

La forma stabile di Al_2O_3 è l' α -allumina, detta corindone nella forma minerale. La cella a struttura esagonale è la più comunemente usata per descrivere l' α -allumina anche se il cristallo è in realtà romboedrico. La struttura cristallina è spesso descritta come formata da due anioni O^{2-} in una disposizione compatta approssimativamente esagonale con cationi Al^{3+} che occupano due terzi degli interstizi ottaedrici.

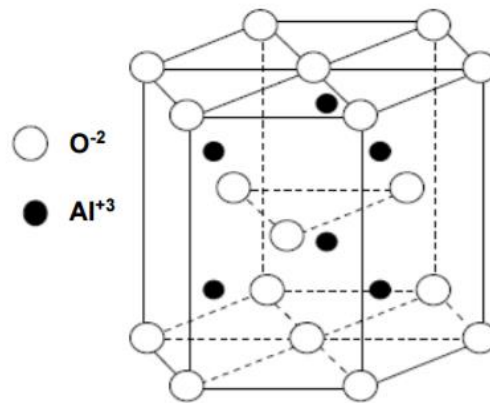


Figura 2.6. Rappresentazione schematica della struttura cristallina dell'allumina.

Come noto il primo processo di immagazzinamento di informazione è la ionizzazione elettronica seguita dalla cattura degli elettroni o buche nei centri di intrappolamento. La produzione di luminescenza non richiede solamente una elevata concentrazione di trappole, ma anche efficienti percorsi di ricombinazione elettrone-buca con produzione di fotoni.

Questo ossido presenta elevata stabilità chimica, termica e ottica all'irradiazione.

Tuttavia quando contiene impurità può diventare sensibile alle radiazioni ed è questa la caratteristica che viene sfruttata per creare il materiale di interesse pratico per la OSL ottenuto drogando il cristallo con il carbonio.

Le impurità di carbonio giocano un ruolo molto importante nel catalizzare la formazione di centri vacanti di ossigeno, che possono venire occupati da una coppia di elettroni (F-centers) oppure da un singolo elettrone (F⁺-centers).

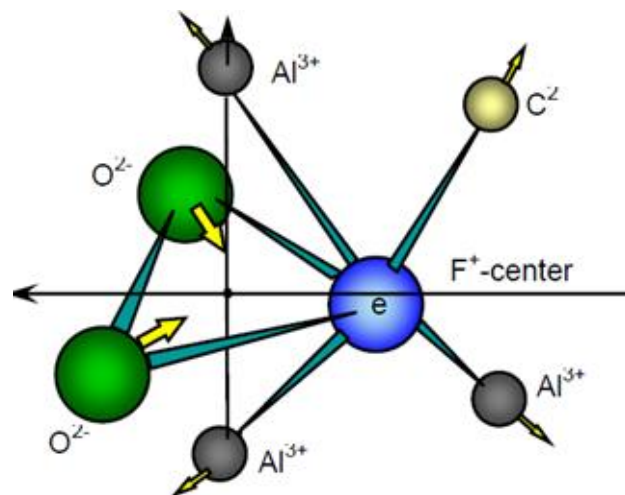


Figura 2.7. Possibile configurazione di un F-center.

Tali centri possono essere identificati da una banda di assorbimento a 205 nm per quanto riguarda gli F-centers, e da due bande di assorbimento sovrapposte a 230 e 255 nm per gli F⁺-centers. La ragione del successo di Al₂O₃:C come materiale dosimetrico per la OSL risiede principalmente nel fatto che possiede un elevato gap di energia tra le bande di conduzione e di valenza (9.5 eV), e ciò permette la formazione di trappole e centri F/F⁺ che siano profondi e termicamente stabili. Gli F-centers producono una luminescenza a 420 nm con vita media di circa 35 ms, mentre l'emissione degli F⁺-centers avviene a 330 nm ed ha una vita media di circa 7 ns. Il processo OSL non è affetto da thermal quenching e questo permette di ottenere un considerevole aumento del segnale luminoso in confronto a quello che si otterrebbe con il processo TL.

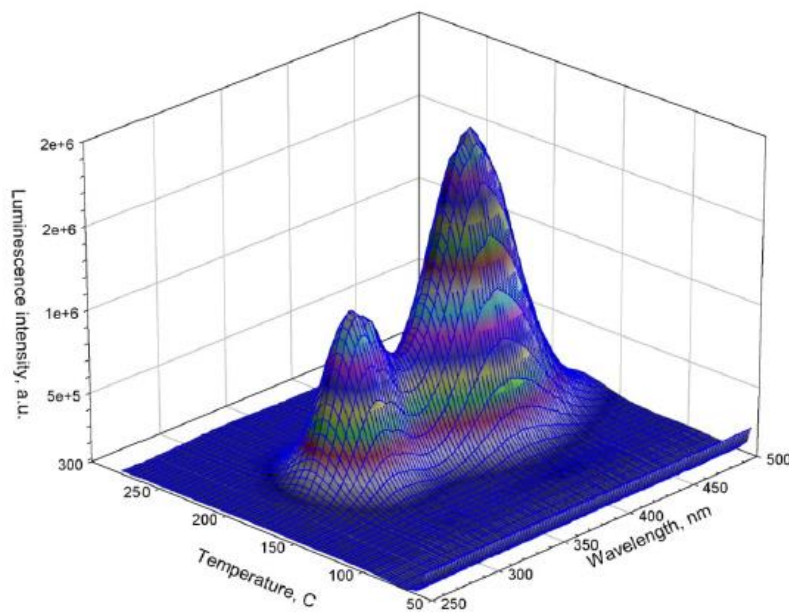


Figura 2.8. Luminescenza prodotta da centri F e F⁺ nel materiale Al₂O₃:C.

Il picco TL in Al₂O₃:C misurato con un rateo di riscaldamento di 5K/s è localizzato a 450K. L'energia di attivazione ottenuta dall'analisi del picco è stimata intorno a 1.5 eV. La trappola elettronica associata a questo picco è molto stabile a temperatura ambiente con un tasso di decadimento inferiore al 5% all'anno. Allo stesso tempo la profondità ottica non è molto grande ed è circa uguale a 2.2 eV. Questo determina il range di lunghezza d'onda più adatte per la stimolazione ottica. Sebbene la più efficiente sarebbe quella caratteristica della luce blu, la necessità di discriminare la luce di stimolazione e quella di luminescenza determina l'uso di un fascio di stimolazione verde con lunghezza d'onda di circa 530 nm.

È stato dimostrato che le stesse trappole nel Al₂O₃:C sono responsabili sia del segnale TL che di quello OSL.

Sono stati inoltre rilevati due tipi di trappole superficiali localizzate a 260 K e 310 K.

La presenza di trappole sia superficiali che profonde influenza le prestazioni del materiale in quanto il re-intrappolamento di cariche delocalizzate nelle trappole superficiali riduce la probabilità di ricombinazione radiativa e rallenta il decadimento OSL. Inoltre le trappole superficiali introducono anche una dipendenza dalla temperatura per le misurazioni OSL tale che si ottengono diverse forme delle curve di decadimento OSL se stimolato a diverse temperature.

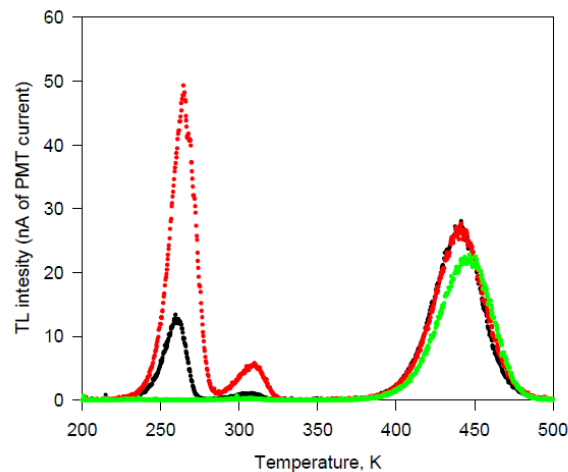


Figura 2.9. Trappole rilevate con la tecnica TL nel materiale $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$.

Per applicazioni OSL è importante che il numero delle trappole superficiali sia basso per il motivo spiegato in precedenza. Nella figura riportata la curva in verde è caratteristica di un materiale con una bassa concentrazione di trappole superficiali, la curva nera con una concentrazione media e la curva rossa con una concentrazione elevata.

Come detto però esistono anche trappole profonde che possono influenzare il processo OSL in modi differenti:

- In primo luogo esse competono come portatori di carica durante l'irradiazione, questo a sua volta provoca cambiamenti nella sensibilità del materiale mentre le trappole vengono riempite durante l'irradiazione. L'aumento o diminuzione di sensibilità dipende dal fatto che le trappole profonde siano trappole per "buche" o per elettroni. Nel primo caso la sensibilità è inferiore quando le trappole sono riempite rispetto a quando sono vuote; ciò si traduce in una risposta sub-lineare alle alte dosi. Nel secondo caso al contrario, sono le trappole per elettroni che dominano e ciò causa un aumento di sensibilità durante il riempimento delle stesse che si traduce in una risposta sopra-lineare alle alte dosi.
- In secondo luogo le trappole profonde sono responsabili del segnale di fondo difficile da eliminare usando stimolazioni ottiche con lunghezze d'onda medio-basse.

L'elevata sensibilità alle radiazioni (come numero di fotoni emessi per unità di dose assorbita) permette ai sistemi OSL di raggiungere un limite inferiore di rilevamento del segnale di circa $1 \mu\text{Gy}$. Il materiale OSL è un materiale "cancellabile" e può essere riutilizzato più volte dopo il suo azzeramento ottico o termico.

Il riempimento di trappole profonde a seguito di irraggiamenti con elevati dosaggi, può creare alcuni problemi quando si cerca di azzerare il dosimetro e può richiedere il raggiungimento di temperature anche elevate per svuotare tutte le trappole e ridurre il segnale di fondo.

Può succedere che non sia possibile ottenere un azzeramento completo, in tal caso non è consigliato riutilizzare il dosimetro che è stato esposto a dosi elevate.

Una importante caratteristica della tecnica OSL è la possibilità di rileggere più volte lo stesso dosimetro, ciò deriva dalla elevata sensibilità del metodo perché ogni misura OSL svuota solo una frazione della carica intrappolata disponibile.

Inoltre la quantità di carica accumulata nelle trappole è così grande che è possibile leggere con precisione la dose utilizzando solo lo 0,2% del totale del segnale OSL. In questo modo l'informazione accumulata nel dosimetro rimane quasi perfettamente la stessa anche dopo numerose letture.

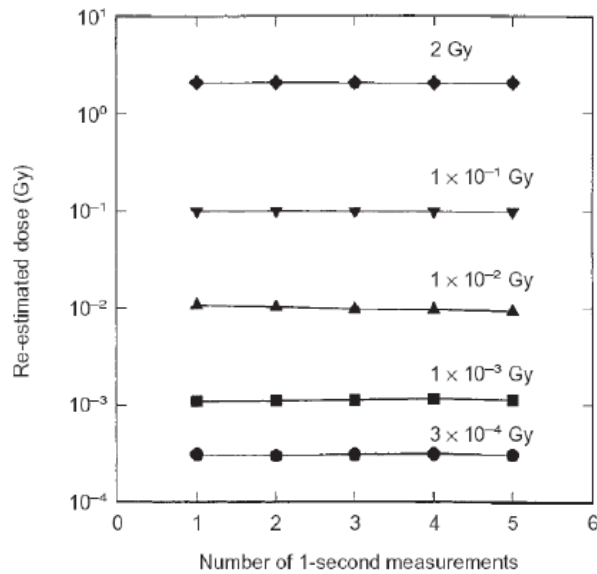


Figura 2.10. Riproducibilità delle letture OSL.

L'ossido di alluminio possiede un numero atomico efficace pari a 10.2, maggiore rispetto a quello del tessuto equivalente che vale circa 7.05 e a quello dell'acqua pari a 7.42, ed una densità di 3.96 g/cm^3 , più elevata rispetto alla densità del tessuto equivalente e dell'acqua che valgono entrambe 1 g/cm^3 .

Elevati coefficienti di assorbimento massici del rivelatore causano una dipendenza energetica per fotoni di bassa energia. Questo rende tali rilevatori non perfettamente ideali, in quanto la risposta con l'energia della radiazione non è piatta, ma consente la selezione di adeguati filtri per la discriminazione di fotoni di bassa/alta energia e quindi il calcolo della dose equivalente.

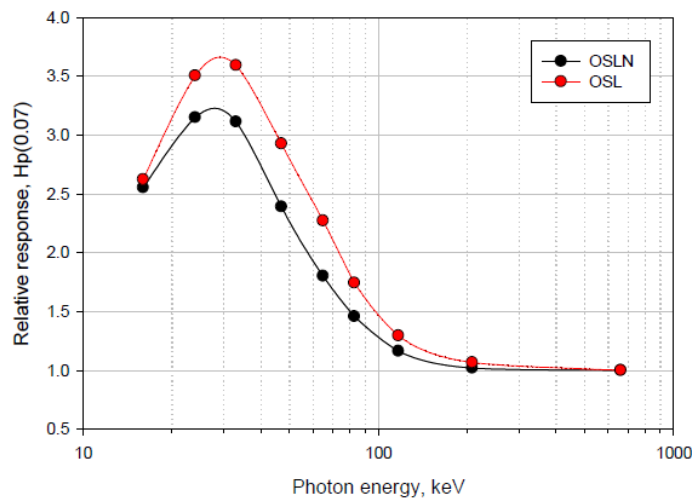


Figura 2.11. Dipendenza energetica del materiale OSL.

Fino a poco tempo fa il $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ come materiale OSL veniva usato solo per radiazione gamma e beta. È diventato possibile effettuare anche misure di neutroni grazie allo sviluppo di un materiale sensibile ai neutroni (OSLN) in cui i grani dell'ossido di alluminio sono rivestiti con $^6\text{Li}_2\text{CO}_3$ arricchito con ^6Li . Questi rilevatori sono molto sensibili a neutroni di bassa energia.

2.4 Vantaggi della tecnica OSL e differenze rispetto alla TL

Analizzando la tecnica OSL è possibile trovare i punti di forza e le innovazioni portate nel campo della dosimetria da questa recente tecnica in confronto alla TL.

2.4.1 Punti di forza

La tecnica OSL come visto è concettualmente semplice, ma allo stesso tempo un metodo dosimetrico accurato e versatile che fornisce performance e vantaggi significativi rispetto alla tecnica TL.

Il punto di forza principale è la semplicità del metodo, attribuita a tre aspetti:

- OSL è simile alla TL;
- OSL è una tecnica completamente ottica;
- Il lettore OSL richiede solamente energia elettrica per funzionare.

La dosimetria OSL si basa su processi di ionizzazione e ricombinazione radiativa simili a quelli che avvengono utilizzando la termoluminescenza; inoltre entrambe le tecniche sfruttano dosimetri passivi ossia dispositivi che non danno immediatamente l'informazione della dose assorbita, ma richiedono un processo di lettura.

È il processo di lettura che differenzia la OSL dalla TL: per la termoluminescenza il dosimetro viene scaldato mentre con la OSL viene illuminato da un fascio luminoso. La luce emessa dipende da come viene fatta la stimolazione.

Nella termoluminescenza viene utilizzato un aumento di temperatura con un certo rateo di riscaldamento, e si ottiene quella che viene chiamata glow curve che, se integrata, ci dà un'informazione sulla dose assorbita:

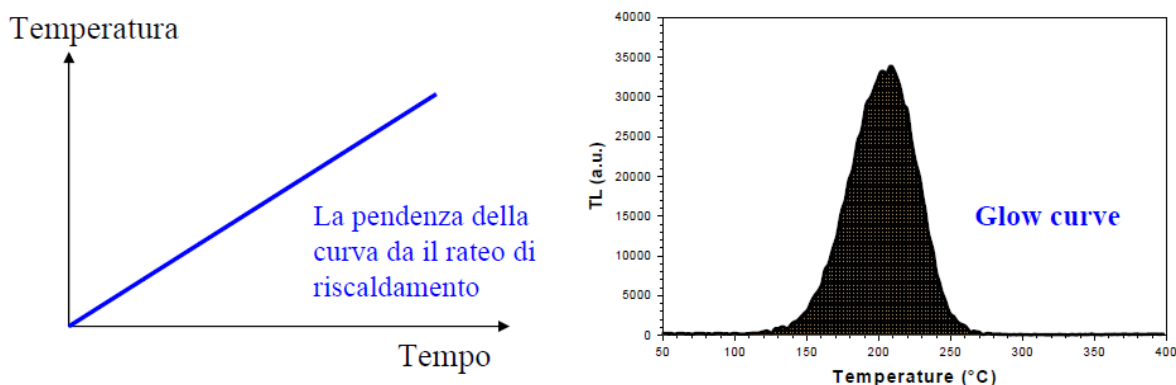


Figura 2.12. Rampa di riscaldamento e glow-curve tipiche di una analisi TL.

Per una data trappola si osserva un aumento dell'emissione luminosa (poiché come detto con il riscaldamento aumenta la probabilità di de-trapping) seguito da una decrescita del segnale dovuta ad una progressiva diminuzione del numero di elettroni nella trappola. L'effetto complessivo è la

comparsa di un picco TL in corrispondenza di ogni trappola presente nel materiale. La posizione dei picchi TL dipende dalla profondità della trappola: al crescere della profondità della trappola il picco si sposta verso temperature più elevate in quanto maggiore è l'energia termica richiesta per il de-trapping.

Nel caso OSL invece la misura è condotta illuminando il materiale con luce di opportuna lunghezza d'onda e registrando nel contempo il segnale di luminescenza emesso dal materiale a lunghezze d'onda caratteristiche del materiale:

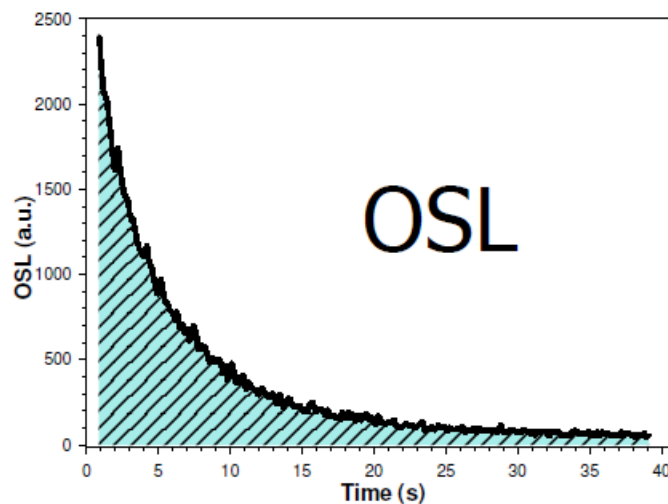


Figura 2.13. Andamento del segnale OSL nel tempo.

Il segnale diminuisce nel tempo per effetto dello svuotamento della trappola.

In un materiale OSL si desidera avere centri di intrappolamento le cui cariche intrappolate vengano facilmente stimulate dalla luce, per esempio caratterizzate da una elevata sezione di fotoionizzazione. Non è detto che un materiale TL presenti caratteristiche OSL: ad esempio è difficile stimolare otticamente le trappole del LiF:Mg utilizzando un fascio luminoso; pertanto un'altra differenza sarà il tipo di materiale utilizzato per le due tecniche.

Una seconda ragione per cui la OSL è semplice risiede nel fatto che la lettura è completamente ottica. Non sono necessari grossi consumi di energia per riscaldamento, né termocoppie e nemmeno contatto termico tra dosimetro e riscaldatore. Per tali motivi viene usata la plastica per la produzione dei dosimetri. Inoltre eliminando il riscaldamento vengono evitati sia effetti negativi di thermal quenching sia cambiamenti nella struttura del materiale dovuti a diffusione termica.

La terza ragione per cui la OSL è una tecnica semplice riguarda la semplice strumentazione richiesta; oltre ai dosimetri è necessaria una fonte luminosa che può derivare dall'uso di LEDs o laser. Per le applicazioni generali i LEDs ad alta potenza sono i più affidabili e i meno costosi, infatti sono usati sia per strumentazioni commerciali che per strumentazioni di ricerca.

La lettura OSL richiede anche un rilevatore di luce, tipicamente un tubo fotomoltiplicatore che consente di rilevare i fotoni emessi e fornire il segnale.

Il lettore OSL inoltre non necessita di atmosfera inerte come invece è richiesto per la TL. Non essendoci riscaldamento e quindi aumento di temperatura non c'è pericolo dell'innesco di possibili reazioni di combustione e questo consente l'uso di lettori molto più piccoli e meno ingombranti rispetto a quelli utilizzati per la termo-luminescenza.

Una delle complicazioni, tuttavia, è che è necessario impedire alla luce di stimolazione di raggiungere il tubo fotomoltiplicatore. Questo può essere fatto utilizzando filtri ottici, ma richiede che la lunghezza d'onda di emissione del rivelatore sia diversa dalla lunghezza d'onda di stimolazione.

Inoltre, la luce di stimolazione è ordini di grandezza più intensa della luce emessa dal dosimetro. Perciò la scelta di filtri ottici, della lunghezza d'onda di stimolazione e di rilevamento sono alcune delle decisioni più critiche quando si imposta un lettore OSL.

Per ottimizzare un lettore OSL per qualsiasi materiale e applicazione, bisogna conoscere lo spettro di emissione OSL e lo spettro di eccitamento del materiale.

2.4.2 Disponibilità di materiali e strumenti

Il campo di dosimetria OSL trae beneficio dalla disponibilità di materiali (sebbene ancora limitati rispetto alla TL) e di strumenti adatti. Come già accennato il materiale standard utilizzato nelle applicazioni dosimetriche è l'ossido di alluminio drogato al carbonio ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), sebbene ultimamente stia aumentando l'utilizzo dell'ossido di berillio (BeO) grazie alla sua elevata sensibilità e al suo basso numero atomico effettivo ($Z_{\text{EFF}}=7,2$) simile a quello del tessuto e a quello dell'acqua.

Sebbene sia già da una quarantina di anni che la tecnica OSL è stata proposta nel campo dosimetrico, un boom del suo utilizzo è avvenuto solo negli anni '90' quando è stato sviluppato il $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ che garantisce caratteristiche uniche e vantaggiose: relativamente basso numero atomico effettivo ($Z_{\text{EFF}}=10,2$), un centro di intrappolamento dominante stabile a temperatura ambiente ma allo stesso tempo molto sensibile alla luce e una elevata concentrazione di centri di luminescenza (F-centers). Questi centri di luminescenza sono delle vacanze di ossigeno con due elettroni intrappolati creati durante il processo di crescita del cristallo. Essi forniscono un percorso di ricombinazione radiativo con picco di emissione blu a 420 nm, corrispondente allo spettro di risposta dei fotocatodi del tubo fotomoltiplicatore.

La lunga durata della luminescenza (35 ms), dovuta alla natura proibita della transizione dai centri di luminescenza eccitati allo stato fondamentale, permette di effettuare una discriminazione del segnale nel tempo e di eccitare il materiale con brevi impulsi.

La elevata sensibilità ottica (grande sezione di foto-ionizzazione) dei centri di intrappolamento e la lunga durata della luminescenza hanno permesso lo sviluppo della tecnica POSL già discussa in precedenza.

2.4.3 Innovazione

La tecnica OSL ha portato aspetti innovativi nel campo della dosimetria a luminescenza.

Innanzitutto sfrutta il cosiddetto "anti-Stokes shift" del segnale OSL. Lo "Stokes shift" è la differenza tra le posizioni dei massimi degli spettri di assorbimento e di emissione della stessa transizione elettronica.

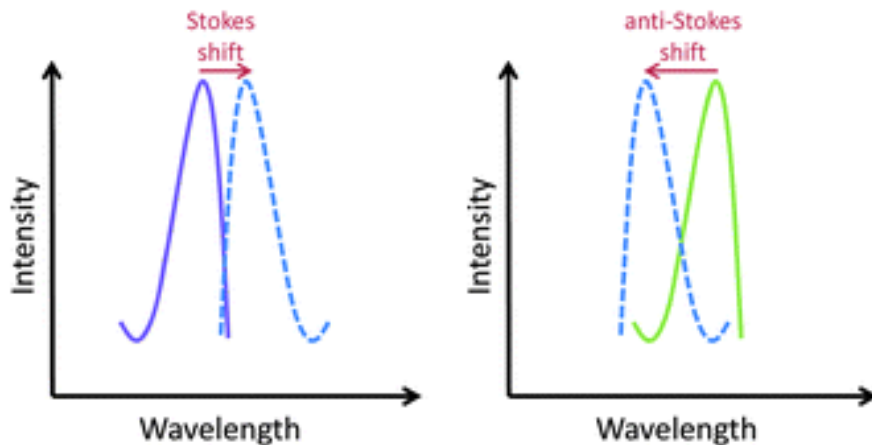


Figura 2.14. Differenze tra effetto Stokes e anti-Stokes: la curva continua nei due grafici rappresenta lo spettro di assorbimento, mentre la curva tratteggiata lo spettro di emissione.

Quando un sistema (sia esso una molecola o atomo) assorbe un fotone, guadagna energia ed entra in uno stato eccitato. Un modo per il sistema di rilassarsi è quello di emettere un fotone, perdendo così la sua energia. Quando il fotone emesso ha meno energia di quella del fotone assorbito, questa differenza di energia è lo spostamento di Stokes, la radiazione emessa è detta radiazione Stokes. Se il fotone emesso ha più energia, la differenza di energia è chiamata spostamento anti-Stokes; questa energia in più viene dalla dissipazione dei fononi termici nel reticolo di un cristallo, e comporta il raffreddamento del cristallo durante il processo.

Nel processo OSL la lunghezza d'onda di emissione è dettata dalla natura dei centri di luminescenza che non sono eccitati direttamente dalla luce, ma dalla ricombinazione della coppia elettrone-lacuna dopo che uno di essi è rilasciato da una trappola. La lunghezza d'onda emessa può essere più lunga o più corta di quella di stimolazione, ma in particolare c'è un vantaggio nel monitorare il segnale OSL a lunghezze d'onda più corte: ossia il segnale di fondo ottenuto è abbastanza basso e questo rende la tecnica OSL estremamente efficace per misure di basse dosi.

Una seconda caratteristica innovativa è l'abilità di controllare in modo molto preciso la stimolazione grazie alla natura ottica del fenomeno. Infatti in OSL la stimolazione ottica può essere accesa e spenta in scale temporali dell'ordine dei nanosecondi se necessario a differenza della TL in cui si ha un processo di riscaldamento che non può essere fermato a proprio piacimento. È semplice emettere luce in differenti modalità: intensità costante, pulsata o a rampa. Il preciso controllo della stimolazione consente di stimolare solo una frazione delle cariche intrappolate, lasciando le rimanenti trappole disponibili per una lettura futura. È per tale motivo che i dosimetri OSL possono essere letti molte volte senza perdite significative di informazioni. Ciò è reso anche possibile dal fatto che la luce di stimolazione va ad interessare maggiormente trappole superficiali rispetto a quelle profonde, pertanto anche dopo molte stimolazioni ripetute la perdita di segnale (svuotamento delle trappole) è molto piccolo; nei TL invece dato che si utilizza un rateo di riscaldamento la perdita di segnale sarà molto maggiore in quanto a temperature elevate anche le trappole più profonde vengono eccitate e svuotate. Inutile negare come questo permetta anche una riduzione dei tempi da dedicare all'analisi/lettura della dose assorbita; col vantaggio di poter leggere migliaia di dosimetri al giorno.

3. STRUMENTAZIONE DEL SISTEMA DI LETTURA MICROSTAR

Il pacchetto MicroStar include un lettore, un computer portatile (con installato un software dedicato), un annealer, un kit di dosimetri (nanoDot/InLight) da utilizzare per misurazioni, tarature e controllo di qualità), un lettore di codici a barre, un cavo di alimentazione e un cavo USB.

3.1 Annealer

È il dispositivo che ci permette di “azzerare” il valore di dose dei dosimetri per consentirne un ulteriore utilizzo. Essendo basato infatti sulla tecnica OSL (stimolazione ottica facente uso di fasci di luce) non si compromette l’integrità e la sensibilità del dosimetro, per cui posso ripetere l’operazione di azzeramento più volte. Per utilizzarlo basta premere il tasto di accensione sul lato destro e stabilire quanto tempo deve durare l’operazione di annealing, utilizzando una serie di pulsanti presenti sulla sommità dello strumento che consentono di scegliere il tempo più accettabile. È consigliabile impostare un tempo di circa 20 secondi, più che sufficienti per azzerare completamente il dosimetro. È importante non superare i 50 secondi altrimenti si rischia di surriscaldare troppo lo strumento e danneggiarlo.

Lo strumento non è né grande e né troppo pesante pertanto facile da trasportare ovunque si vada. L’inconveniente è che nel dosimetro rimane una dose residua (compresa tra 0.130-0.160mSv) dovuta al fatto che non tutte le trappole vengono svuotate, ciò va ad influenzare la minima dose rilevabile. È importante che dopo la lettura si sottragga questo valore di fondo in modo da avere l’informazione corretta della dose effettivamente assorbita durante l’irradiazione.



Figura 3.1. Pocket Annealer.

3.2 Lettore MicroStar

È il dispositivo che consente la lettura dei dosimetri. Prima di iniziare la lettura vera e propria è necessario effettuare il test del lettore, per il quale vengono utilizzate tre posizioni indicate sulla manopola centrale. La procedura di test da seguire è la seguente. Assicurarsi che il carrello porta dosimetri sia vuoto e che la manopola sia posizionata in partenza su H/P. Quindi ruotare la manopola in senso antiorario da H/P a DRK. Solo quando sullo schermo compare il valore misurato allora si

può passare alla posizione CAL ed infine LED. Finito il test tornare in senso orario alla posizione di partenza H/P.

Nella posizione DRK vengono misurati i conteggi del tubo PMT con i led spenti, per indicare la quantità di segnale di fondo del lettore; nella posizione CAL vengono misurati i conteggi del tubo PMT usando una piccola quantità di C-14 inserita in uno scintillatore plastico mantenendo sempre i led spenti; nella posizione LED si misurano i conteggi del PMT con il fascio led più robusto acceso per indicare l'intensità del fascio.



Figura 3.2. Lettore MicroStar.

Assicurarsi che il carrello porta dosimetri sia ben chiuso durante l'operazione di lettura per evitare delle possibili penetrazioni di luce all'interno che andrebbero ad alterare i risultati.

I componenti principali del lettore sono una sorgente luminosa e un rivelatore (tubo fotomoltiplicatore) che ci fornisce il valore dei conteggi di fotoni. La sorgente luminosa comprende una sequenza di 36 LED che emettono un fascio di colore verde con lunghezza d'onda compresa tra 450-550 nm. Se vogliamo misurare valori di dose bassa allora tutti i LED verranno attivati contemporaneamente producendo un fascio forte (questo perché se la dose assorbita è bassa serve una intensità luminosa maggiore per garantirne la rilevazione); altrimenti se le dosi sono elevate sono sufficienti solo 6 LED per la rilevazione.

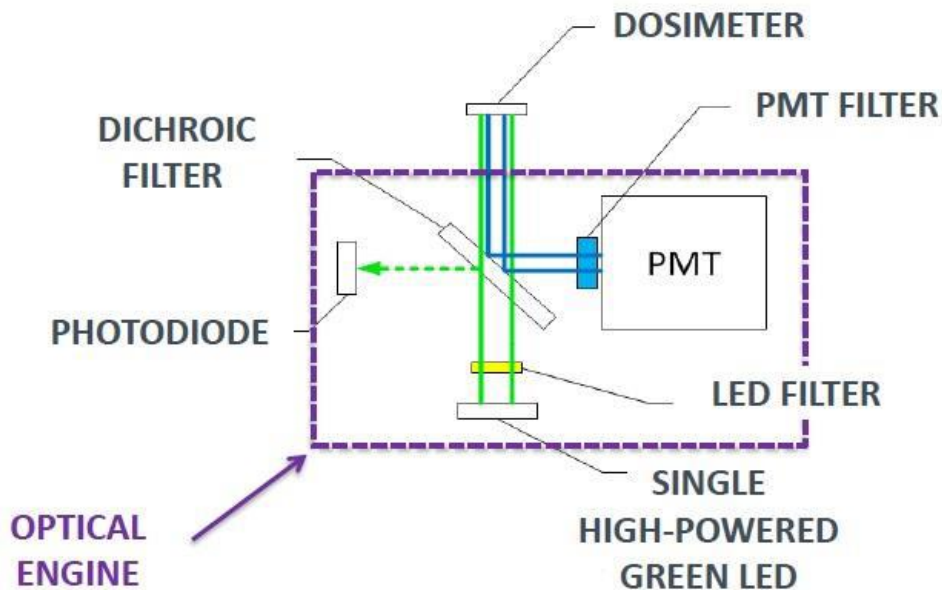


Figura 3.3. Interno del lettore.

Come si può notare dalla figura riportata che mette in evidenza l'interno del lettore, la luce verde emessa dai led viene dapprima filtrata per migliorarne le caratteristiche e la relativa efficienza di stimolazione ottica, poi il fascio passa attraverso la superficie anteriore di un filtro dicroico e va a colpire l'elemento OSL del dosimetro sul lato opposto inducendo il fenomeno della luminescenza. Il fascio blu che si genera con lunghezza d'onda pari a 420nm viene riflesso dalla superficie posteriore del filtro dicroico (in quanto è selettivo solo per un ristrettissimo intervallo di frequenze) e convogliato verso il tubo fotomoltiplicatore che ci restituisce il numero di conteggi effettuato. Il tempo impiegato per la lettura di un nanoDot è di circa 5 secondi, mentre per gli InLight servono almeno 13 secondi per leggere tutti e 4 gli elementi OSL.

3.2.1 Algoritmo implementato per la misura della dose

La risposta di un dosimetro OSL è quasi lineare con la dose per ogni energia. Piccole deviazioni dalla linearità vengono corrette dalla differenza di tempo tra irradiazione e lettura così come le correzioni per l'energia del fascio.

La formula utilizzata dall'algoritmo per il calcolo della dose è la seguente:

$$Dose = S * segnale * ECF * DCF * KL * KF * KE$$

I termini presenti nella formula si riferiscono a:

- Segnale = lettura corretta per decadimento, linearità ed energia;
- S = sensibilità;
- ECF = fattore di correzione dell'elemento;
- DCF = fattore di correzione per lo svuotamento;
- KL = correzione per la sopra-linearità;
- KF = correzione per la dissolvenza;
- KE = correzione per l'energia.

3.2.2 Linearità

Per comprendere la relazione tra dose assorbita e conteggi del tubo PMT è utile osservare la risposta del lettore MicroStar usando lo spettro di radiazione del Cesio-137 (662 keV) per dosi comprese tra 0 mGy e 2Gy.

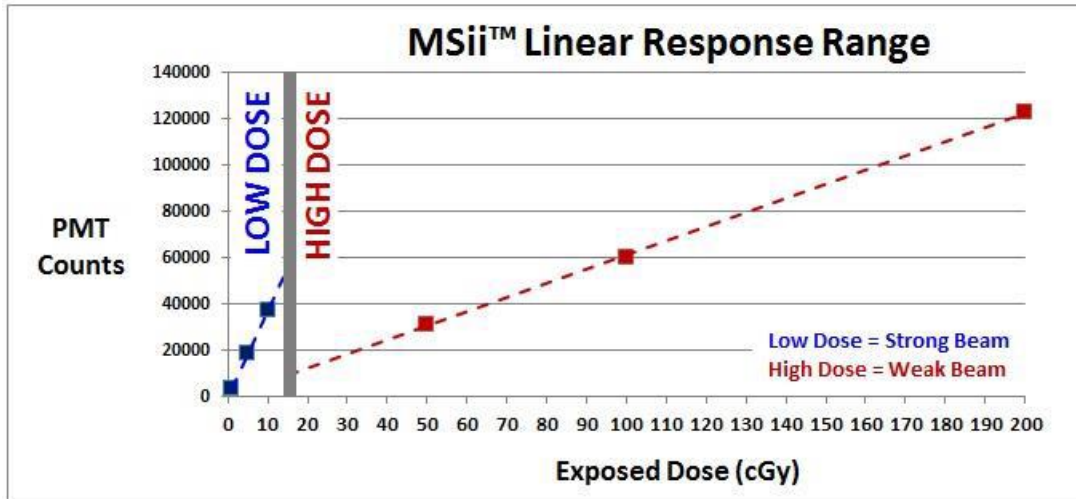


Figura 3.4. Range di linearità.

Come risulta evidente dal grafico (figura 3.4), la linearità della risposta del lettore con l'aumento di quantità di dose è molto buona sia per quanto riguarda il range di dose bassa, sia per quanto riguarda il range di dose elevata.

Usando sempre lo stesso fascio di radiazione si può notare che a dosi più elevate (da 3 Gy a 15 Gy) compare un effetto di non linearità della risposta causato da un fenomeno di sovrilinearità che comporta un segnale minore rispetto a quello atteso dalla linearità:

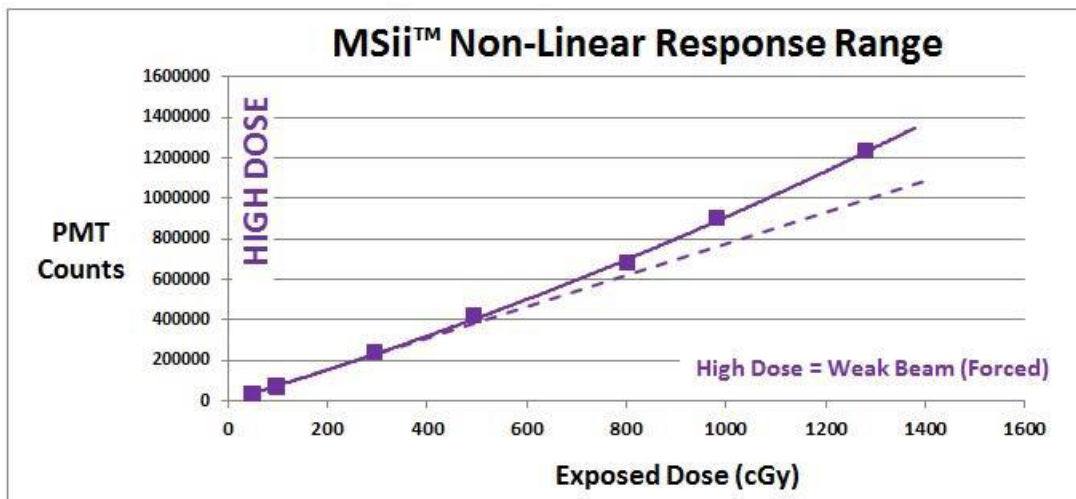


Figura 3.5. Range di non linearità.

La deviazione dalla linearità per dosi di 3 Gy viene considerata trascurabile in quanto molto piccola, e questo permette di utilizzare questo valore di dose come soglia per passare da un range di linearità ad un range di non linearità.

3.2.3 Fading

Il decadimento del segnale nel tempo è stato osservato irraggiando i dosimetri con 100 cGy a diversi istanti di tempo. Fino al 4% del segnale veniva perso su un periodo di 120 giorni circa, con un decremento più pronunciato nei primi giorni. In pratica i dosimetri andrebbero letti approssimativamente 7 giorni dopo l'irraggiamento in modo da stabilizzare il segnale.

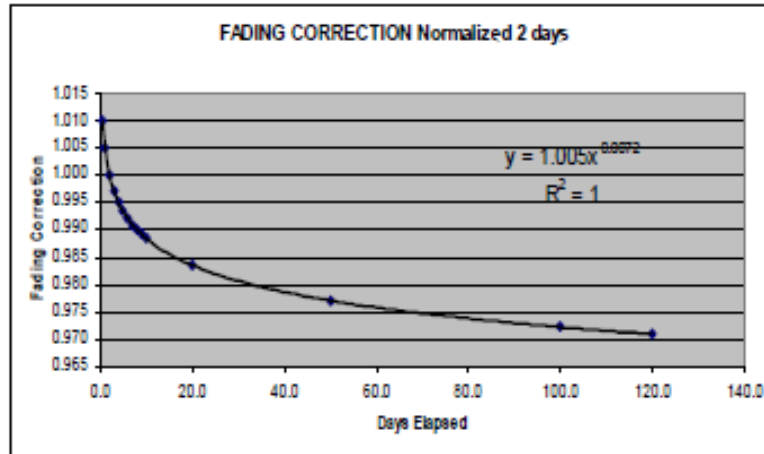


Figura 3.6. Fattore correttivo per il fading.

Inoltre una perdita del segnale addirittura del 60% è stata osservata nei primi 10/15 minuti dopo l'esposizione, probabilmente legata alle trappole superficiali. A causa di ciò una attesa di circa 8/15 minuti è necessaria prima di procedere con la lettura, passato tale periodo il decadimento è piccolo. Il segnale si mantiene stabile entro 1/6 ore, sebbene un decadimento del 2% si osserva dopo 5 giorni dall'irraggiamento.

3.2.4 Dipendenza energetica

Per fotoni con energie comprese tra 6 e 18 MeV la dipendenza con l'energia è intorno all'1% o addirittura non rilevabile entro le incertezze sperimentali. Risultati simili si possono ottenere per fasci di elettroni da 6 a 20 MeV.

Naturalmente a causa del numero atomico effettivo del materiale OSL (11.3) la dipendenza dall'energia è ben documentata e raggiunge una sovra-risposta di 3,5 per fotoni di 30 keV rispetto a radiazione gamma da ⁶⁰Co. La taratura usando raggi X riduce ma non elimina il problema che diventa rilevante per fotoni di basse energie.

A tal proposito viene utilizzato il fattore KE per correggere la lettura:

$$KE = \frac{(cGy/signal)_{energyE}}{(cGy/signal)_{Cobalt}}$$

3.3 Il materiale OSL

Il materiale utilizzato per questi innovativi tipi di dosimetri è l'ossido di alluminio (Al_2O_3), un materiale ceramico altamente puro ricavato da corindone o bauxite, trattato con carbonio ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) per creare delle vacanze di elettroni (trappole) negli atomi di ossigeno localizzati entro la matrice cristallina.

Dapprima l'ossido viene ridotto in polvere e fuso a temperature che si attestano intorno ai 2000°C , poi viene aggiunto il carbonio come materiale drogante ed infine il prodotto viene ricristallizzato per ottenere una polvere fine di ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$).

Il prodotto ottenuto viene incorporato in un legante epossidico liquido per garantirne la stabilità e applicato tra due strati di nastro plastico a formare un rotolo di materiale OSL. A questo rotolo viene assegnato un fattore di sensibilità in base alle letture effettuate su tutta la sua lunghezza: i singoli elementi OSL ricavati da questo rotolo saranno caratterizzati da questo fattore di sensibilità. Questo fattore di sensibilità viene riportato nel codice alfanumerico che caratterizza il singolo dosimetro. La sensibilità può essere definita come il rapporto tra la dose impartita e la lettura tramite lettore. Perciò per il calcolo di tale fattore si vanno ad effettuare degli irraggiamenti sui rotoli di materiale OSL, successivamente si vanno a leggere i rotoli in varie posizioni per tutta la loro lunghezza, infine si prende un valore medio per ciascun rotolo e lo si riporta sotto forma di codice in ciascun dosimetro. Ogni rotolo di materiale è caratterizzato da un proprio fattore di sensibilità.



Figura 3.7. Rotolo di materiale OSL.

Questo materiale presenta un basso numero atomico efficace, un centro di intrappolamento stabile a temperatura ambiente (associato con un picco TL a circa $170\text{-}200^\circ\text{C}$) ma allo stesso tempo molto sensibile alla luce, e una elevata concentrazione di centri di luminescenza (F-centers).

In tabella sono riportate le principali caratteristiche del materiale OSL:

Tabella 3.1. Caratteristiche del materiale OSL.

Materiale OSL	Sensibilità relativa	Lunghezza d'onda di stimolazione (nm)	Lunghezza d'onda di emissione (nm)	Tasso di decadimento al buio	Numero atomico efficace
$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$	1.00	450-550	420	<5%/y	10.2

3.4 Dosimetri

3.4.1 Dosimetri InLight

Questi dosimetri forniscono un monitoraggio di radiazioni X, gamma e beta sfruttando la tecnologia OSL. Sono costituiti da un assemblaggio di due componenti principali:

- Case: componente in plastica dotato di quattro filtri – finestra aperta, plastica, alluminio e rame – uno per ciascun elemento ($Al_2O_3:C$);
- Slide: componente dotato di quattro elementi OSL che si trova inserito nel case;

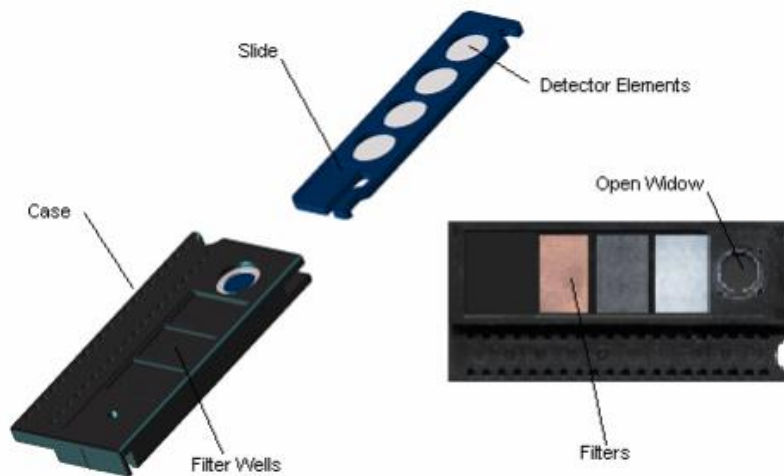


Figura 3.8. Componenti dosimetro InLight.

Per renderlo pratico all'uso il case è inserito in una cover apposita tramite un elemento sottoportante che viene saldamente fissato con una pinza a coccodrillo. In questo modo è possibile indossare il dosimetro in qualsiasi posto senza creare alcun fastidio e impedimento.



Figura 3.9. Dosimetro InLight nella caratteristica cover.

Ciascun dosimetro possiede un proprio serial number, riportato su tutti i componenti dello stesso in modo che i dosimetri siano distinguibili tra di loro, e un fattore di sensibilità intrinseco che non ne rende necessario quindi il calcolo. Tale fattore è caratteristico del rotolo da cui è stato preso il materiale OSL e dovrebbe essere pari all'unità ma a causa della non omogeneità del materiale OSL il valore varia generalmente tra 0.80 e 0.90 restando comunque abbastanza elevato.

Grazie alla tecnica OSL, la stimolazione ottica mantiene nei dosimetri gran parte dell'informazione in modo tale che sia possibile rileggerli più volte senza significativa perdita di segnale nel tempo.

I range di misurazione consentiti sono i seguenti:

Tabella 3.2. Range di misurazione dei dosimetri InLight.

Type of radiation	Measurement range	Minimum value	Maximum value
Photons	16 keV to 6 MeV – $E_{max} = 18 \text{ MeV}$	0.05 mSv	10 Sv
Beta	>250 keV	0.05 mSv	10 Sv

3.4.2 NanoDot

Sono costituiti da un singolo disco di materiale attivo OSL (5mm di diametro e 0.3mm di spessore) racchiuso entro un piccolo involucro di plastica a tenuta di luce.

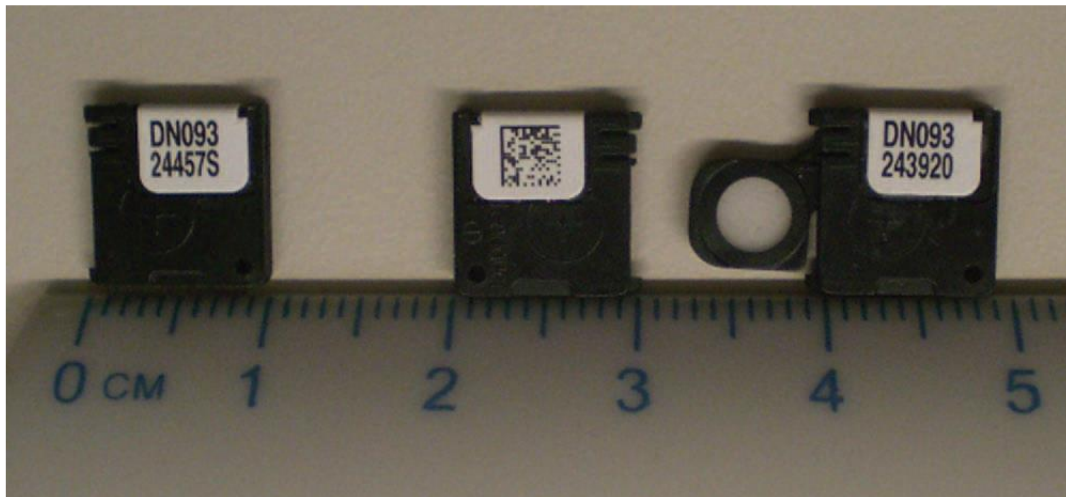


Figura 3.10. Nanodot.

Questi dosimetri, come gli InLight, possiedono una propria sensibilità valutata andando ad effettuare una media dei valori di sensibilità calcolati in varie posizioni lungo la lunghezza del rotolo di materiale OSL. Anche i nanoDot sono riutilizzabili per letture multiple e vengono utilizzati per dosimetria in-vivo per irradiazioni a corpo intero, misure di dose per pazienti in radioterapia, valutazione di dose alla tiroide, misurazioni di dose superficiale in tomografia elicoidale ed altre applicazioni mediche.

Serial #: DN091042837



Sensitivity = 0.91

Figura 3.11. Codice di un nanoDot.

Questi dosimetri hanno un proprio serial number caratteristico che contiene al suo interno anche il valore del fattore di sensibilità.

Per la lettura serve uno specifico adattatore per permettere il suo inserimento all'interno del lettore.



Figura 3.12. Adattatore per nanoDot.

I range di misurazione consentiti sono:

Tabella 3.3. Range di misurazione dei nanoDot.

Type of radiation	Measurement range	Minimum value	Maximum value
Photons	15 keV to 25 MeV	0.05 mGy	10 Gy
Beta	>250 keV	0.05 mGy	10 Gy

Avendo un solo elemento OSL non permettono la distinzione tra raggi X, gamma e beta, per cui è necessario sapere se si tratta di radiazione beta o x/gamma e in quest'ultimo caso conoscerne l'energia.

3.5 Il Software MicroStar

Il software Microstar consente di leggere i dosimetri, di importare/esportare file di dati e di associare informazioni di un individuo ad un certo dosimetro. La procedura di controllo di qualità serve a garantire la precisione e l'accuratezza delle misure eseguite tramite l'operazione di taratura del lettore che viene eseguita andando a leggere un set di dosimetri irraggiati a valori di dose standard (0mGy, 0.05mGy, 0.1mGy, 0.5mGy, 5mGy). Solitamente questa procedura dovrebbe essere realizzata ogni sei mesi per fare in modo che le letture siano le più precise possibili evitando perdite di accuratezza del lettore.

La prima cosa da fare una volta avviato il software è portarsi nella schermata *configuration* e scegliere il tipo di dosimetro che si vuole utilizzare, si può scegliere tra InLight e nanoDot a seconda di ciò che si deve leggere.

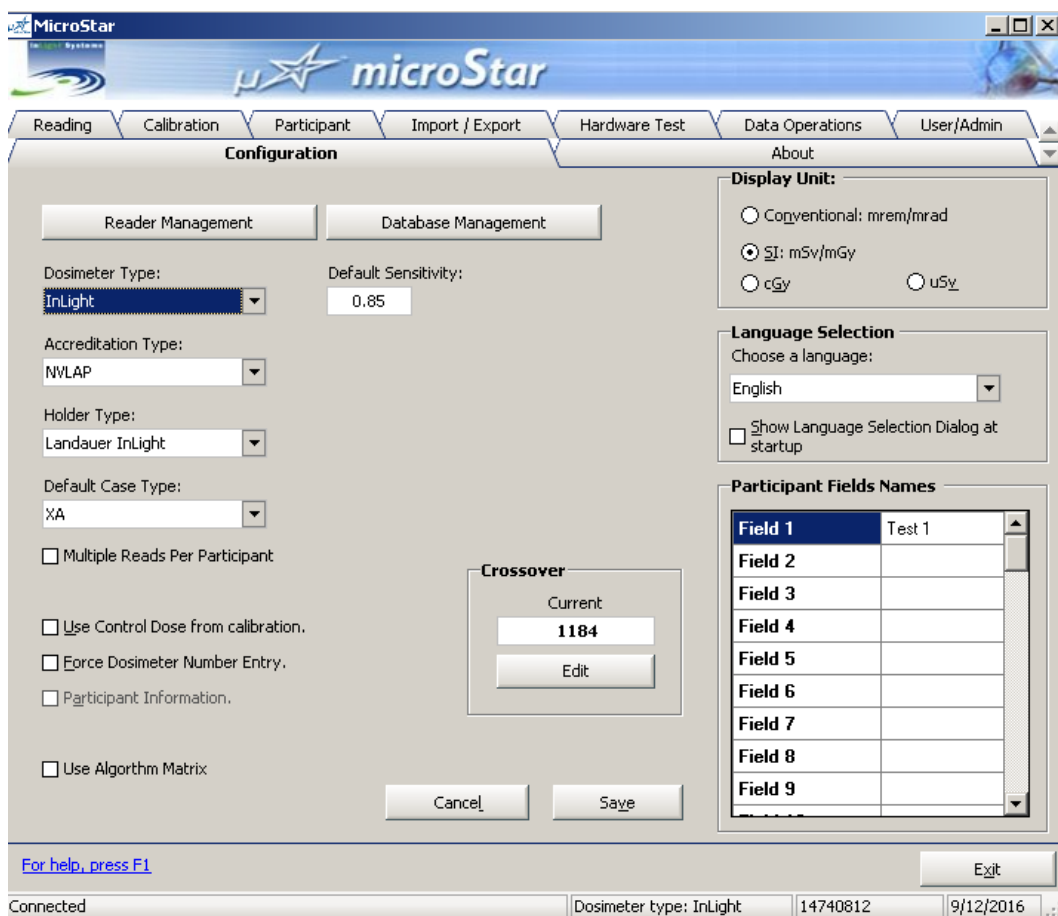


Figura 3.13. Schermata configuration del software MicroStar.

Il valore di crossover indica quella soglia alla quale il sistema decide se è più appropriato utilizzare un fascio forte o un fascio debole. Ogni volta che un dosimetro viene analizzato dal lettore MicroStar, un breve fascio di luce (0.1s) è utilizzato per stimare la quantità di luminescenza che un completo fascio di luce (1.0s) saprebbe generare. Tale stima viene confrontato con il valore di crossover e se è superiore a questo valore, viene utilizzato il livello più debole della stimolazione ottica (raggio debole). Questo assicura che il tubo fotomoltiplicatore (PMT) non venga danneggiato da un uso normale.

La seconda operazione da fare dopo aver scelto la configurazione ottimale è passare alla schermata *Reading* per iniziare la procedura di lettura.

The screenshot displays the MicroStar software interface with the 'Reading' tab selected. The interface is organized into several sections:

- Operational Data:** Includes 'User ID' (pre-filled with 'admin') and 'Process #' (empty text box).
- Standard Measurement:** Includes 'Dark (Counts)', 'CAL (Counts)', and 'LED (Counts)' (all empty text boxes).
- Dosimeter Info:** Includes 'Dosimeter #' (empty text box) and 'Sensitivity' (pre-filled with '0.00').
- Measurement Information:**
 - Converted Values:** Includes 'Element 1', 'Element 2', 'Element 3', and 'Element 4' (all empty text boxes).
 - Results (mSv):** Includes 'Deep Dose', 'Shallow Dose', 'Lens Dose', 'Beta Dose', and 'Rad. Quality' (all empty text boxes).
- Notes:** A large empty text area.
- Calibration Name:** An empty text box.
- Cal Use Type:** An empty text box.

At the bottom of the window, there is a status bar with the following information: 'Connected', 'Dosimeter type: InLight', '14740812', and '9/12/2016'. A 'For help, press F1' link and an 'Exit' button are also visible.

Figura 3.14. Schermata reading per un dosimetro InLight.

La casella *process* deve contenere il nome arbitrario che si assegna all'operazione di lettura in questione ed è utile quando poi si devono esportare i dati per riuscire a discriminare tra le tante operazioni svolte quella di interesse.

Nella casella *dosimeter* si inserisce il serial number specifico di quel dosimetro, lo si può fare manualmente oppure più semplicemente utilizzando il lettore di codici a barre. E' una operazione fondamentale perché altrimenti non si riuscirebbe più a capire a quale dosimetro si riferisce la lettura eseguita.

Per quanto riguarda l'operazione di lettura vera e propria ci si deve assicurare di inserire il dosimetro nel modo corretto e di chiedere per bene il carrello porta dosimetri per evitare possibili infiltrazioni di luce all'interno del lettore che pregiudicherebbero tutta la lettura. L'operazione di per sé è molto semplice, basta ruotare in senso orario la manopola centrale del lettore portandola in successione nella posizione E1, E2, E3, E4 corrispondenti ai quattro elementi OSL che costituiscono il dosimetro Inlight.

Quando si termina una lettura e se ne deve iniziare una nuova, prima di estrarre il carrello ricordarsi di riportare la manopola centrale nella posizione H/P altrimenti il carrello non si apre e si rischia di danneggiare seriamente lo strumento.

Per i nanoDot valgono le stesse cose dette finora, cambia solamente il fatto che sono costituiti da un solo elemento OSL per cui la manopola dovrà essere ruotata solo una volta nella posizione E1. Una volta finite le letture per avere a disposizione i dati su cui lavorare basta portarsi nella schermata Import/Export dove si possono visualizzare tutte le letture eseguite che vengono automaticamente salvate dal sistema. Si possono scegliere tutte o solo alcune delle letture che compaiono nella schermata, inoltre se è importante l'ordine con cui sono stati letti i dosimetri è molto semplice riordinare tutto in base a data e ora di lettura registrate del sistema. Con il comando export viene generato un file Excel contenente tutte le informazioni che il sistema ha determinato e su cui si può lavorare come meglio si crede.

Oltre all'operazione di lettura è importante effettuare periodicamente la taratura del lettore.

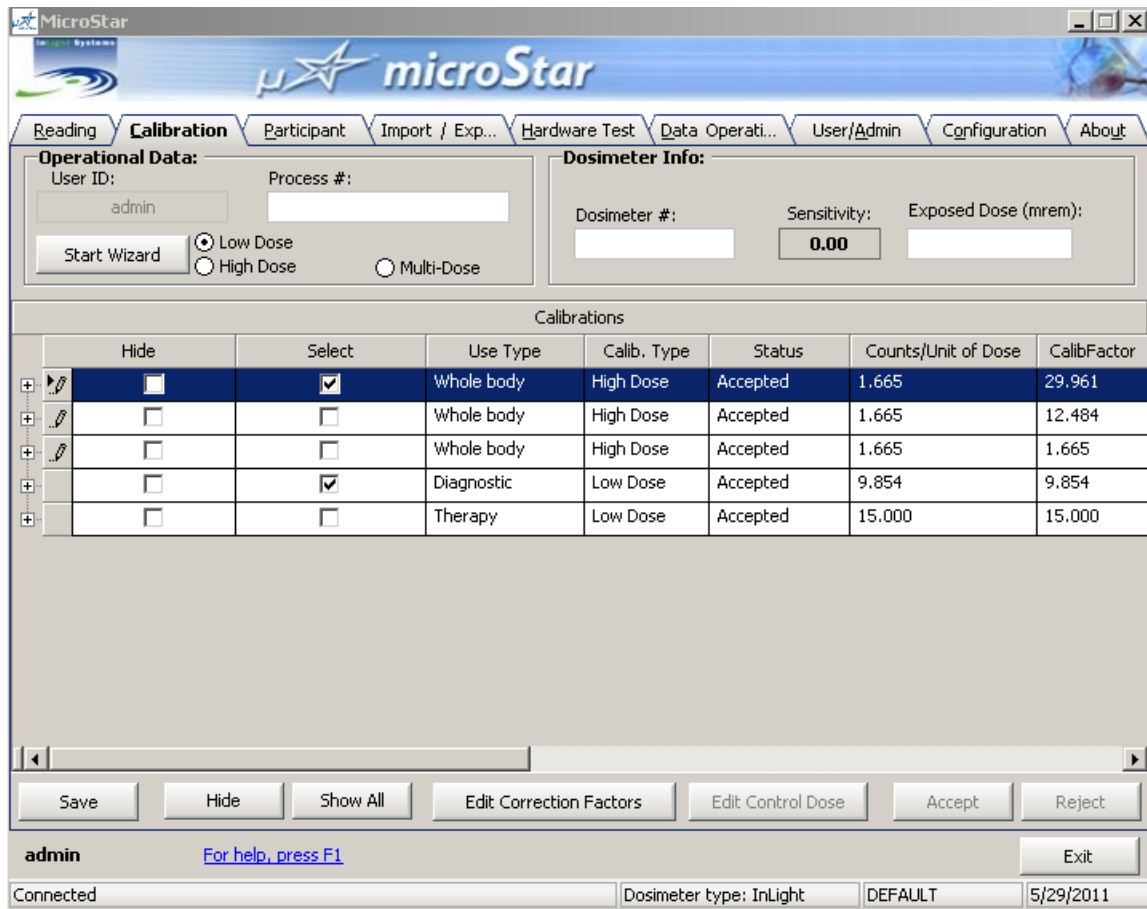


Figura 155. Schermata calibration del software MicroStar.

Questa operazione fa sì che le letture siano le più accurate e precise possibili. Oltre ad inserire il nome del processo è importante selezionare la funzione *Multi-Dose* che consente al lettore di leggere sia dosi elevate che dosi basse in un'unica operazione, in pratica il lettore passa automaticamente da bassa ad alta dose.

3.6 Vantaggi nella strumentazione

I vantaggi principali introdotti da questo nuovo sistema di lettura sono molteplici:

- Il lettore è piccolo e non pesa eccessivamente per cui può essere facilmente utilizzato sia in laboratorio che in campo. È facile da configurare perché non richiede nient'altro che una presa di corrente per funzionare e ovviamente la connessione al computer per connettersi al software MicroStar di facile utilizzo.

Le letture eseguite sono rapide, richiedono solo 13/15 secondi per dosimetri InLight e 3/4 secondi per i nanoDot; inoltre la perdita di informazione per ogni lettura è modesta per cui sono possibili letture multiple di uno stesso dosimetro.

La sensibilità dei dosimetri è già definita per cui non necessita di alcuna valutazione prima di procedere alla lettura, questo ovviamente semplifica il processo e velocizza i tempi permettendo di effettuare più di 100 misure all'ora.

Tabella 3.4. Specifiche tecniche del lettore MicroStar.

CARATTERISTICHE LETTORE	
Dimensions	Height = 12 cm Length = 33 cm Width = 24 cm
Weight	16 kg
Power supply	110 – 220 V 1.5 A / 50 – 60 Hz
Gas	No
Load capacity	Manual (1 detector)
Reading time	100 dosimeters per hour
OSL dosimeters type	IPLUS dosimeter nanoDot dot
Units of measurement	Gray, Sievert, rem, rad and their multiples
Operating temperature	-10 °C to 40 °C

- L'annealer è anch'esso di piccole dimensioni e abbastanza leggero da poter essere trasportato insieme al lettore, richiede solamente energia elettrica per funzionare ed il processo di annealing è abbastanza veloce.

Tabella 3.5. Specifiche tecniche del Pocket Annealer.

CARATTERISTICHE ANNEALER	
Dimensions	11.5 cm X 28 cm X 28 cm
Weight	5.4 kg
Power supply	110 – 220 V 1.6 A / 50 – 60 Hz
Load capacity	Manual (1 dosimeter)
Annealing time	Time range from 0 to 255 seconds Time adjustment by step of 1 second
Annealing performance	10 seconds of exposure to reach a value less than 0.1 mSv with an initial dose < 1 mSv
Operating temperature	-10 °C to 40 °C

- I dosimetri utilizzati (nanoDot e InLight) consentono di effettuare letture multiple grazie alla tecnica OSL, inoltre sono contrassegnati con uno specifico serial number in modo da poterli facilmente distinguere e sono già caratterizzati da uno specifico valore di sensibilità.

4. LA NORMATIVA IEC 62387

La IEC (International Electrotechnical Commission) è una organizzazione mondiale per la standardizzazione, ha lo scopo di promuovere la cooperazione internazionali su tutte le questioni relative alla normalizzazione nel settore elettrico ed elettronico. A questo fine la IEC pubblica standard internazionali, specifiche tecniche, rapporti tecnici e linee guida collaborando strettamente con ISO.

Nel campo delle radiazioni ionizzanti è importante fare riferimento alla normativa IEC 62387 che si applica a tutti i sistemi di dosimetria passiva usati per misurare la dose equivalente personale o ambientale in un range tra 0.01 mSv e 10 Sv.

In questo studio vengono effettuati una serie di test per verificare la qualità e l'affidabilità del sistema MicroStar nella stima della dose equivalente. In particolare si effettueranno tre diverse prove che comprendono: la non linearità della risposta, la riutilizzabilità e gli effetti tardivi e il sovraccarico, la dipendenza dalla temperatura.

In questi test si farà riferimento al valore di dose equivalente personale, ossia la Hp(10), tutti gli irraggiamenti sono stati eseguiti al Centro di Taratura LAT N°104 del Politecnico di Milano.

4.1 Non-linearità della risposta

Il primo test che è stato eseguito riguarda la non linearità della risposta del sistema dosimetrico sotto esame. I dosimetri sono stati irraggiati con una sorgente di ¹³⁷Cs a sei valori di dose da 0.3 a 212 mSv. Per ogni valore di dose sono stati irraggiati 8 dosimetri.

Sono riportate le letture eseguite dopo l'irraggiamento, il valore di Deep Dose (Hp(10)) è già stato corretto andando a sottrarre il valore residuo che si era ottenuto andando a leggere i dosimetri prima che venissero sottoposti a radiazione ionizzante. Inoltre per ogni valore di dose si è calcolata la dose media, la deviazione standard rispetto al valore medio e il coefficiente di variazione definito come rapporto tra deviazione standard e valore medio.

Tabella 4.1. Letture dosimetri per test sulla non-linearità per differenti valori di dose.

Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
0.3	XA02991814Y	0,340	0.297	0.036	0.12
	XA029911952	0,240			
	XA029912819	0,300			
	XA02991269V	0,260			
	XA029914419	0,290			
	XA029912728	0,320			
	XA02991201H	0,340			
	XA02991288V	0,290			

Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
0.6	XA029913908	0,540	0.601	0.048	0.080
	XA029911944	0,590			
	XA029912059	0,640			
	XA02991465Z	0,610			
	XA02991241D	0,570			
	XA02991198W	0,680			
	XA029911960	0,630			
	XA02991204B	0,550			
Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
1.2	XA029916043	1,240	1.163	0.076	0.065
	XA02991277Y	1,260			
	XA02991268X	1,200			
	XA029912918	1,170			
	XA029911928	1,110			
	XA02991440B	1,080			
	XA02991279U	1,190			
	XA02991202F	1,050			
Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
10	XA02991197Y	9,540	9.282	0.196	0.0211
	XA02991289T	9,190			
	XA02991290A	9,060			
	XA02991587R	9,430			
	XA02991200J	9,410			
	XA02991287X	9,280			
	XA029912736	8,970			
	XA02991271A	9,380			
Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
23	XA02991203D	21,380	21.413	0.174	0.0081
	XA029912835	21,660			
	XA029911936	21,080			
	XA029912744	21,410			
	XA029912760	21,470			
	XA02991214A	21,290			
	XA02991485X	21,470			
	XA02991469R	21,540			

Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
212	XA029914831	177,290	179.451	4.617	0.02573
	XA02991657S	176,540			
	XA029914823	172,740			
	XA02991484Z	181,450			
	XA02991578Q	177,100			
	XA02991579O	185,690			
	XA029915813	178,850			
	XA029915805	185,950			

Dalla tabella 4.2 della normativa si ricavano i valori di c_1 e c_2 che verranno successivamente utilizzati in funzione di due parametri: w , che rappresenta il numero di valori di dose assunti (nel caso in esame quindi $w=6$), e n , che rappresenta il numero di dosimetri utilizzati per ciascun valore di dose (nel caso in esame $n=8$). Dato che nella tabella compaiono valori compresi tra $n=7$ e $n=10$, si è fatta una interpolazione lineare per trovare il valore corrispondente a $n=8$.

Tabella 4.2. Valori di c_1 e c_2 per w differenti valori di dose e per n dosimetri per ogni valore di dose.

w	Value of c_1 for n equal							Value of c_2 for n equal						
	4	7	10	15	20	25	∞	4	7	10	15	20	25	∞
5	1,000	1,007	1,009	1,009	1,009	1,009	1	1,499	1,400	1,344	1,290	1,255	1,231	1
6	1,058	1,051	1,046	1,039	1,035	1,032	1	1,572	1,454	1,389	1,326	1,287	1,261	1
8	1,147	1,117	1,100	1,084	1,074	1,067	1	1,687	1,536	1,458	1,383	1,336	1,304	1
10	1,215	1,166	1,141	1,117	1,102	1,092	1	1,772	1,597	1,508	1,423	1,372	1,335	1
12	1,269	1,205	1,173	1,143	1,124	1,112	1	1,840	1,645	1,548	1,455	1,399	1,360	1
14	1,315	1,238	1,200	1,164	1,142	1,128	1	1,895	1,684	1,578	1,480	1,421	1,379	1
16	1,351	1,265	1,222	1,182	1,158	1,142	1	1,940	1,716	1,605	1,502	1,440	1,396	1
18	1,388	1,289	1,242	1,211	1,171	1,153	1	1,980	1,743	1,628	1,409	1,453	1,409	1
20	1,418	1,311	1,259	1,233	1,183	1,164	1	2,015	1,767	1,646	1,394	1,466	1,421	1
25	1,483	1,355	1,295	1,240	1,210	1,186	1	2,081	1,812	1,683	1,563	1,445	1,444	1
50	1,683	1,494	1,407	1,328	1,283	1,252	1	2,275	1,945	1,789	1,646	1,561	1,504	1

La formula utilizzata per l'interpolazione lineare è la seguente:

$$y = y_1 + \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} * (x - x_1)$$

Nel caso in esame, dati due valori tabulati ($x_1=7 < x_2=10$) a cui corrispondono due valori ($y_1=1.051$ e $y_2=1.046$), il valore di y corrispondente al valore di $x=8$ e compreso tra x_1 e x_2 si ricava dall'espressione precedente.

Quindi applicando la formula si ottengono i seguenti due valori: $c_1=1.049$ e $c_2=1.432$. Tali valori sono serviti per effettuare un test sul coefficiente di variazione, in particolare per w-2 valori di dose il coefficiente di variazione doveva essere inferiore a c_1 volte il valore del limite fornito nella linea 6 della tabella 8 della normativa IEC, e per i restanti 2 valori di dose (possibilmente presi non adiacenti, nel caso sotto esame 1,2 mSv e 212 mSv) il coefficiente di variazione doveva essere inferiore a c_2 volte il valore del limite fornito nella linea 6 della tabella 4.3 della normativa IEC.

Tabella 4.3. Requisiti di performance per dose Hp(10).

Line	Characteristic under test	Main characteristics or mandatory measuring range or mandatory range of influence quantity	Performance requirement for the rated range	Clause/ Sub-clause
6	Coefficient of variation, v	$H < 0,1$ mSv $0,1$ mSv $\leq H < 1,1$ mSv $H \geq 1,1$ mSv	15 % (16 - $H/0,1$ mSv) % 5 %	11.2
7	Relative response due to non-linearity	$0,1$ mSv $\leq H \leq 1$ Sv	-9 % to +11 %	11.3

Sono riportati i risultati ottenuti:

Tabella 4.4. Risultati del test sul coefficiente di variazione.

Valore di dose (mSv)	Limite dalla normativa (%)	$(c_1 \text{ o } c_2) * \text{limite}$	Coeff.di variazione
0.3	12.96	0.1359	0.120
0.6	9.97	0.105	0.080
1.2	5	0.07	0.065
10	5	0.05	0.0211
23	5	0.05	0.00813
212	5	0.07	0.02573

Come si può notare i valori dei coefficienti di variazione sono tutti inferiori ai valori limite ottenuti dalla normativa. Per tale motivo la richiesta specifica del test è rispettata e la risposta si può ritenere riproducibile.

Verificato il test sul coefficiente di variazione, si è proceduto con la messa in pratica del test sulla non linearità della risposta. In questo caso si è fatto riferimento alla linea 7 della tabella sopra riportata e si è verificata la seguente disuguaglianza:

$$0,91 - U_{C,com} \leq \left(\frac{\bar{G}_i}{G_{r,0}} \pm U_{com} \right) * \frac{C_{r,0}}{C_i} \leq 1,11 + U_{C,com}$$

Nella espressione riportata \bar{G}_i è il valore medio di dose calcolato per ciascun gruppo di dosimetri, C_i è il valore vero di dose equivalente distribuito a ciascun gruppo, $C_{r,0}$ è come C_i ma solo per la dose

equivalente di riferimento, $G_{r,0}$ è il valore di dose preso da un dosimetro casuale all'interno del gruppo. Le grandezze U_{com} e $U_{C,com}$ definiscono l'intervallo di incertezza delle misure eseguite. Si riportano i risultati ottenuti per ogni valore di dose:

Tabella 4.5. Risultati del test sulla non-linearità.

Dose (mSv)	\bar{G}_i (mSv)	$G_{r,0}$ (mSv)	C_i (mSv)	$C_{r,0}$ (mSv)	U_{com} (mSv)	$U_{C,com}$ (mSv)
0.3	0.297	0.300	0.304	0.300	0.09964	0.0707
	Disuguaglianza: $0.84 \leq 0.978 \pm 0.098 \leq 1.18$					
0.6	0.601	0.640	0.603	0.600	0.0626	0.0636
	Disuguaglianza: $0.85 \leq 0.934 \pm 0.0623 \leq 1.17$					
1.2	1.163	1.200	1.202	1.200	0.0526	0.0636
	Disuguaglianza: $0.85 \leq 0.968 \pm 0.0525 \leq 1.17$					
10	9.282	9.060	10.001	10.000	0.018	0.0636
	Disuguaglianza: $0.85 \leq 1.02 \pm 0.018 \leq 1.17$					
23	21.413	21.080	23.002	23.000	0.00688	0.0636
	Disuguaglianza: $0.85 \leq 1.02 \pm 0.00688 \leq 1.17$					
212	179.451	172.740	211.754	212.000	0.0223	0.0636
	Disuguaglianza: $0.85 \leq 1.04 \pm 0.0223 \leq 1.17$					

Come si evince dai risultati riportati le disuguaglianze per i sei valori di dose sono tutte rispettate, quindi il criterio IEC per la non linearità è perfettamente rispettato. Ciò significa che per diversi valori di dose equivalente, la risposta non eccede i valori riportati nella tabella 4.3 della normativa IEC.

4.2 Sovraccarico, effetti tardivi, riutilizzabilità

Secondo la norma IEC un dosimetro è considerato riutilizzabile fintanto che le sue performance soddisfano i requisiti di questo standard. Se il dosimetro non può più essere riutilizzato o se la sua utilizzabilità dipende dalla storia del dosimetro, questo fatto dovrebbe essere spiegato dal costruttore. Il costruttore dovrebbe dare i limiti per gli usi ripetuti, per esempio il numero totale di cicli di utilizzo e/o un valore di dose sopra il quale i dosimetri non possono più essere riutilizzati (stato di sovraccarico).

Un esempio di limitata riutilizzabilità è l'incremento del segnale di fondo dopo aver ricevuto una dose elevata.

Per quanto riguarda gli effetti tardivi se un dosimetro irraggiato con un elevato valore di dose produce degli effetti sulle successive misurazioni con quel dosimetro, bisognerebbe prendere delle misure per assicurare che lo standard IEC sia comunque.

Per questi motivi è stato eseguito un test in cui tre gruppi di dosimetri sono stati esposti ad una sorgente di ^{137}Cs a differenti valori di dose:

- Gruppo 1 = gruppo di riferimento costituito da cinque dosimetri irraggiati con 3 mSv;
- Gruppo 2 = gruppo costituito da otto dosimetri irraggiati con 0.3 mSv;
- Gruppo 3 = gruppo costituito da otto dosimetri irraggiati in un primo momento con 10 mSv, e in un secondo momento con 0.3 mSv.

Per ogni valore di dose è stata calcolata la media e la deviazione standard, nonché il coefficiente di variazione. I risultati delle letture sono riportati in seguito, per la deep dose si è già sottratto il valore di fondo.

Tabella 4.6. Letture dosimetri per test su sovraccarico, effetti tardivi e riutilizzabilità dei dosimetri per differenti valori di dose.

Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
3	XA029912752	2,890	2.806	0.067	0.024
	XA02991296Y	2,770			
	XA02991270C	2,800			
	XA029912827	2,850			
	XA02991340D	2,720			
Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
0.3	XA02991199U	0,330	0.308	0.028	0.090
	XA02991638S	0,300			
	XA029912851	0,320			
	XA02991280B	0,290			
	XA02991286Z	0,260			
	XA02991240F	0,320			
	XA029913916	0,290			
	XA02991341B	0,350			
Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
10	XA02991290A	9,260	9.328	0.200	0.0214
	XA02991241D	9,410			
	XA02991587R	9,340			
	XA02991200J	9,700			
	XA02991287X	9,040			
	XA029912835	9,460			
	XA029912736	9,200			
	XA029913908	9,210			

Per prima cosa bisogna verificare per tutti e tre questi gruppi di dosimetri la stessa disuguaglianza usata per la verifica della non linearità:

$$0,91 - U_{C,com} \leq \left(\frac{\bar{G}_i}{\bar{G}_{r,0}} \pm U_{com} \right) * \frac{C_{r,0}}{C_i} \leq 1,11 + U_{C,com}$$

Nella espressione riportata \bar{G}_i è il valore medio di dose calcolato per ciascun gruppo di dosimetri, C_i è il valore vero di dose equivalente distribuito a ciascun gruppo, $C_{r,0}$ è il valore di dose del gruppo 1 di riferimento, $\bar{G}_{r,0}$ è il valore medio di dose del gruppo 1 di riferimento. Le grandezze U_{com} e $U_{C,com}$ definiscono l'intervallo di incertezza delle misure eseguite. Si riportano dunque i risultati ottenuti:

Tabella 4.7. Risultati del test su sovraccarico, effetti tardivi e riutilizzabilità.

Dose di riferimento (mSv)	\bar{G}_i (mSv)	$\bar{G}_{r,0}$ (mSv)	C_i (mSv)	$C_{r,0}$ (mSv)	U_{com} (mSv)	$U_{C,com}$ (mSv)
3	2.806	2.806	3.003285	3.000	0.04198	0.0636
	Disuguaglianza: $0.85 \leq 0.9989 \pm 0.04193 \leq 1.17$					
0.3	0.308	2.806	0.302786	3.000	0.00894	0.0673
	Disuguaglianza: $0.84 \leq 1.09 \pm 0.0886 \leq 1.18$					
10	9.328	2.806	10.003565	3.000	0.115	0.0636
	Disuguaglianza: $0.85 \leq 0.9969 \pm 0.0345 \leq 1.17$					

Tutte le disuguaglianze sono rispettate, a questo punto la norma impone di verificare che il coefficiente di variazione per i gruppi 2 (dosimetri irraggiati con 0.3 mSv) e 3 (dosimetri irraggiati dapprima con 10 mSv e successivamente azzerati e re irraggiati a 0.3 mSv) sia inferiore a quello imposto dalla norma e presente nella riga 6 della tabella IEC già riportata per il test precedente:

Tabella 4.8. Test per coefficiente di variazione.

N° Gruppo	Limite normativo (%)	Coeff. Variazione (%)
2	12.97	9.0
3	5	2.14

Dopo aver verificato questa condizione, il terzo gruppo viene azzerato tramite annealing e re-irraggiato con un valore di dose pari a 0.3 mSv. Bisogna verificare se la stessa disuguaglianza di prima è ancora rispettata.

È riportata la lettura dei dosimetri del terzo gruppo in seguito al ciclo di azzeramento e di irraggiamento:

Tabella 4.9. Rilettura del terzo gruppo dopo il ciclo di annealing e irraggiamento.

Dose di riferimento (mSv)	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)	Coeff. di variazione
0.3	XA02991290A	0,370	0.302	0.032	0.11
	XA02991241D	0,290			
	XA02991587R	0,290			
	XA02991200J	0,290			
	XA02991287X	0,320			
	XA029912835	0,310			
	XA029912736	0,260			
	XA029913908	0,290			

Il risultato ottenuto è il seguente:

Tabella 4.10. Risultato del test per il terzo gruppo in seguito al nuovo irraggiamento.

Dose di riferimento (mSv)	\bar{G}_i (mSv)	$\bar{G}_{r,0}$ (mSv)	C_i (mSv)	$C_{r,0}$ (mSv)	U_{com} (mSv)	$U_{C,com}$ (mSv)
0.3	0.302	2.806	0.302551	3.000	0.01	0.0673
Disuguaglianza: $0.84 \leq 1.07 \pm 0.1 \leq 1.18$						

Come si nota la disuguaglianza è rispettata e per quanto riguarda il coefficiente di variazione si è ottenuto che il valore ricavato pari all'11% risulta inferiore al limite normativo del 12.97%.

In conclusione di questo test si può affermare che i requisiti della norma IEC sono rispettati per quanto riguarda i tra aspetti analizzati: sovraccarico, effetti tardivi e riutilizzabilità.

4.3 Temperatura

Per questo test sono voluti analizzare i possibili effetti che possono derivare da esposizione dei dosimetri a temperature differenti. Innanzitutto sono stati preparati sedici dosimetri che sono stati sottoposti a irraggiamento di 1 mSv per esposizione al Cs-137. Dopodiché sono stati formati quattro gruppi che sono stati posti in ambienti a temperature differenti: temperatura ambiente, temperatura di 38°C (in forno), temperatura di 6.1°C (in frigorifero) e temperatura di -18.1°C (in freezer).

I dosimetri sono stati esposti a queste temperature per una settimana esatta prima di essere letti.

Sono di seguito riportate le letture eseguite con calcolo, per ciascun gruppo, del valore medio e della deviazione standard:

Tabella 4.11. Lettura dosimetri per test sulla temperatura.

Temperatura di esposizione	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)
Temperatura ambiente	XA02991204B	0,970	0.922	0.0403
	XA029911928	0,880		
	XA02991271A	0,900		
	XA029916043	0,940		
Temperatura di esposizione	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)
38 °C	XA02991440B	0,950	0.945	0.0105
	XA029912918	0,940		
	XA02991198W	0,930		
	XA02991202F	0,960		
	XA02991277Y	0,950		
	XA029912760	0,940		
Temperatura di esposizione	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)
6.1 °C	XA02991465Z	0,870	0.920	0.0500
	XA02991197Y	0,970		
	XA02991814Y	0,920		
Temperatura di esposizione	Serial Number	Hp(10) (mSv)	Dose media (mSv)	Dev. Standard (mSv)
-18.1 °C	XA029911952	0.950	0.970	0.0173
	XA02991279U	0.980		
	XA029912819	0.980		

La norma richiede che il valore di dose e la sua deviazione dal valore corretto dovuta ad una variazione di temperatura entro determinati range, non deve eccedere i valori dati nella tabella 4.12 sotto riportata:

Tabella 4.12. Requisiti di performance ambientali per dosimetri.

Line	Characteristic under test	Mandatory range of influence quantity	Maximum permitted variation of relative response ^a and deviation, <i>D</i> , ^b for the rated range
1	Relative response and deviation due to ambient temperature and relative humidity (dosemeter)	<ul style="list-style-type: none"> • Personal dosimeters: -10 °C to +40 °C • Environmental dosimeters: -20 °C to +50 °C and 10 % to 90 % relative humidity, not condensing	Type F: $r_{min} = 0,83; r_{max} = 1,25$ Type S: $D_{max} = 1,1 H_{low}$ at a dose of $H = 11 H_{low}$

Come si può notare nell'ultima colonna sono riportati due tipi di grandezze di influenza, ossia quelle grandezze che possono andare ad influenzare la misurazione. In particolare la normativa definisce come "Type F" quella grandezza di influenza il cui effetto sul valore indicato è un cambiamento nella risposta (in questo caso quindi è rappresentata dalla variazione di temperatura), mentre per "Type S" quella grandezza di influenza il cui effetto sul valore indicato è una deviazione indipendente del valore indicato (per esempio un disturbo elettromagnetico).

Lo standard definito dalla normativa IEC per questo tipo di test richiede che per ogni gruppo di dosimetri devono essere valide le seguenti disequazioni:

$$r_{min} \leq \left(\frac{\bar{G}_i}{\bar{G}_1} \pm U_{com} \right) \leq r_{max} \quad (\text{per Type F})$$

$$|\bar{G}_i - \bar{G}_1 \pm U_{com}| \leq D_{max} \quad (\text{per Type S})$$

Nelle due espressioni \bar{G}_i rappresenta il valore medio di dose di ciascun gruppo, \bar{G}_1 è il valore medio del gruppo di riferimento a temperatura ambiente, U_{com} è lo stesso visto nei due test precedenti, r_{min} e r_{max} sono i valori riportati nella tabella della normativa, infine il valore D_{max} è definito come il valore di H_{low} moltiplicato per 1.1. H_{low} è definito come il valore più basso di dose incluso nel range di misura, nel caso in esame dunque $H_{low} = 0.870 \text{ mSv}$.

Di seguito sono riportati i risultati ottenuti:

Tabella 4.13. Risultati test sulla temperatura.

T di esposizione	\bar{G}_i (mSv)	\bar{G}_1 (mSv)	U_{com}	r_{min}	r_{max}	D_{max}
Temperatura ambiente (25°C)	0.922	0.922	0.09831	0.83	1.25	0.957
	Disequazione (type F)			$0.83 \leq 1 \pm 0.09831 \leq 1.25$		
	Disequazione (type S)			$ 0 \pm 0.09831 \leq 0.957$		
38 °C	0.945	0.922	0.07224	0.83	1.25	0.957
	Disequazione (type F)			$0.83 \leq 1.02 \pm 0.07224 \leq 1.25$		
	Disequazione (type S)			$ 0.023 \pm 0.07224 \leq 0.957$		
6.1 °C	0.920	0.922	0.15145	0.83	1.25	0.957
	Disequazione (type F)			$0.83 \leq 0.998 \pm 0.15145 \leq 1.25$		
	Disequazione (type S)			$ -0.002 \pm 0.15145 \leq 0.957$		
-18.1 °C	0.970	0.922	0.08674	0.83	1.25	0.957
	Disequazione (type F)			$0.83 \leq 1.05 \pm 0.08674 \leq 1.25$		
	Disequazione (type S)			$ 0.048 \pm 0.08674 \leq 0.957$		

Come si può osservare per tutti i gruppi di dosimetri le disuguaglianze sono rispettate per cui si può concludere che il requisito della norma IEC è pienamente rispettato, quindi la variazione di temperatura non compromette in alcun modo la risposta dei dosimetri.

Le fluttuazioni nelle letture ci sono ma sono talmente piccole da cadere perfettamente entro i limiti imposti dal test eseguito.

4.4 Conclusioni

Dalle prove effettuate si può affermare che il lettore MicroStar rispetta i criteri della normativa IEC 62387 con buoni margini, ciò significa che eventuali fattori ambientali o variazioni operative non influenzano in alcun modo la stabilità e l'efficacia delle letture. Il lettore dunque può essere usato in modo affidabile ed efficiente in un laboratorio dosimetrico accreditato.

5. PROVE CON DOSIMETRI INLIGHT

5.1 Confronto tra il lettore MicroStar e Automess 6150 AD6 con sonda 6150 AD-b

Lo strumento Automess utilizzato è composto da due elementi:

- un misuratore di dose e rateo di dose portatile (Automess 6150 AD6) con sonda Geiger Muller per la misura di radiazione gamma e radiazione X.



Figura 5.1 Automess 6150 AD6.

Le lettere AD nel nome del modello sta a significare che questo strumento mostra il valore sia in modalità digitale che in modalità analogica. È dotato di allarme che si attiva qualora venga raggiunto un valore che eccede una determinata soglia.

- Una sonda a scintillazione (Automess AD-b) per misure di radiazione gamma e radiazione X.



Figura 5.2 Strumento completo: sonda a scintillazione Automess 6150 AD-b con Automess 6150 AD6.

È uno strumento ad elevata sensibilità particolarmente indicato per misurazioni di bassi livelli di radiazione dell'ordine di grandezza del fondo naturale (circa 60-100 nSv/h).

Con questa prova si è cercato di confrontare la lettura ottenuta utilizzando Automess con la lettura ottenuta utilizzando lo strumento MicroStar.

Sono stati presi 20 dosimetri InLight che sono stati posti vicino a fonti radioattive all'interno del laboratorio di radioprotezione. Alcuni dosimetri sono stati esposti all'interno di una bustina di plastica, altri invece sono stati esposti tramite badge. Questo è stato utile per verificare se la presenza del badge influisce significativamente sulla lettura della dose, in particolare per le sorgenti β -emettitrici.

Le sorgenti radioattive scelte sono: C-14, Tl-204, Sr-90, sorgente di radio, deposito isotopi, scatola sorgenti, sabbie radioattive e roccia ricca di radio.

Tabella 5.1. Sorgenti e dosimetri utilizzati per la prova.

Sorgente	Serial number	Involucro
C-14	XA029914419	Bustina di plastica
C-14	XA02991269V	Badge
Tl-204	XA02991202F	Bustina di plastica
Tl-204	XA029912760	Badge
Sr-90	XA02991201H	Bustina di plastica
Sr-90	XA02991268X	Badge
Sorgente di radio	XA02991198W	Badge
Sorgente di radio	XA029912819	Badge
Sorgente di radio	XA02991814Y	Badge
Deposito isotopi (ambiente)	XA029912744	Badge
Deposito isotopi (scaffale)	XA029911952	Badge
Deposito isotopi (interno)	XA029912059	Badge
Scatola sorgenti	XA029911936	Bustina di plastica
Scatola sorgenti	XA02991203D	Badge
Fondo ambientale	XA02991271A	Badge
Sabbia zirconifera	XA02991289T	Badge
Sabbie metalliche	XA029911960	Badge
Lavorazioni metalliche	XA029912728	Badge
Roccia radio	XA02991288V	Badge
Roccia radio	XA02991279U	Badge

Una volta preparati, i dosimetri sono stati posizionati vicino alle sorgenti radioattive e sono stati lasciati esposti per cinque giorni interi equivalenti a 120 ore.

È stato inoltre subito misurato il rateo di dose con Automess per tutte le sorgenti; per le sorgenti β -emettitrici (C-14, Tl-204 e Sr-90) il valore ottenuto equivale al fondo ambientale in quanto lo strumento non è in grado di discriminare radiazione beta.

Alla fine dei cinque giorni si è eseguita la lettura dei dosimetri con il lettore MiroStar e si è ottenuto un confronto tra i due strumenti. I risultati sono riportati in seguito:

Tabella 5.2. Letture eseguite con sistema MicroStar e Automess.

Sorgente	MicroStar			Automess		
	Serial number	Hp(10) (mSv)	Dose beta (mSv)	Rateo di dose (nSv/h)	Tempo di esposizione (ore)	Calcolo di dose Hp(10) (mSv)
C-14	XA029914419	0,030	/	89-90	120	0,01074
C-14	XA02991269V	0,030	/	89-90	120	0,01074
TI-204	XA02991202F	0,030	/	78-79	120	0,00942
TI-204	XA029912760	0,030	/	78	120	0,00936
Sr-90	XA02991201H	0,130	2.260	111	120	0,01332
Sr-90	XA02991268X	0,010	0.560	110	120	0,0132
Sorgente di radio	XA02991198W	0,330	/	3000	120	0,36
Sorgente di radio	XA029912819	0,780	0.260	7140	120	0,8568
Sorgente di radio	XA02991814Y	0,920	/	7140	120	0,8568
Deposito isotopi (ambiente)	XA029912744	0,040	/	230	120	0,0276
Deposito isotopi (scaffale)	XA029911952	0,100	/	400	120	0,048
Deposito isotopi (interno)	XA029912059	0,340	/	3500	120	0,42
Scatola sorgenti	XA029911936	0,040	/	88-89	120	0,01062
Scatola sorgenti	XA02991203D	0,050	/	88-89	120	0,01062
Fondo ambientale	XA02991271A	0,030	/	100	120	0,012
Sabbia zirconifera	XA02991289T	0,100	/	254	120	0,03048
Sabbie metalliche	XA029911960	0,040	/	115	120	0,0138
Lavorazioni metalliche	XA029912728	0,040	/	107-108	120	0,0129
Roccia radio	XA02991288V	0,030	/	90	120	0,0108
Roccia radio	XA02991279U	0,030	/	90	120	0,0108

I valori riportati nella colonna “Calcolo di dose Hp(10)” si sono ottenuti moltiplicando il rateo di dose misurato con Automess per il tempo di esposizione.

Il fatto che si ottengano diversi valori di dose con lo stesso tipo di sorgente è da attribuire alla diversa distanza dei dosimetri rispetto alla sorgente stessa; per esempio nel caso del deposito isotopi è stata effettuata una lettura ambientale di un dosimetro posto in mezzo alla stanza e sufficientemente lontano dalla sorgente, una lettura di un dosimetro posto su uno scaffale vicino alla sorgente, e una lettura di un dosimetro posto all’interno dello scaffale dove si trova la sorgente.

Si è ottenuto un grafico andando a mettere sull’asse delle ordinate il valore di Hp(10) nei due casi, e sull’asse delle ascisse il numero del dosimetro in modo da avere un confronto visivo tra le letture ottenute con i due diversi metodi. Per i primi sei dosimetri il valore riportato nel grafico equivale a quello del fondo ambientale.

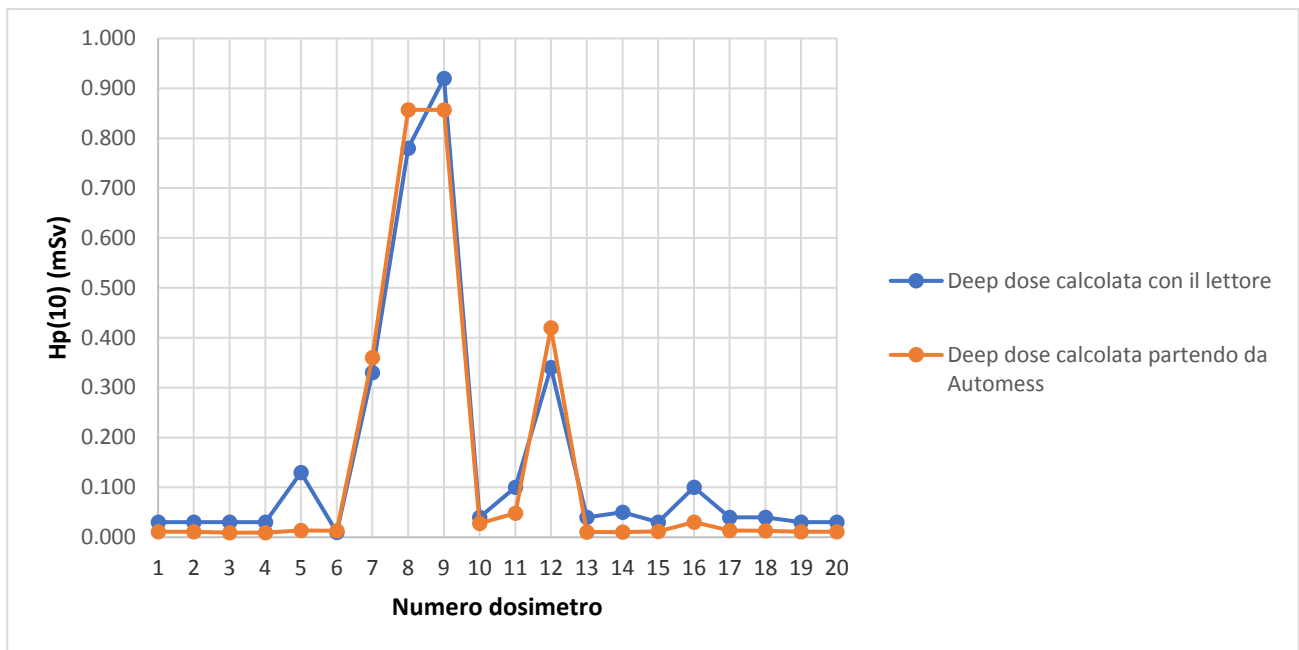


Figura 5.3. Confronto tra dose misurata con lettore MicroStar e dose calcolata utilizzando il rateo di dose ricavato con Automess.

Si può notare che esistono alcune differenze: in campo di radiazione non omogeneo le dimensioni delle sonde introducono differenze sensibili sui ratei, inoltre con Automess si ricava il valore del rateo di dose che deve essere moltiplicato per il tempo totale di esposizione per ottenere la dose Hp(10), mentre con il lettore MicroStar il valore di Hp(10) viene calcolato direttamente dallo strumento sulla base dell’integrazione del rivelatore. Bisogna portare particolare attenzione nel ricordarsi di andare a sottrarre dal valore di dose letta il valore di fondo del dosimetro registrato dopo la procedura di annealing.

Un’altra spiegazione può essere dovuta al fatto che la lettura OSL è stata eseguita circa una settimana dopo rispetto al termine dell’irraggiamento, quindi nel frattempo i dosimetri potrebbero avere assorbito una quantità di dose pari al fondo ambientale. Per queste ragioni la curva per la deep dose calcolata con il lettore risulta essere maggiore della curva ottenuta con Automess anche se l’andamento è abbastanza simile. Questo può facilmente essere corretto andando a misurare il valore del fondo ambientale e sottraendolo al valore della lettura eseguita.

Come già accennato a differenza di Automess il sistema MicroStar riesce a rilevare la dose da irraggiamento beta, in particolare per i dosimetri esposti alla sorgente di stronzio sono stati ottenuti questi valori:

Tabella 5.3. Valutazione radiazione beta da Sr-90.

Sorgente	Serial Number	Beta dose (mSv)	Involucro
Sr-90	XA02991201H	2,260	Bustina di plastica
Sr-90	XA02991268X	0,560	Badge

Si può notare che per un dosimetro il valore di dose da beta risulta essere circa il quadruplo rispetto all'altro e ciò va a convalidare il fatto che la radiazione beta viene drasticamente ridotta dalla presenza di uno spessore maggiore di materiale che circonda il dosimetro. La bustina di plastica ha uno spessore quasi trascurabile per cui non riesce a schermare la radiazione beta, invece il badge che è costituito da uno spessore di plastica più spesso scherma maggiormente tale radiazione ma non completamente in quanto una dose di circa mezzo mSv giunge comunque al dosimetro.

Tale teoria non può essere invece confermata se la radiazione considerata è una sorgente gamma; in questo caso due gruppi di dosimetri sono stati irraggiati con radiazione gamma da Cs-137 da 1 mSv:

Tabella 5.4. Dipendenza dell'involucro sulla radiazione gamma del Cs-137.

Involucro	Hp(10) (mSv)	Involucro	Hp(10) (mSv)
Bustina	0,95	Badge	0,995
Bustina	1,00	Badge	0,974
Bustina	0,97	Badge	0,971
Bustina	0,95	Badge	0,945

Se si va a fare la media tra i valori di dose dei dosimetri posti nella bustina si ottiene 0,97 mSv, mentre per i dosimetri posti nel badge si ottiene un valore di 0.971 mSv. Ciò evidenzia come la lettura di dosimetri irraggiati da sorgenti gamma non sia influenzata dal tipo di involucro in cui vengono posti, essendo i raggi gamma radiazioni molto più penetranti rispetto alle particelle beta.

5.2 Risposta in funzione del tempo di ritardo della lettura

Questo test è stato eseguito per poter determinare il tempo minimo di attesa tra un irraggiamento e una lettura affidabile, per questo scopo si sono irraggiati contemporaneamente otto dosimetri InLight inseriti in una busta di plastica appoggiata sul fantoccio ad acqua (water slab phantom) con tutti i fasci W (wide-spectrum) a disposizione del centro LAT. I fasci W sono fasci di radiazione con spettro in energia largo.

Tabella 5.5. Elenco dei fasci W disponibili al centro LAT del Politecnico.

Fascio	Energia media (keV)	Tensione del tubo (KV)
W-60 (L1)	44.5	60
W-80 (L2)	56.3	80
W-110 (L3)	78.5	110
W-150 (L4)	104.0	150
W-200 (L5)	136.4	200
W-250 (L6)	171.7	250
W-300 (L7)	199.0	300

Dato che i fasci X ad ampio spettro disponibili sono sette si sono preparati sette gruppi da otto dosimetri ciascuno.

La dose di riferimento impartita è di circa 1 mSv in termini di Hp(10). I tempi di ritardo della lettura rispetto al momento dell'irraggiamento sono stati: 2, 5, 10, 15, 30, 45 e 60 minuti. La lettura non è potuta essere perfettamente immediata perché bisogna considerare il tempo impiegato a portare i dosimetri irraggiati dal centro irraggiamenti al laboratorio di radioprotezione dove si trova il lettore. E' importante dire che la dose è stata impartita come KERMA in aria (mGy) per cui è stata ovviamente convertita in dose personale equivalente Hp(10) e Hp(0.07) utilizzando opportuni fattori di conversione di seguito riportati:

Tabella 5.6. Fattori di conversione per passare da KERMA in aria a dose equivalente.

Fascio	KERMA in aria (mGy)	Conv. per Hp(10)	Conv. per Hp(0.07)	Dose Hp(10) mSv	Dose Hp(0.07) mSv
W-60 (L1)	0.657	1.55	1.49	1.018	0.979
W-80 (L2)	0.573	1.77	1.64	1.015	0.941
W-110 (L3)	0.545	1.87	1.71	1.019	0.932
W-150 (L4)	0.577	1.77	1.64	1.022	0.947
W-200 (L5)	0.621	1.65	1.55	1.024	0.962
W-250 (L6)	0.658	1.54	1.47	1.013	0.967
W-300 (L7)	0.688	1.47	1.42	1.012	0.977

Nella tabella della pagina seguente sono riportati i risultati ottenuti dalle letture eseguite con la strumentazione OSL per la dose equivalente personale Hp(10):

Tabella 5.7. Letture della dose Hp(10) effettuate a diversi tempi dopo l'irraggiamento.

Fascio	Dose rif. Hp(10) mSv	Dose media registrata dopo un ritardo temporale di t minuti (mSv)						
		t=2	t=5	t=10	t=15	t=30	t=45	t=60
W-60	1.018	0.875	0.867	0.860	0.841	0.871	0.864	0.870
W-80	1.015	0.976	1.017	1.011	0.944	0.955	0.930	0.944
W-110	1.019	1.105	1.137	1.099	1.040	1.076	1.030	1.019
W-150	1.022	1.146	1.085	1.161	1.099	1.055	1.079	1.018
W-200	1.024	1.064	1.011	1.010	0.999	0.992	0.990	1.004
W-250	1.013	0.920	0.899	0.899	0.890	0.915	0.884	0.901
W-300	1.012	0.971	0.942	0.955	0.941	0.955	0.943	0.944

I valori di dose in tabella rappresentano le dosi medie di ciascun gruppo di dosimetri. I tempi di ritardo della lettura riportati sono indicativi in quanto ad esempio la prima lettura è iniziata due minuti dopo l'irraggiamento, ma è terminata dopo circa due minuti dato che per leggere un singolo dosimetro si impiegano 10-15 secondi.

Con i dati raccolti è possibile creare un grafico in cui vedere l'andamento della dose nel tempo:

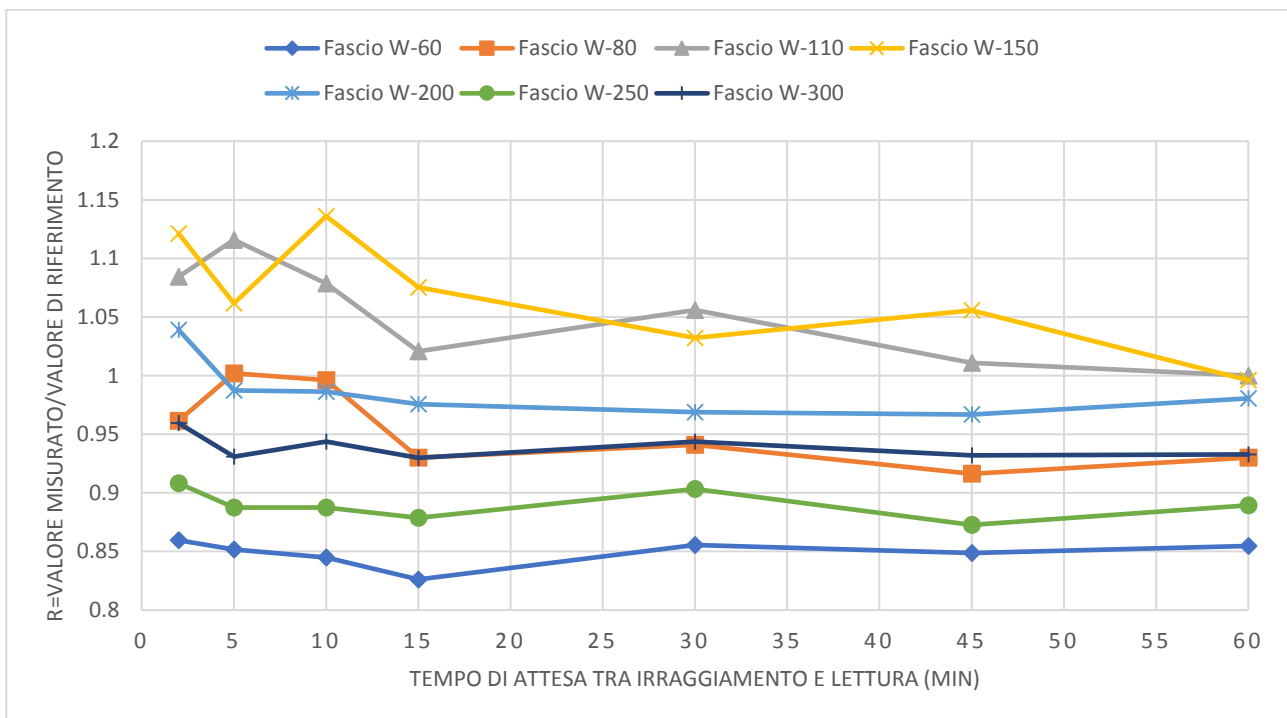


Figura 5.4. Andamento della dose Hp(10) in funzione del tempo di ritardo nella lettura. Il valore di R è calcolato per Hp(10).

Si nota come la risposta risulta essere abbastanza instabile per i primi 15 minuti per poi stabilizzarsi col passare del tempo. Già dopo 30 minuti la risposta può essere ritenuta stabile in quanto il grafico da quell'istante in poi presenta un andamento pressoché costante. Se venissero prese come buone le letture effettuate prima dei 15 minuti si sovrastimerebbe la dose in quanto le trappole elettroniche superficiali non si sono ancora rilassate completamente e potrebbero andare a fornire dose durante la lettura.

Per questo motivo è opportuno aspettare almeno 15 minuti prima di leggere i dosimetri irraggiati ed essere sicuri che la lettura sia stabile nel tempo.

Confrontando il grafico con i valori di dose di riferimento assegnati si può notare che gli scostamenti maggiori si verificano per i fasci W-60, W-250, W-80 e W-300; mentre per gli altri fasci si ha una differenza molto minore che tende quasi ad azzerarsi per tempi maggiori di 30 minuti. Inoltre si può notare come le fluttuazioni delle letture nel tempo siano più evidenti per i fasci W-80, W-110 e W-150.

Considerando ora la dose equivalente personale $H_p(0.07)$ si sono ripetute le stesse prove e si è registrato l'andamento della dose nel tempo. Quindi utilizzando i dati opportuni e sostituendoli nella tabella precedente si ottiene una nuova tabella con la quale costruire il grafico. Nel seguito sono riportate la tabella e il grafico associato:

Tabella 5.8. Letture della dose $H_p(0.07)$ effettuate a diversi tempi dopo l'irraggiamento.

Fascio	Dose rif. $H_p(0.07)$ mSv	Dose media registrata dopo un ritardo temporale di t minuti (mSv)						
		t=2	t=5	t=10	t=15	t=30	t=45	t=60
W-60	0.979	0.842	0.831	0.821	0.806	0.842	0.830	0.843
W-80	0.941	0.884	0.934	0.929	0.846	0.862	0.839	0.859
W-110	0.932	1.023	1.070	1.014	0.959	1.004	0.950	0.950
W-150	0.947	1.112	1.040	1.145	1.069	1.021	1.051	0.969
W-200	0.962	1.040	0.986	0.990	0.979	0.967	0.980	0.985
W-250	0.967	0.924	0.879	0.896	0.882	0.914	0.880	0.899
W-300	0.977	0.941	0.924	0.942	0.925	0.935	0.939	0.930

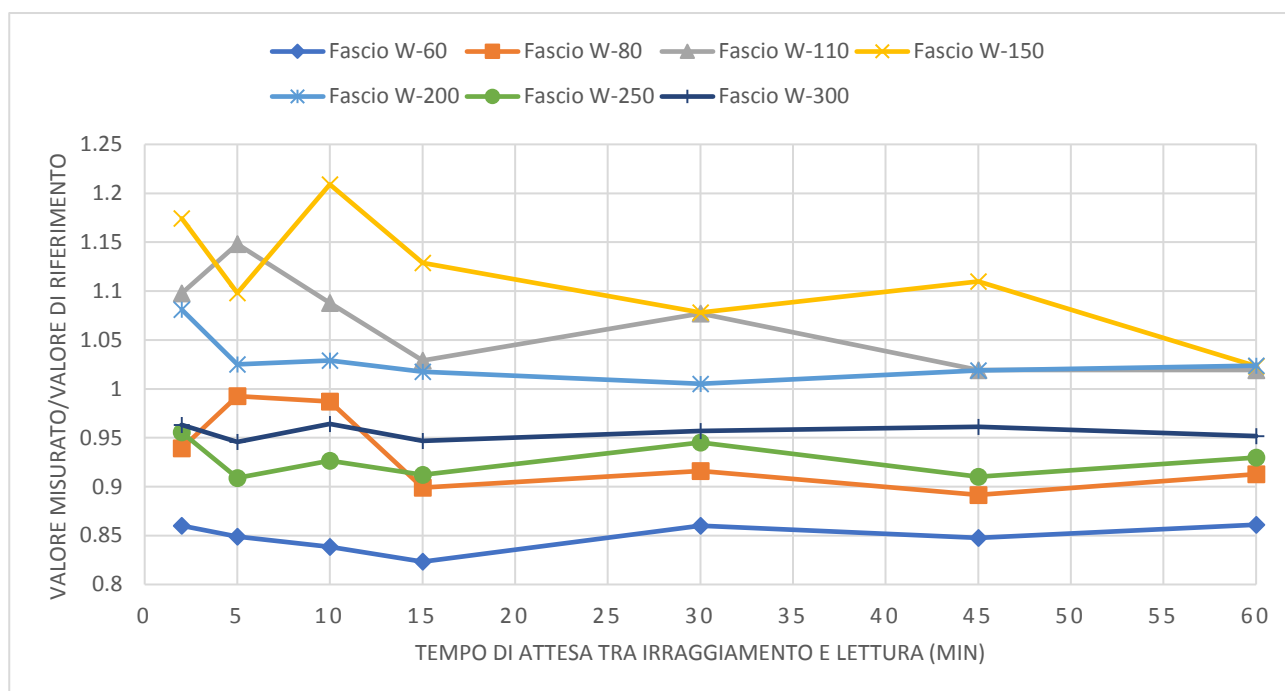


Figura 5.5. Andamento della dose Hp(0.07) in funzione del tempo di ritardo nella lettura. Il valore di R è calcolato per Hp(0.07).

Si può notare un andamento simile a quello ottenuto per la Hp(10) anche se i valori sono leggermente diversi. Si osserva come l'andamento della risposta nel tempo sia quasi del tutto lineare per i fasci W200, W250 e W300; mentre si notano più irregolarità per gli altri tipi di fascio. Ciò evidenzia dunque che più l'energia media del fascio è elevata migliore sarà la risposta nel tempo, nel senso che l'informazione rimane quasi costante nel tempo. Con i fasci di energia inferiore invece bisogna aspettare più tempo perché si stabilizzi l'andamento.

In ultima analisi è riportata una tabella in cui si può osservare la risposta del lettore MicroStar nel valutare l'energia del fascio utilizzato. L'energia media di riferimento è quella caratteristica di ciascun fascio X, l'energia media letta è ottenuta facendo una media del valore di energia letto per ciascun gruppo di dosimetri esposti ad un determinato fascio.

Tabella 5.9. Risposta del lettore MicroStar nel rilevamento dell'energia di ciascun fascio utilizzato per gli irraggiamenti.

Fascio	Energia media di riferimento (keV)	Energia media letta (keV)	Scostamento %
W-60 (L1)	44.5	54.98	23.55 %
W-80 (L2)	56.3	67.63	20.12 %
W-110 (L3)	78.5	100.79	28.29 %
W-150 (L4)	104.0	177.39	70.57 %
W-200 (L5)	136.4	440.48	222.93 %
W-250 (L6)	171.7	590.95	243.62 %
W-300 (L7)	199.0	452.27	127.27 %

Si nota come la risposta con l'energia è abbastanza soddisfacente per quanto riguarda i fasci fino al W-150, mentre per gli ultimi tre fasci la risposta è completamente fuori controllo dato che abbiamo scostamenti maggiori del 200%. Quindi per quanto riguarda fasci X ad ampio spettro in energia il lettore MicroStar riesce abbastanza bene a discretizzare l'energia dei fasci poco energetici, mentre riesce meno bene a discriminare l'energia di riferimento dei fasci più energetici.

5.3 Riproducibilità delle letture eseguite con il lettore MicroStar

5.3.1 Lettura dei dosimetri

Tale prova è stata eseguita per osservare la riproducibilità delle misure ottenute con il lettore MicroStar e dunque per verificare la stabilità del lettore nel fornire output soddisfacenti.

Sono stati presi circa una cinquantina di dosimetri InLight non irraggiati e si è eseguito dapprima una operazione di annealing seguita dalla lettura di tutti i dosimetri azzerati.

Ciò che si è ottenuto dalle letture è riportato nella tabella seguente, dove i valori sono da intendersi come dosi equivalenti di ogni elemento OSL che costituiscono il dosimetro. Non sono state riportate tutte le 50 misure per non appesantire troppo la tabella.

Tabella 5.10. Valore di dose residuo valutato per i quattro elementi OSL.

Serial Number	Element 1 converted value (mSv)	Element 2 converted value (mSv)	Element 3 converted value (mSv)	Element 4 converted value (mSv)
XA029911928	0,129	0,116	0,117	0,135
XA029911936	0,154	0,126	0,136	0,132
XA029911944	0,142	0,140	0,154	0,140
XA029911952	0,127	0,139	0,126	0,116
XA029911960	0,127	0,133	0,131	0,146
XA02991197Y	0,180	0,142	0,133	0,155
XA02991198W	0,129	0,135	0,141	0,138
XA02991201H	0,121	0,127	0,158	0,123
XA02991202F	0,136	0,141	0,143	0,133
XA02991203D	0,134	0,135	0,131	0,124
XA02991204B	0,133	0,167	0,141	0,124
XA029912059	0,137	0,158	0,149	0,148
XA02991240F	0,138	0,136	0,142	0,130
XA029912819	0,145	0,142	0,150	0,132
XA029912827	0,142	0,142	0,131	0,143
XA029912835	0,134	0,143	0,171	0,143
XA029912843	0,121	0,148	0,145	0,156
XA029912851	0,145	0,152	0,147	0,134
XA02991286Z	0,121	0,132	0,142	0,144
XA02991290A	0,137	0,139	0,139	0,131
XA029912918	0,142	0,145	0,126	0,150
XA02991296Y	0,152	0,131	0,145	0,165
XA02991340D	0,134	0,150	0,145	0,129
XA02991341B	0,142	0,146	0,145	0,147
XA029913908	0,147	0,141	0,144	0,120
XA02991638S	0,117	0,128	0,150	0,124
XA02991814Y	0,134	0,137	0,157	0,125

Con questi valori si sono costruiti quattro grafici, uno per ciascun elemento OSL, per vedere le fluttuazioni dei valori attorno al valore medio di ciascun elemento OSL:

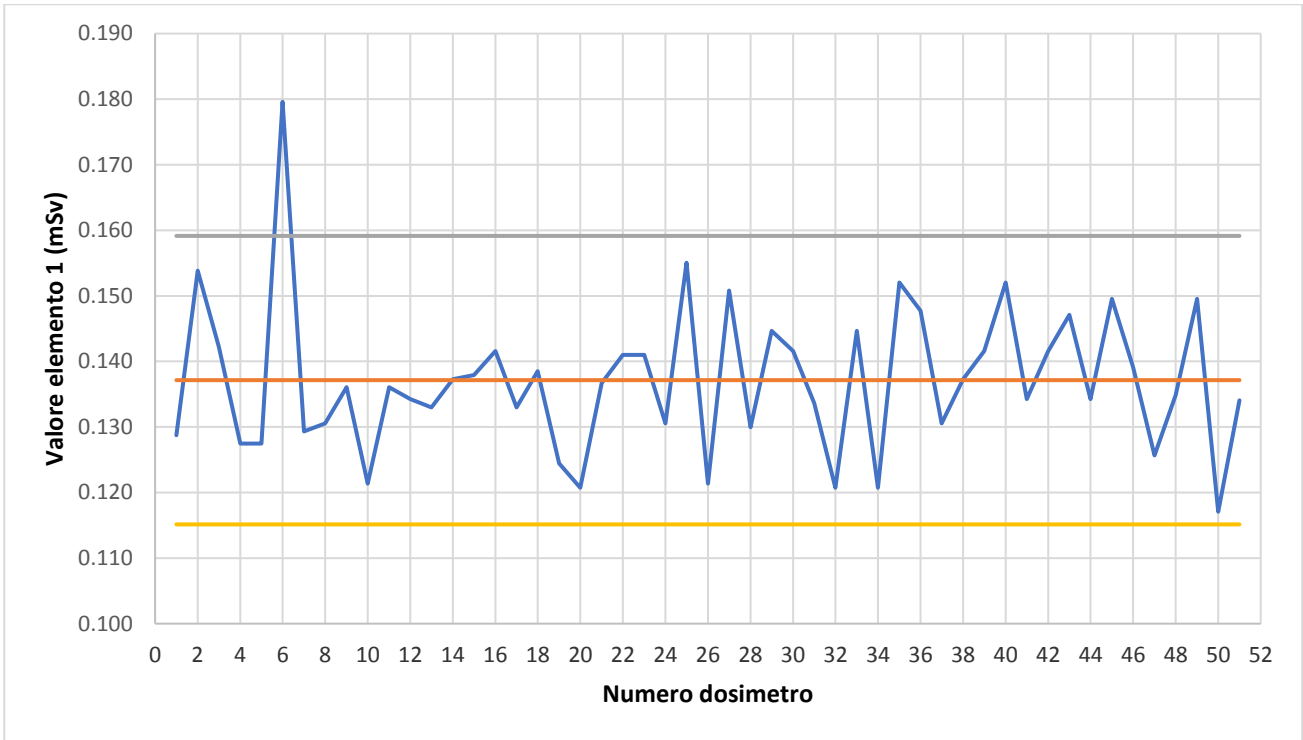


Figura 5.6. Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 1.

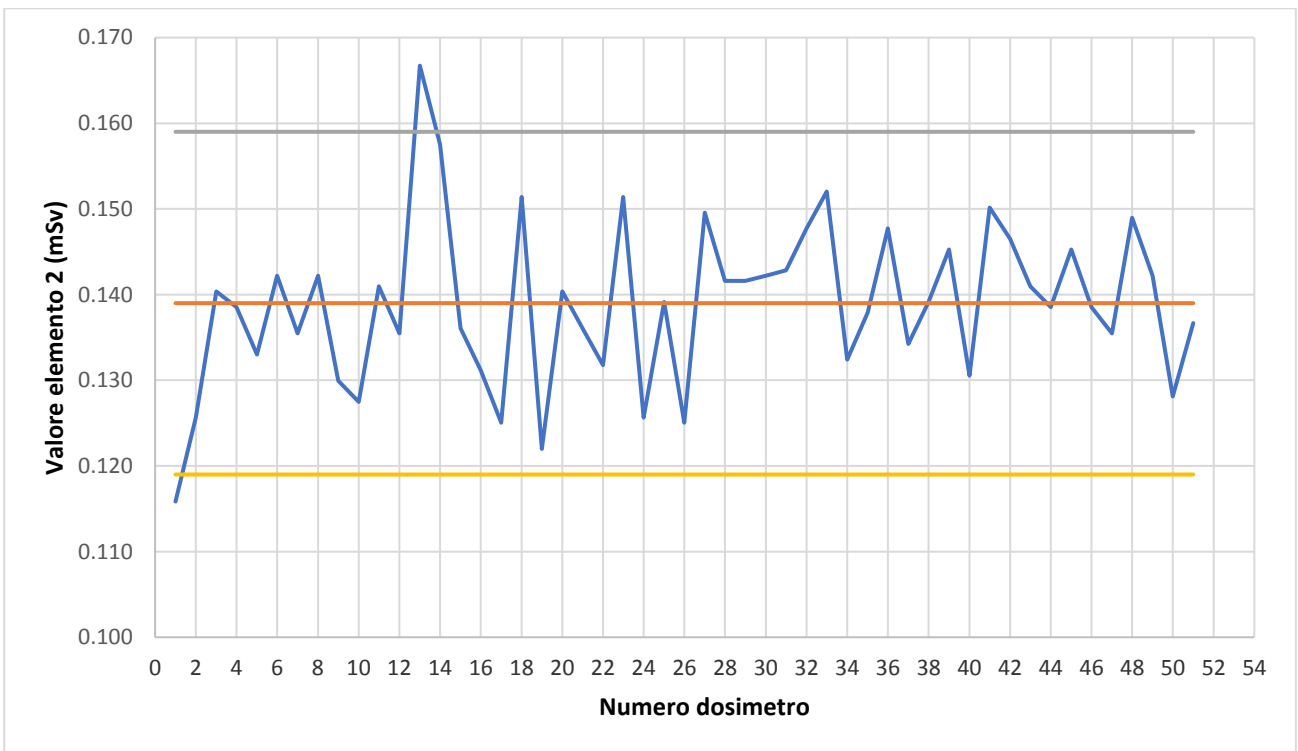


Figura 5.7. Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 2.

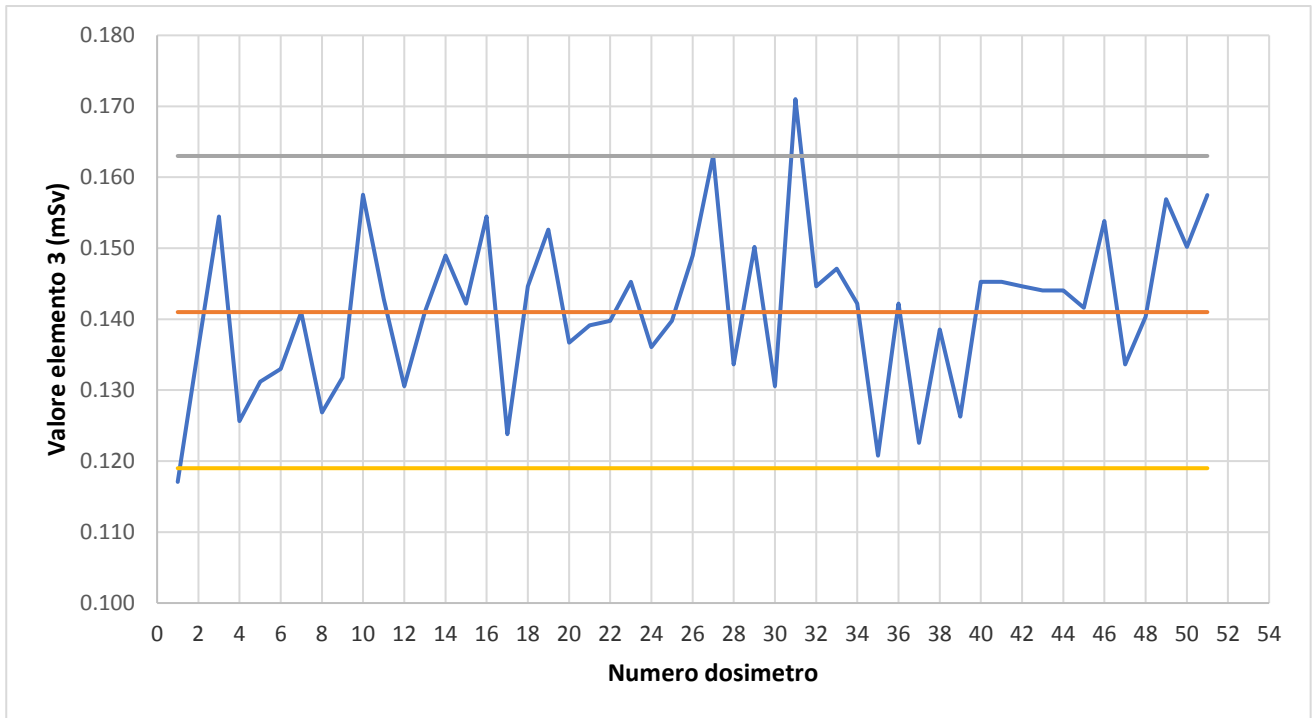


Figura 5.8. Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 3.

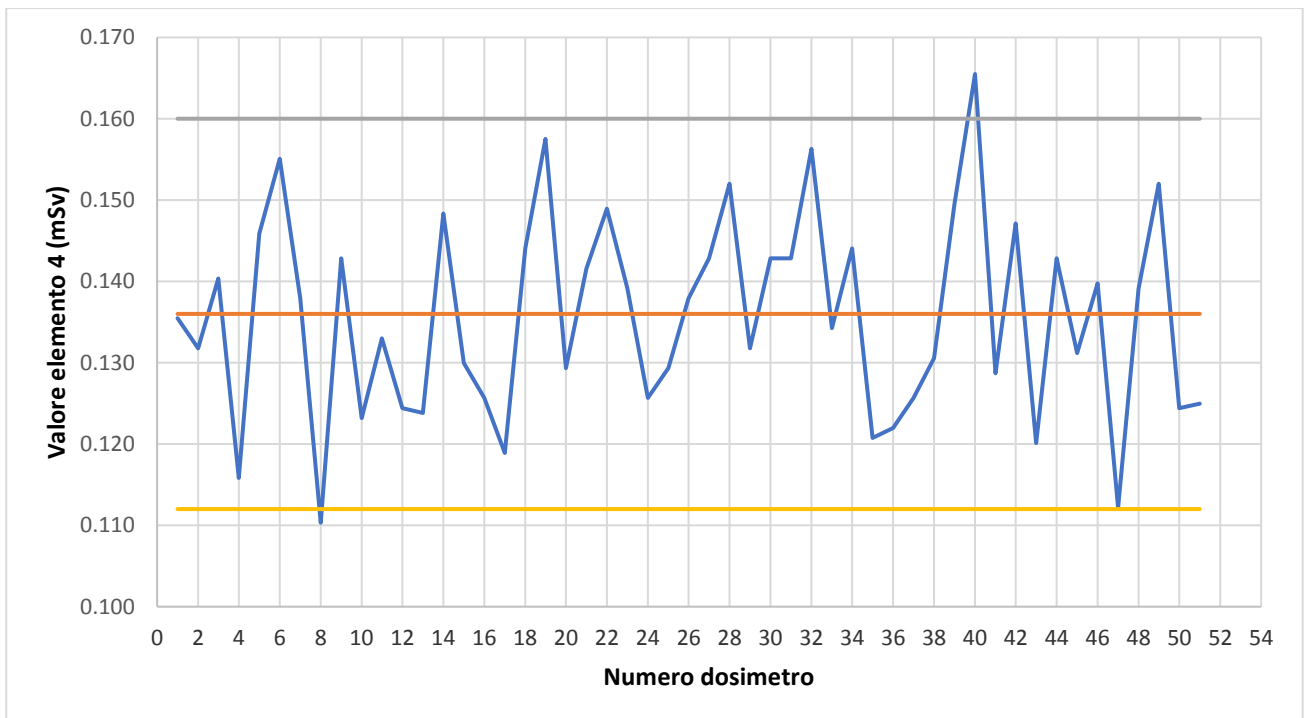


Figura 5.9. Fluttuazioni attorno al valore medio dei valori di dose relativi all'elemento OSL 4.

Nei grafici la linea blu rappresenta il valore letto per ciascun elemento OSL di ciascun dosimetro e si noti come i valori siano diversi tra di loro e come fluttuino attorno ad un valore medio che è rappresentato dalla retta rossa. Le altre due rette, quella superiore e quella inferiore rappresentano i limiti di tolleranza entro cui dovrebbero cadere i valori. In particolare queste due rette sono state ottenute mediante le seguenti formule:

$$\text{Limite superiore} = (\text{Media Elemento})_i + 2 * \sigma_i$$

$$\text{Limite inferiore} = (\text{Media Elemento})_i - 2 * \sigma_i$$

Il parametro sigma non è altro che la deviazione standard dei valori rispetto alla media che è stata calcolata tramite Excel. Dai grafici costruiti si osserva come le letture oscillino correttamente attorno al valore medio segno comunque della natura statistica delle letture, ma si notano anche alcuni valori che cadono al di fuori dell'intervallo di controllo 2 sigma. I limiti di attenzione infatti sono tipicamente fissati ad una distanza di ± 2 sigma dalla media. Se uno o più punti cadono fuori da essi allora il processo potrebbe non funzionare correttamente. I valori che superano i limiti sono quelli evidenziati nella tabella 5.9.

Per cercare di risolvere il problema si è dunque andati a controllare se questa incertezza potesse essere causata da un errore di lettura, si è perciò ripetuta la lettura solo di quei dosimetri che superavano i limiti di controllo.

Quello che si è ottenuto è di seguito riportato:

Tabella 5.11. Rilettura dei dosimetri il cui valore di dose cadeva al di fuori del limite $\pm 2\sigma$.

Serial Number	Element 1 converted value	Element 2 converted value	Element 3 converted value	Element 4 converted value
XA029911928	0,137	0,127	0,138	0,132
XA02991197Y	0,142	0,132	0,158	0,145
XA02991204B	0,153	0,148	0,150	0,139
XA029912835	0,135	0,142	0,164	0,129
XA02991296Y	0,133	0,127	0,135	0,129

Con queste nuove letture sono stati costruiti gli stessi grafici di prima andando a cambiare solamente i valori delle letture di quei dosimetri che davano problemi.

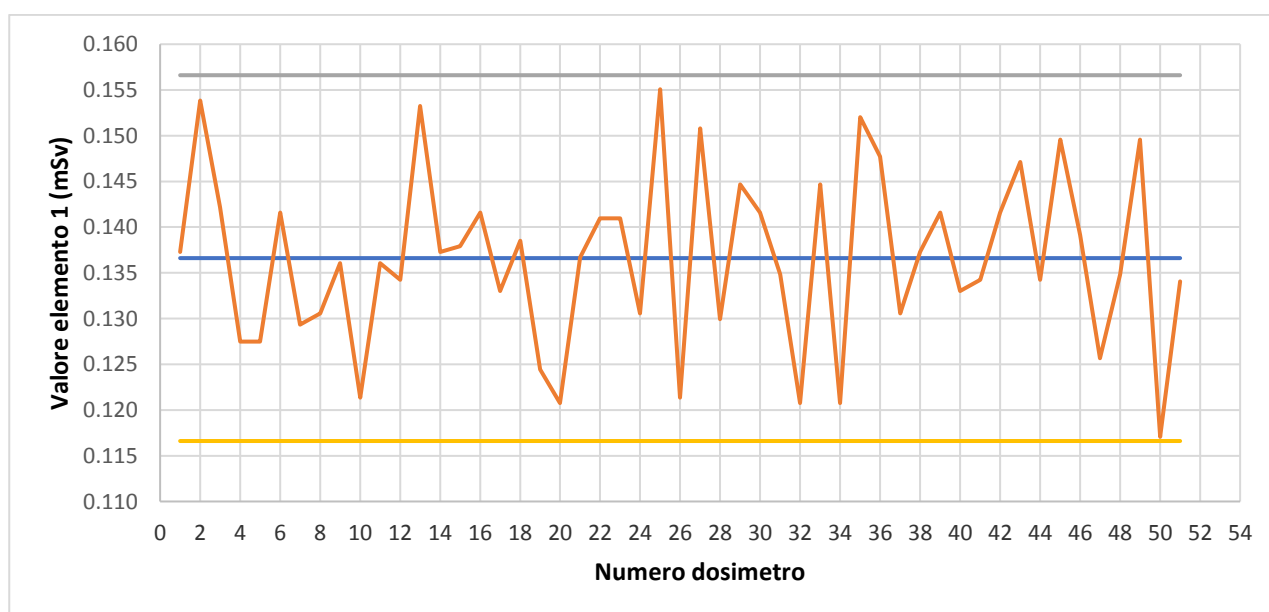


Figura 5.10. Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 1 fuori controllo.

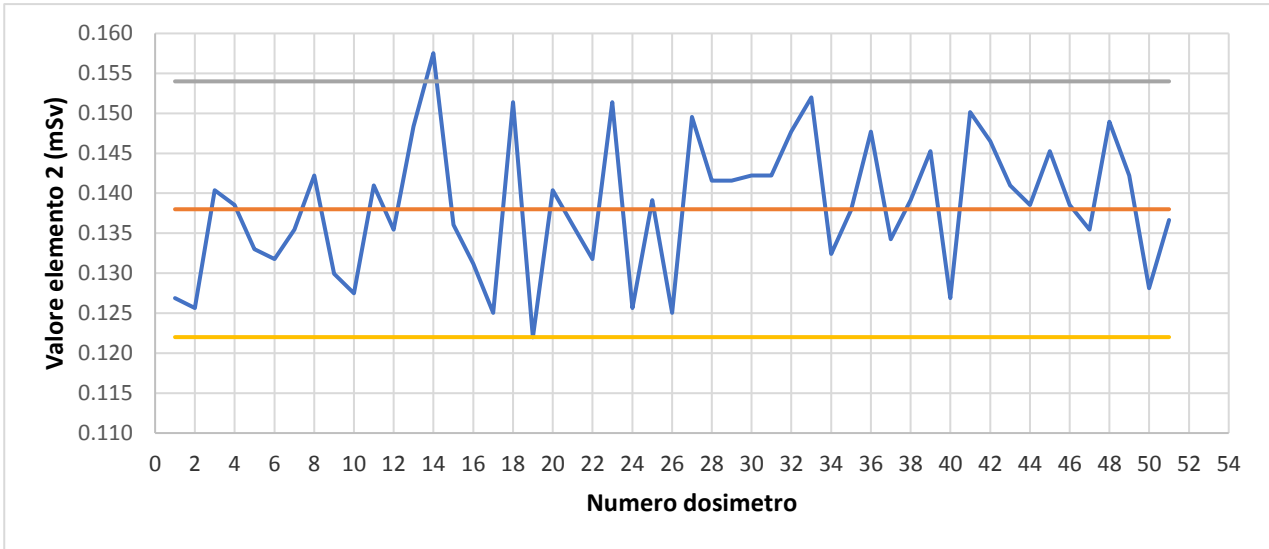


Figura 5.11. Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 2 fuori controllo.

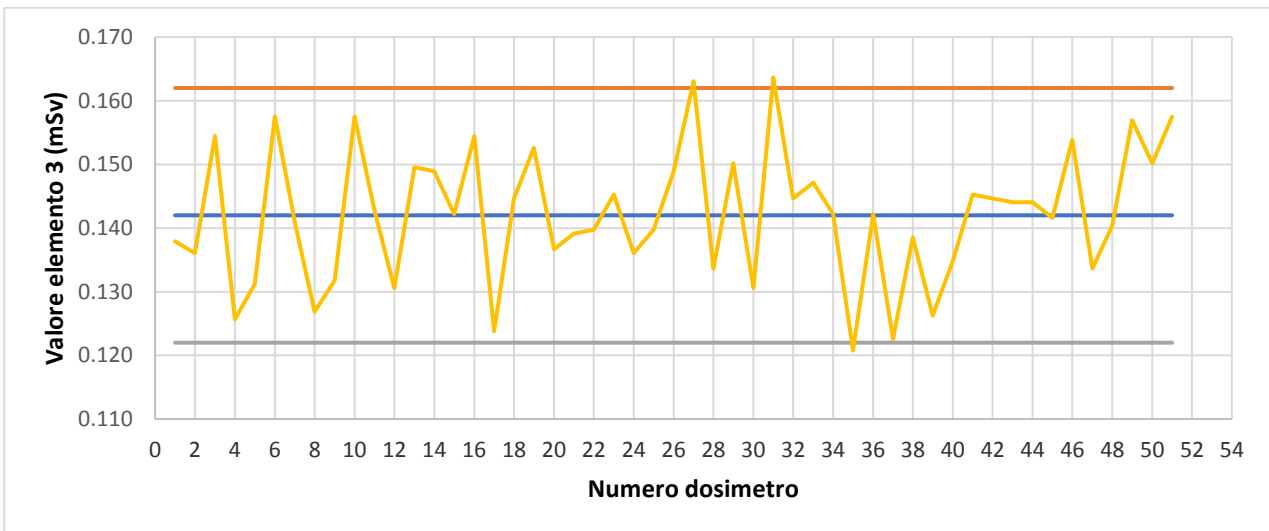


Figura 5.12. Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 3 fuori controllo.

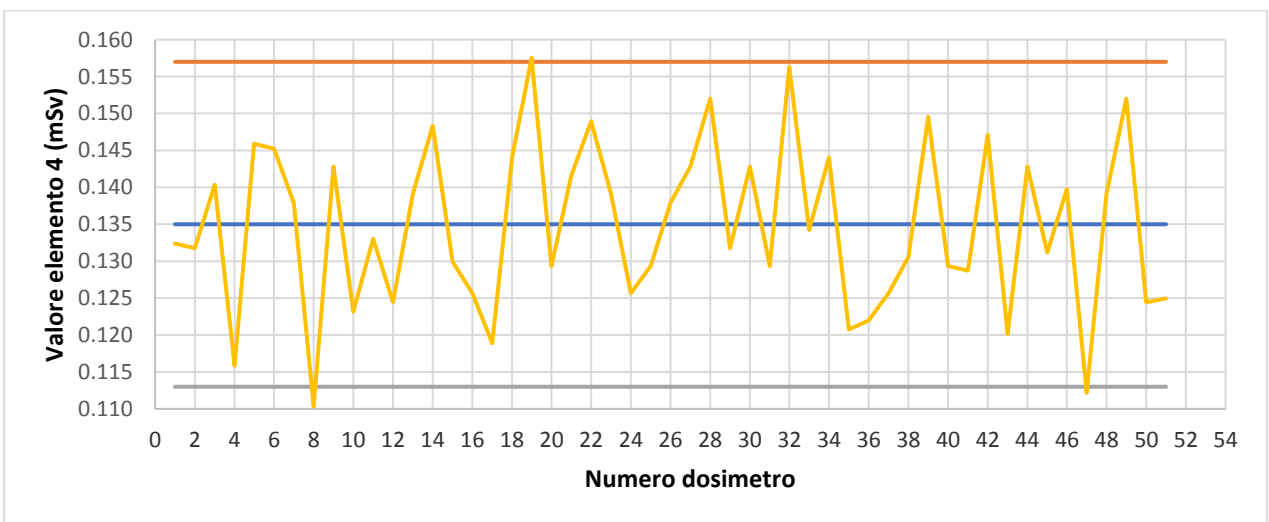


Figura 5.13. Grafico corretto con la sostituzione dei valori dell'elemento OSL 4 fuori controllo.

Analizzando questi nuovi grafici si nota come rispetto a prima i valori cadano quasi perfettamente entro i limiti di tolleranza segno che quindi gli errori nelle letture precedenti erano dipesi principalmente da una questione statistica.

5.3.2 Lettura dei dosimetri per il controllo di qualità

All'interno del pacchetto MicroStar della Landauer sono presenti alcuni dosimetri utilizzabili per il processo di controllo di qualità utili per controllare se il lettore dia risposte soddisfacenti. I dosimetri in questione sono divisi in due gruppi: un gruppo da 3 non irraggiato con valore di riferimento di 0 mSv, e un gruppo da 12 irraggiato a 5 mSv.

Dalle letture eseguite si sono costruiti due grafici, uno per ciascun gruppo di dosimetri:

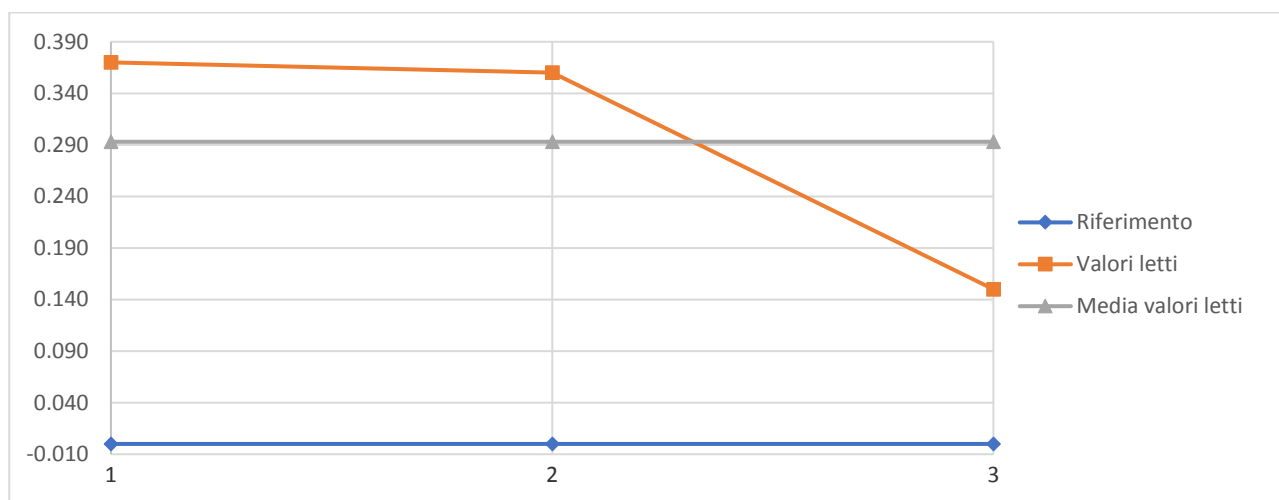


Figura 5.14. Lettura dei dosimetri non irraggiati per il controllo di qualità.

Nel caso dei dosimetri non irraggiati le letture non sono precise, inoltre si ha sempre un valore di dose residuo che non può essere eliminato nemmeno con l'operazione di annealing, in più i dosimetri hanno assorbito il fondo ambientale. Si nota anche che un valore risulta totalmente diverso dagli altri e ciò è dovuto al fatto che quel particolare dosimetro era stato azzerato durante il training di spiegazione sullo strumento. Si è quindi andato ad azzerare tutti e tre i dosimetri in modo che potessero fornire letture abbastanza simili. Il grafico corretto è riportato nella pagina successiva:

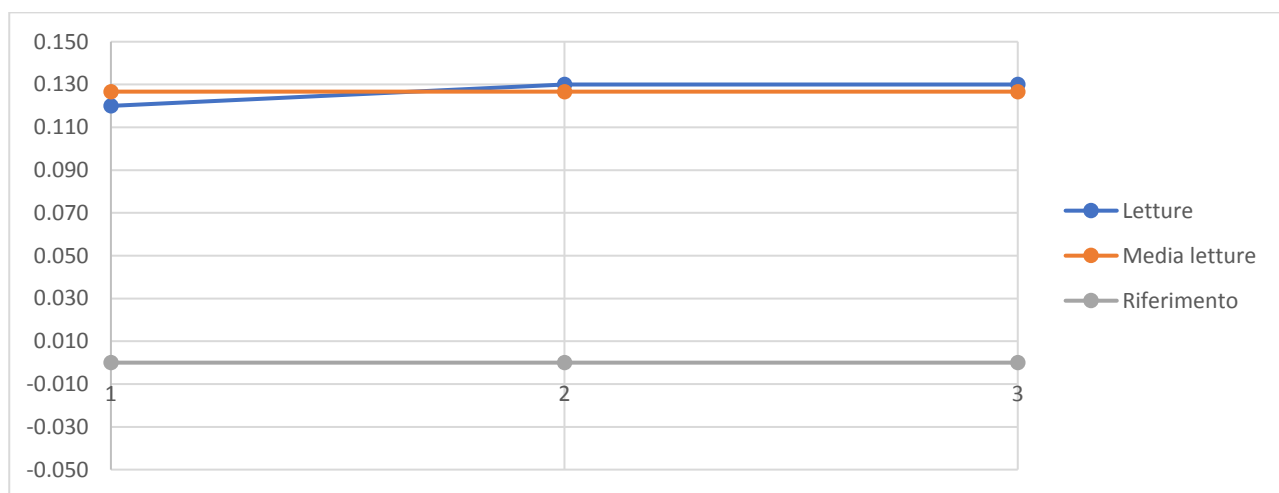


Figura 5.15. Rilettura dei dosimetri non irraggiati per il controllo di qualità dopo averli azzerati tramite annealing.

Si nota come i valori delle letture siano ora tutti molto simili tra loro ma comunque lontani dal valore di riferimento di 0 mSv a causa del valore di dose residuo accennato precedentemente. Tale valore risulta essere pari a 0.130 mSv e bisogna dunque stare attenti a sottrarlo dalle letture che si eseguono in modo da ottenere il valore di dose equivalente corretto.

Effettuando il controllo 2 sigma si è dimostrato che tutti i valori cadono perfettamente all'interno dell'intervallo di tolleranza per cui la lettura è precisa.

Per il gruppo di dosimetri irraggiati a 5 mSv c'è da precisare che in realtà il valore di dose dichiarato dalla Landauer è pari a 4.970 mSv, per cui nel grafico sotto riportato il valore di riferimento sarà preso proprio equivalente al valore dichiarato.

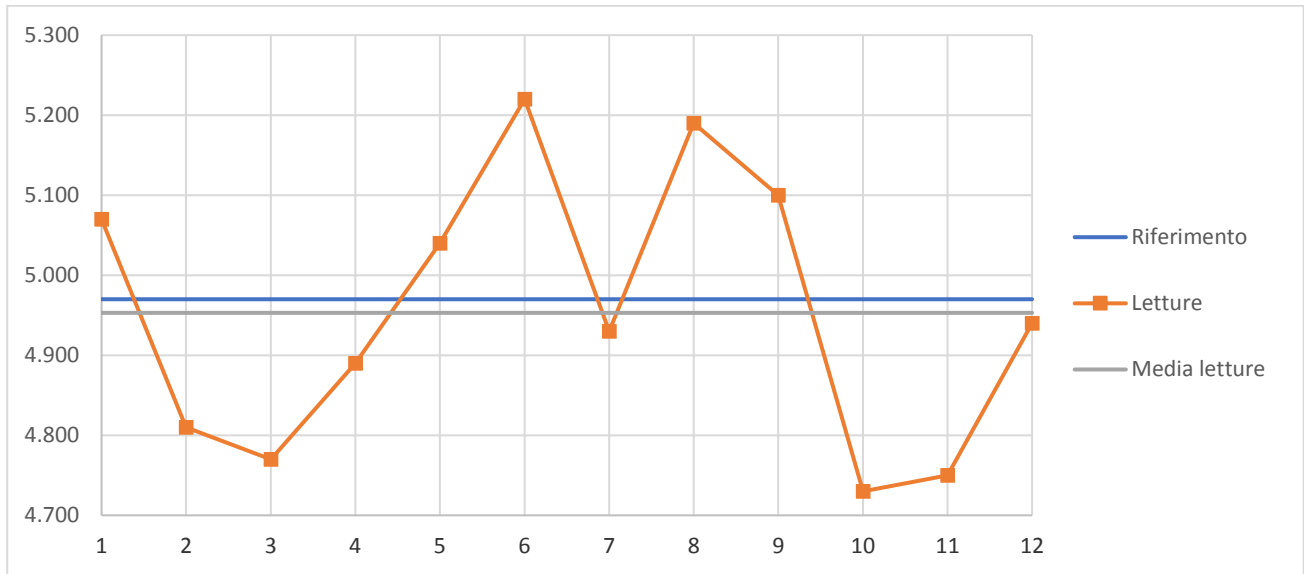


Figura 5.16. Lettura dei dosimetri di qualità irraggiati con dose di riferimento pari a 4.970 mSv.

Si noti come per i dosimetri da 5 mSv le letture siano soddisfacenti in quanto la media delle letture è molto vicina al valore di riferimento assegnato. In particolare la media ottenuta con Excel equivale a 4.953 mSv e dunque l'errore che si può evidenziare è molto piccolo (0,94%) per cui si può ritenere il lettore affidabile. Inoltre una ulteriore prova della bontà delle letture si evidenzia col fatto che i limiti di tolleranza a ± 2 sigma sono ampiamente rispettati.

6. CURVE DI TARATURA

È importante determinare una curva di taratura per esposizione a radiazione gamma e verificare l'accuratezza dei risultati ottenuti con l'irraggiamento a diversi valori di dose.

Quello che si vuole ottenere è una funzione $Dose=f(Lettura)$ tramite la quale sia possibile dai valori delle letture risalire al valore di dose assorbita: ciò viene fatto andando a valutare le letture in corrispondenza di valori di dose assorbita noti.

6.1 Procedura di irraggiamento

Ogni dosimetro è stato posto in bustine di plastica saldate su tutti i lati in modo da renderle impermeabili.

Sono stati quindi irraggiati 12 nanoDot a diversi valori di dose:

Tabella 6.1. Valori di dose di irraggiamento.

KERMA in acqua (mGy)	KERMA in aria (mGy)
202	185.32
400	366.97
607	556.88
810	743.12
1010	926.61
1520	1394.5
2020	1853.21
3040	2788.99
4050	3715.6
5060	4642.2
6070	5568.81
8100	7431.19

Gli irraggiamenti sono stati eseguiti come KERMA in acqua per cui per trovare il corrispondente valore di KERMA in aria si è dovuto dividere il valore in acqua per un fattore di conversione di 1.09. I dosimetri così irraggiati sono stati utilizzati per effettuare la taratura del lettore MicroStar sia per quanto riguarda dosi in aria, sia per le dosi in acqua.

In questo modo prima di effettuare un processo di lettura si può scegliere nella schermata "Calibration" del software quale taratura è più opportuna a seconda del metodo di irraggiamento utilizzato.

6.2 Letture dei dosimetri e curve di taratura

I risultati delle letture dei nanoDot irraggiati sono le seguenti:

Tabella 6.2. Letture dei nanoDot dopo irraggiamento.

Serial Number	Dose assorbita (mGy)	Scostamento dal valore di KERMA in acqua (%)	Dose assorbita (mGy)	Scostamento dal valore di KERMA in aria (%)
DB08920127Q	200,269	0,86	184.085	0.67
DB086123310	383,954	4,01	350.945	4.36
DB08711432W	584,567	3,70	536.408	3.68
DB08920082W	773,744	4,48	709.351	4.54
DB08920098J	953,200	5,62	875.485	5.52
DB088069279	1513,622	0,42	1374.079	1.46
DB08920717F	1983,932	1,79	1840.229	0.70
DB08612347N	3064,775	0,81	2787.977	0.04
DB08806971G	4022,924	0,67	3720.016	0.12
DB088069865	5345,527	5,64	4810.260	3.62
DB08807038N	6340,577	4,46	5797.243	4.10
DB08612348L	8702,803	7,44	7941.411	6.87

Nella colonna scostamento è riportato di quanto si discosta la lettura effettuata con il lettore rispetto al valore di riferimento. Si noti che tali scostamenti sono molto contenuti ad evidenziare la buona affidabilità del lettore nel riprodurre il valore di dose molto simile a quello vero sia per basse dosi che per alte dosi.

Questo è molto importante in campo medico, soprattutto nella radioterapia, dove si vanno a somministrare elevati valori di dose ai pazienti, quindi avere uno strumento che riesce bene a stimare sia le alte che le basse dosi è un vantaggio non indifferente.

Questa proprietà è molto importante per cercare di ridurre i rischi di errore in oncologia facendo in modo che il paziente sia monitorato evitando irraggiamenti ad organi che non dovrebbero essere colpiti da radiazioni.

Con le letture riportate in tabella 6.2 è stato costruito un grafico in cui sono state riportate le letture lungo l'asse delle ascisse e i valori di dose di riferimento espressi come KERMA lungo l'asse delle ordinate.

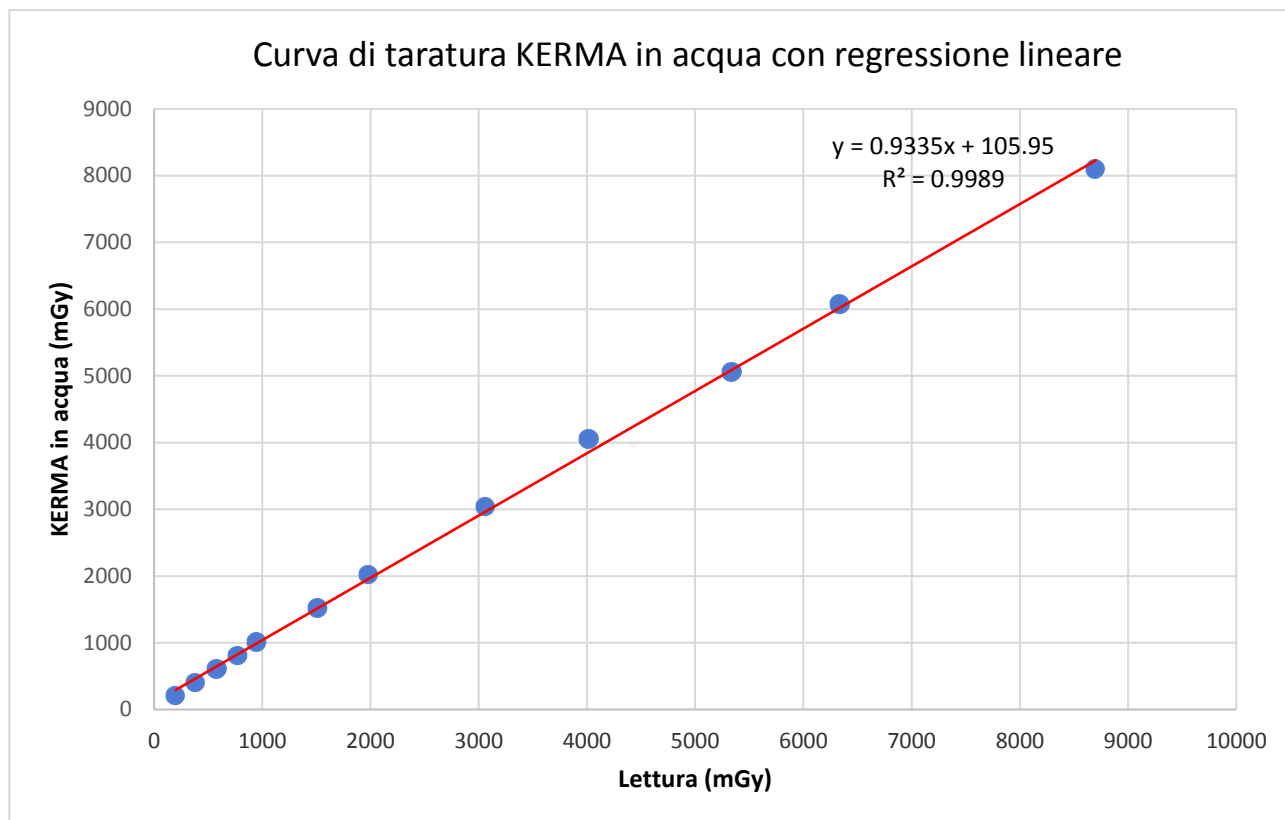


Figura 6.1. Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in acqua.

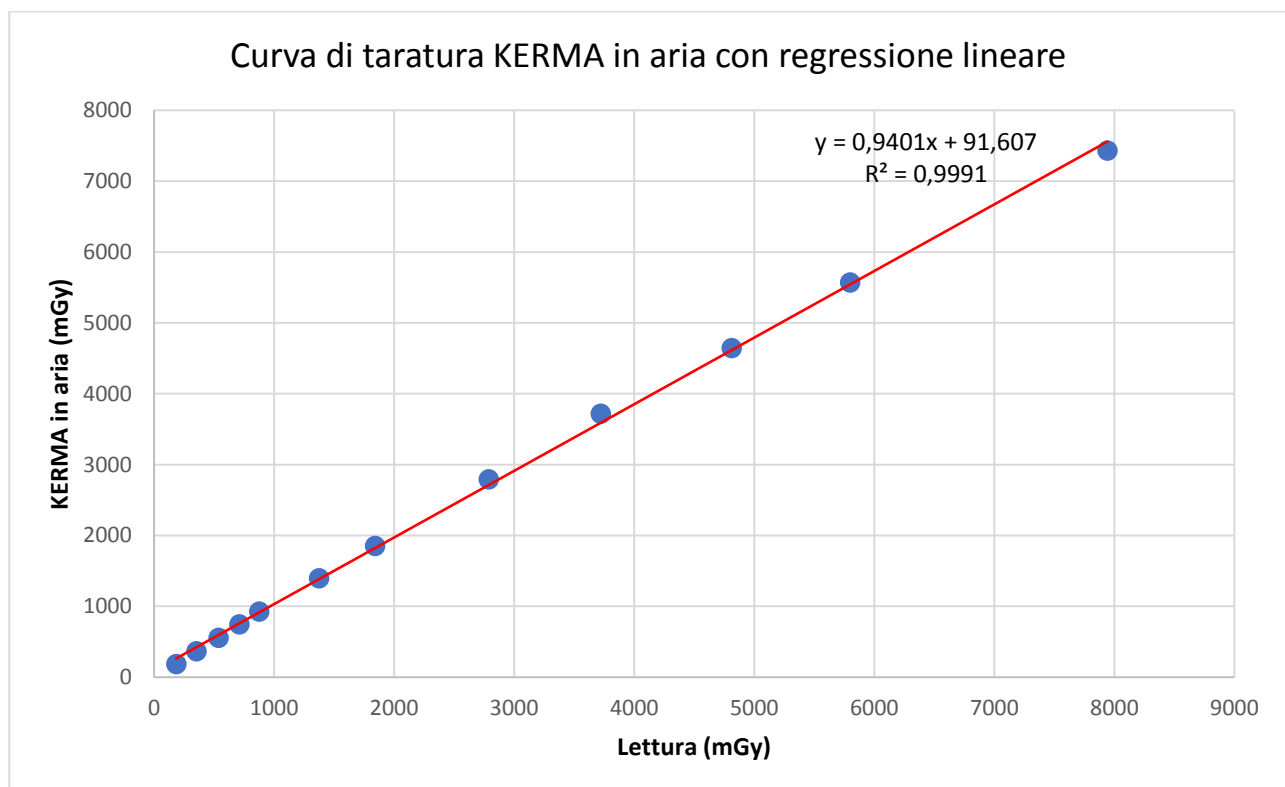


Figura 6.2. Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in aria.

L'obiettivo avendo questi dati è quello di effettuare una regressione lineare e ottenere una retta, la curva di taratura, la cui pendenza rappresenta il fattore di conversione per passare dal valore di dose assorbita letta al valore di KERMA in acqua.

Dato che nel grafico l'andamento dei dati è abbastanza lineare si è usata una linea di tendenza lineare che ben approssima il comportamento crescente della lettura con la dose di riferimento.

Inoltre il valore di R^2 , che è una proporzione tra la variabilità dei dati e la correttezza del modello statistico utilizzato, è prossimo all'unità per cui il modello lineare ipotizzato consente di approssimare molto bene i dati osservati.

Anche un modello di regressione polinomiale approssima bene i dati come riportato di seguito:

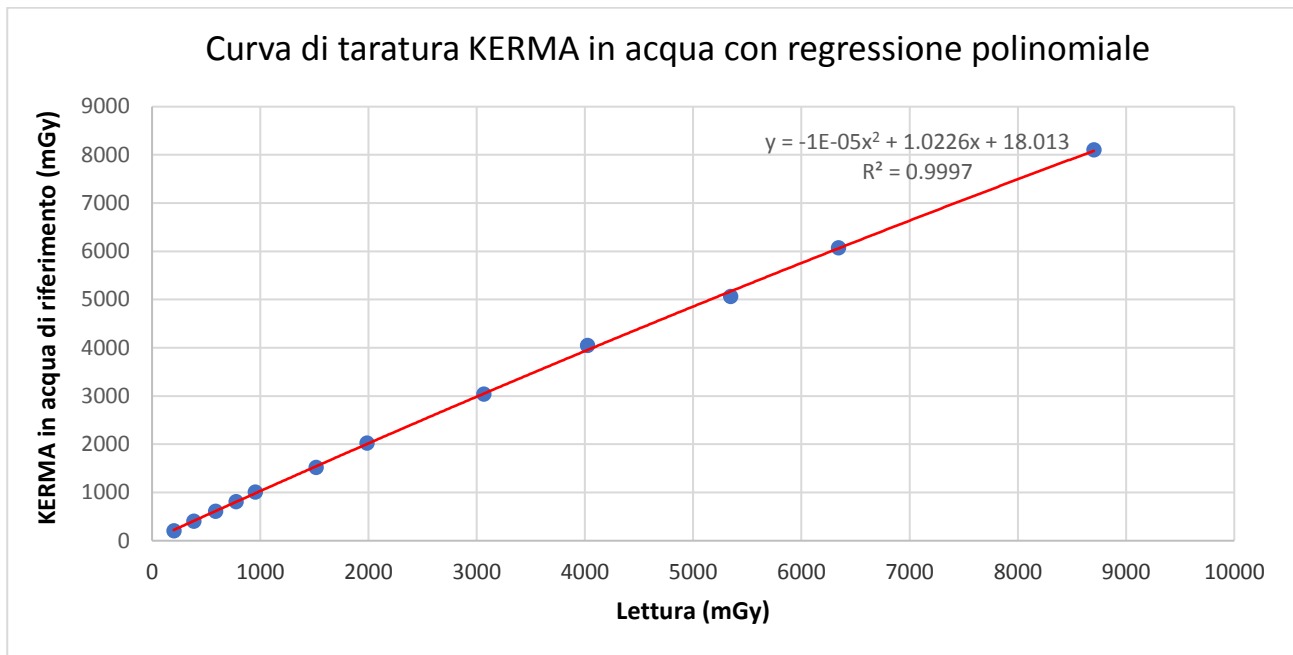


Figura 6.3. Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in acqua.

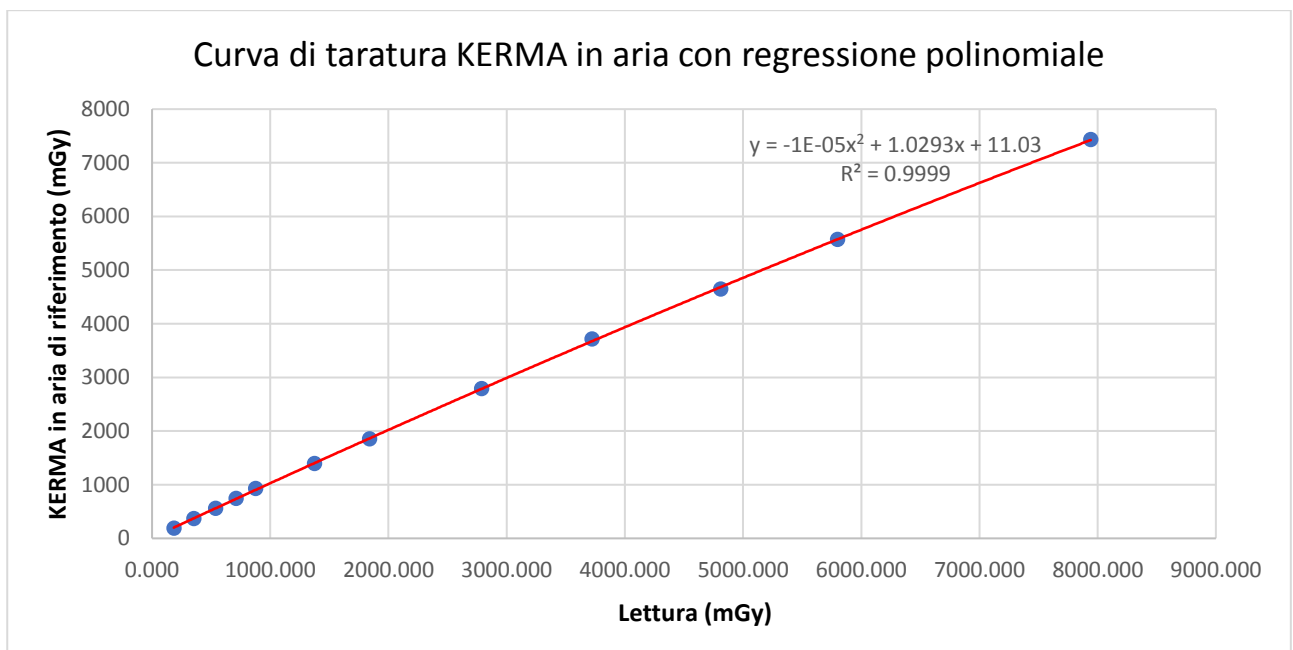


Figura 6.4. Valori di lettura dei nanoDot con corrispondenti valori di KERMA in aria.

È stato utilizzato un polinomio di grado 2 per approssimare i dati e si nota come rispetto ad una regressione lineare il grado di precisione è maggiore in quanto il polinomio riesce a seguire meglio l'andamento dei dati anche in presenza di eventuali fluttuazioni.

Il polinomio che riuscirebbe a passare per tutti i punti del grafico con elevata precisione sarebbe un polinomio di grado >3, ma essendo comunque le differenze non così evidenti si può benissimo accettare una linea di tendenza lineare per approssimare il comportamento dei dati.

6.3 Dipendenza tra dose di riferimento e numero dei fotoni conteggiati dal tubo PMT

Sia per il KERMA in acqua che per il KERMA in aria è stata presa in esame la relazione esistente tra numero di fotoni conteggiati e dose di riferimento. Sono stati quindi costruiti dei grafici nei quali sull'asse delle ascisse si trovano i valori dei conteggi, mentre in ordinata il valore della dose in KERMA.

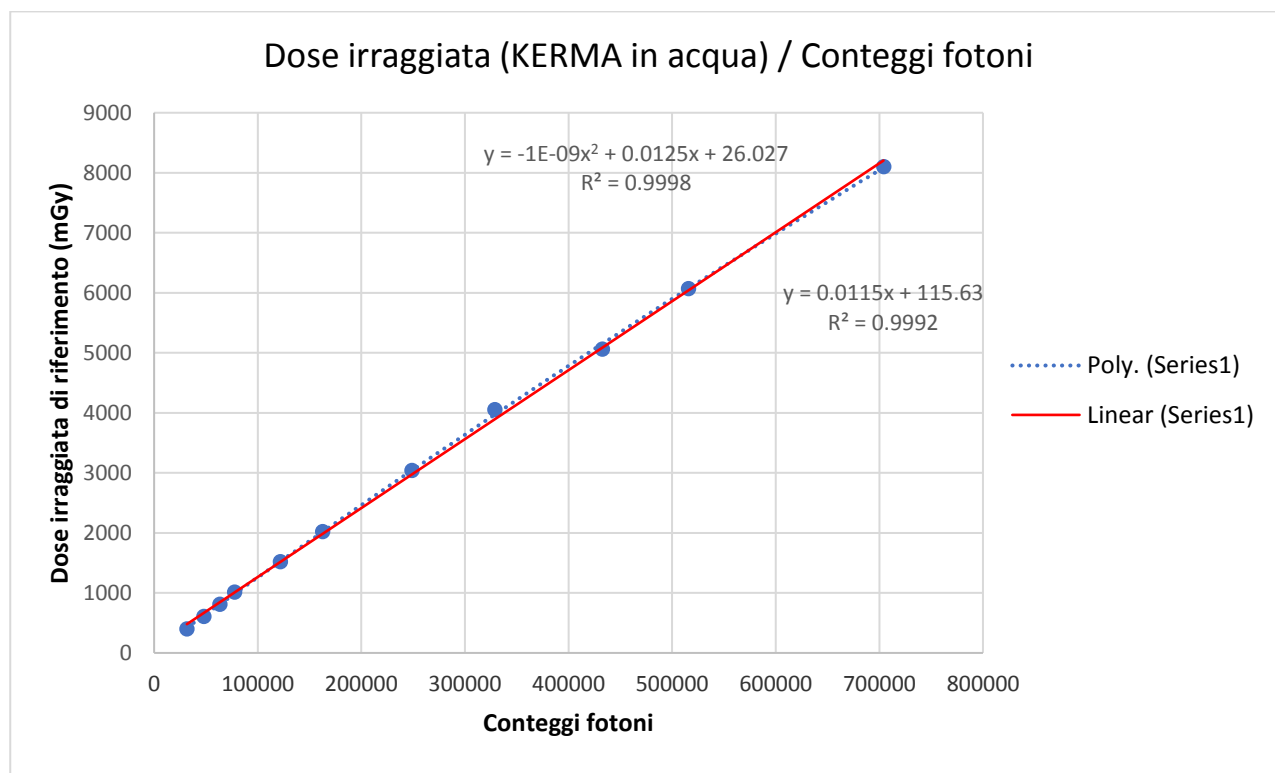


Figura 6.5. Dipendenza tra numero di fotoni conteggiati e KERMA in acqua.

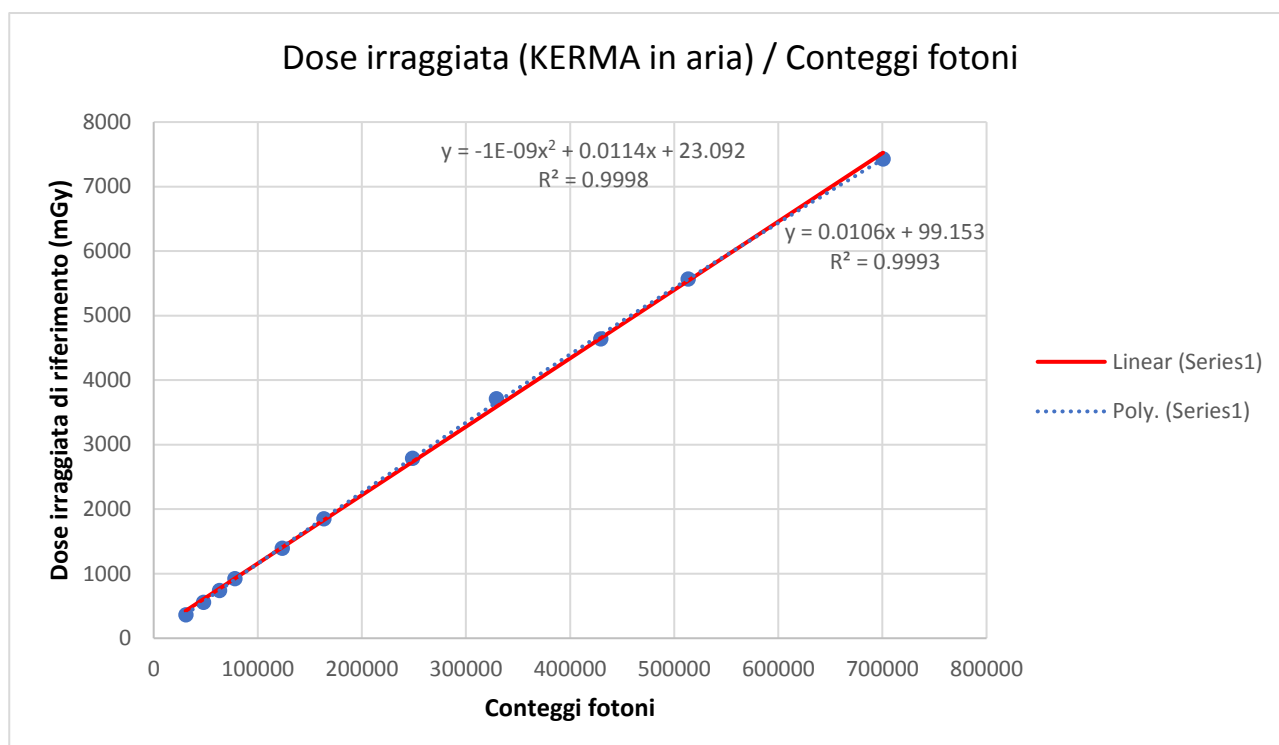


Figura 6.6. Dipendenza tra numero di fotoni conteggiati e KERMA in aria.

Questa prova è stata fatta per valutare quale fattore di taratura utilizza il lettore per passare dal numero di fotoni conteggiati al valore di dose assorbita.

Come si può notare dai due grafici precedenti sia la relazione lineare che quella polinomiale (di secondo grado) rappresentano bene l'andamento della serie di dati raccolta.

Si è riportata la procedura utilizzata per il calcolo del fattore di taratura distinguendo tra valori di dose elevati e valori di dose bassa, dato che nel lettore esiste un valore di cross over, come spiegato nei primi capitoli, che consente automaticamente di passare da alte a basse dosi.

Tabella 6.3. Valutazione del fattore di taratura utilizzato dal lettore per elevati valori di dose.

KERMA in acqua (mGy)	Conteggi	Fattore di taratura	KERMA in aria (mGy)	Conteggi	Fattore di taratura
400	31620,93	79,1	366,97	30725,58	83,728
607	47765,516	78,7	556,88	47600	85,476
810	63396,629	78,3	743,12	62973,035	84,741
1010	77610,117	76,84	926,61	77875,281	84,043
1520	121862,5	80,17	1394,5	123327,273	88,438
2020	162564,047	80,48	1853,21	163223,594	88,0761
3040	248796,5	81,84	2788,99	248497,672	89,0995
4050	328663,625	81,15	3715,6	328953,406	88,533
5060	432570,469	85,49	4642,2	429397,719	92,499
6070	515527,281	84,93	5568,81	513269,313	92,1686
8100	703977,875	86,91	7431,19	700574,438	94,2749

I valori nella colonna “fattore di taratura” sono stati ottenuti semplicemente dividendo il numero dei conteggi per la dose espressa in KERMA. Si è scoperto che il lettore prende un valore medio tra i vari fattori calcolati per ogni valore di dose:

- Fattore taratura KERMA in acqua = 81.3;
- Fattore taratura KERMA in aria = 88.280.

Tabella 6.4. Valutazione del fattore di taratura utilizzato dal lettore per bassi valori di dose.

KERMA in acqua (mGy)	Count Unit	Fattore di taratura	KERMA in aria (mGy)	Count Unit	Fattore di taratura
202	200571,906	993	185,32	200652,813	1082,7

Essendoci un solo valore in questo caso il fattore di taratura considerato dal lettore è:

- Fattore taratura KERMA in acqua = 993;
- Fattore taratura KERMA in aria = 1082.7.

6.4 Calcolo analitico del valore di dose

Con i valori del fattore di taratura e utilizzando le relazioni delle curve polinomiale e lineare dei grafici dose irraggiata (KERMA in aria) / Conteggi fotoni, sono state eseguite delle prove di calcolo della dose assorbita che si sono confrontate con il valore di dose ottenuto dalle letture con il lettore MicroStar.

Tabella 6.5. Calcolo analitico della dose assorbita per KERMA in acqua.

Letture MicroStar (mGy)	Dose calcolata applicando il fattore di taratura (mGy)	Dose calcolata applicando la relazione polinomiale (mGy)	Dose calcolata applicando la relazione lineare (mGy)
200,269	215,669	/	/
383,954	399,542	360,6945974	424,1865
584,567	615,373	540,8817444	590,8675
773,744	833,245	722,3459261	759,124
953,200	1026,501	882,9501036	908,371
1513,622	1611,705	1367,225118	1360,3095
1983,932	2136,496	1798,879424	1765,5925
3064,775	3189,205	2657,271139	2578,5735
4022,924	4283,609	3539,064498	3423,7545
5345,527	5691,917	4657,884376	4511,3555
6340,577	6751,446	5487,827915	5329,6035
8702,803	9056,137	7258,157131	7109,4585

Tabella 6.6. Calcolo analitico della dose assorbita per KERMA in aria.

Deep Dose (mGy)	Dose applicando il fattore di taratura	Dose applicando la relazione polinomiale	Dose applicando la relazione lineare
184,085	198,2412335	/	/
350,945	365,1938196	326,1236973	381,5794
536,408	564,6770372	491,0519248	535,8518
709,351	763,8998328	655,3420327	689,9228
875,485	942,809716	802,5208862	828,2846
1374,079	1463,119076	1228,612878	1230,6712
1840,229	1981,742546	1650,456178	1631,754
2787,977	2901,169112	2391,270928	2342,802
3720,016	3961,072763	3234,106068	3162,4894
4810,260	5121,965307	4143,524437	4060,2776
5797,243	6172,90496	4954,434866	4873,0326
7941,411	8263,832837	6532,836891	6490,0732

Si noti che utilizzando il fattore di taratura la stima della dose risulta migliore per valori che vanno da 1000 mGy circa in poi, mentre per valori più bassi la polinomiale e la lineare approssimano meglio il valore della lettura.

Per il valore basso di dose di 200 mGy non si è potuto calcolare il valore con la relazione lineare e polinomiale in quanto con un solo valore è impossibile ottenere una linea di tendenza.

7. CONFRONTO TRA DOSIMETRI INLIGHT E FILM BADGE

Dopo aver descritto le prove effettuate con i dosimetri InLight e le curve di taratura per i nanoDot, si è passati ad ottenere dei confronti tra sistema MicroStar OSL e altri sistemi dosimetrici in uso. In questo capitolo si presenterà in particolare il confronto tra OSL e film badge.

A questo scopo il sistema MicroStar è stato registrato per l'interconfronto IC2016ph organizzato da Eurados per dosimetri a corpo intero.

Eurados è una rete di più di 50 istituzioni europee e 250 scienziati le cui attività comprendono: organizzazione di incontri scientifici o attività di formazione e l'organizzazione di studi intercomparativi.

Le aree in cui opera sono molteplici: monitoraggio individuale per dosimetria interna ed esterna, dosimetria retrospettiva, monitoraggio delle radiazioni ambientali, medicina nucleare, radioterapia e radiologia diagnostica.

L'interconfronto IC2016ph in questione per dosimetri a corpo intero ha avuto modo di verificare la valutazione di dose Hp(10) e Hp(0.07). Gli irraggiamenti per fotoni sono stati eseguiti in termini di Hp(10) e Hp(0.07) nei seguenti range:

- Energia: da 30 keV a 1.3 MeV;
- Dose equivalente: da 0.2 mSv a 1 Sv;
- Angolo di incidenza: $\pm 60^\circ$

In aggiunta alcuni dosimetri sono stati irraggiati con una sorgente di Sr-90 in termini di Hp(0.07).

Si è quindi dovuto preparare 30 dosimetri InLight assemblati con il loro badge ed etichettarli con la seguente scritta: da "Sxxx/2016-01" a "Sxxx/2016-30" dove Sxxx è l'identificazione del sistema dosimetrico in esame mentre il numero finale identifica il dosimetro. Questi dosimetri sono dunque stati spediti per essere sottoposti ad irraggiamenti X, gamma e beta.

7.1 Irraggiamenti con raggi X

Sono stati eseguiti nei laboratori nucleari di Seibersdorf, in Austria. In totale sono otto laboratori che si concentrano prevalentemente su questioni quali l'alimentazione e l'agricoltura, la salute umana, il monitoraggio ambientale, nonché l'utilizzo di strumentazioni analitiche nucleari.

Il laboratorio in cui sono stati eseguiti gli irraggiamenti è quello di dosimetria che ha come scopo quello di garantire l'uso sicuro ed efficace delle radiazioni nel trattamento del cancro e di supportare la dosimetria delle radiazioni fornendo servizi di calibrazione e audit in tutto il mondo.

Per gli irraggiamenti si sono utilizzati i fasci X in termini di dose personale equivalente Hp(10) e Hp(0.07) per il monitoraggio individuale. I valori di dose di riferimento sono basati sul KERMA in aria misurato in una camera di monitoraggio tarata presso l'istituto nazionale di metrologia austriaco.

I dosimetri sono stati posizionati sulla faccia frontale del fantoccio ISO slab con i loro punti di riferimento localizzati davanti al fantoccio. I dosimetri sono stati fissati con del nastro adesivo e con elastici.

Il fantoccio è stato orientato secondo l'asse principale del fascio a una distanza di 2,5 metri dal fuoco alla superficie frontale del fantoccio usando un fascio laser di allineamento. Così facendo la dimensione del campo risultante copriva l'intera area del fantoccio.

La non omogeneità del campo nella zona centrale di posizionamento dei dosimetri è stata presa in considerazione nel bilancio dell'incertezza.

Sono stati usati quattro schemi diversi di irraggiamento come si può notare nella seguente tabella:

Tabella 7.1. Schemi di irraggiamento con fasci X.

Fascio X utilizzato	Angolo di incidenza	Distanza dalla sorgente (m)	Dimensione del campo in diametro (cm)	Rateo di KERMA (mGy/h)	Range Hp(10) (mSv)	Dosimetri irraggiati
N-40	0°	2.5	43	10.7	0.9 – 1.2	2
N-40	± 60°	2.5	43	10.7	0.8 – 1.1	2
N-150	0°	2.5	43	17.1	1.8 - 2.5	2
N-150	± 45°	2.5	43	17.1	1.6 – 2.3	2

In particolare per ogni schema riportato sono stati irraggiati due dosimetri, quindi in totale otto dosimetri sono stati sottoposti a tali fasci.

La dose personale equivalente $H_p(d, Q, \alpha)$ a profondità d (10mm e 0,07mm) per qualità di radiazione Q e angolo di incidenza α sono stati calcolati applicando il corrispondente coefficiente di conversione h_{pK} al valore di riferimento del KERMA in aria K_a .

$$H_p(d; Q; \alpha) = K_a(Q) * h_{pK}(d; Q; \alpha)_{Slab}$$

I valori dei coefficienti di conversione sono stati presi dalla norma ISO 4037-3:1999:

Tabella 7.2. Fattori di conversione per passare da KERMA a dose equivalente.

Fascio X	Energia media (keV)	Angolo di incidenza	$h_{pK}(10)_{Slab}$ (Sv/Gy)	$h_{pK}(0.07)_{Slab}$ (Sv/Gy)
N-40	33	0°	1.17	1.27
N-40	33	± 60°	0.85	1.19
N-150	118	0°	1.73	1.61
N-150	118	± 45°	1.61	1.58

Sono ora riportati i valori di dose equivalente di riferimento e le relative incertezze dei dosimetri irraggiati:

Tabella 7.3. Dosimetri irraggiati.

Dosimetro	Fascio X	Angolo di incidenza	Hp(10) (mSv)	Hp(0.07) (mSv)	Incertezza (k=2)
S068-10	N-40	0°	1.18	1.28	6%
S068-29	N-40	0°	1.18	1.28	6%
S068-19	N-40	+ 60°	1.06	1.48	6%
S068-22	N-40	- 60°	1.06	1.48	6%
S068-09	N-150	0°	2.46	2.29	6%
S068-24	N-150	0°	2.46	2.29	6%
S068-11	N-150	+ 45°	2.29	2.25	6%
S068-30	N-150	- 45°	2.29	2.25	6%

L'incertezza riportata è definita come incertezza estesa, essa serve a poter affermare che una certa percentuale di valori misurati sia contenuta in un certo intervallo dichiarato.

Si calcola semplicemente facendo il prodotto tra l'incertezza standard della misurazione e un fattore di copertura (k) il cui valore viene scelto in base al desiderato livello di confidenza. Nel caso in esame per una distribuzione normale si è scelto un valore pari a 2 corrispondente ad un livello di confidenza del 95%.

7.2 Irraggiamenti con sorgenti gamma e beta

Durante il deposito e l'irraggiamento dei dosimetri le condizioni ambientali erano: temperatura tra 19 e 21°C, pressione atmosferica tra 99 e 103 kPa, umidità relativa tra 45 e 55%. Durante il deposito la radiazione di fondo (dose equivalente ambientale da Cs-137) nella stanza di controllo varia tra 90 nSv/h e 120 nSv/h.

L'irraggiamento impartito è stato il seguente:

Tabella 7.4. Schema di irraggiamento gamma e beta.

Tipo di radiazione	Qualità della radiazione	Numero di dosimetri	Hp(10) per fotoni e Hp(0.07) per beta (mSv)
Fotoni	S-Co	2	470 - 510
Fotoni	S-Co	2	99 - 120
Fotoni	S-Co	2	0.40 - 0.55
Fotoni	S-Cs	2	0.45 - 0.55
Fotoni	S-Cs	4	4.5 - 5.6
Fotoni + Beta	S-Cs + Sr-90/Y-90	2	2 - 5

Tutti gli irraggiamenti sono stati effettuati con angolo di incidenza nullo, quindi tutti frontali, inoltre la dose equivalente personale rilasciata per l'irradiazione mista è la somma di $H_p(10)$ del S-Cs e dell' $H_p(0.07)$ del Sr-90/Y-90.

Il fantoccio utilizzato per gli irraggiamenti è uno "water slab phantom":



Figura 7.1. Rappresentazione del water slab phantom utilizzato per gli irraggiamenti.

Il fantoccio rappresentato in figura rappresenta il busto umano e consiste in un cubo di 300 mm x 300 mm x 150 mm, il quale viene riempito con acqua. La parete frontale ha uno spessore di 2.5 mm; tutte le altre pareti invece hanno uno spessore di 10 mm.

Il materiale con cui è costruito è il polimetilmetacrilato (PMMA), più semplicemente noto come plexiglass.

La distanza sorgente rilevatore (SSD) è la distanza tra il punto di riferimento della sorgente radioattiva e la superficie frontale del fantoccio. La dimensione del fascio è il diametro in aria libera del campo di radiazione alla distanza SSD. Anche in questo caso si sono utilizzati dei coefficienti di conversione:

Tabella 7.5. Differenze tra i fasci utilizzati per irraggiamenti gamma.

Sorgente	Nuclide	SDD (cm)	Dimensioni fascio (cm)	$h_{pK}(10; E; \alpha)$ (Sv/Gy)	$h_{pK}(0.07; E; \alpha)$ o $h_{pD}(0.07; E; \alpha)$ (Sv/Gy)
S-Co	^{60}Co	205	30 x 30	$1.15 \pm 4 \%$	$1.17 \pm 4 \%$
S-Co	^{60}Co	205	30 x 30	$1.15 \pm 4 \%$	$1.17 \pm 4 \%$
S-Co	^{60}Co	280	42	$1.15 \pm 4 \%$	$1.17 \pm 4 \%$
S-Cs	^{137}Cs	280	42	$1.21 \pm 4 \%$	$1.21 \pm 4 \%$
S-Cs	^{137}Cs	280	42	$1.21 \pm 4 \%$	$1.21 \pm 4 \%$
S-Cs-Mix	^{137}Cs	280	42	$1.21 \pm 4 \%$	$1.21 \pm 4 \%$
Sr-90-Mix	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	30	10	/	$1.00 \pm 4 \%$

I dosimetri sono stati irraggiati con la superficie frontale del fantoccio usato nel punto di misurazione in un campo di radiazione omogeneo. La differenza tra punto di misura e punto di riferimento del dosimetro è inclusa nel contributo di incertezza che tiene anche conto della non omogeneità del campo.

Il fantoccio è stato posizionato perpendicolarmente all'asse del fascio con il centro geometrico allineato all'asse del fascio. I dosimetri sono stati fissati al fantoccio trascurandone la possibile influenza reciproca.

7.3 Determinazione della dose personale equivalente

Per le irradiazioni con fotoni la dose personale equivalente $H_p(0.07)$ e $H_p(10)$ sono state calcolate utilizzando le seguenti equazioni:

$$H_p(0.07) = K_{a,ref} * h_{p,K}(0.07; E, \alpha) * t * k_{decay} * k_{attenuation}$$

$$H_p(10) = K_{a,ref} * h_{p,K}(10; E, \alpha) * t * k_{decay} * k_{attenuation}$$

Per le irradiazioni con sorgenti beta invece si è utilizzata quest'altra espressione:

$$H_p(0.07) = D_{g,ref} * T_{(0.07)} * h_{p,D}(0.07; E, \alpha) * t * k_{decay} * k_{attenuation}$$

Il significato dei vari termini che compaiono nelle espressioni è riportato nel seguito:

- $H_p(0.07)$ = dose personale equivalente ad una profondità di 0.07 mm nel tessuto, è espressa in Sievert;
- $H_p(10)$ = dose personale equivalente ad una profondità di 10 mm nel tessuto, è espressa in Sievert;
- $K_{a,ref}$ = rateo di riferimento KERMA in aria, espresso in Gy/s;
- $D_{g,ref}$ = rateo di dose di riferimento assorbita ad una profondità di 0 mm nel tessuto, espressa in Gy/s;
- $T_{(0.07)}$ = fattore di trasmissione da 0 mm a 0.07 mm di profondità nel tessuto;
- $h_{p,K}(10; E, \alpha)$ = coefficiente di conversione per l'energia dei fotoni E, espresso in Sv/Gy;
- $h_{p,K}(0.07; E, \alpha)$ = coefficiente di conversione per l'energia dei fotoni E, espresso in Sv/Gy;
- $h_{p,D}(10; E, \alpha)$ = coefficiente di conversione per l'energia dei beta E, espresso in Sv/Gy;
- t = tempo di irradiazione;
- k_{decay} = fattore di correzione per il decadimento;
- $k_{attenuation}$ = fattore di correzione per l'attenuazione in aria.

Tabella 7.6. Dose equivalente calcolata per i dosimetri irraggiati con sorgenti gamma.

Dosimetro	Irraggiamento	Hp(10) (mSv)	Hp(0.07) (mSv)
S068/2016 - 01	S-Co	503	512
S068/2016 - 17	S-Co	503	512
S068/2016 - 07	S-Co	111	113
S068/2016 - 16	S-Co	111	113
S068/2016 - 21	S-Co	0.476	0.485
S068/2016 - 28	S-Co	0.476	0.485
S068/2016 - 15	S-Cs	0.486	0.486
S068/2016 - 23	S-Cs	0.486	0.486
S068/2016 - 13	S-Cs	5.21	5.21
S068/2016 - 14	S-Cs	5.21	5.21
S068/2016 - 26	S-Cs	5.21	5.21
S068/2016 - 27	S-Cs	5.21	5.21
S068/2016 - 04	S-Cs-Mix	2.08	2.08
	Sr-90-Mix	/	2.12
S068/2016 - 05	S-Cs-Mix	2.08	2.08
	Sr-90-Mix	/	2.12

In tabella sono riportati i risultati degli irraggiamenti effettuati con sorgenti gamma e beta, importante ricordare che per gli irraggiamenti misti la dose equivalente totale personale impartita è la somma della Hp(10) del fascio S-Cs-Mix e della Hp(0.07) del fascio Sr-90-Mix.

Questi valori sono serviti come valori di riferimento per ottenere un confronto tra lettura OSL e lettura dei film badge per effettuare una valutazione sulla risposta dei due sistemi dosimetrici.

7.4 Conclusioni e risultati

Di seguito saranno riportate delle tabelle e grafici per vedere il comportamento dei due sistemi dosimetrici a confronto. In particolare saranno riportati: la qualità del fascio utilizzato per l'irraggiamento, il valore vero di dose equivalente impartito ai dosimetri, i valori di dose equivalente (Hp(10) e Hp(0.07)) ottenuti tramite lettura con il sistema MicroStar e con i film badge, e un valore di risposta che può essere facilmente calcolato dividendo il valore della lettura con il valore vero di riferimento.

Tabella 7.7. Risultati Eurados per OSL in termini di Hp(0.07).

Qualità radiazione		Hp(0.07) di riferimento (mSv)	Hp(0.07) OSL (mSv)	Risposta	Responso
Raggi X	N-40/0°	1.28	0.91	0.76	OK
		1.28	0.85	0.66	OK
	N-40/- 60°	1.48	1.70	1.15	OK
	N-40/+ 60°	1.48	1.19	1.21	OK
	N-150/0°	2.29	2.40	1.05	OK
		2.29	2.25	0.98	OK
N-150/- 45°	2.25	2.22	0.99	OK	
N-150/+ 45°	2.25	2.16	0.96	OK	
Gamma	S-Cs	0.49	0.47	0.97	OK
		0.49	0.46	0.95	OK
		5.21	4.80	0.92	OK
		5.21	4.73	0.91	OK
	S-Co	5.21	4.60	0.88	OK
		5.21	4.51	0.87	OK
		0.48	0.40	0.83	OK
		0.48	0.38	0.78	OK
		112.54	94.48	0.84	OK
		112.54	90.99	0.81	OK
		512.12	391.52	0.76	OK
		512.12	397.28	0.78	OK
Misto	S-Cs/Sr-90/0°	4.20	1.97	0.47	Errore
		4.20	2.12	0.50	Errore

Per quanto riguarda la dose equivalente personale Hp(0.07), si nota che per gli ultimi due dosimetri sottoposti ad irraggiamento misto il valore di dose irraggiata è pari a 4.20 mSv in quanto ottenuto dalla somma dei due valori di riferimento per il Cesio e per lo Stronzio riportati in tabella 7.6. Per questi due dosimetri si osserva che il valore della lettura OSL è molto distante dal valore vero irraggiato e infatti la risposta è molto bassa.

E' evidente che tali valori siano sbagliati in quanto non è stato considerato il fatto che per gli irraggiamenti misti la dose Hp(0.07) totale doveva essere calcolata come la somma della dose Hp(0.07) da Cesio e di Hp(0.07) da Stronzio.

L'errore è stato quindi quello di riportare solamente il valore di Hp(0.07) da Cesio, errore che può essere facilmente corretto come riportato nella tabella seguente:

Tabella 7.8. Correzione in termini di Hp(0.07) per i dosimetri ad irraggiamento misto.

Qualità radiazione		Hp(0.07) irraggiata (mSv)	Hp(0.07) OSL (mSv)	Risposta	Responso
Misto	S-Cs/Sr-90/0°	4.20	3.730	0.88	OK
		4.20	4.270	1.02	OK

Si nota quindi un miglioramento considerevole del valore della risposta come auspicabile.

Per la dose equivalente Hp(0.07) il sistema MicroStar presenta dunque una buona affidabilità nella stima del valore di dose.

Viene riportata ora la risposta OSL in termini di Hp(10):

. Tabella 7.9. Risultati Eurados per OSL in termini di Hp(10).

Qualità radiazione		Hp(10) di riferimento (mSv)	Hp(10) OSL (mSv)	Risposta	Responso
Raggi X	N-40/0°	1.18	0.82	0.69	OK
		1.18	0.75	0.64	OK
	N-40/- 60°	1.06	1.57	1.48	OK
	N-40/+ 60°	1.06	1.73	1.63	Errore
	N-150/0°	2.46	2.46	1.00	OK
		2.46	2.29	0.93	OK
N-150/- 45°	2.29	2.28	1.00	OK	
N-150/+ 45°	2.29	2.19	0.96	OK	
Gamma	S-Cs	0.49	0.48	0.99	OK
		0.49	0.47	0.97	OK
		5.21	4.87	0.93	OK
		5.21	4.76	0.91	OK
	S-Co	5.21	4.60	0.88	OK
		5.21	4.56	0.88	OK
		0.48	0.41	0.86	OK
		0.48	0.39	0.82	OK
	S-Co	110.62	93.55	0.85	OK
		110.62	92.06	0.83	OK
		503.37	391.52	0.78	OK
		503.37	397.28	0.79	OK
Misto	S-Cs/Sr-90/0°	2.08	/	/	Errore
		2.08	/	/	Errore

Per quanto riguarda la Hp(10), analizzando meglio i valori nelle risposte si notano delle discrepanze soprattutto per il fascio X N-40 e per gli irraggiamenti misti.

Per cercare una spiegazione a questo problema è stata svolta una prova con irraggiamenti X angolati. Vista la non disponibilità del fascio N-40 nel centro LAT del Politecnico si sono utilizzati due fasci X diversi : uno con energia immediatamente inferiore rispetto al N-40, e uno fascio di energia immediatamente superiore. La dose impartita è stata di 1 mSv.

Lo schema di irraggiamento è il seguente:

Tabella 7.10. Schema di irraggiamento con fasci X angolati.

Fascio	Energia (kEv)	Angolo	Numero dosimetri
RQR4	32	0°	2
		30°	2
		45°	2
		60°	2
		90°	2
A4	36.4	0°	2
		30°	2
		45°	2
		60°	2
		90°	2

Il risultato ottenuto è rappresentato nel seguente grafico:

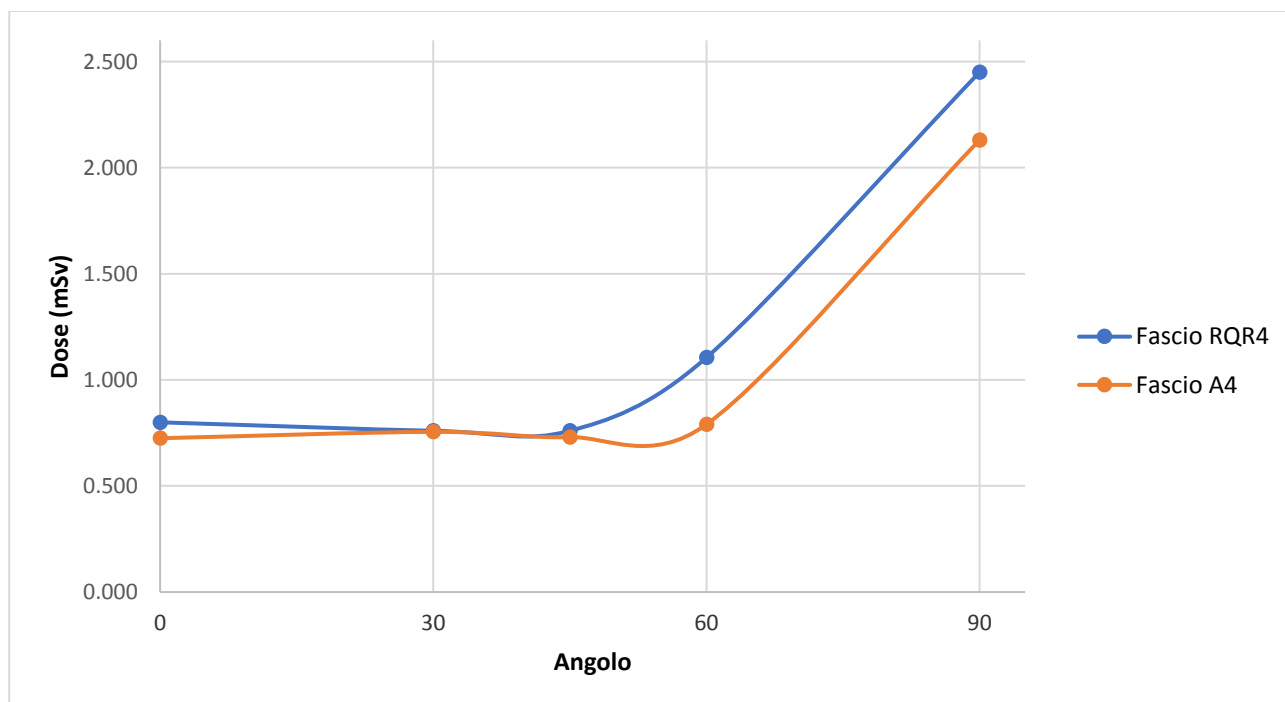


Figura 7.2. Dipendenza della dose letta dall'angolo di incidenza della radiazione

Come si può notare fino a 45° circa il comportamento è lineare e quasi non risente della variazione angolare, da 45° in poi si nota una brusca variazione nella dose segno che il dosimetro comincia a risentire della variazione angolare e inizia ad acquisire più dose. Per questo comportamento non è stato possibile trovare una spiegazione ragionevole, per cui dovrà essere ulteriormente approfondito con altre prove sperimentali.

Nella tabella 7.9 si notano anche dei valori anomali per quanto riguarda l'irraggiamento misto, il problema risiede nel fatto che non sono stati forniti i valori di Hp(10) per quegli irraggiamenti.

Ciò è stato facilmente risolto introducendo i valori necessari:

Tabella 7.11. Correzione in termini di Hp(10) per i dosimetri ad irraggiamento misto.

Qualità radiazione		Hp(10) di riferimento (mSv)	Hp(10) OSL (mSv)	Risposta	Responso
Misto	S-Cs/Sr-90/0°	2.08	1.800	0.87	OK
		2.08	2.120	1.02	OK

In ultima analisi sono riportate le letture dei film badge per poi ottenere un confronto con con i dosimetri OSL.

. Tabella 7.12. Risultati Eurados per film badge in termini di Hp(10).

Qualità radiazione		Hp(0.07) irraggiata (mSv)	Hp(0.07) OSL (mSv)	Risposta	Responso
Raggi X	N-40/0°	1.04	1.50	1.44	OK
		1.04	1.50	1.44	OK
	N-40/- 60°	0.93	1.20	1.29	OK
	N-40/+ 60°	0.93	1.10	1.18	OK
	N-150/0°	2.13	3.30	1.55	OK
		2.13	3.30	1.55	OK
	N-150/- 45°	1.99	2.40	1.21	OK
N-150/+ 45°	1.99	2.90	1.46	OK	
Gamma	S-Cs	0.50	0.48	1.29	OK
		0.50	0.47	1.29	OK
		4.49	5.10	1.14	OK
		4.49	5.10	1.14	OK
		4.49	5.10	1.14	OK
		4.49	5.10	1.14	OK
	S-Co	0.43	0.65	1.51	OK
		0.43	0.55	1.27	OK
		108.25	102.70	0.95	OK
		108.25	101.60	0.94	OK
		482.16	418.00	0.87	OK
		482.16	421.50	0.87	OK
Misto	S-Cs/Sr-90/0°	2.08	2.50	1.20	Errore
		2.08	2.60	1.25	Errore

Si noti come non esistono valori anomali nelle letture dei film e questo mette in evidenza come siano più accurati rispetto agli OSL.

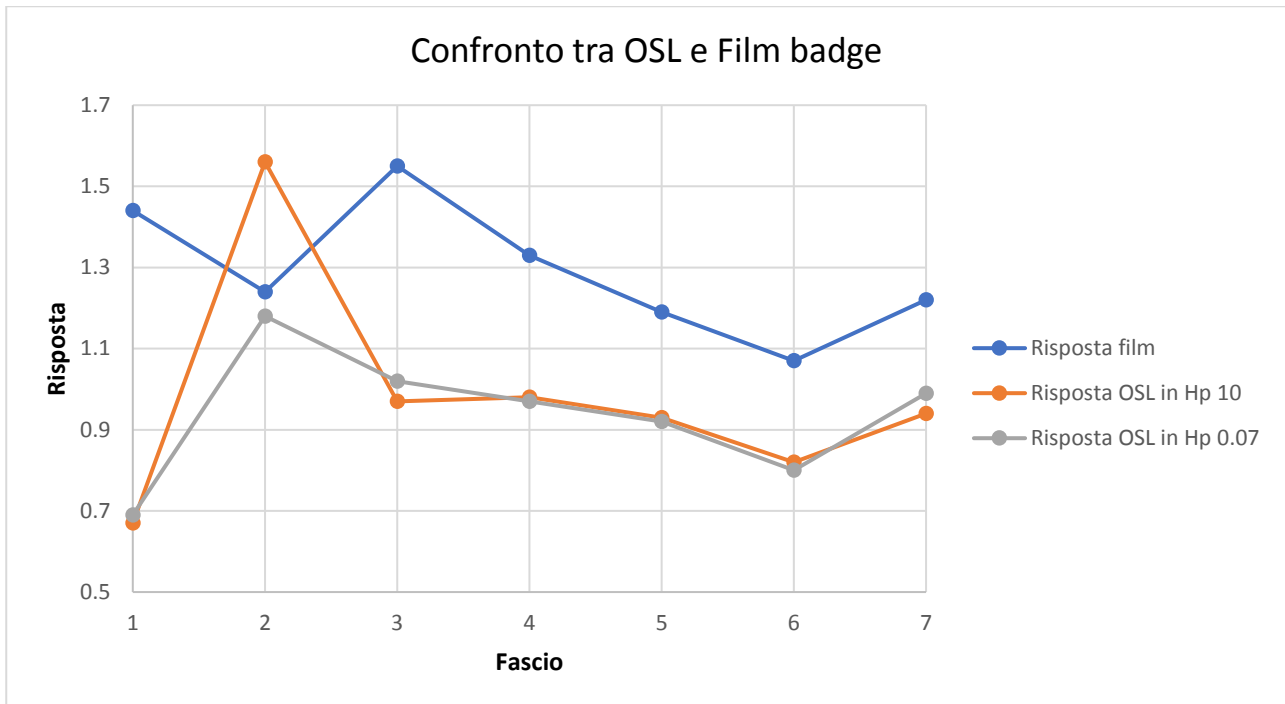


Figura 7.3. Confronto tra OSL e film badge

Il grafico è stato ottenuto andando a prendere i valori della risposta tabulati. Sull'asse delle ascisse i numeri corrispondono ai fasci di irraggiamento utilizzati: 1=N-40(0°), 2=N-40(60°), 3=N-150(0°), 4=N-150(45°), 5=S-Cs, 6=S-Co, 7= S-Cs/Sr-90(0°).

Si osserva come per gli OSL la risposta per i fasci X N-40, fasci a bassa energia, sia molto incostante, mentre si stabilizzi per fasci più energetici.

L'andamento è più o meno simile tra film e OSL a parte per i primi due fasci per i quali i film non presentano andamenti troppo incostanti, inoltre la risposta dei film è sempre maggiore rispetto a quella degli OSL per tutti i fasci a parte per il fascio N-40.

8. IRRAGGIAMENTI IN DOPPIO TLD/OSL E DMC/OSL

In questo capitolo sono riportate le prove di irraggiamenti in doppio TLD/OSL e DMC/OSL per valutare e confrontare i diversi sistemi di misura della dose da radiazione ionizzante.

Gli irraggiamenti in doppio DMC/OSL sono stati effettuati al centro di taratura LAT n. 104 del Politecnico di Milano, mentre gli irraggiamenti TLD/OSL sono stati effettuati all'istituto neurologico "Carlo Besta" di Milano che si è reso disponibile nell'effettuare irraggiamenti in doppio su pazienti sottoposti a sedute di radioterapia.

8.1 Confronto tra dosimetri elettronici DMC 2000 GN e dosimetri InLight

Il dosimetro DMC 2000 GN è un rivelatore di radiazioni gamma e neutroni munito di sistema di allarme qualora si superi una determinata soglia di dose. È un dispositivo di facile utilizzo, leggero e impermeabile.



Figura 8.1. Confronto tra OSL e film badge.

È stato usato in questa prova per ottenere un confronto rispetto ai dosimetri InLight di Landauer per vedere il loro comportamento al variare dell'angolo di incidenza della radiazione.

Sono stati preparati 20 dosimetri da irraggiare a diversi angoli di incidenza e a diversi valori di dose; in particolare si è studiato il comportamento ad angolazioni di 0° (irraggiamento frontale), 30°, 45° e 60°. I dosimetri OSL sono stati inseriti nell'apposita cover ed etichettati in modo da distinguere i vari dosimetri uno dall'altro.

Tutti gli irraggiamenti sono stati condotti presso il Centro di Taratura LAT n. 104 – Settore Radiazioni Ionizzanti del Politecnico di Milano, utilizzando i fasci descritti nella norma ISO 4037, per comprendere meglio come sono stati condotti gli irraggiamenti sono riportate alcune fotografie:

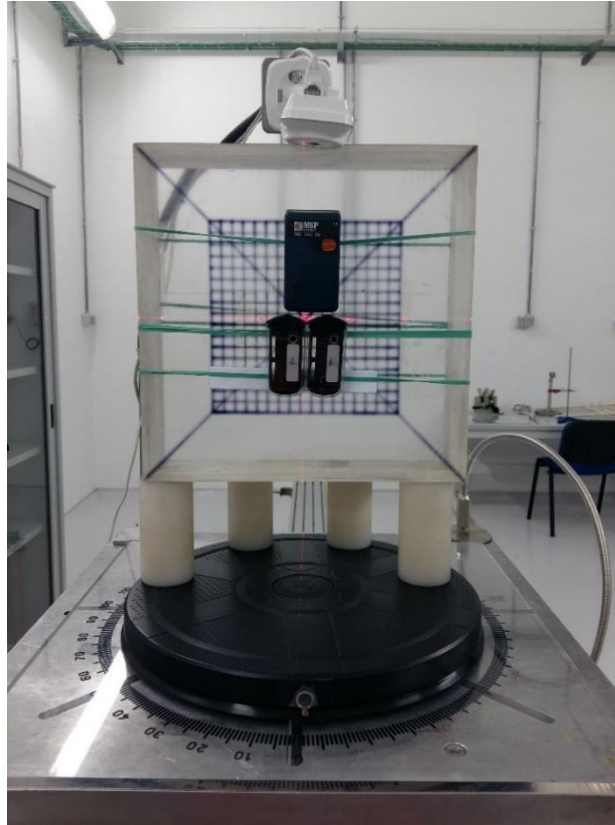


Figura 8.2. Irraggiamento frontale su solid slab phantom.

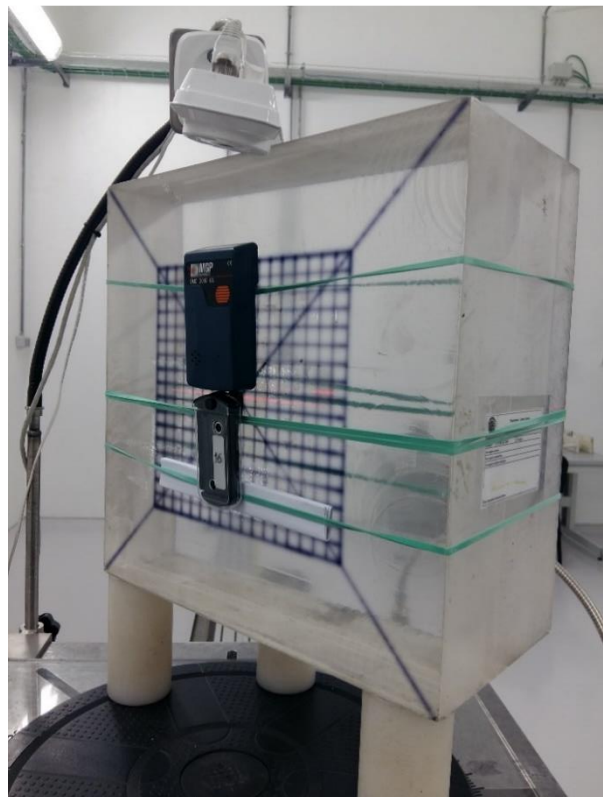
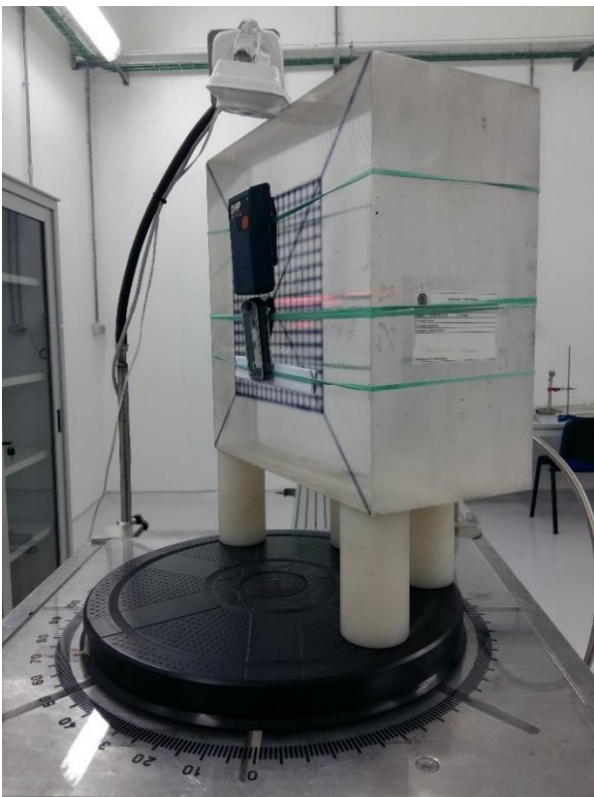


Figura 8.3. Irraggiamento in doppio angolato su solid slab phantom.

Per quanto riguarda l'irraggiamento frontale, a 0° di incidenza, è stato possibile utilizzare due dosimetri InLight accoppiati a quello elettronico, cosa che non è stata possibile fare per gli irraggiamenti angolati in quanto in questo caso l'utilizzo di due dosimetri InLight sarebbe stato assolutamente controproducente perché si sarebbero ottenuti valori differenti di dose per i due dosimetri per una questione puramente geometrica. Essendo il badge abbastanza ingombrante avrebbe fatto da "schermo" al dosimetro InLight a fianco causando errori nelle letture.

I valori di dose e gli angoli di incidenza utilizzati sono riportati nella tabella seguente:

Tabella 8.1. Schema di irraggiamento in doppio DMC/OSL.

Numero dosimetri InLight usati	Angolo di incidenza	Dose impartita in Hp(10) (μSv)
2	0°	25.254
2	0°	152.760
2	0°	502.289
2	0°	1000.909
2	0°	4002.552
1	30°	25.290
1	30°	153.031
1	30°	1002.687
1	45°	25.288
1	45°	49.688
1	45°	152.483
1	45°	1001.230
1	60°	25.270
1	60°	153.580
1	60°	1002.045

Come da caratteristiche dei due strumenti, i dosimetri DMC forniscono la lettura della dose direttamente sul display dello strumento, mentre per i dosimetri InLight è necessaria la lettura tramite il lettore MicroStar. I risultati sono riportati nelle tabelle seguenti: nella colonna "Lettura InLight" i dati riportati sono già privi del valore di dose residuo.

Tabella 8.2. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 0° di angolo d'incidenza.

Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.025254	0.025	-1%	0.120	375%
0.025254			0.120	375%
0.152760	0.164	7%	0.210	37%
0.152760			0.200	31%
0.502289	0.545	9%	0.480	-4%
0.502289			0.530	6%
1.000909	1.081	8%	0.960	-4%
1.000909			0.950	-5%
4.002552	4.330	8%	3.670	-8%
4.002552			3.600	-10%

Tabella 8.3. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 30° di angolo d'incidenza.

Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.025290	0.025	-1%	0.100	295%
0.153031	0.169	10%	0.220	44%
1.002687	1.094	9%	1.030	3%

Tabella 8.4. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 45° di angolo d'incidenza.

Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.025288	0.026	3%	0.120	375%
0.049688	0.053	7%	0.130	162%
0.152483	0.17	11%	0.220	44%
1.001230	1.106	10%	1.120	12%

Tabella 8.5. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 60° di angolo d'incidenza.

Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.025270	0.026	3%	0.110	335%
0.153580	0.171	11%	0.230	50%
1.002045	1.12	12%	0.970	-3%

I valori degli scarti sono stati ottenuti applicando la seguente relazione:

$$\text{Scarto tipo} = \frac{\text{Lettura InLight} - \text{Dose impartita}}{\text{Dose impartita}} * 100$$

Dai risultati si può notare come le dosi misurate coi due strumenti sono paragonabili a partire da 0.5 mSv, anche ad angoli differenti. Ulteriori irraggiamenti a dosi comprese tra 0.2 e 0.5 mSv potrebbero dare indicazioni migliori sulla minima dose affidabile.

Per valori di dose inferiori a 0.2 mSv, le performance degli OSL sono ben peggiori dei dosimetri elettronici: in questo intervallo c'è la forte influenza dello "zero" dei dosimetri, dello stesso ordine di grandezza della dose misurata (dose residua compresa tra 0.130 e 0.160 mSv).

Per dosi più elevate maggiori o uguali a circa 1 mSv entrambi i sistemi dosimetrici riescono a rappresentare bene la dose impartita di riferimento. Queste conclusioni sono ben rappresentate nei grafici seguenti, dove sull'asse delle ordinate è riportata la lettura ottenuta dai due strumenti di misura, mentre sull'asse delle ascisse è riportato il valore vero di dose impartita. Per la curva OSL nei grafici sono stati presi i valori medi delle letture dei due dosimetri utilizzati per ogni valore di dose.

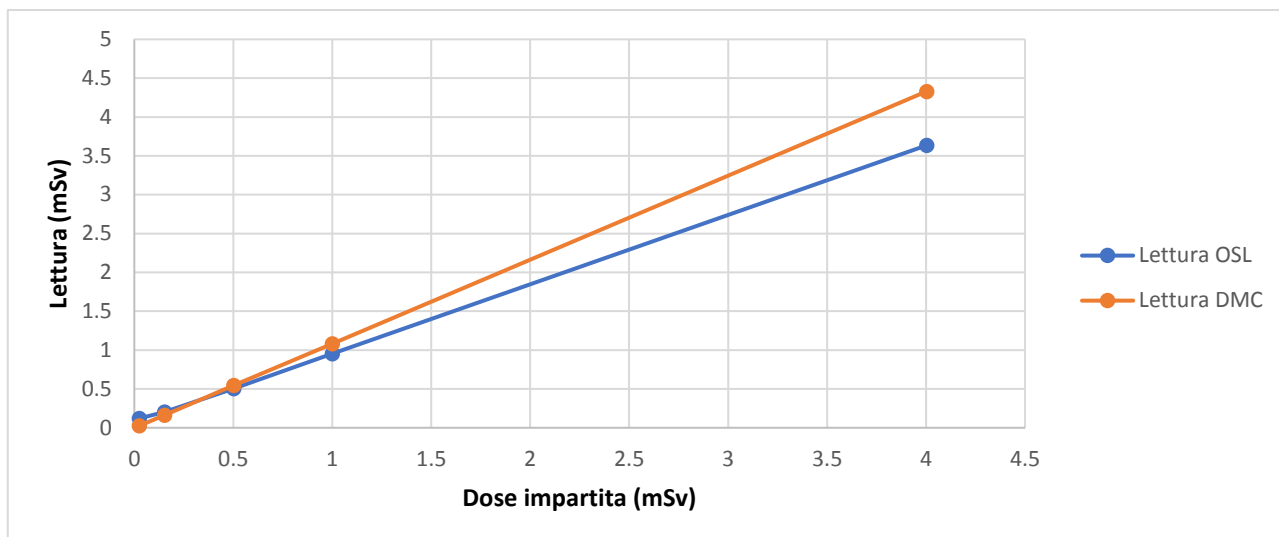


Figura 8.4. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento frontale (0°).

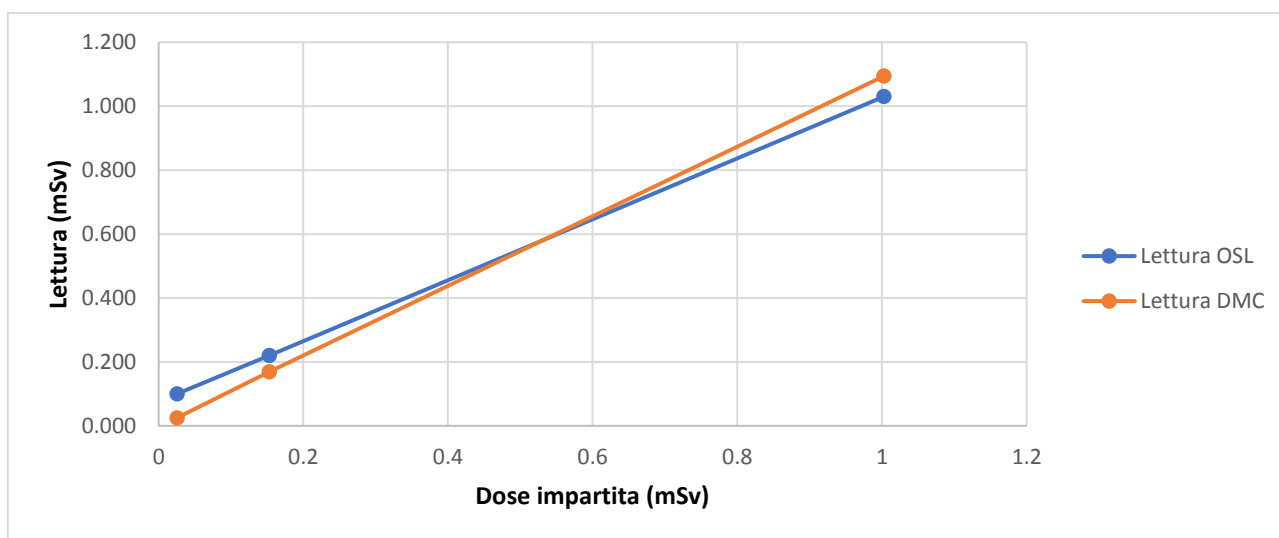


Figura 8.5. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento con angolo di 30°.

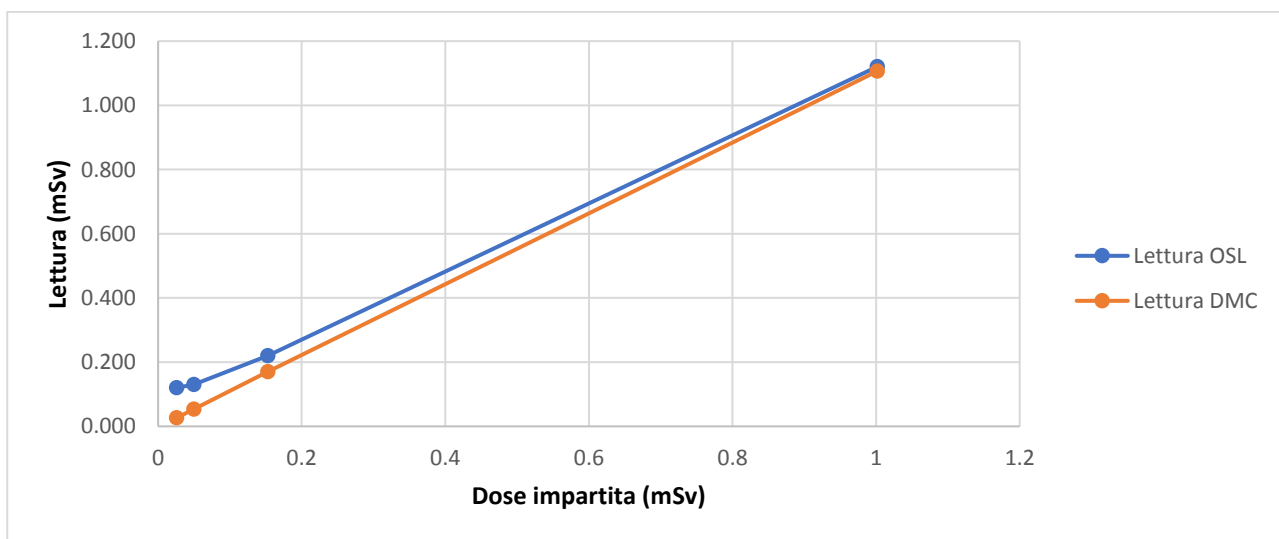


Figura 8.6. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento con angolo di 45°.

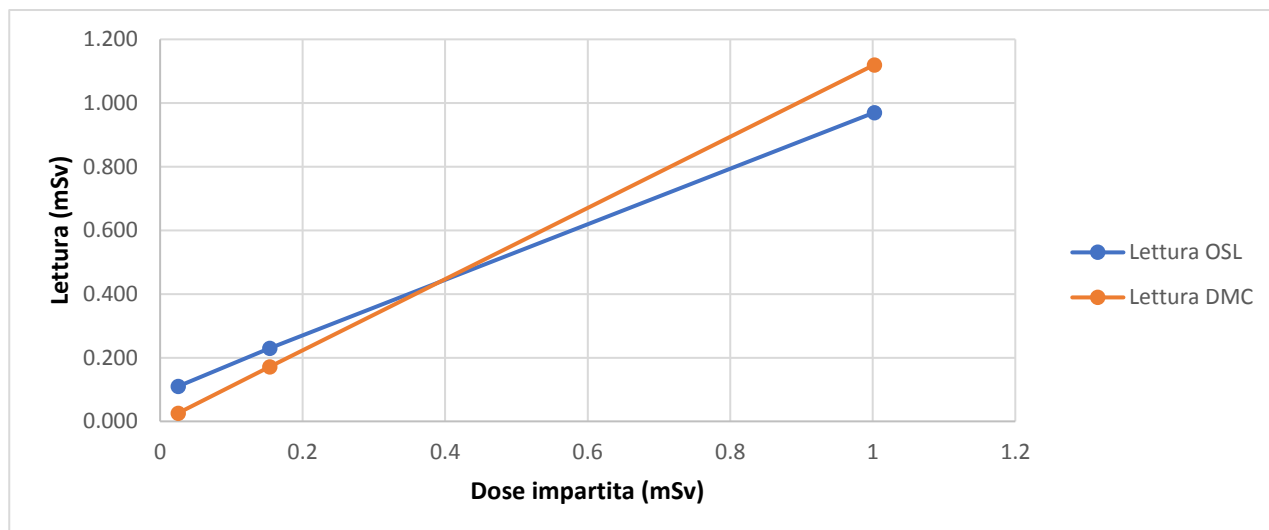


Figura 8.7. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento con angolo di 60°.

In tutti i grafici la curva arancione rappresenta la lettura DMC mentre quella blu la lettura OSL. Per avere maggiori informazioni si è eseguita una ulteriore prova di irraggiamento sempre in doppio per andare a studiare il comportamento della risposta dei dosimetri OSL nel range di dose tra 0,2 mSv e 1 mSv. Questo perché come visto precedentemente lo scarto tipo tra valore di riferimento e lettura presentava un andamento decrescente man mano che ci si avvicinava al valore di 1 mSv, quindi si è voluto verificare quel valore di dose tale per cui lo scarto tipo diventa basso e dunque la lettura approssima bene la dose di riferimento.

I risultati delle letture sono riportati di seguito per i vari angoli di irraggiamento:

Tabella 8.6. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 0° di angolo d'incidenza.

Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.202848	0.209	3.03%	0.310	52.82%
0.403213	0.419	3.92%	0.490	21.52%
0.603.649	0.622	3.04%	0.690	14.30%
0.803019	0.829	3.24%	0.890	10.83%
1.002371	1.036	3.35%	1.130	12.73%

Tabella 8.7. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 30° di angolo d'incidenza.

Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.203724	0.210	3.08%	0.350	71.80%
0.401343	0.413	2.90%	0.490	22.09%
0.602292	0.622	3.27%	0.690	14.56%
0.802334	0.831	3.57%	0.830	3.45%
1.002080	1.034	3.19%	1.030	2.79%

Tabella 8.8. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 45° di angolo d'incidenza.

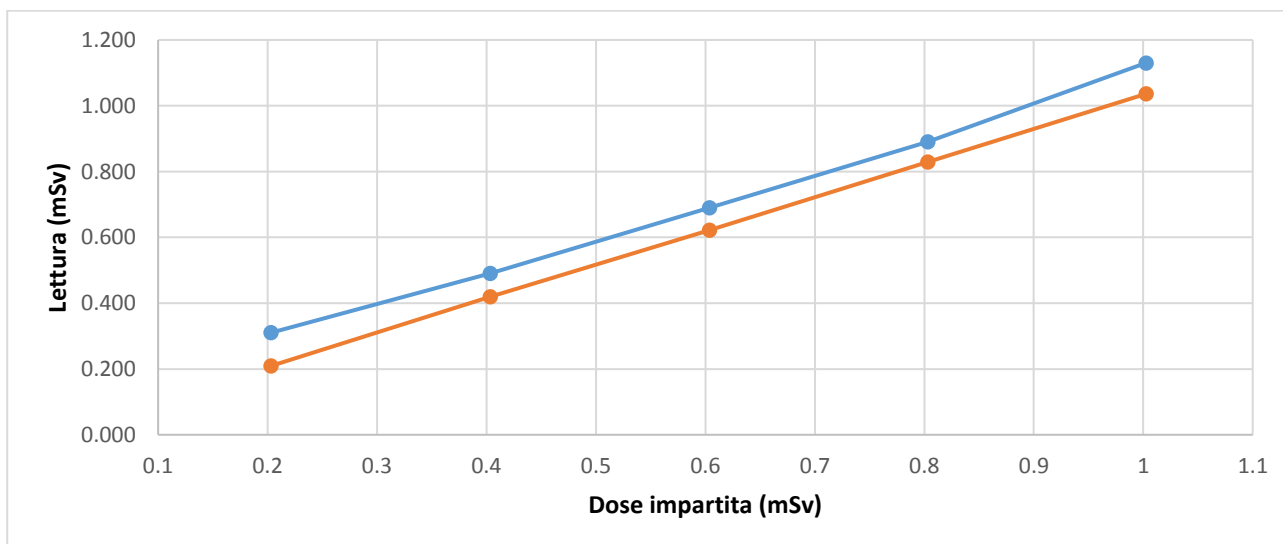
Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.201238	0.208	3.36%	0.340	68.95%
0.402655	0.417	3.56%	0.510	26.66%
0.602162	0.620	2.96%	0.690	14.59%
0.803926	0.835	3.87%	0.910	13.19%
1.002582	1.040	3.73%	1.050	4.73%

Tabella 8.9. Risultati per l'irraggiamento con Cs-137 in doppio a 60° di angolo d'incidenza.

Dose impartita in Hp(10) (mSv)	Lettura DMC (mSv)	Scarto tipo	Lettura InLight (mSv)	Scarto tipo
0.202693	0.210	3.60%	0.320	57.87%
0.402529	0.424	5.33%	0.480	19.25%
0.602399	0.626	3.92%	0.730	21.18%
0.801119	0.833	3.98%	0.860	7.35%
1.000928	1.045	4.40%	1.110	10.90%

Dalle tabelle si può affermare che tra 0.600 mSv e 0.800 mSv si trova quel valore tale per cui la risposta OSL è quasi paragonabile a quella dei dosimetri elettronici.

Dai dati riportati si nota anche che le letture non risentono affatto della dipendenza dall'angolo di incidenza della radiazione gamma e questo è un vantaggio perché consente l'utilizzo di questi dosimetri anche in condizioni di irraggiamenti non frontali come accade nelle attività quotidiane. Anche in questo caso sono stati tracciati i grafici che riportano l'andamento della lettura rispetto al valore di dose di riferimento impartito, come in precedenza la curva arancione rappresenta la lettura DMC mentre quella blu la lettura OSL:

**Figura 8.8. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento frontale (0°) nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.**

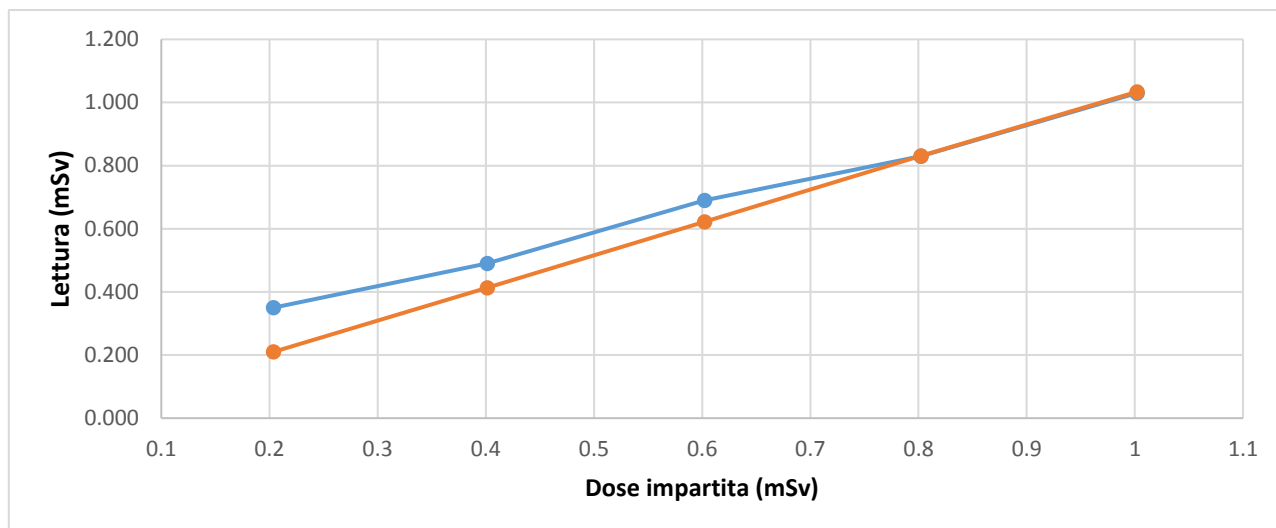


Figura 8.9. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento angolato a 30° nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.

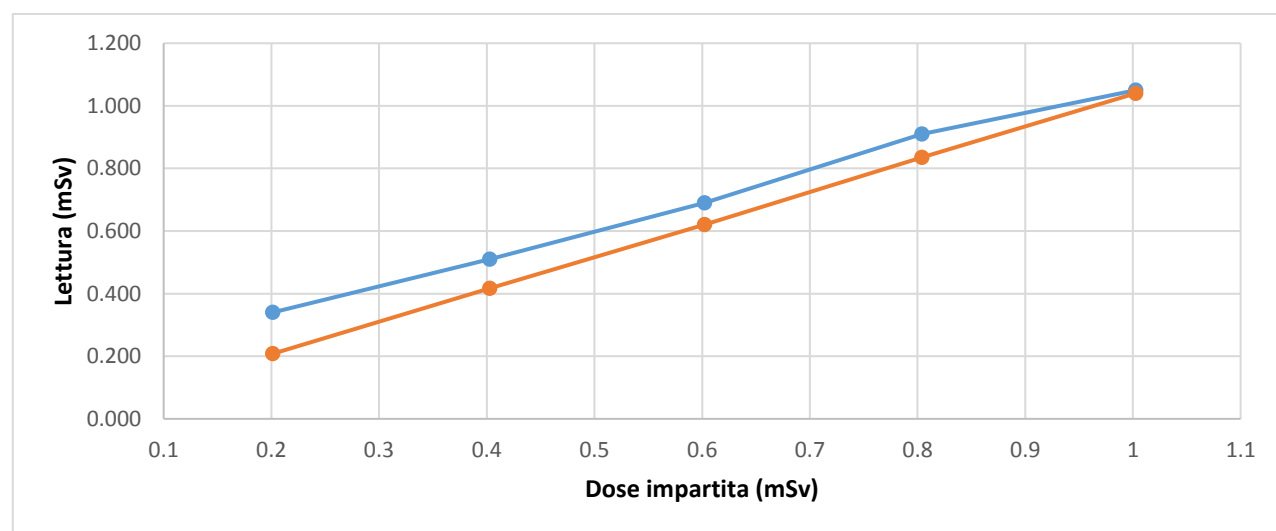


Figura 8.10. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento angolato a 45° nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.

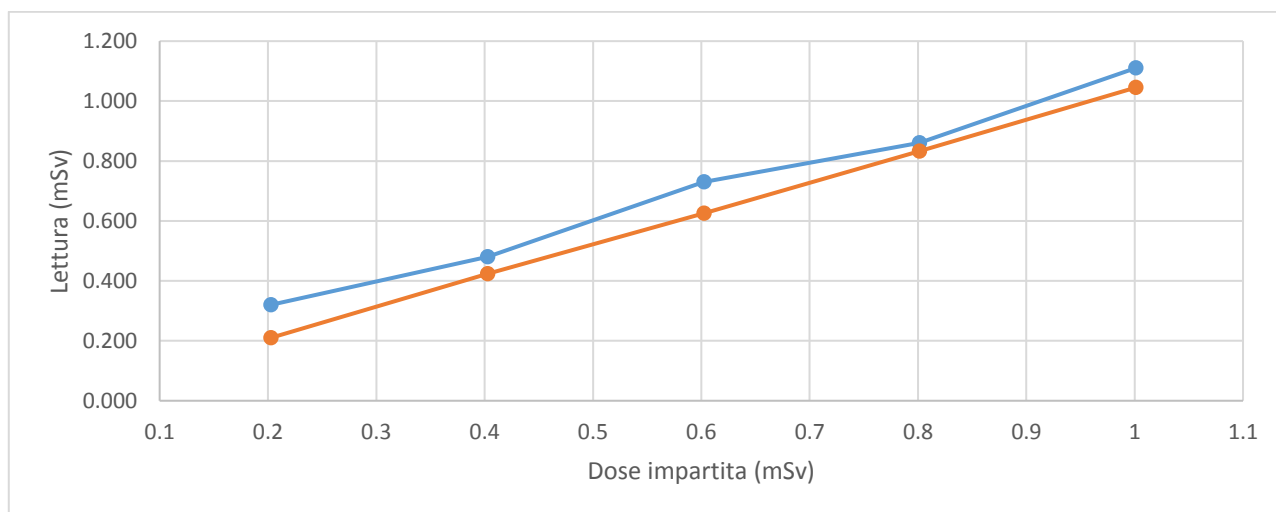


Figura 8.11. Confronto tra lettura DMC e lettura InLight per irraggiamento angolato a 60° nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv.

8.2 Irraggiamento in doppio TLD/OSL

Come già accennato per ottenere un confronto tra i due sistemi di misura in campo medico l'istituto "Carlo Besta" di Milano si è reso disponibile ad eseguire degli irraggiamenti in doppio su pazienti sottoposti a radioterapia.

Alcuni irraggiamenti sono stati fatti utilizzando il sistema CyberKnife, altri invece mediante radioterapia tradizionale.

8.2.1 Il CyberKnife e alcune differenze con la radioterapia tradizionale

Il sistema Cyberknife è una tecnologia innovativa per Radiochirurgia, con lo scopo di offrire ai pazienti affetti da lesioni tumorali uno strumento più sofisticato per la cura della malattia, in aggiunta alle già consolidate pratiche chirurgiche e radioterapiche offerte dalle Aziende Ospedaliere e più in generale dalla Medicina.

Tale tecnica di trattamento, chiamata Cyberknife, offre la possibilità di inviare dosi elevate di radiazioni a bersagli localizzati in qualsiasi parte del corpo. In tal modo si possono distruggere lesioni tumorali solide oppure trattare disordini funzionali come l'epilessia, il morbo di Parkinson e molti altri disturbi. Il sistema è del tutto non invasivo con una durata media per trattamento pari a circa 1 ora. La radiochirurgia Cyberknife costituisce una delle più complesse ed efficaci tecnologie oggi disponibili in ambito medico e si sta diffondendo in tutto mondo con velocità impressionante.

Il Cyberknife è stato inventato e sviluppato dal Prof John Adler, neurochirurgo presso la Stanford University, utilizzando una serie di innovazioni tecnologiche prontamente disponibili presso tale centro collocato nel cuore della Silicon Valley. Ad oggi, l'Università di Stanford ha trattato più di 3000 pazienti affetti da patologie tumorali o funzionali in qualsiasi distretto dell'organismo e rimane il principale centro di riferimento mondiale per la radiochirurgia Cyberknife. L'Università di Stanford è aperta ad una piena collaborazione ai fini di sviluppare protocolli di ricerca in questo settore.

La Radiochirurgia utilizza alte dosi di radiazioni per colpire la lesione in maniera precisa, un trattamento di radiochirurgia può avvenire in singola seduta o in regime di ipofrazionamento, ossia in 2-5 frazioni. Essa si distingue dalla radioterapia, che utilizza invece dosi molto più basse erogate in numerose sedute, tipicamente 30, essendo una tecnica molto meno precisa. Oltre a colpire le cellule tumorali è infatti necessario salvaguardare gli organi critici e i tessuti sani circostanti e questo lo si ottiene solo con un'elevata accuratezza di irradiazione o somministrando dosi non letali per gli organi e i tessuti sani.

L'accuratezza necessaria per l'utilizzo di elevate dosi di radiazione è stata storicamente raggiunta per il trattamento di lesioni intracraniche grazie all'utilizzo di un sistema di immobilizzazione rigido, il casco stereotassico. Questo, fissato con delle viti alla testa del paziente mediante anestesia locale, permette di fissare la posizione della testa durante il trattamento e fornisce un sistema di riferimento per individuare le coordinate della lesione in fase di treatment planning e di trattamento. Tuttavia questo approccio, tipico della Gamma Knife e degli acceleratori lineari convenzionali, non consente di frazionare il trattamento (se non in casi particolarmente complessi e con perdita di accuratezza), né di trattare lesioni extracraniche con la stessa accuratezza richiesta per definizione di radiochirurgia. Con l'evolversi della tecnologia, la radiochirurgia è oggi praticabile senza la necessità di utilizzare un sistema di fissaggio rigido come il casco stereotassico, ma

avvalendosi di un sistema di riferimento ancora più affidabile perché fisso per natura rispetto alla lesione: il cranio stesso.

Il Sistema Robotico per Radiochirurgia CyberKnife™ rappresenta tale evoluzione tecnologica. Si tratta di un acceleratore lineare compatto montato su un braccio robotico con sei gradi di libertà guidato da computer.



Figura 8.12. Il CyberKnife.

Grazie a un sistema di guida mediante immagini radiografiche, il Sistema CyberKnife™ individua e segue la posizione della lesione da trattare durante l'intero trattamento. Questo garantisce l'accuratezza sub-millimetrica necessaria, poiché gli eventuali spostamenti del paziente sono compensati da una correzione della direzione del fascio da parte del robot.

Sono molteplici i vantaggi che comporta l'eliminazione del casco: maggior comfort per il paziente e snellimento dei tempi della procedura clinica, possibilità di frazionare il trattamento, possibilità di estendere a tutto il corpo questo tipo di trattamento.

Con il CyberKnife inoltre la radiochirurgia è applicabile non solo al cranio, ma lungo tutta la colonna vertebrale, al massiccio facciale, ai polmoni, al fegato, al pancreas, alla prostata. È inoltre possibile frazionare il trattamento; ciò è fondamentale in molti casi in cui la lesione è adiacente a strutture critiche come ad esempio il midollo spinale o quando il paziente ha già subito irradiazione e i tessuti sani non possono ricevere ulteriori dosi in quantità dannosa.

Questo sistema utilizza inoltre il tracking dinamico, che consente di seguire il movimento in 3D della lesione durante il normale ciclo respiratorio del paziente.

8.2.2 Letture dei dosimetri TLD e OSL

Le letture riportate di seguito sono le dosi di radiazione ricevute dalle gonadi di pazienti sottoposti a radioterapia. La valutazione della dose assorbita da questi organi è molto importante e va monitorata costantemente per evitare la comparsa di problemi quali la sterilità, la comparsa di eventuali tumori e un rischio di danno genetico.

Tabella 8.10. Letture dosimetri TLD e OSL di pazienti sottoposti a radioterapia.

Paziente		Letture TLD (mGy)	Letture OSL (mGy)	Differenza %
1	Gonade Dx	73.0	72.825	0.2
	Gonade Sx	71.7	70.484	1.7
2	Gonade Dx	111.9	81.225	27.4
	Gonade Sx	33.2	39.176	18.0
3	Gonade Dx	110.1	372.414	238.3
	Gonade Sx	76.9	284.170	269.5
4	Gonade Dx	0.30	0.466	55.3
	Gonade Sx	0.45	0.476	5.8
5	Gonade Dx	411.1	355.142	13.6
	Gonade Sx	368.0	321.254	12.7
6	Gonade Dx	66.1	65.820	0.4
	Gonade Sx	61.3	59.625	2.7
7	Gonade Dx	0.85	1.092	28.5
	Gonade Sx	0.75	0.971	29.5
8	Gonade Dx	24.2	17.037	29.6
	Gonade Sx	14.9	12.049	19.1
9	Gonade Dx	83.8	119.133	42.2
	Gonade Sx	64.2	55.942	12.9
10	Gonade Dx	5	7.237	44.7
	Gonade Sx	5	6.455	29.1
11	Gonade Dx	1.2	1.616	34.7
	Gonade Sx	0.95	1.207	27.1
12	Gonade Dx	0.8	1.137	42.1
	Gonade Sx	0.7	0.907	29.6
13	Gonade Dx	133.4	138.684	4.0
	Gonade Sx	114.9	125.322	9.1
14	Gonade Dx	62	63.471	2.4
	Gonade Sx	60.8	54.512	10.3
15	Gonade Dx	22.6	22.005	2.6
	Gonade Sx	18.3	19.385	5.9
16	Gonade Dx	91.3	97.254	6.5
	Gonade Sx	85.8	93.923	9.5
17	Gonade Dx	0.85	0.978	15.1
	Gonade Sx	0.7	0.913	30.4

Osservando la tabella si possono notare alcuni valori che si discostano anche di molto rispetto alla lettura eseguita con i TLD, balza subito all'occhio lo scostamento di valori per il paziente 3 in cui addirittura si raggiungono differenze maggiori del 200%, il che significa una dose pari a più del doppio rispetto a quella letta con i dosimetri a termoluminescenza.

Sono riportati i grafici di confronto tra i due sistemi di lettura per dose assorbita dalla "gonade destra" e dalla "gonade sinistra":

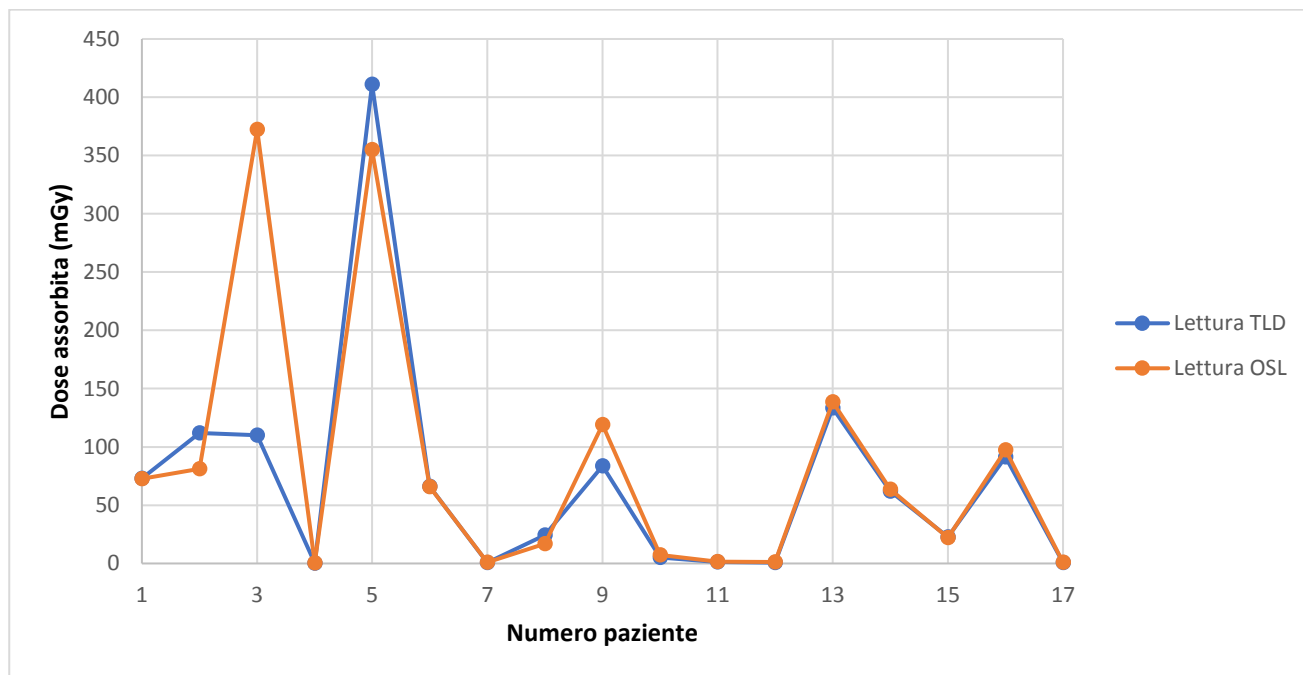


Figura 8.13. Confronto tra lettura OSL e lettura TLD per dose assorbita alla gonade destra.

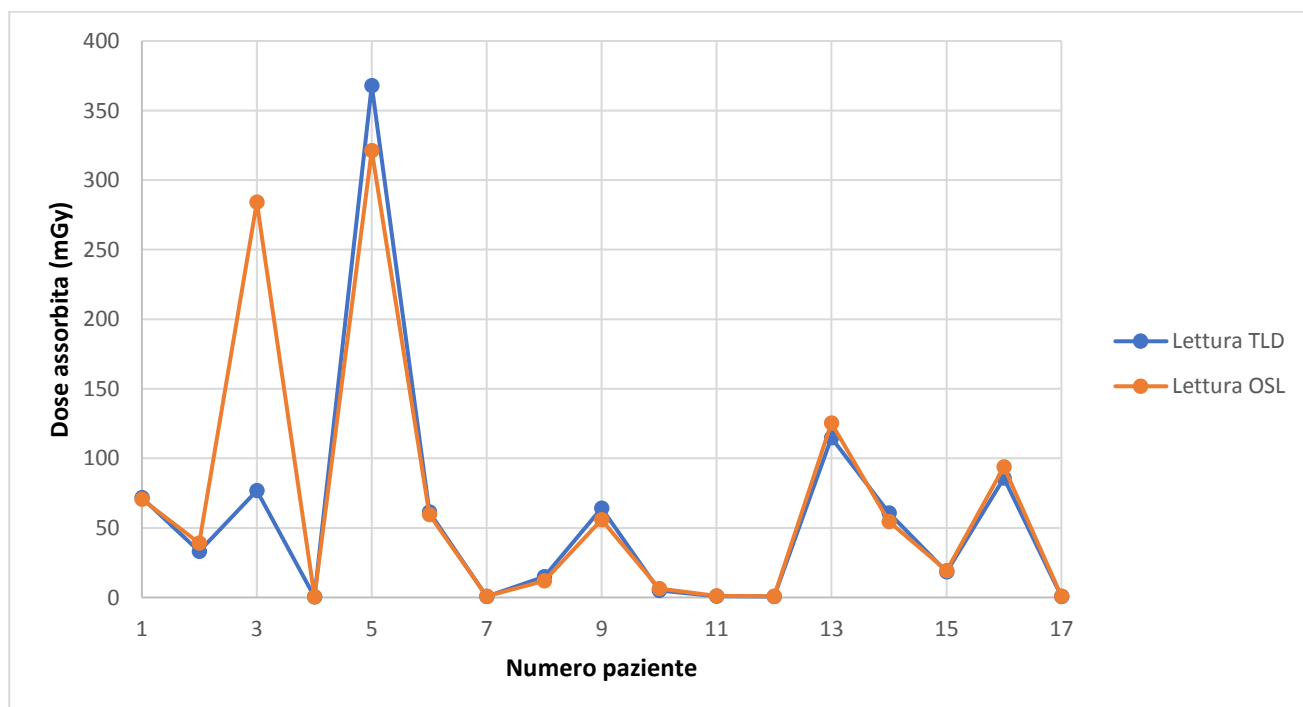


Figura 8.14. Confronto tra lettura OSL e lettura TLD per dose assorbita alla gonade sinistra.

Per quasi tutti i pazienti si nota come le letture siano quasi perfettamente sovrapposte segno che il sistema OSL approssima bene il valore di dose se paragonato al sistema TLD.

Le discrepanze tra valori di dose rilevati per gonade destra e sinistra, sono attribuibili alla posizione del tumore nel corpo del paziente. Quindi se il tumore è spostato più a sinistra è naturale che la gonade sinistra assorbirà una dose maggiore rispetto a quella destra.

Inoltre solitamente i valori di dose più elevati sono attribuibili all'utilizzo del CyberKnife, col quale sono necessarie meno sedute ad un livello di dose più elevato; mentre i valori di dose più bassi sono attribuibili all'utilizzo di radioterapia tradizionale per la quale sono necessarie molte più sedute con livelli di dose più bassi.

In radioterapia è fondamentale applicare la massima dose possibile al tumore cercando di minimizzare effetti collaterali quali danneggiamenti al tessuto sano circostante.

Infatti l'irraggiamento di tessuto sano anche con bassi valori di dose può comportare il rischio di comparsa di tumori secondari a diverse distanze dal target. Per tale motivo è importante possedere degli strumenti utili al fine di valutare la dose assorbita da organi sani, soprattutto da quelli più sensibili alle radiazioni ionizzanti come le gonadi.

Solitamente durante le misurazioni eseguite a una certa distanza dal volume di target, le dosi sono inferiori a 1 Gy, e questo consente di non utilizzare alcun fattore di correzione per la non linearità della risposta.

9. CONCLUSIONI

Dal lavoro svolto è stato possibile caratterizzare lo strumento MicroStar della Landauer, andando ad eseguire anche degli irraggiamenti in doppio per effettuare dei confronti con i sistemi dosimetrici attualmente in commercio.

Innanzitutto tale strumento utilizza il fenomeno della luminescenza otticamente stimolata che come si è visto, è molto simile alla termoluminescenza tranne che per la fase di lettura del dosimetro. Da un lato la tecnica TL si basa sulla stimolazione termica sottoponendo i dosimetri ad un gradiente costante di temperatura in un apposito forno, dall'altro la OSL invece provoca la stimolazione energetica tramite fasci di luce emessi da opportuni led.

Ciò che rende il sistema MicroStar vantaggioso rispetto alla più consolidata tecnica a termoluminescenza sono sicuramente le dimensioni in gioco; il lettore OSL è molto piccolo e con peso non troppo elevato, per cui facilmente trasportabile da un luogo all'altro senza particolari problemi, mentre il forno utilizzato per la stimolazione termica dalla TL è molto più ingombrante e richiede non solo alimentazione elettrica ma anche un attacco ad una fonte di azoto che serve ad evitare che piccole tracce di sporcizia sulla superficie dei TL possano bruciare in presenza di ossigeno alterando la lettura.

Si può aggiungere che la modalità di stimolazione ha delle conseguenze fondamentali: utilizzando una stimolazione termica tutta l'informazione contenuta nel dosimetro viene completamente eliminata, impedendo di fatto una possibile rilettura del dosimetro; con la stimolazione ottica invece la perdita di informazione è molto piccola, perciò è possibile rileggere i dosimetri senza significativa perdita di informazione.

Lo strumento MicroStar si compone di diversi elementi: un lettore, un laptop, un annealer e i dosimetri che si dividono in InLight e nanoDot. Una volta irraggiati i dosimetri vengono posti all'interno del lettore tramite un carrello porta-dosimetri, stando attenti a chiuderlo correttamente per evitare che possa penetrare della luce all'interno che inficerebbe le letture. Tramite il software MicroStar installato sul laptop vengono registrate e memorizzate le letture eseguite. I dosimetri InLight possiedono quattro elementi OSL ricoperti con quattro diversi filtri che permettono sia la distinzione tra radiazioni gamma e beta, sia una discretizzazione energetica; i nanoDot invece possedendo un solo elemento OSL non riescono a distinguere il tipo di radiazione e nemmeno il livello energetico, per cui è necessario conoscere dapprima il tipo e la qualità del fascio utilizzato quanti si utilizza questo tipo di dosimetro.

Le prove eseguite per accertarsi che questo sistema rispetti alcuni requisiti imposti dalla normativa IEC 62387 hanno dato esito positivo. In particolare si è visto che: al variare della dose equivalente somministrata la variazione nella risposta del lettore non eccedeva i range imposti dalla norma stessa, che è possibile rileggere più volte lo stesso dosimetro senza perdita di informazione e senza comparsa di possibili effetti di sovraccarico se il dosimetro venisse sottoposto ad un elevato valore di dose, e che la dipendenza delle letture dalla temperatura di esposizione dei dosimetri è trascurabile. Quindi il sistema MicroStar può essere benissimo utilizzato come sistema di dosimetria passiva per il monitoraggio di dose personale e ambientale da radiazione fotonica e da radiazione beta.

Dal confronto con lo strumento Automess 6150AD, che è un monitoratore d'area per campi gamma le letture hanno dato esiti soddisfacenti con entrambi gli strumenti. Unico problema è che per dosi molto basse influisce significativamente il valore di dose residuo dei dosimetri InLight, per cui una volta effettuata la lettura è molto importante andare a sottrarre il valore residuo misurato prima di esporre i dosimetri al campo di radiazioni. Per quanto riguarda la radiazione beta il tipo di involucro che viene utilizzato per i dosimetri influisce profondamente sulla stima della dose da beta; in particolare il badge caratteristico dei dosimetri InLight essendo abbastanza spesso va a schermare parte della radiazione, questo non si verifica invece quando si utilizza una bustina di plastica molto più sottile. Con radiazione gamma l'involucro utilizzato non influisce per niente essendo questo tipo di radiazione molto più penetrante rispetto alle particelle beta.

Dalle letture di alcuni dosimetri InLight irraggiati è stato ottenuto un comportamento molto instabile delle letture nei primi 15 minuti dopo l'irraggiamento, in seguito dei quali la risposta si è stabilizzata e la misura è diventata più accurata anche rispetto al valore di dose di riferimento. Nei primi 15 minuti infatti le trappole elettroniche superficiali dell'elemento OSL non si sono rilassate completamente e potrebbero andare a fornire dose durante la lettura, sovrastimando il valore corretto. Inoltre è emerso che più l'energia media del fascio è elevata, migliore risulta la lettura nel tempo con andamento abbastanza costante anche nei primi 15 minuti.

Effettuando invece un test statistico a $\pm 2\sigma$ è stata verificata la riproducibilità delle letture utilizzando 50 dosimetri InLight precedentemente azzerati tramite annealing, e facendone la lettura. Come si poteva immaginare le letture fluttuano attorno ad un valore medio, ma si sono trovati alcuni valori al di fuori dall'intervallo stabilito. Per capire a cosa potesse essere dovuto si è ripetuta la lettura di quei dosimetri che davano problemi ottenendo valori diversi che cadevano perfettamente entro il limite $\pm 2\sigma$. Il lettore MicroStar è risultato quindi essere molto efficace nell'ottenere una buona riproducibilità delle letture anche se a volte possono essere commessi alcuni piccoli errori dovuti principalmente a come è impostato il software che caratterizza il lettore OSL.

Con i nanoDot sono state ottenute delle curve di taratura sia per il KERMA in acqua che per il KERMA in aria, ossia delle funzioni dose-lettura tramite la quale dai valori delle letture poter risalire al valore di dose assorbita. Tali curve sono risultate molto importanti per la taratura del lettore MicroStar quando veniva utilizzato in configurazione nanoDot. Per i dosimetri InLight invece, la taratura si ottiene andando a leggere appositi dosimetri già irraggiati con una dose di riferimento. La procedura di taratura del lettore dovrebbe essere eseguita almeno una volta all'anno.

In una seconda parte del lavoro di tesi sono stati eseguiti degli irraggiamenti in doppio per confrontare i diversi sistemi di misura delle radiazioni ionizzanti.

Un importante confronto è stato ottenuto tra dosimetri InLight e film badge. Per questo il sistema MicroStar è stato iscritto all'interconfronto IC2016ph organizzato da Eurados in cui una trentina di dosimetri sono stati irraggiati con diversi fasci di radiazione a diversi valori di dose e con diversi angoli di irraggiamento. La risposta ottenuta (divisione tra lettura e valore di riferimento) è stata soddisfacente per entrambi i tipi di dosimetro.

L'unico problema è risultato esserci per il fascio X N-40 angolato. Si tratta di un fascio a bassa energia media, pertanto più l'irraggiamento è angolato e più la lettura si discosterà dal valore di riferimento. È stata eseguita una prova per verificare questo fatto, dal momento che non era disponibile il fascio N-40 nel centro di taratura del Politecnico si è optato per utilizzare due fasci con energia simile, con i quali si sono irraggiati alcuni dosimetri con diversi angoli di incidenza.

Quello che si è ottenuto appunto è che fino a 45° la lettura non dà alcun problema, dai 45° in poi invece si ottiene una sovrastima del valore di dose.

L'andamento è abbastanza simile tra i film e gli OSLD anche se la risposta dei film è sempre maggiore rispetto a quella OSL, i film badge rispondono meglio a variazioni dell'angolo di incidenza.

Un secondo confronto si è ottenuto andando ad irraggiare in doppio dosimetri InLight e dosimetri elettronici DMC 2000 GN disponibili nel laboratorio di Radioprotezione del Politecnico. I dosimetri elettronici sono più precisi nel fornire il valore di dose equivalente che compare immediatamente sul display, mentre per gli OSL è necessario utilizzare il lettore MicroStar per ottenere i valori di dose. I dosimetri DMC non risentono della dipendenza angolare così come gli InLight, infatti l'andamento ottenuto tra dose di riferimento e dose letta è approssimabile come lineare con entrambi i sistemi dosimetrici. Anche per quanto riguarda il valore lo scostamento è molto contenuto, l'unica vera differenza sta nel range di dose tra 0.2 mSv e 1 mSv in cui il valore di dose residuo presente nei dosimetri OSL influisce molto sulla lettura.

Infine un confronto con i dosimetri a termoluminescenza è stato possibile grazie alla collaborazione con il centro neurologico "Carlo Besta" di Milano che si è reso disponibile ad effettuare irraggiamenti in doppio su pazienti esposti a radioterapia. Ciò che si è ottenuto sono i valori di dose assorbita dalle gonadi dei pazienti. I risultati ottenuti con i nanoDot sono risultati essere soddisfacenti se paragonati ai dosimetri TLD che sono in commercio da molto più tempo.

BIBLIOGRAFIA

IEC 62387, "Radiation protection instrumentation - Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation", 2012

ISO 4037-2, "X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy — Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges from 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV", 1997

S.W.S McKeever, "Optically stimulated luminescence dosimetry", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 184, 2001

M.S. Akselrod, "Fundamentals of Materials, Techniques, and Instrumentation for OSL and FNTD Dosimetry", Radiation Measurements, 1998

S.W.S. McKeever, M. Moscovitch, "On the advantages and disadvantages of optically Stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry", Nuclear Technology Publishing, 2003

C.A. Perks, C. Yahnke, M. Million, "Medical dosimetry using Optically Stimulated Luminescence dots and microStar readers"

A.S. Pradhan, J.I. Lee, J.L. Kim, "Recent developments of optically stimulated luminescence materials and techniques for radiation dosimetry and clinical applications", Journal of Medical Physics, 2008

P.A. Jursinic, "Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements", Medical Physics, 2007

R. Chen, "Advantages and disadvantages in the utilisation of thermoluminescence (TL) and optically stimulated luminescence (OSL) for radiation dosimetry", 2001

B.C. Bhatt, "Thermoluminescence, optically stimulated luminescence and radiophotoluminescence dosimetry: An overall perspective", Radiation Protection and Environment, 2011

B. Hu, "Optically stimulated luminescence (OSL) and its applications in radiation therapy dosimetry", 2010

E.G. Yukihiro, S.W.S. McKeever, M.S. Akselrod, "State of art: Optically stimulated luminescence dosimetry – Frontiers of future research", Radiation Measurements, 2014

V. Rossetti, A. Popescu, O. Rampado, F. Finco, P. Isoardi, R. Ropolo, "Caratterizzazione e impiego di dosimetri a lettura ottica stimolata (OSLD) per valutazioni di dose al cristallino in radiologia interventistica", Convegno Nazionale di Radioprotezione, 2013

C.A. Perks, G. LeRoy, C. Yoder, C. Passmore, "Development of the InLight Monitoring Service for World-wide Application"

E.B. Podgorsak, "Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students", International Atomic Energy Agency, 2003

S. Abate, F. Campi, L. Garlati, O. Tambussi, "Vantaggi dell'utilizzo del sistema dosimetrico OSL in caso di emergenza", Convegno nazionale AIRP, 2016

Landauer, <http://www.landauer.com/Dosimeters.aspx>, (2016)

Mirion, <https://www.mirion.com/products/dmc-2000gn-neutron-dosimeter/>, (2016)

Landauer, http://landauer.eu/wp-content/uploads/2016/03/DT-MIS-001-RevD_microStar_march16_ENG.pdf

R.F. Laitano, "Fondamenti di dosimetria delle radiazioni ionizzanti", Agenzia nazionale per le nuove tecnologie, l'energia e lo sviluppo economico sostenibile, 2015

Z. Knezevic, L. Stolarczyk, I. Bessieres, J.M. Bordy, S. Miljanic, P. Olko, "Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry", Radiation Measurements, 2013