



# Sviluppo di Dosimetri in Diamante per Radioterapia

**Stefano Spadaro**

Scuola Dottorale EDEMOM (European Doctorate in Electronic Materials, Optoelectronics and Microsystems).

XXV ciclo



Scuola Dottorale EDEMOM  
European Doctorate in Electronic Materials, Optoelectronics and Microsystems

*XXV Ciclo*

# **Sviluppo di Dosimetri in Diamante per Radioterapia**

*Stefano Spadaro*

Docente Guida  
*Prof. Gennaro Conte*

*Giugno 2013*



# Sommario

---

|   |     |
|---|-----|
| Lista delle Figure                                    | 5   |
| Lista delle Tabelle                                   | 9   |
| Bibliografia dell'Autore                              | 10  |
| Glossario   | 11  |
| Motivazioni   | 12  |
| Introduzione  | 14  |
| Diamante e Radioterapia                               |     |
| - Diamante Sintetico                                  | 17  |
| - Aspetti preliminari dell'assemblaggio del dosimetro | 21  |
| Materiale e Montaggio                                 |     |
| - Pulizia del substrato e montaggio del dosimetro     | 31  |
| Sorgente Co-60  | 34  |
| Sorgente LINAC  |     |
| - Varian Clinac, Varian Trilogy, Siemens Oncor        | 38  |
| Sorgenti Raggi X                                      | 45  |
| Parametri Dosimetrici                                 | 46  |
| Dati Sperimentali                                     |     |
| - Caratterizzazione elettrica e optoelettronica       | 49  |
| - Caratterizzazione dosimetrica                       | 61  |
| Conclusioni   | 109 |
| Bibliografia  | 111 |
| Ringraziamenti  | 120 |

# Lista delle Figure

---

|   |    |
|---|----|
| FIGURA 1 - CRISTALLO EPITASSIALE DI DIAMANTE: A) COME CRESCIUTO; B) DOPO LA RIMOZIONE DEL SUBSTRATO, TAGLIO E POLITURA MECCANICA. SI NOTI IL COLORE GIALLO DEL SUBSTRATO HPHT E IL BORDO NERO DOVUTO ALLA CRESCITA DI MATERIALE POLICRISTALLINO. INOLTRE, SI NOTINO LE FACCETTE (110) SULLA SUPERFICIE. ....  | 18 |
| FIGURA 2 - DIPENDENZA DEL TEMPO DI TRANSITO DEI PORTATORI DI CARICA DI UN CAMPIONE “ELECTRONIC GRADE” DI DIAMANTE MONOCRISTALLINO DELL'ELEMENT SIX. I CONTATTI DI GRAFITE SONO STATI REALIZZATI CON UN LASER KRF A 248 NM. I VALORI DELLA MOBILITÀ DI BASSO CAMPO, PRATICAMENTE UGUALE PER ELETTRONI E LACUNE, NE CONFERMANO L'ALTA QUALITÀ ELETTRONICA. .... | 19 |
| FIGURA 3 - DENSITÀ DEGLI STATI A CONFRONTO: DIAMANTE NATURALE TYPE IIA E DIAMANTE MONOCRISTALLO ELECTRONIC GRADE 3x3x0.5 MM <sup>3</sup> (G01) CON CONTATTI IN AG SPESSI 200 NM. ....   | 21 |
| FIGURA 4 - NEWEXS PSX100 ARF LASER A ECCIMERI 4.5 MJ/IMPULSO, SPOT 2x3 MM <sup>2</sup> . ....   | 23 |
| FIGURA 5 - [A] SCHEMA DEL BEAM-SPLITTER IMPLEMENTATO PER LO STUDIO DELLA RISPOSTA TRANSIENTE ALL'INTENSITÀ DELLA LUCE UV; [B] FOTOLUMINESCENZA DI UN FOGLIO DI CARTA ILLUMINATO DA LUCE UV A 193 NM. ....   | 23 |
| FIGURA 6 - FOTOCONDUCEBILITÀ TRANSIENTE DI UN CAMPIONE DI DIAMANTE MONOCRISTALLINO. ANDAMENTO DEL SEGNALE NORMALIZZATO AL VARIARE DELL'INTENSITÀ. LA CURVA CONTINUA SI RIFERISCE ALL'ANDAMENTO DELLA FORMA DEL PICCO INTRINSECO DEL LASER;.....   | 25 |
| FIGURA 7 - DIPENDENZA DELL'AMPIEZZA DEL SEGNALE DALLA DISTANZA. A BASSA INTENSITÀ SI OSSERVA PIENA LINEARITÀ MENTRE AL SUO AUMENTARE LA RISPOSTA MODIFICA CON L'APPARIZIONE - ALLE INTENSITÀ PIÙ ALTE - DI UN MECCANISMO DI SCATTERING PORTATORE-PORTATORE. ....  | 26 |
| FIGURA 8 - SIMULAZIONE MONTECARLO DELLA PROFONDITÀ DI PENETRAZIONE DI PARTICELLE ALFA DI 5.486 MEV NEL DIAMANTE. ....   | 27 |
| FIGURA 9 - SCHEMA DELLA MISURA DEL TEMPO DI VOLO DI UN PORTATORE DI CARICA. ....  | 28 |
| FIGURA 10 - TIPICHE CURVE DELLA CORRENTE INDOTTA DAL TRANSITO DI ELETTRONI SOTTO L'AZIONE DI UN BASSO (BLU) E ALTO (ROSSO) CAMPO ELETTRICO. LA LUNGA CODA OSSERVATA A BASSI CAMPI È DOVUTA ALL'ALLARGAMENTO DEL PACCHETTO GAUSSIANO DI CARICA.....  | 29 |
| FIGURA 11 - ANDAMENTO DELLA VELOCITÀ DI DERIVA DI UN CAMPIONE DI DIAMANTE A CONFRONTO CON I DATI DI LETTERATURA <sup>[60,61]</sup> . DAI VALORI CALCOLATI PER LA MOBILITÀ DI BASSO CAMPO SI EVIDENZIA CHE IL CAMPIONE È DI QUALITÀ STANDARD E NON “ELECTRONIC GRADE”.....   | 30 |
| FIGURA 12 - SUBSTRATO DI DIAMANTE MONOCRISTALLINO METALLIZZATO CON AG SULLE DUE FACCE.....  | 32 |
| FIGURA 13 - COMPONENTI MECCANICI PER L'ALLOGGIAMENTO E L'INCAPSULAMENTO DEL DOSIMETRO. ....   | 33 |
| FIGURA 14 - [A] [B] ALLOGGIAMENTO DEL DIAMANTE SULL'ANELLO CIRCOLARE DI TEFLON E SUA CONNESSIONE AI REOFORI ELETTRICI; [C] DOSIMETRO ASSEMBLATO IN TUTTE LE SUE PARTI E PRONTO PER I TEST. ....   | 33 |
| FIGURA 15 - AMBIENTE DI LAVORO E SORGENTE Co-60 DI INMRI, PRESSO IL CENTRO ENEA CASACCIA. ....  | 34 |

|   |    |
|---|----|
| FIGURA 16 - STRUMENTO DI ALTA PRECISIONE UTILIZZATO PER IL POSIZIONAMENTO. ....   | 35 |
| FIGURA 17 - [A][B] PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO LINAC E BUNKER; [C][D] TESTATA DEL<br>LINAC TEORICA E REALE. ....   | 39 |
| FIGURA 18 - [A] MULTI-LEAF-COLLIMATOR REALE SU UNA TESTATA VARIAN, [B]<br>IRRAGGIAMENTO SIMULATO AL COMPUTER CONFORMATO DALLA FINESTRA, [C][D]<br>INGRANDIMENTO DELLE LAMELLE. ....   | 41 |
| FIGURA 19 - [A] LINAC SIEMENS. [B] LINAC VARIAN. ....   | 43 |
| FIGURA 20 - TRILOGY LINAC VARIAN PRESSO L'OSPEDALE "SAN FILIPPO NERI" ROMA. ....  | 44 |
| FIGURA 21 - CARATTERIZZAZIONE IV AL BUIO E SOTTO IRRAGGIAMENTO. ....  | 50 |
| FIGURA 22 - IV SOTTO IRRAGGIAMENTO VARIANDO LE CORRENTI DI ECCITAZIONE DEL TUBO.<br>[INSERTO] DIPENDENZA DELLA CORRENTE A 1.0 V E 200V IN FUNZIONE DELLA CORRENTE<br>DI ECCITAZIONE DEL TUBO A RAGGI X. ....  | 50 |
| FIGURA 23 - FOTOCORRENTE IN FUNZIONE DELLA FREQUENZA DEL FASCIO X CHOPPATO, AL<br>VARIARE DELLA TENSIONE DI POLARIZZAZIONE POSITIVA NELL'INTERVALLO 0-500 V. ....   | 52 |
| FIGURA 24 - FASE DEL SEGNALE DI FOTOCORRENTE PRODOTTO DAL DOSIMETRO NEL FASCIO MO-<br>K X-RAY. ....   | 53 |
| FIGURA 25 - ANDAMENTO DELL'IMPEDENZA MISURATA USANDO UN MODULATORE MECCANICO DI<br>FRONTE AL FASCIO DI RAGGI X. I VALORI DI Z SONO CALCOLATI DAL VALORE DI<br>FOTOCORRENTE RAPPRESENTATA IN FIGURA 23. PARTE REALE. ....  | 54 |
| FIGURA 26 - ANDAMENTO DELL'IMPEDENZA MISURATA USANDO UN MODULATORE MECCANICO DI<br>FRONTE AL FASCIO DI RAGGI X. I VALORI DI Z SONO CALCOLATI DAL VALORE DI<br>FOTOCORRENTE RAPPRESENTATA IN FIGURA 23. PARTE IMMAGINARIA. ....  | 55 |
| FIGURA 27 - CONFRONTO TRA LA CORRENTE FOTOGENERATA DALLA SORGENTE DI Co-60 E<br>QUELLA GENERATA DAL FASCIO DI RAGGI X (Mo). ....  | 56 |
| FIGURA 28 - ANDAMENTO DELLA CORRENTE FOTOGENERATA DAL FASCIO DI Co-60 AL VARIARE<br>DELLA TENSIONE DI POLARIZZAZIONE, CONFRONTATA CON L'ANDAMENTO DELLA<br>CORRENTE DI BUIO. ....   | 57 |
| FIGURA 29 - CARATTERISTICA I-V, SOTTO IRRAGGIAMENTO CON FASCIO DI Co-60 CON RATEO DI<br>DOSE FISSO PARI A 1.2 GY/MIN. I PUNTI □ RAPPRESENTANO I VALORI DI CORRENTE PER LE<br>TENSIONI POSITIVE MENTRE I PUNTI APERTI RAPPRESENTANO I VALORI NORMALIZZATI PER<br>TENSIONI NEGATIVE ; (INSERTO) CARATTERISTICA IN SCALA LINEARE. .... | 58 |
| FIGURA 30 - CARATTERISTICHE IV SOTTO IRRAGGIAMENTO PER I DOSIMETRI D03 E D04.<br>DISTANZA DALLA SORGENTE 58.48 CM CON UN RATEO DI DOSE DI 1.2GY/MIN. ....   | 59 |
| FIGURA 31 - CARATTERISTICA I-V PER I DOSIMETRI D02, D03 E D04. SONO CONFRONTATE LE<br>CORRENTI FOTOGENERATE AL BUIO E ALLA LUCE PER I DIVERSI DOSIMETRI. DA QUESTI<br>DATI SI RICAVA IL GUADAGNO FOTOCONDUITIVO PER I RIVELATORI. ....  | 59 |
| FIGURA 32 - CORRENTE MISURATA IN SEQUENZA D'IRRAGGIAMENTO (BEAM ON - BEAM OFF).<br>PER L'ANALISI STATISTICA DEI RISULTATI PER OGNI MISURA VENGONO EFFETTUATI SEMPRE<br>UN MINIMO DI 4 CICLI DI BEAM ON -BEAM OFF. ....  | 62 |
| FIGURA 33 - INGRANDIMENTO DELLA RISPOSTA DINAMICA DI UN CICLO. DISPOSITIVO D02<br>CONTATTO IN Ag, D03 E D04 CONTATTO IN Ti/Pt/Au E D03-1 CHE SI RIFERISCE AL<br>DOSIMETRO D03 PRIMA DELL'INCAPSULAMENTO. ....   | 63 |
| FIGURA 34 - TEMPO DI SALITA (RISE TIME) DEL SEGNALE ALL'INIZIO DELL'IRRAGGIAMENTO IN<br>FASCIO DI Co-60 PER TUTTI I RIVELATORI. IL SEGNALE È NORMALIZZATO RISPETTO AL<br>VALORE MEDIO CALCOLATO PER I 3 MINUTI FINALI D'IRRAGGIAMENTO. INSERT: ZOOM DEI<br>PRIMI 50S D'IRRAGGIAMENTO. ....  | 64 |
| FIGURA 35 - DIPENDENZA DELLA RISPOSTA DAL RATEO DI DOSE PER I DOSIMETRI D02 E D03.<br>DIFFERENTI RATEI DI DOSE SONO STATI OTTENUTI VARIANDO LA DISTANZA DEL<br>RIVELATORE DALLA SORGENTE DI Co-60. LE DISTANZE UTILIZZATE SONO : SDD 58.48,<br>SDD 75, SDD 100, SDD 120. IL VALORE DI CORRENTE RIPORTATO È OTTENUTO                 |    |

|   |    |
|---|----|
| ANALIZZANDO IL SEGNALE ACQUISITO IN 4 CICLI CONSECUTIVI DI IRRAGGIAMENTI DI DURATA PARI A 4 MINUTI OGNUNO.....  | 65 |
| FIGURA 36 - CARATTERISTICA IV SOTTO FASCIO DI Co-60.....  | 66 |
| FIGURA 37 - CORRENTE MISURATA DURANTE I CICLI ON-OFF AL Co-60 E CONFRONTO DEI DISPOSITIVI D02, D03 CON I DOSIMETRI G01,G02.....   | 67 |
| FIGURA 38 - TEMPO DI SALITA (RISE TIME) A CONFRONTO PER G01,G02,D02 E D03, REALIZZATI CON SUBSTRATI DI QUALITÀ ELETTRONICA DIVERSE: ELECTRONIC GRADE E STANDARD QUALITY E CON DIVERSE TIPOLOGIE DI CONTATTO (AG, DLC E TiAu).....   | 69 |
| FIGURA 39 - DIPENDENZA DAL RATEO DI DOSE A CONFRONTO PER G01, G02, D02 E D03.....   | 70 |
| FIGURA 40 -ESPERIMENTO ON-OFF: ANDAMENTO DEL SEGNALE DI CORRENTE QUANDO IL FASCIO VIENE ACCESO E SPENTO DOPO UN TEMPO DI IRRAGGIAMENTO FISSO. DISTANZA DALLA SORGENTE DI Co-60 PARI A 58.48 CM CON RATEO DI DOSE PARI A 0.95 Gy/MIN. [A] TENSIONE DI POLARIZZAZIONE 5 V, [B] TENSIONE DI POLARIZZAZIONE 0V..... | 72 |
| FIGURA 41 - SCALA DEL TEMPO ESPANSA PER OSSERVARE I DUE ANDAMENTI A CONFRONTO 0V E 5 V;.....  | 73 |
| FIGURA 42 - STABILITÀ ANALIZZATA PER UN LUNGO TEMPO DI IRRAGGIAMENTO (70 MIN.) POLARIZZANDO A 5 V: (INSERT) ANDAMENTO MEDIA DEI PUNTI OGNI 60 S.....  | 74 |
| FIGURA 43 - FOTOCORRENTE VS RATEO DI DOSE (Gy/MIN) IN FUNZIONE DELLA TENSIONE DI POLARIZZAZIONE (0V - 5V).....  | 75 |
| FIGURA 44 - CARICA RACCOLTA VS DOSE (Gy).....   | 76 |
| FIGURA 45 - SENSITIVITY SPECIFICA DIPENDENTE DALLA TENSIONE DI POLARIZZAZIONE SOTTO IRRAGGIAMENTO CON RADIAZIONI GAMMA DEL Co-60.....   | 78 |
| FIGURA 46 - [A] SETUP DI MISURA CAMERA INMRI. [B] ANDAMENTO DELLA CORRENTE FOTOGENERATA AL VARIARE DELLA TEMPERATURA.....   | 79 |
| FIGURA 47 - POSIZIONAMENTO CON GONIOMETRO ANGOLARE DEL G01 NEL FASCIO DI Co-60, INGRANDIMENTO DEL GONIOMETRO.....   | 80 |
| FIGURA 48 - ANDAMENTO DELLA DIPENDENZA ANGOLARE PER IL G01 A DISTANZA SDD 100, POLARIZZAZIONE 5 V; PLOT POLARE.....   | 81 |
| FIGURA 49 - ANDAMENTO DELLA DIPENDENZA ANGOLARE PER IL G01 A DISTANZA SDD 100, POLARIZZAZIONE 5 V; PLOT LINEARE.....  | 81 |
| FIGURA 50 - INVECCHIAMENTO DELL'INCAPSULAMENTO DOPO UN ACCUMULO DI DOSE DI CIRCA 2000 GY DOVUTA A RADIAZIONE GAMMA DEL Co-60.....   | 83 |
| FIGURA 51 - DIPENDENZA DAL RATEO DI DOSE, RANGE INVESTIGATO [100 - 600 UM/MIN], SDD=100 CM, CAMPO 10x10 CM <sup>2</sup> , 10MV.....   | 84 |
| FIGURA 52 - DIPENDENZA DALLA CARICA RACCOLTA IN FUNZIONE DELLA DOSE DI IRRAGGIAMENTO PER IL DOSIMETRO G01. LA DOSE D'IRRAGGIAMENTO È DETERMINATA CON UNA CAMERA A IONIZZAZIONE PTW30013.....  | 85 |
| FIGURA 53 - CORRENTE MISURATA PER IL DOSIMETRO G01 IN IRRAGGIAMENTI CON DOSE DI IRRAGGIAMENTO COSTANTE (300 UM) EROGATA CON DIFFERENTI RATEI DI DOSE.....   | 86 |
| FIGURA 54 - ANDAMENTO DELLA CORRENTE MISURATA IN FUNZIONE DEL RATEO DI DOSE SIA AL Co-60 CHE AL LINAC VARIAN.....   | 87 |
| FIGURA 55 - REF. [50] DOSIMETRO IN DIAMANTE F.SCHIRRU 2010.....   | 88 |
| FIGURA 56 - PDD CON CORREZIONE PER LA DIPENDENZA DAL RATEO DI DOSE CON FATTORE DI FOWLER $\Delta=0.89$ .....  | 89 |
| FIGURA 57 - RAPPORTO PUNTUALE TRA IL G01 E LE CAMERE SEMIFLEX E PINPOINT.....   | 90 |
| FIGURA 58 - SCARTO TRA IL G01 E LE CAMERE A IONIZZAZIONE. ENERGIA 10MV USANDO LA CORREZIONE DI FOWLER $\Delta=0.89$ .....   | 90 |
| FIGURA 59 - $\Delta=0.83$ CALCOLATO VARIANDO SIA LA DISTANZA DALLA SORGENTE CHE LA PROFONDITÀ IN ACQUA. I VALORI DI RATEO DI DOSE SONO QUELLI OTTENUTI CON UNA CAMERA A IONIZZAZIONE DI RIFERIMENTO.....  | 92 |

|  |     |
|--|-----|
| FIGURA 60 - PDD CON CONFRONTO CORREGGENDO IL SEGNALE DEL G01 PER IL VALORE $\Delta$<br>OTTENUTO VARIANDO LA DOSE PER IMPULSO. ....   | 93  |
| FIGURA 61 - RAPPORTO PUNTUALE TRA IL G01 E LE CAMERE PINPOINT E SEMIFLEX. ....   | 94  |
| FIGURA 62 - SCARTO PUNTUALE TRA IL G01 E LE CAMERE PINPOINT E SEMIFLEX. ....   | 94  |
| FIGURA 63 - $\Delta=0.81$ CALCOLATO VARIANDO SIA LA DISTANZA CHE LA PROFONDITÀ IN ACQUA. I<br>VALORI DI RATEO DI DOSE SONO QUELLI OTTENUTI CON UNA CAMERA A IONIZZAZIONE DI<br>RIFERIMENTO (PTW30013) CON MISURE SUPPLEMENTARI. .... | 95  |
| FIGURA 64 - PDD CON CONFRONTO CORREGGENDO IL SEGNALE DEL G01 UTILIZZANDO IL<br>VALORE $\Delta$ OTTENUTO VARIANDO LA DOSE PER IMPULSO. ....   | 96  |
| FIGURA 65 - RAPPORTO PUNTUALE TRA IL G01 E LA MICROCAMERA PINPOINT. ....   | 96  |
| FIGURA 66 - SCARTO PUNTUALE TRA IL G01 E LA MICROCAMERA PINPOINT. ....   | 97  |
| FIGURA 67 - PROFILI CROSSPLANE E INPLANE, 10MV, 10x10CM <sup>2</sup> , PROFONDITÀ 10 CM. ....  | 98  |
| FIGURA 68 - PROFILI CROSSPLANE E INPLANE 10MV, 1x1CM <sup>2</sup> , PROFONDITÀ 10CM. ....  | 99  |
| FIGURA 69 - OUTPUT FACTOR: SEGNALE NORMALIZZATO IN FUNZIONE DEL CAMPO<br>D'IRRAGGIAMENTO CONFRONTANDO IL G01 E LA CAMERA A IONIZZAZIONE DI RIFERIMENTO<br>A 10MV. ....   | 100 |
| FIGURA 70 - OUTPUT FACTOR: SEGNALE NORMALIZZATO IN FUNZIONE DEL CAMPO<br>D'IRRAGGIAMENTO CONFRONTANDO IL G01 E LA CAMERA A IONIZZAZIONE DI RIFERIMENTO<br>A 6MV. ....  | 100 |
| FIGURA 71 - ANDAMENTO DELLA CORRENTE FOTOGENERATA CON UN FASCIO CLINICO 15MV<br>(FOTONI). ....   | 102 |
| FIGURA 72 - LEGGE DI FOWLER. ....  | 103 |
| FIGURA 73 - CARICA VS DOSE  5V E 0V. ....  | 103 |
| FIGURA 74 - COLLIMATORE PER IL FASCIO DI ELETTRONI CAMPO 10x10 CM <sup>2</sup> PER VARIAN<br>TRILOGY. ....   | 104 |
| FIGURA 75 - ANDAMENTO RAPPORTO NORMALIZZATO TRA LA CAMERA ROOS E IL G01. ....  | 108 |

# Lista delle Tabelle

---

|   |     |
|---|-----|
| TABELLA 1 - VALORI DI SENSITIVITY DI LETTERATURA PER RIVELATORI A DIAMANTE<br>CONFRONTATI CON IL VALORE DETERMINATO PER IL DOSIMETRO G01..... | 77  |
| TABELLA 2 - RAPPORTO DEL VALORE DI CORRENTE IN SESSIONI DI MISURA SUCCESSIVE. ....  | 82  |
| TABELLA 3 - PARAMETRI DOSIMETRICI RICAVATI DALLE MISURE DI CICLO ON-OFF AL LINAC<br>VARIAN. ....  | 85  |
| TABELLA 4 - DIFFERENZA PERCENTUALE TRA G01 E LA CAMERA A IONIZZAZIONE 10MV E<br>6MV. ....   | 99  |
| TABELLA 5 - PARAMETRI R50 E $Z_{REF}$ UTILIZZATI PER LE MISURE CON IL FASCIO DI ELETTRONI<br>AL LINAC TRILOGY VARIAN. ....                    | 106 |
| TABELLA 6 - RIPRODUCIBILITÀ E STABILITÀ DEL G01 CON FASCIO DI ELETTRONI A DIVERSE<br>ENERGIE. ....  | 106 |
| TABELLA 7 - PARAMETRI RELATIVI ALLA CAMERA A IONIZZAZIONE ROOS. ....  | 107 |
| TABELLA 8 - CALCOLO DELLA DOSE PER I DUE DISPOSITIVI (G01 E ROOS). ....   | 108 |

# Bibliografia dell'Autore

---

- [1] G. Conte, S. Spadaro, E. Di Castro, M. Carni, “*Zero-bias operation and beam energy dependence of diamond sensors,*” *Key Engineering Materials*, vol. 543, pp. 426–430, Jan. 2013.
- [2] S. Spadaro, G. Conte, M. Pimpinella, and A. S. Guerra, “*Electrical and dosimetric characterization of a CVD diamond detector with high sensitivity,*” *Radiation Measurements*, vol. 48, no. C, pp. 1–6, Jan. 2013.
- [3] G. Conte, S. Spadaro, E. Di Castro, M. Carni “*Zero-bias operation and beam energy dependence of diamond sensors*”, *Proceedings IC-MAST (2012)*.
- [4] S. Spadaro, M. Pimpinella, A. Guerra, D. M. Trucchi, G. Conte, “*Ottimizzazione del tempo di risposta di rivelatori a diamante sintetico per dosimetria in radioterapia*”, AIFM, Catanzaro, 13-16 Settembre 2011.
- [5] D.M. Trucchi, P. Allegrini, S. Spadaro, G. Conte, “*Dynamic Response of CVD Monocrystalline Diamond to Low-Energy X-ray Beam*”, *Proceedings SPIE 8069*, 80690d (2011).
- [6] S. Spadaro, G. Conte, M. Pimpinella, A. Guerra, D. M. Trucchi , F. Laitano, “*Dynamic response of diamond sensors to ionizing beams*”, *Sensor and Actuators A: Physical* 171 (2011) 43-47.
- [7] Santabarbara, S. Spadaro, and G. Conte, “*Electrical modeling of nanostructured thin films,*” *Thin Solid Films*, vol. 519, no. 12, pp. 4018–4021, Apr. 2011.

# Glossario

---

---

|               |                                       |
|---------------|---------------------------------------|
| <b>BARITT</b> | Barrier Injection Transit Time        |
| <b>CVD</b>    | Chemical Vapor Deposition             |
| <b>HVL</b>    | Half-Value Layer                      |
| <b>DM</b>     | Diamond Materials                     |
| <b>TVL</b>    | Tenth Value-Layer                     |
| <b>E6</b>     | Elements Six                          |
| <b>FWHM</b>   | Full-Width at Half Maximum            |
| <b>IC</b>     | Camera a ionizzazione                 |
| <b>IMRT</b>   | Intensity Modulated Radiation Therapy |
| <b>MU</b>     | Monitor Unit                          |
| <b>MV</b>     | MegaVolt                              |
| <b>OF</b>     | Output Factor                         |
| <b>PDD</b>    | Percent Depth Dose                    |
| <b>PTW</b>    | Physikalisch - Technische Werkstätten |
| <b>SDD</b>    | Source to Detector Distance           |
| <b>SSD</b>    | Source to Surface Distance            |
| <b>SCLC</b>   | Space Charge Limited Current          |
| <b>SCR</b>    | Space charge Region                   |
| <b>LINAC</b>  | Linear Accelerator                    |

---

# Motivazioni

---

La progettazione, realizzazione e caratterizzazione di rivelatori dosimetrici a diamante per la dosimetria in radioterapia è un'attività di ricerca in corso dagli anni '90. Sono stati realizzati da parte di vari gruppi di ricerca prototipi ed esemplari unici di dosimetri a diamante sintetico (ottenuto per CVD), che non sono mai stati commercializzati e resi disponibili per la comunità dei fisici medici. A tutt'oggi, è disponibile commercialmente solo un tipo di rivelatore a diamante, che utilizza come elemento sensibile il diamante naturale, con costi molto alti, data la necessità di analizzare molti esemplari prima di identificarne uno con le opportune caratteristiche dosimetriche (riproducibilità, sensibilità, linearità, indipendenza dall'energia, indipendenza dal rateo di dose e dalla dose accumulata). Di fatto, nonostante il loro pregio di presentare un'alta risoluzione spaziale associata a piccole dimensioni (volume sensibile dell'ordine del millimetro cubo), i rivelatori a diamante sono ancora poco usati, ed il rivelatore di elezione per la dosimetria in radioterapia rimane la camera a ionizzazione (volume sensibile dell'ordine di mezzo centimetro cubo). La motivazione del presente lavoro è stata di utilizzare il diamante sintetico monocristallino epitassiale, oggi disponibile commercialmente, per realizzare un dosimetro con costi contenuti rispetto a quelli del diamante naturale. Per valutare le caratteristiche dosimetriche dei dosimetri realizzati è stato effettuato il confronto con le camere a ionizzazione valutando, in prospettiva, la possibilità di affiancarle nella dosimetria clinica con questo tipo di dosimetro a più alta risoluzione spaziale. Altri vantaggi del dosimetro a diamante sono la

grande resistenza al danno da radiazione, che non porta a degradazioni apprezzabili per tempi molto lunghi (anni), la possibilità di ottenere alte sensibilità ed elevate velocità di risposta lavorando a bassissime tensioni applicate oppure in modalità fotovoltaica cioè a tensione applicata nulla. In questo lavoro i dosimetri sono stati costruiti grazie alla possibilità di realizzare contatti elettrici di varia natura sulla superficie di diamanti CVD commerciali di alta qualità. Nel corso del lavoro è stato sviluppato un particolare tipo di dispositivo a diodo, denominato BARITT (Barrier Injection Transit Time) con due giunzioni Schottky; che ha mostrato alta sensibilità alla radiazione ionizzante, elevata velocità di risposta nei transienti che hanno luogo nel momento di accensione e spegnimento del fascio. I dispositivi realizzati hanno mostrato un'elevata resistenza al danneggiamento da radiazioni considerando che, a tutt'oggi, hanno ricevuto una dose maggiore di 4000 Gy di radiazione X, gamma ed elettroni di varia energia.

La presentazione del lavoro svolto è qui riassunta negli elementi principali mentre, per ogni ulteriore approfondimento, si rimanda ai lavori scientifici pubblicati e alla bibliografia riportata.

# Introduzione

---

L'idea di sviluppare dosimetri a diamante da affiancare alle IC è legata all'evoluzione della tecnologia medica, che ha portato allo sviluppo di nuove tecniche sempre più sofisticate per il trattamento radioterapico, di cui la IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) è tra le massime espressioni, ponendo nuove problematiche dosimetriche<sup>[1-3]</sup>. La IMRT è una tecnica basata su immagini ottenute con la Tomografia Assiale Computerizzata (TAC) e modellazione della zona tumorale che garantisca una terapia mirata risparmiando i tessuti sani limitrofi alla zona da trattare<sup>[4,5]</sup>. La modellazione computerizzata permette di trasferire e riprodurre la forma del tumore con collimatori variabili a lamelle metalliche che equipaggiano la testata dell'acceleratore lineare. Le lamelle, modificano in tempo reale la conformazione del fascio radioterapico, al variare continuo della direzione d'incidenza del fascio che ha luogo quando la testata del linac ruota attorno al paziente. La IMRT utilizza fasci clinici di diversa intensità e direzione con campi variabili rapidamente, sempre più piccoli, molto inferiori a quelli utilizzati nelle terapie standard ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ). I campi oggi utilizzati partono da  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  e scendono fino a  $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ . Il controllo della quantità di dose somministrata al paziente costituisce una variabile molto importante per il successo della terapia. I piccoli campi, d'altra parte, sono difficilmente misurabili con una camera a ionizzazione, che inizia a mostrare dei limiti sia in

termini di carica raccolta in mancanza dell'equilibrio elettronico laterale, che per le sue dimensioni fisiche - spesso maggiori delle dimensioni della zona irraggiata - non permettendo misure affidabili di dose assorbita. Un dosimetro a diamante può avere dimensioni notevolmente ridotte ( $1.57 \text{ mm}^3$ ) rispetto ai rivelatori a ionizzazione permettendo così una più accurata rivelazione del campo di radiazione. Inoltre, il diamante essendo un solido, risulta estremamente sensibile anche in piccoli volumi ed in più è tessuto equivalente.

Sono oggi disponibili sul mercato molti tipi di rivelatori per radiazioni ionizzanti, potenzialmente adatti per misurazioni in campi caratterizzati da alti gradienti di dose: microcamere a ionizzazione, diodi, scintillatori, dosimetri a termoluminescenza, e films. Questi sono inoltre disponibili in geometrie diverse: piano-parallela, cilindrica e sferica <sup>[6,7]</sup>. Tali dispositivi sono stati studiati a fondo per molti anni per conoscerne pregi e difetti <sup>[8-18]</sup>. Vi è comunque la necessità di miglioramento e superamento di molte delicate problematiche: *i) perturbazioni del fascio di radiazione introdotte dal rivelatore e determinate dalla sua particolare geometria; ii) dipendenza dal tipo e energia della radiazione; iii) dipendenza dalla dose e dal rateo di dose.*

In letteratura sono molti i contributi che hanno espresso giudizi positivi nei confronti del diamante come materiale adatto alla dosimetria in radioterapia <sup>[19-24]</sup>. Con l'avvento della produzione sintetica del diamante <sup>[25,26]</sup> nella forma di policristalli CVD di alta qualità elettronica <sup>[27-30]</sup> oppure di monocristalli epitassiali <sup>[31-35]</sup>, si è avuto un notevole progresso perché, in linea di principio, è ora possibile produrre attraverso il controllo dei parametri di crescita del materiale, diamanti con proprietà fisiche simili a costi non così elevati.

Qual è allora il problema? Ogni diamante CVD commerciale, seppur nominalmente dello stesso tipo, mostra caratteristiche elettriche ed elettroniche dissimili, legate a fattori fisici e tecnologici che rendono ogni substrato unico. Realizzare rivelatori tutti uguali, con le stesse prestazioni in termini di risposta alla radiazione ionizzante, è cosa auspicata ma che accade di rado. Molto dibattuto si è incentrato sulla causa di tali differenze: sono dovute al materiale di base oppure alla tecnologia di fabbricazione del dosimetro vero e proprio? Problemi dovuti alla crescita del materiale oppure alla finitura delle sue superfici? A seguito del lavoro svolto si può a buona ragione affermare che molto dipende dalla qualità del substrato (bassa densità di difetti elettricamente attivi), ma molto è anche dovuto alla fabbricazione dei contatti elettrici (rugosità media residua, orientamento delle superfici, granulosità del deposito

metallico). Alcune proprietà quali la velocità di risposta sono fortemente legate alla tipologia del contatto metallico. In questo lavoro è stata particolarmente esplorata la problematica della realizzazione dei contatti, modificando, nei vari prototipi realizzati, sia il tipo di metallo sia le tecniche di deposizione sul diamante. Un passo importante, che segnerebbe una svolta nella commercializzazione del rivelatore stesso, sarebbe avere a disposizione – cosa che non è - molti parametri caratteristici del volume e delle superfici del substrato diamante, affinché la realizzazione del contatto elettrico possa avvenire tenendone conto. In altre parole: un contatto ad hoc per ogni diamante. Il lavoro proporrà e mostrerà tecniche per la valutazione preliminare dei diamanti caratterizzandone le proprietà.

# Diamante e Radioterapia

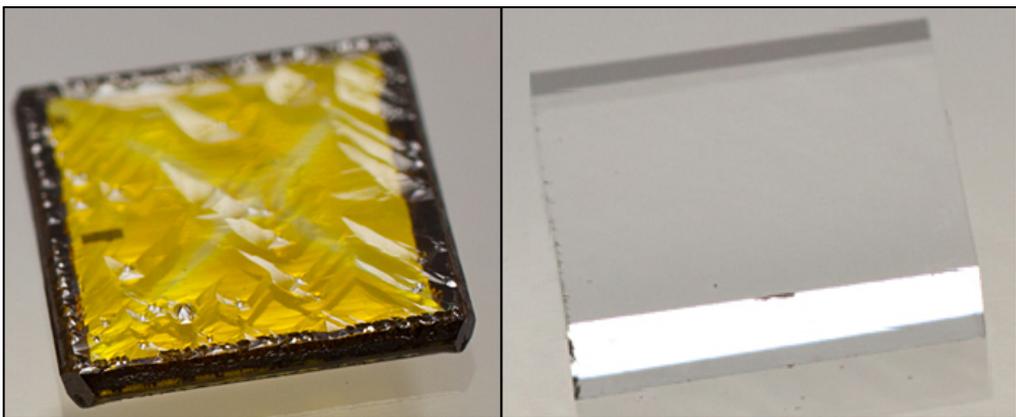
---

## Diamante Sintetico

Il diamante può essere prodotto per sintesi in strati di spessore di pochi millimetri per deposizione chimica da fase vapore (CVD) di miscele di metano, idrogeno e ossigeno, oppure argon, attraverso la formazione di un plasma freddo attivato da micro-onde (2.45 GHz) e temperatura del substrato intorno a 800 °C (PE-CVD). Benché sia possibile depositare campioni policristallini di grande area, le dimensioni tipiche utilizzate per la fabbricazione di rivelatori non superano i 10 cm<sup>2</sup>, così come quelli epitassiali (< 50 mm<sup>2</sup>) legate, principalmente, alle ridotte dimensioni del substrato HPHT (High Pressure High Temperature) utilizzato per la crescita omo-epitassiale. Nel caso del materiale policristallino, inoltre, la limitazione è legata alla selezione della zona centrale del deposito, ricca di grani con grandi dimensioni laterali (200÷400 μm), stesso orientamento e alta qualità elettronica. Dopo la selezione della regione da utilizzare, realizzata per taglio laser, il materiale deve essere pulito e lucidato meccanicamente al fine di ridurre la rugosità superficiale e consentire i processi fotolitografici per la definizione dei contatti elettrici. Con questo tipo di processi sono stati fabbricati rivelatori per varie tipologie di sorgenti ionizzanti e dispositivi elettronici attivi con alte prestazioni.

Le caratteristiche del diamante sono principalmente legate all'elevata resistenza del legame covalente (347 kJ·mol<sup>-1</sup>), una grande quantità di energia è richiesta per rimuovere un atomo di carbonio dal reticolo del diamante,

rendendo molto difficile anche solo dislocarlo in questo reticolo molto compatto (45 eV/atomo). Quest'alta energia coesiva è anche responsabile dell'alta conducibilità termica ( $22 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ ) nel diamante cristallino e del piccolo coefficiente di dilatazione termica a temperatura ambiente ( $0,8\times 10^{-6}\text{K}^{-1}$ ). Tali caratteristiche meccaniche si riflettono sulle proprietà elettroniche, qualificando il materiale come dielettrico a temperatura ambiente, oppure come semiconduttore a larga banda proibita ad alta temperatura. La resistività al buio è superiore a  $10^{15} \Omega\cdot\text{cm}$ , con un ampio valore del campo elettrico di rottura ( $\sim 2\times 10^7 \text{ V}\cdot\text{cm}^{-1}$ ) e alta mobilità dei portatori di carica ( $2500 \text{ cm}^2 \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$  per gli elettroni,  $2400 \text{ cm}^2 \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$  per le buche). Tali valori non si modificano molto riducendo l'ordine cristallino <sup>[65]</sup> con la principale limitazione, a oggi, legata a riprodurre substrati di grande area con alta omogeneità nella distribuzione della dimensione e orientamento dei grani delle strutture colonnari di grande diametro ( $>400 \mu\text{m}$ ).



**Figura 1 - Cristallo epitassiale di diamante: a) come cresciuto; b) dopo la rimozione del substrato, taglio e politura meccanica. Si noti il colore giallo del substrato HPHT e il bordo nero dovuto alla crescita di materiale policristallino. Inoltre, si notino le faccette (110) sulla superficie.**

I produttori di diamante sintetico CVD non sono molti, tra i più importanti capaci di fornire materiale di alta qualità si annovera: Element-Six, Ascot, Berkshire, UK; II-VI, Saxonburg, PA, USA; Fraunhofer Institute, Freiburg, Germany; DDK Inc. Wilmington, USA; EDP Corporation, Ikeda, Osaka; GPI, Russian Academy of Sciences, Mosca, Russia.

Fin dal primo lavoro pionieristico di Kozlov *et al.*<sup>[21]</sup> che utilizzarono gemme di diamante naturale per la rivelazione di radiazione nucleare, molti

dispositivi basati sul materiale sintetico, sia poli- che mono-cristallino, sono stati proposti per la rivelazione e dosimetria delle radiazioni ionizzanti [77-78-48]. Negli anni il diamante monocristallino epitassiale e quello policristallino hanno migliorato in qualità elettronica raggiungendo un'efficienza di raccolta della carica e una lunghezza di raccolta della carica stessa, con valori prossimi a 350  $\mu\text{m}$  [66]. Non meno attenzione è stata data alla rivelazione di fotoni di varia energia [67-69], principalmente per applicazioni in medicina oncologica, con particolare riferimento alle applicazioni per la dosimetria di fasci per radioterapia [70-75].

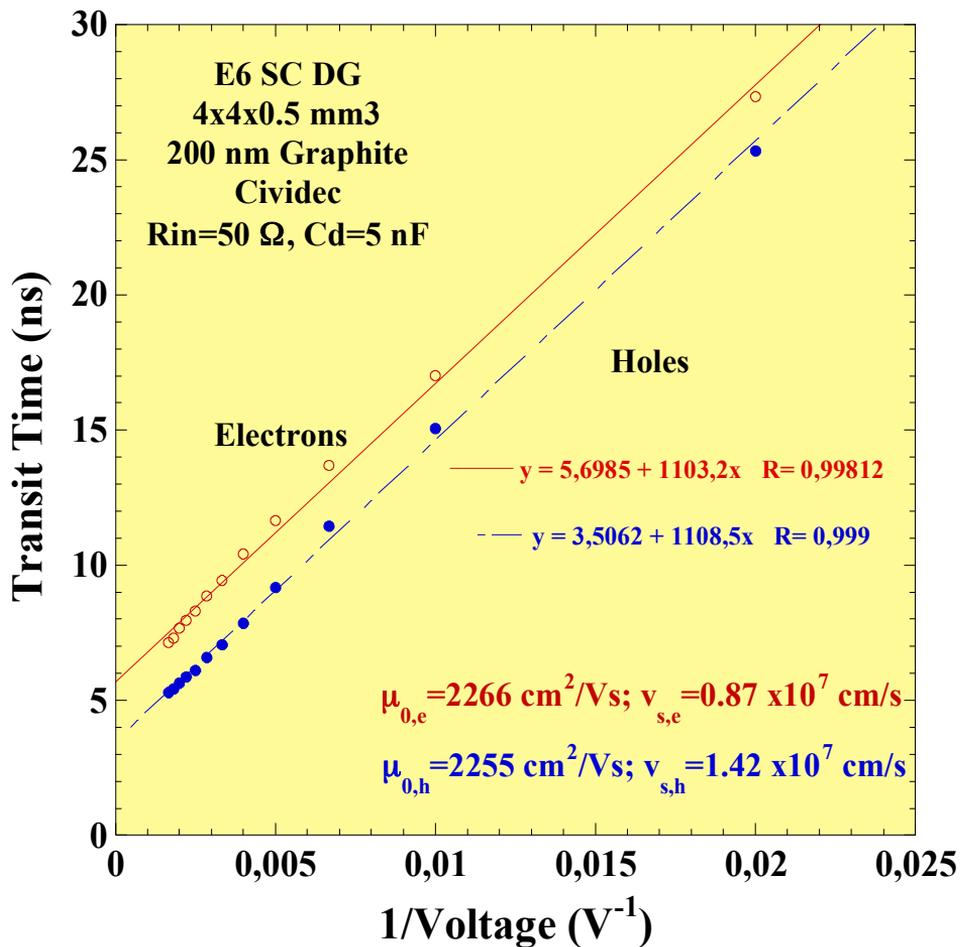


Figura 2 - Dipendenza del tempo di transito dei portatori di carica di un campione “Electronic Grade” di diamante monocristallino dell'Element Six. I contatti di grafite sono stati realizzati con un laser KrF a 248 nm. I valori della mobilità di basso campo, praticamente uguale per elettroni e lacune, ne confermano l'alta qualità elettronica.

La maggior parte dei rivelatori fabbricati utilizzando il diamante sono stati basati su architetture foto-resistive <sup>[48]</sup> polarizzando i rivelatori con una tensione sufficiente per ottenere una buona sensibilità per la discriminazione del segnale rispetto al rumore. Altri dispositivi sono stati implementati seguendo una struttura a diodo <sup>[54,55]</sup> adatti anche a lavorare con una tensione di polarizzazione nulla, capaci di elevate velocità di risposta e importanti per una dosimetria in vivo, spesso però affetti da segnale molto ridotto. Non ci sono comunque prove che possano affermare che i diamanti commerciali presentino effettivamente caratteristiche ottimali <sup>[50,56]</sup> e che esista un'architettura ottimizzata. I rivelatori in diamante sono considerati camere a ionizzazione (IC) a stato solido anche se la loro fisica, generazione e raccolta dei portatori di carica è profondamente diversa. Un esempio per tutti: la sensibilità del rivelatore a stato solido dipende fortemente dalla tensione di polarizzazione che aumenta all'aumentare della tensione, mentre per un'IC la sensibilità è quasi costante, essendo il punto di lavoro del rivelatore situato in un plateau della caratteristica corrente-tensione. Le difficoltà nel confrontare tra loro i rivelatori in diamante riportati in letteratura deriva da una mancata generalizzazione e standardizzazione dei parametri utili alla loro reale comparazione. Come detto, la performance di un dosimetro in diamante dipende da molti fattori: tensione applicata, tipo di contatto, qualità del volume del diamante, rugosità superficiale residua, ecc. Tutto questo non consente altro che una comparazione di alcuni parametri caratteristici della risposta dei prototipi alle radiazioni ionizzanti caso per caso senza avere una configurazione di riferimento sulla quale confrontarsi. Di seguito sono riportati alcuni risultati ottenuti durante la caratterizzazione dei substrati di diamante commerciale - acquistati da Element Six - preliminare all'assemblaggio dei dosimetri.

## Aspetti preliminari all'assemblaggio del dosimetro

Il diamante [vedi Figura 1b] è sottoposto anzitutto ad una pulizia con solventi organici caldi, assistita da ultrasuoni, poi è trattato con una miscela calda altamente aggressiva e ossidante formata da  $H_2SO_4$  e  $K_2Cr_2O_7$  sciolti in acqua (miscela solfo-cromica). Tale trattamento mira alla rimozione di possibili cammini a bassa impedenza e di difetti di superficie, lasciandola altamente terminata con ossigeno.

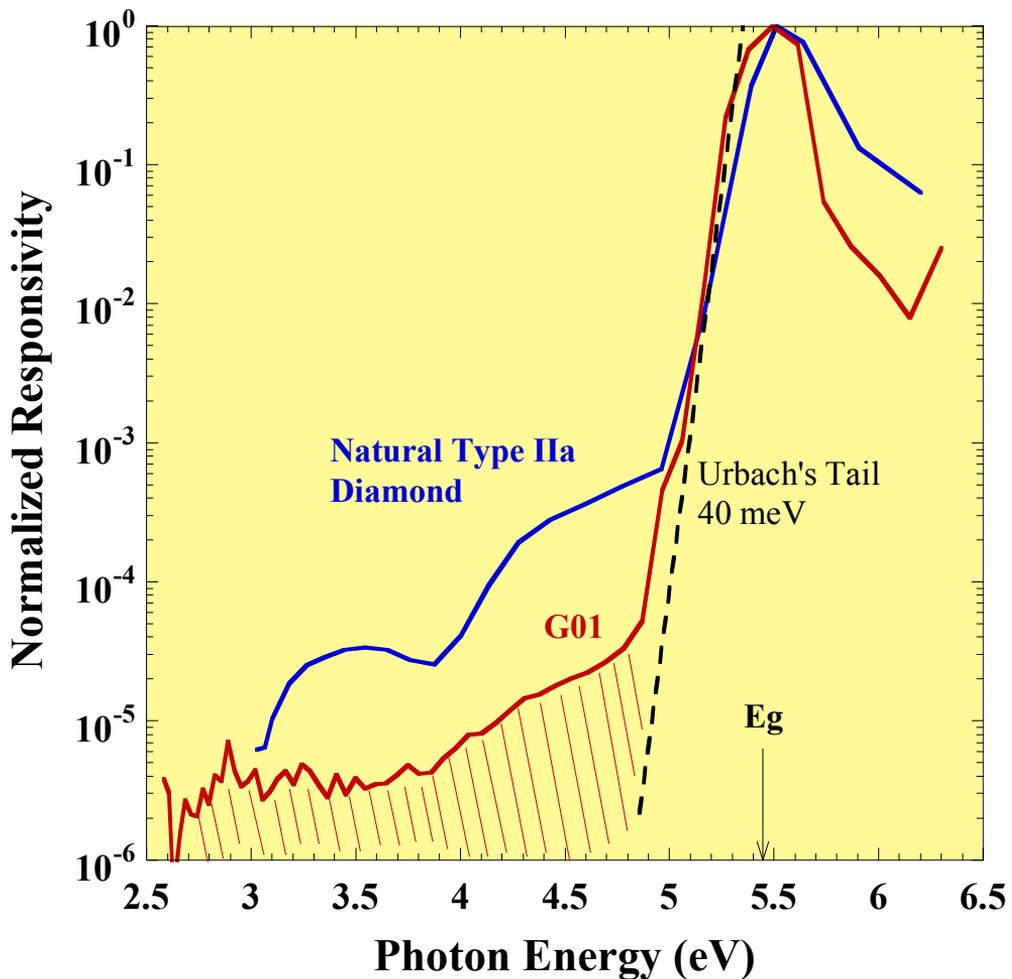


Figura 3 - Densità degli stati a confronto: diamante naturale type IIa e diamante monocristallo Electronic Grade  $3 \times 3 \times 0.5 \text{ mm}^3$  (G01) con contatti in Ag spessi 200 nm.

Ai fini della caratterizzazione elettrica del diamante, sulle due facce è poi depositato uno strato di argento (200 nm di spessore) attraverso una

maschera metallica oppure con un processo fotolitografico per la definizione dei contatti elettrici, alloggiando alla fine il diamante su un opportuno sostegno.

Il dispositivo così realizzato è una foto-resistenza. La sua risposta di fotocorrente al variare dell'energia della radiazione UV è riportata in Figura 3 insieme a quella di un diamante naturale Tipo IIa, cioè un diamante con un basso contenuto di Azoto. Il campione mostrato è di qualità “*Electronic Grade*” così come indicato dal venditore. Infatti, il rapporto tra il segnale sopra gap ( $>5.5$  eV) e sotto gap ( $< 3$  eV) è superiore a 5 ordini di grandezza indicando un basso contenuto relativo di stati elettronici attivi all'interno della gap, apprezzabili come area tratteggiata in Figura 3. La riduzione del segnale oltre la gap, invece, è dovuta alla ricombinazione superficiale dei portatori di carica; infatti, la profondità di penetrazione della luce si riduce a pochi micrometri mentre l'energia aumenta da 3 a 6 eV, con la conseguenza che tale riduzione del segnale è legata alla finitura della superficie del campione. Quindi, essendo il campione spesso  $500 \mu\text{m}$ , si può supporre un assorbimento di bulk delle radiazioni tra 3 e 5 eV, mentre oltre i 5 eV si ha un assorbimento dovuto a interazioni superficiali, indicativo della qualità della superficie diamante. Non si dimentichi che anche i substrati monocristallini epitassiali vengono puliti meccanicamente per ridurre la rugosità superficiale, lasciando dietro di sé striature e difetti strutturali; tali difetti possono ridurre/controllare l'altezza di una barriera Schottky, bloccando il livello di Fermi.

Un importante parametro che può essere valutato prima di assemblare un dosimetro è la sua risposta dinamica alla radiazione UV sopra gap. I test sono stati condotti con un sistema Neweks PSX100 [Figura 4] ( $4.5 \text{ mJ/impulso}$ ,  $2 \times 3 \text{ mm}^2$ ). Come calibrazione e riferimento della risposta intrinseca dell'impulso laser è stato usato un fototubo Hamamatsu H8496-11. Al fine di isolare la risposta transiente – nel campo dei nanosecondi – da quella di alimentazione in DC, il campione è stato polarizzato attraverso un Bias-Tee a larga banda (Picosecond 5575°), mentre il segnale di foto-corrente è stato misurato con un oscilloscopio digitale LeCroy Wavepro 960 con un'impedenza d'ingresso di 50 ohm e con il segnale di trigger inviato da un fotodiodo in silicio (Si) posto sulla finestra posteriore. Sul campione è stata eseguita una caratterizzazione al variare dell'intensità del fascio ponendo sull'uscita una lente da 10 cm di focale e utilizzando un beam-splitter costituito da una lamina di quarzo e un blocco di alluminio lappato al nanometro.



Figura 4 - Neweks PSX100 ArF laser a eccimeri 4.5 mJ/impulso, spot 2x3 mm<sup>2</sup>.

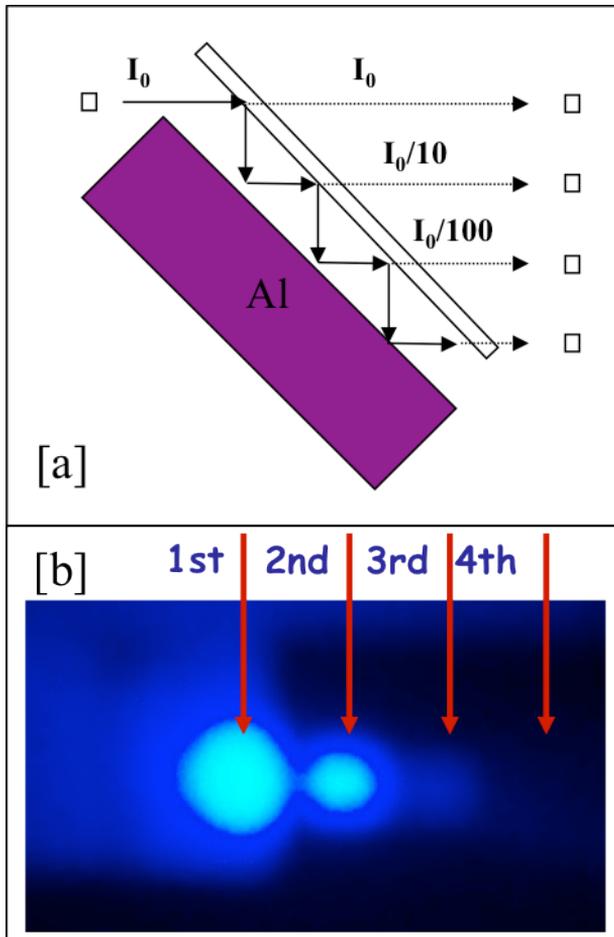


Figura 5 - [a] Schema del beam-splitter implementato per lo studio della risposta transiente all'intensità della luce UV; [b] fotoluminescenza di un foglio di carta illuminato da luce UV a 193 nm.

In Figura 5 si mostra lo schema del beam-splitter per l'ottenimento di più fasci d'intensità diversa e la fotoluminescenza di un foglio di carta indotta dai quattro fasci d'intensità decrescente. Poiché il laser non consente di diminuire gradualmente l'intensità del fascio controllandone la corrente di alimentazione, si è lavorato sulla variabile distanza (d), considerando il fascio gaussiano, per diminuire l'intensità della sorgente. L'energia di ognuno dei quattro fasci in funzione della distanza è stata calibrata con un misuratore di energia Coherent J3-05, dimostrando che segue la legge  $1/d^2$ .

La sorgente UV permette di impostare la frequenza di ripetizione degli impulsi nell'intervallo [10-100 Hz]. Per questo esperimento, la frequenza di oscillazione è stata impostata a 10Hz. Sul campione è stata eseguita una completa caratterizzazione del transiente UV con intensità su due ordini di grandezza defocalizzando il fascio laser con una lente utilizzando uno splitter quarzo - alluminio posizionato a 10 cm dall'uscita del laser. Il laser a eccimeri non consente di diminuire gradualmente l'energia del fascio quindi per diminuire l'intensità della sorgente è stato necessario variare la distanza (d). L'energia del fascio splittato, in funzione della distanza, è calibrata con un misuratore di energia Coherent J3-05 ed è stato dimostrato che segue la legge  $1/d^2$ .

In Figura 6 si riporta, per lo stesso campione mostrato nella figura precedente, l'andamento del segnale di fotoconducibilità transiente sotto radiazione UV di varia intensità. Si noti che al diminuire di questa, la larghezza del picco a mezza altezza (FWHM) tende a diminuire da 6.4 ns a 3.4 ns. Inoltre, il tempo di salita e il tempo di discesa sono limitati dall'impulso laser, mentre il parametro FWHM dipende dall'intensità del fascio e tende a sovrapporsi all'andamento intrinseco del fascio aumentando la distanza dalla sorgente.

All'intensità più bassa, il tempo impiegato per raggiungere valore di picco è 1 ns e aumenta a 3 ns a intensità più elevate. Questo aumento influenza il tempo di salita dell'impulso e potrebbe essere dovuto a un aumento della costante di tempo RC indotto da una variazione di capacità legata all'aumento d'intensità della radiazione UV; è da considerare quindi un'eventuale compensazione tra la diminuzione della resistenza legata al volume irradiato e la carica effettiva accumulata sulla capacità. Il segnale fotoconduttivo di questo campione è riportato in Figura 7 dove la relativa curva è stata approssimata da

una legge potenza,  $n_{ph} \propto G^\beta$ , dove  $n_{ph}$  è la densità di carica fotogenerata,  $G$  la velocità di generazione e  $\beta$  dipende dal flusso di fotoni e si avvicina al valore unitario per bassi flussi di radiazione ottenendo una risposta lineare secondo la seguente equazione, in condizioni di equilibrio,

$$\frac{dn_{ph}}{dt} = G - an_{ph}^2 - bn_{ph}N_R = 0 \quad (1)$$

$$n_{ph} = \frac{G/a}{bN_R/2a + [(bN_R)^2 + G/a]^{1/2}} \quad (2)$$

$$n_{ph} \propto G^{1/2} \quad (G \rightarrow \infty \text{ o } \text{basso } N_R) \quad (3)$$

$$n_{ph} \propto G \quad (G \cong 0 \text{ e/o } \text{alto } N_R) \quad (4)$$

In generale  $n_{ph} \propto G^\beta$  ( $0.5 < \beta < 1$ ).

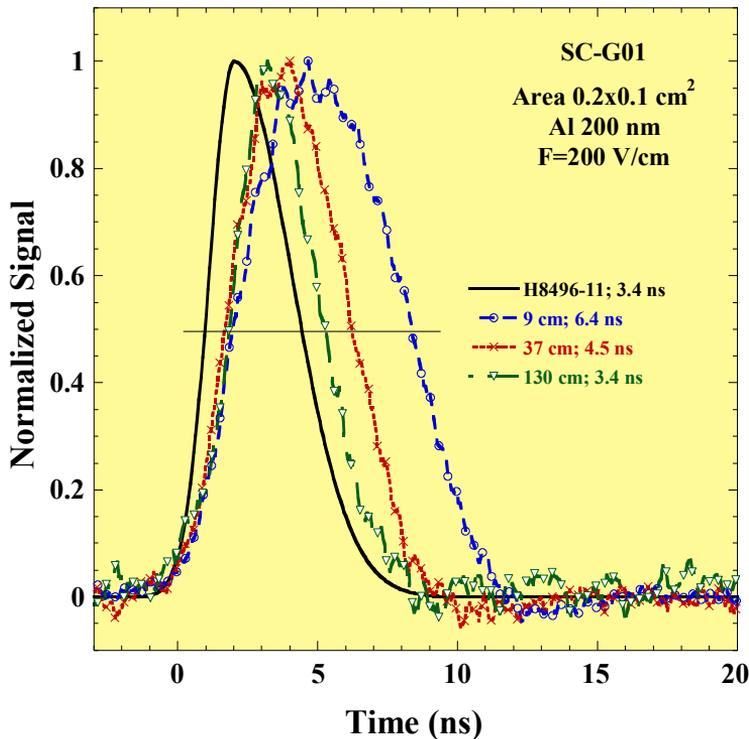


Figura 6 - Fotoconducibilità transiente di un campione di diamante monocristallino. Andamento del segnale normalizzato al variare dell'intensità. La curva continua si riferisce all'andamento della forma del picco intrinseco del laser;

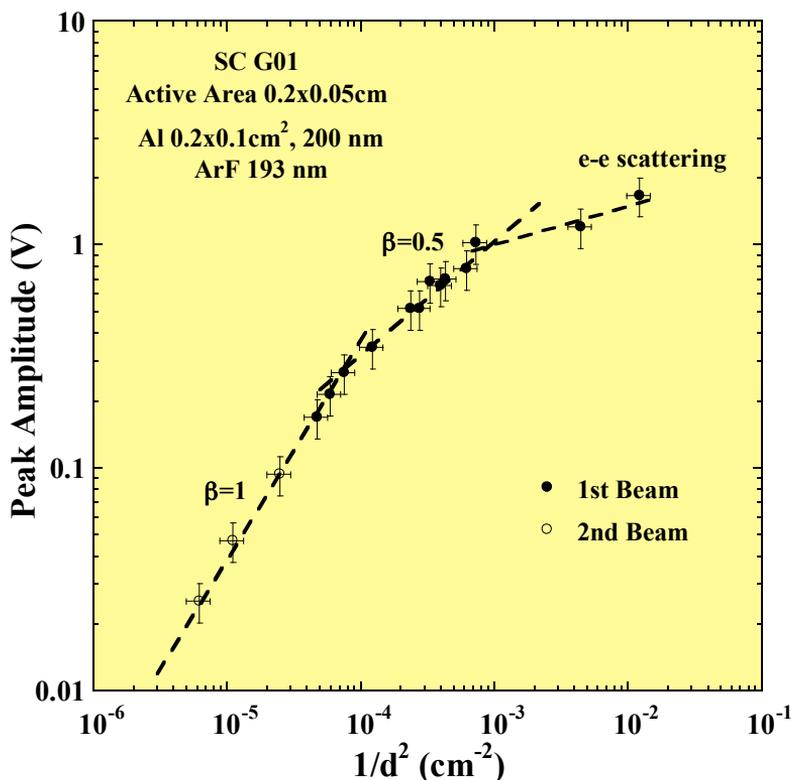


Figura 7 - Dipendenza dell'ampiezza del segnale dalla distanza. A bassa intensità si osserva piena linearità mentre al suo aumentare la risposta modifica con l'apparizione - alle intensità più alte - di un meccanismo di scattering portatore-portatore.

Come si vede, per alte intensità la carica fotogenerata varia in modo sub lineare diminuendo il valore di  $\beta$  fino a un valore teorico pari a 0.5. Aumentando ancora l'intensità del fascio si ottengono valori di  $\beta$  al di sotto del valore teorico 0.5, che possono essere spiegati considerando sia il basso campo elettrico applicato,  $2 \times 10^2$  V/cm, sia l'elevata intensità dell'impulso che porta a una diminuzione di mobilità della carica fotogenerata e quindi a meccanismi di dispersione. Tale dipendenza è già stata osservata in semiconduttori come il silicio e il germanio e persino nel diamante <sup>[58]</sup>. Sebbene sia difficile valutare la densità dei difetti da questa misura a causa dell'elevato numero di parametri fisici coinvolti, è possibile utilizzare questa tecnica per confrontare la qualità di diamanti differenti per ottenere parametri chiave di confronto.

Altra importante caratterizzazione della performance di volume è la misura della mobilità dei portatori di carica al variare del campo elettrico. Questa tecnica è basata sul teorema di Schokley-Ramo <sup>[59]</sup> ed è una diretta

misurazione della forma dell'impulso di corrente indotta negli elettrodi di un rivelatore dalla deriva di carica libera di muoversi in un campo elettrico. Si basa sull'iniezione di carica utilizzando particelle alfa <sup>51</sup> oppure luce laser impulsata. La maggior parte delle informazioni disponibili in letteratura sono il risultato di misure di tempo di volo condotte utilizzando le particelle alfa prodotte dal decadimento dell'isotopo <sup>241</sup>Am.

La propagazione delle particelle alfa di energia 5.486 MeV è limitata nel diamante a pochi micrometri (13÷15 µm) come mostra la simulazione Montecarlo eseguita con il software SRIM riportata in Figura 8. Le cariche generate all'interno di questo spessore, sotto l'azione del campo elettrico, tenderanno a muoversi in direzioni opposte, inducendo sui relativi elettrodi di raccolta una corrente equivalente alla carica trasportata.

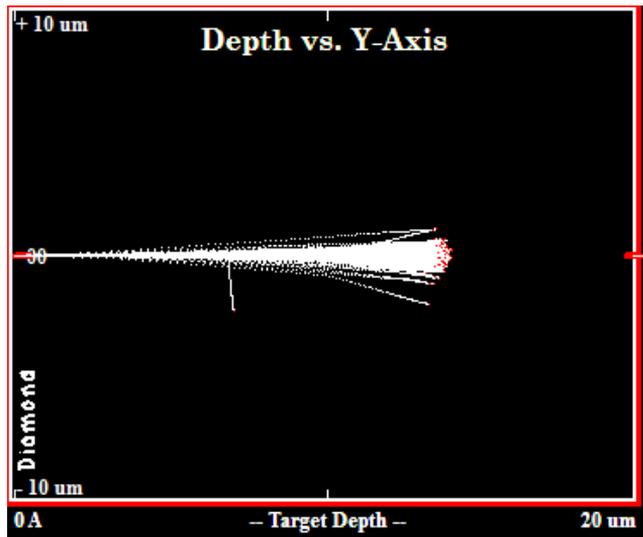
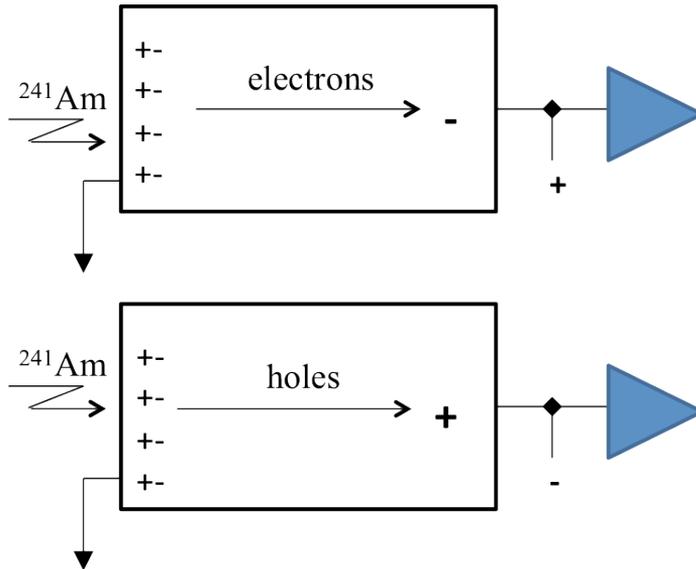


Figura 8 - Simulazione Montecarlo della profondità di penetrazione di particelle alfa di 5.486 MeV nel diamante.

Ovviamente, i due portatori di carica percorreranno un tragitto molto diverso, uno dei due è immediatamente raccolto mentre l'altro cammina per quasi tutta la lunghezza del campione in esame: la corrente indotta da questo portatore dura per tutto il tempo di transito,  $T_{tr}$ , prima di arrivare all'elettrodo.



**Figura 9 - Schema della misura del tempo di volo di un portatore di carica.**

Conoscendo lo spessore del campione,  $d$ , si può valutare la velocità di deriva,  $v_d(F)$ , del portatore di carica al variare dell'intensità del campo elettrico,  $F$ . Inoltre, scambiando la polarizzazione, oppure cambiando la direzione d'irraggiamento, come indica la Figura 9, si può misurare il valore dell'altro portatore. Avremo allora:

$$T_{tr}(F) = \frac{d}{v_d(F)}, \quad (5)$$

che può essere scritta:

$$v_d(F) = \frac{\mu_0 F}{1 + \frac{\mu_0 F}{v_{sat}}} \quad (6)$$

se si assume la relazione standard tra velocità di deriva e campo elettrico per i semiconduttori del IV gruppo.

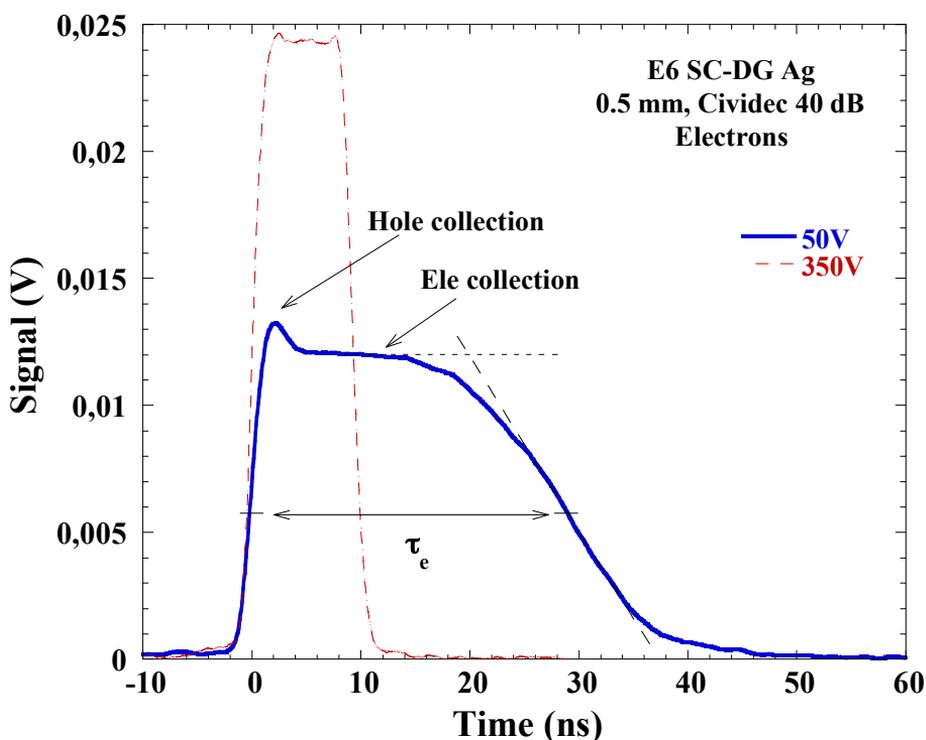


Figura 10 - Tipiche curve della corrente indotta dal transito di elettroni sotto l'azione di un basso (blu) e alto (rosso) campo elettrico. La lunga coda osservata a bassi campi è dovuta all'allargamento del pacchetto gaussiano di carica.

La larghezza a mezza altezza (FWHM) della curva che descrive il segnale di corrente in funzione del tempo, è il tempo di transito/volo del portatore di carica. Da un grafico della velocità di deriva al variare del campo elettrico si possono ricavare la mobilità di basso campo e la velocità di saturazione del portatore di carica utilizzando la relazione (6). La Figura 11 mostra l'andamento di un campione di diamante monocristallino epitassiale comparato con i dati di mobilità di letteratura <sup>[60,61]</sup>. I simboli in grassetto rappresentano le lacune, mentre quelli aperti rappresentano gli elettroni. Le linee continue rappresentano il fit con l'equazione (6) di questi punti sperimentali. Poiché la velocità di deriva delle lacune cresce più rapidamente di quella degli elettroni, le lacune presentano una maggiore mobilità rispetto agli elettroni a basso campo ( $\mu_{0h}$ ). I valori estratti dai fit delle curve sono:  $\mu_{0h} = 1908 \pm 30 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$  con  $v_{sat,h} = 1.43 \pm 0.02 \times 10^7 \text{ cm s}^{-1}$  per le lacune mentre per gli elettroni  $\mu_{0e} = 1780 \pm 30 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$  con  $v_{sat,e} = 0.87 \pm 0.02 \times 10^7 \text{ cm s}^{-1}$ . Queste valutazioni consentono una prima

classificazione della qualità del diamante come substrato.

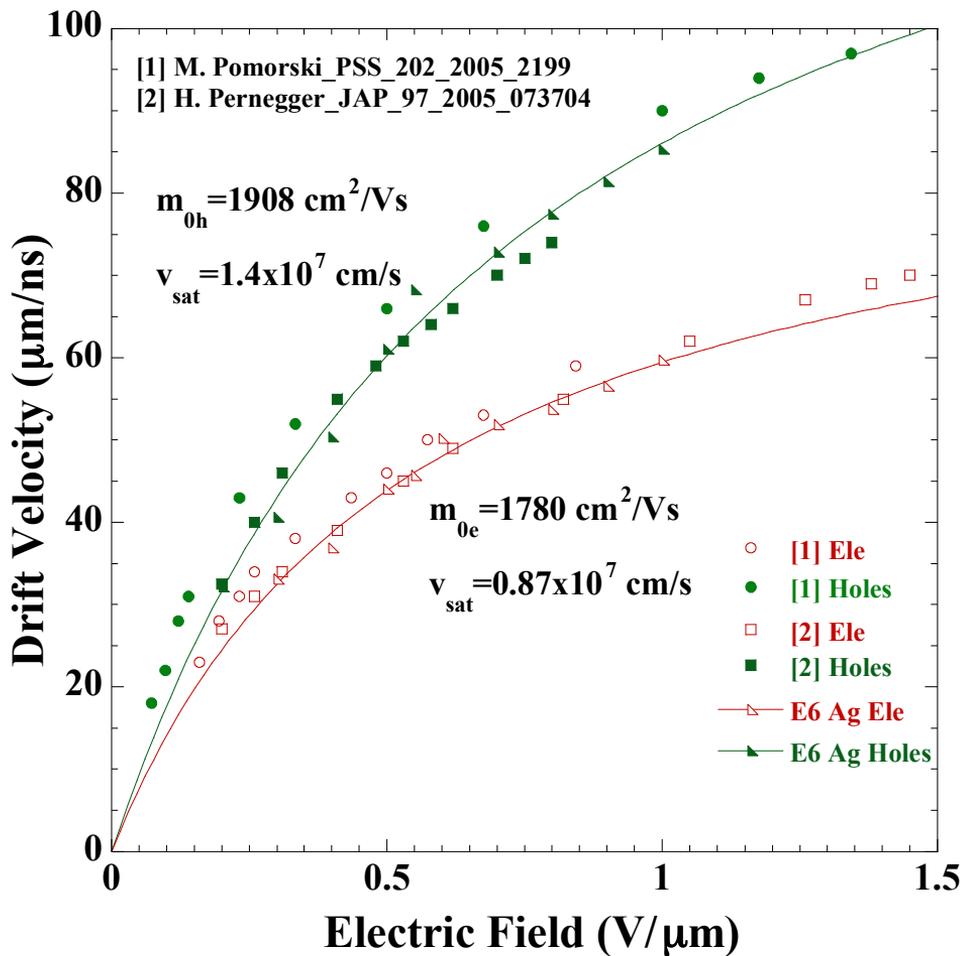


Figura 11 - Andamento della velocità di deriva di un campione di diamante a confronto con i dati di letteratura [60,61]. Dai valori calcolati per la mobilità di basso campo si evidenzia che il campione è di qualità standard e non “Electronic Grade”.

# Materiali e Montaggio

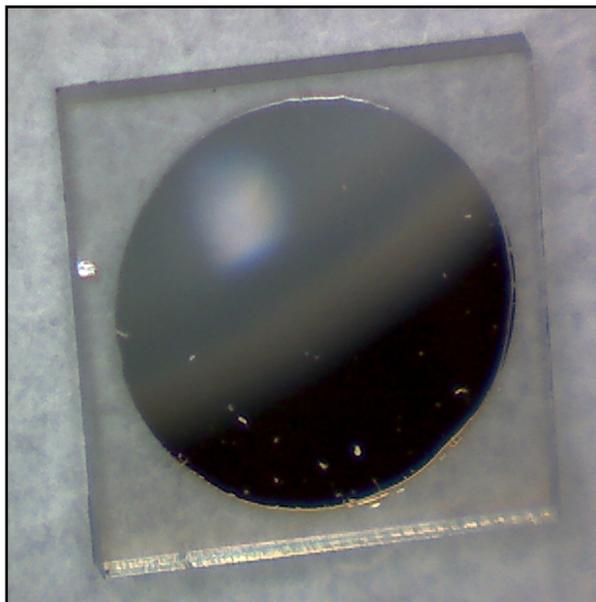
---

## *Pulizia del substrato e montaggio del dosimetro*

Per questo lavoro sono stati usati diamanti sintetici commerciali della Element Six, di due dimensioni:  $3 \times 3 \times 0.5 \text{ mm}^3$  e  $4 \times 4 \times 0.5 \text{ mm}^3$  e di due diverse qualità: Standard ( $\{100\}$  [N]<1ppm [B]<0.05ppm), e Elettronica ( $\{100\}$  [N]<5ppb [B]<1ppb, Ra< 5nm).

Seguendo un'accurata procedura di pulizia chimica del campione, assistita da ultrasuoni, sono stati rimossi in miscela solfocromica calda possibili percorsi a bassa impedenza e lasciata la superficie terminata con ossigeno. Eventuali residui dell'attacco ossidante sono stati rimossi con Acqua Regia e risciacquo in acqua, alcol isopropilico e acetone. Sono stati poi depositati mediante evaporazione termica, due diverse tipologie di metalli, Ag e TiAu, utilizzando una maschera metallica di forma circolare, mentre altri due sono stati metallizzati presso la Diamond Detectors Ltd (DDL) di Poole (UK) [vedi Figura 12].

Una volta metallizzato, il substrato di diamante è alloggiato all'interno di un opportuno sostegno, mostrato nelle sue parti in Figura 13. Esso consiste di un anello circolare in Rexolite®, sul quale la lamina di diamante è fissata con una colla bi-componente.



**Figura 12 - Substrato di diamante monocristallino metallizzato con Ag sulle due facce.**

La struttura è poi connessa con un sottile filo metallico (99%Al-1%Si) a un cavo triassiale Keithley a basso rumore [vedi Figura 14[a]]. Un'altra parte in Rexolite® ricoprirà il tutto e sarà ulteriormente riempita con colla bi-componente Epotek301®, per eliminare l'aria. La colla, solidificandosi, renderà rigida tutta la struttura mantenendo congelate le posizioni impostate. Un ultimo componente, realizzato con materiale A140, conduttivo e nero, completa l'assemblaggio del dosimetro che viene innestato in un tubetto di alluminio per rendere tutta la struttura ancora più rigida, come mostra la Figura 14[c]. I collegamenti elettrici del dispositivo possono essere riassunti nel seguente modo: il segnale di polarizzazione è applicato sulla calza esterna del cavo triassiale, mentre il segnale di corrente è monitorato sul conduttore più interno. I dispositivi di cui qui sono riportati e discussi i risultati sono tra loro diversi per tipologia del diamante e dei contatti metallici: D03, D04, G01 e G02. Questi quattro rivelatori possiedono caratteristiche che li accomunano e ne consentono un confronto diretto per tutti i parametri dosimetrici d'interesse. I dosimetri D03 e D04 sono diamanti di qualità Standard su cui sono stati depositati contatti di Pt-Au, spessore 200nm, con interposizione di uno strato DLC secondo la ricetta della DDL; mentre G01 e G02 sono diamanti di qualità Elettronica ma, rispettivamente, con contatti in TiAu e Ag, di spessore 200 nm.



Figura 13 - Componenti meccanici per l'alloggiamento e l'incapsulamento del dosimetro.

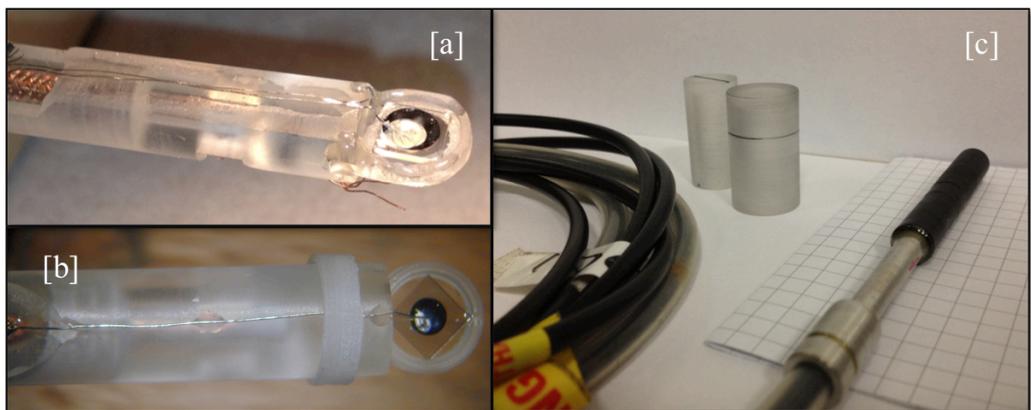


Figura 14 - [a] [b] Alloggiamento del diamante sull'anello circolare di Teflon e sua connessione ai reofori elettrici; [c] Dosimetro assemblato in tutte le sue parti e pronto per i test.

# Sorgente Co-60

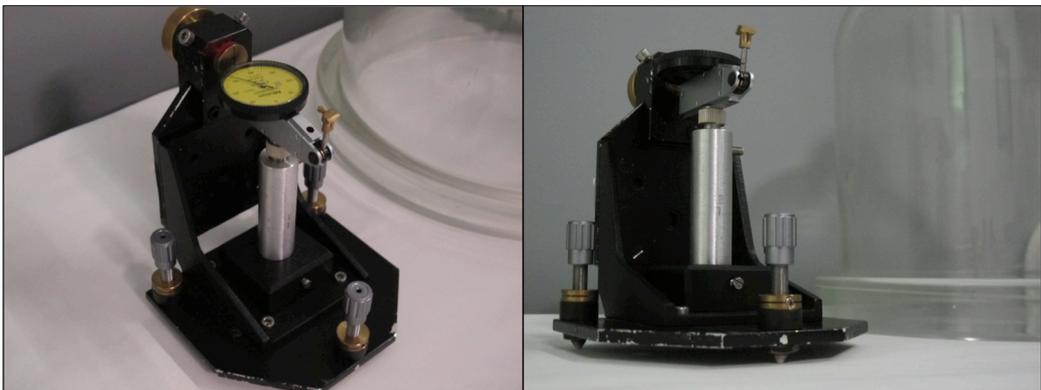
---

I dosimetri sono stati studiati e caratterizzati irraggiandoli con un fascio continuo di fotoni generati dal decadimento del Co-60, prodotti da un'unità Teletherapy, Eldorado 6 (Atomic Energy of Canada Ltd, AECL), utilizzato per scopi metrologici dall'INMRI (Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti) presso il centro ricerca ENEA Casaccia. Due vedute dell'ambiente di lavoro e della finestra della sorgente si possono vedere in Figura 15. L'attività della sorgente è di 94 TBq (01/01/2010). Il sistema è utilizzato per le tarature di sistemi dosimetrici utilizzati in radioterapia con riferibilità ai campioni primari sviluppati dall'INMRI e rilascio di certificati di taratura riconosciuti a livello internazionale nell'ambito dell'Accordo di Mutuo Riconoscimento (MRA).



**Figura 15 - Ambiente di lavoro e sorgente Co-60 di INMRI, presso il centro ENEA Casaccia.**

Le analisi sono state svolte in due condizioni principali d'irraggiamento: in aria e in una vasca riempita con acqua distillata (in dosimetria, fantoccio ad acqua). Nel primo caso la macchina produce un rateo di dose di circa  $0.4 \text{ Gy min}^{-1}$  a 1 m di distanza dalla sorgente (SDD), dove il campo che investe il dosimetro è di dimensioni pari a  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Il rivelatore in queste condizioni viene irraggiato con un cappuccio in Polystirene, visibile sullo sfondo della Figura 13[c], che garantisce l'equilibrio elettronico della radiazione. Il secondo caso corrisponde alla condizione di riferimento usata per la taratura dei dosimetri per radioterapia. Il fantoccio ad acqua è costituito da una vasca in plexiglass di dimensioni ( $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ ) riempita con una precisa quantità di acqua distillata. Il fantoccio ad acqua è posizionato, mediante l'utilizzo di catetometri e distanziatori meccanici, in modo tale che il punto a 5 cm di profondità in acqua sia a 100 cm di distanza dalla sorgente (condizione di riferimento per le misure dosimetriche). Il fantoccio è equipaggiato con un termometro ad alta precisione per la misurazione della temperatura in acqua durante gli irraggiamenti. Il dosimetro a diamante è immerso in acqua e posizionato in modo tale che l'elemento sensibile (cioè il cristallo di diamante) sia posto con il suo centro nel punto di riferimento, dove è noto che l'impianto eroga  $0.4 \text{ Gy min}^{-1}$ . Per il corretto posizionamento si utilizzano strumenti di altissima precisione e accuratezza [vedi Figura 16].



**Figura 16 - Strumento di alta precisione utilizzato per il posizionamento.**

I parametri che sono stati studiati sono stati: il rateo di dose, l'entità della dose assorbita, la temperatura d'irraggiamento e l'angolo d'incidenza del fascio di radiazione sul dosimetro. Il primo parametro è stato variato utilizzando degli attenuatori e modificando la distanza sorgente-dosimetro, essendo il rateo

di dose erogato in prima approssimazione inversamente proporzionale al quadrato della distanza. Il rateo di dose in ogni posizione di misura è stato misurato con una camera a ionizzazione di riferimento. Il dosimetro può essere movimentato su un carrello, variando la distanza dalla sorgente in un intervallo 58.48÷120 cm. Per aumentare la dinamica dell'intensità del fascio di almeno 4 ordini di grandezza è possibile usare due filtri in piombo di spessore 5 cm che si posizionano in allineamento perfetto con i collimatori che definiscono l'assetto del fascio.

La dipendenza della risposta del dosimetro dalla dose assorbita è stata studiata in acqua nelle condizioni di riferimento; cioè dosimetro sistemato accuratamente nel fantoccio e, secondo le sue dimensioni geometriche, centrato per avere esattamente una distanza SDD = 100 cm dalla sorgente. Il rateo di dose è costante, in questo caso non viene variata la distanza dosimetro-sorgente, quindi, per ottenere una dose assorbita variabile, è necessario variare il tempo d'irraggiamento. L'intervallo studiato è stato 0.25 ÷ 8.8 Gy.

La temperatura del dosimetro è un altro parametro interessante da studiare per capire se nelle condizioni di lavoro ospedaliere, in cui la temperatura può variare di alcuni gradi centigradi nel corso dell'anno, ci possano essere cambiamenti sostanziali nella risposta del dosimetro. L'esperimento è stato possibile utilizzando un bagno termostatico dotato di sistema di ricircolo dell'acqua distillata del fantoccio che consente, mediante un termometro interno di alta precisione, di regolare la temperatura dell'acqua confrontando della temperatura interna con quella misurata esternamente nel fantoccio; attendendo qualche minuto, è possibile accertare un ottimo equilibrio termico del sistema. I dati riportati in seguito sono stati ottenuti con più sessioni di misura senza modificare l'intero setup e quindi non modificando nessun parametro che non fosse riproducibile. Sono state effettuate misure di controllo all'inizio e al termine di ogni sessione di misura per verificare eventuali variazioni di risposta non dovute alla temperatura. Dal loro confronto, come si vedrà nella discussione dei dati, risulta una variazione quasi nulla sul valore di corrente misurato.

La dipendenza angolare del dosimetro è un altro parametro importante da studiare al Co-60 perché in ambito ospedaliero, come vedremo, il contributo della diffusione laterale del fascio di radiazione diventa importante nella determinazione della dose assorbita. E' bene allora capire, in un fascio di riferimento, se i diversi dosimetri in analisi rivelano correttamente questo

contributo. Nelle misure è stato utilizzato il fantoccio ad acqua. Il dosimetro è fissato su un goniometro, con rotazione a step di  $15^\circ$ , che permette la rotazione intorno al punto di riferimento, cioè non è necessario spostare e riallineare il dosimetro a ogni rotazione.

# Sorgenti LINAC

---

## *Varian Clinac - Varian Trilogy - Siemens Oncor*

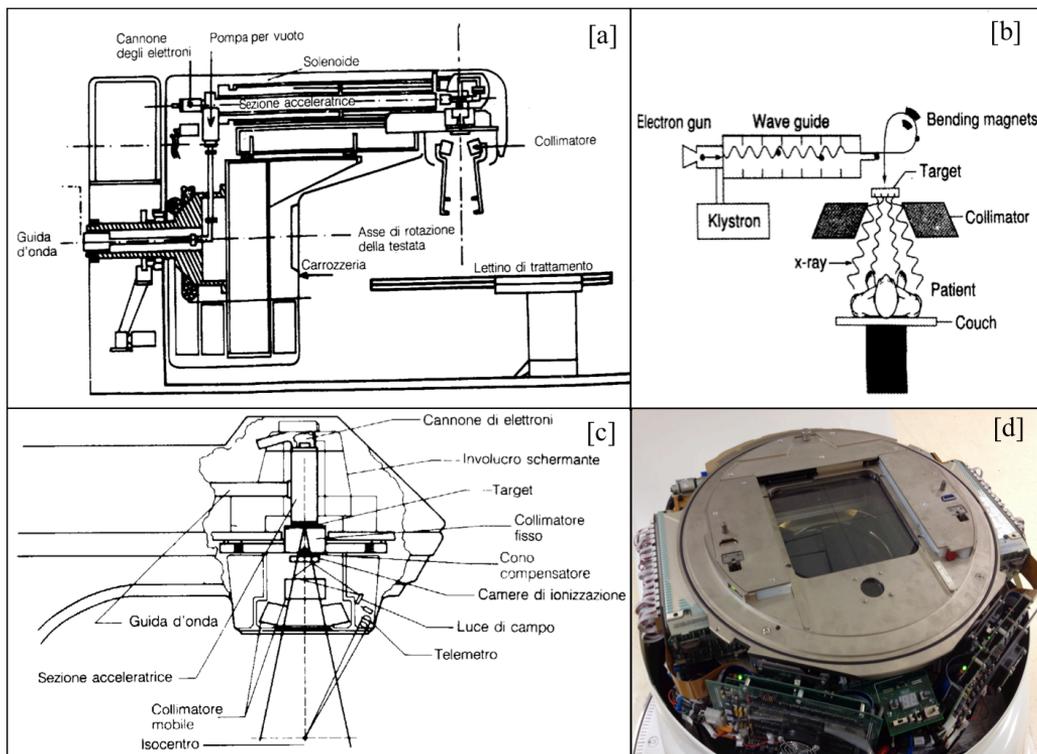
Gli acceleratori lineari di particelle o Linac sono strutture in grado di accelerare particelle cariche (protoni, elettroni, positroni, ioni pesanti, ecc.) generate per mezzo di un cannone termoionico, un foto-iniettore o altri mezzi. Un linac standard viene assemblato come successione di diversi elementi in cascata. Se la sorgente genera particelle in maniera continua, la prima parte dell'acceleratore sarà impegnata per la creazione di pacchetti di particelle, mentre la successiva sarà impegnata per l'accelerazione vera e propria.

L'acceleratore lineare (per Radioterapia) è una macchina in grado di produrre fasci di elettroni e di fotoni che, opportunamente collimati, vengono fatti incidere sul volume bersaglio. Le energie della radiazione prodotta variano da 2 a 25 MeV. Normalmente, per apparecchiature standard, si usano energie attorno a 6-9 MeV in quanto, ad energie superiori, causano anche la produzione di neutroni.

L'apparecchiatura è contenuta all'interno di un bunker, e nella sala d'irraggiamento sono presenti [Figura17 [b]]:

- il lettino di trattamento;
- i laser di posizionamento;
- il sistema di portal imaging;

- il circuito televisivo e i comandi;
- il sistema di tracking ottico



**Figura 17 - [a][b] Principio di funzionamento LINAC e bunker; [c][d] Testata del LINAC teorica e reale.**

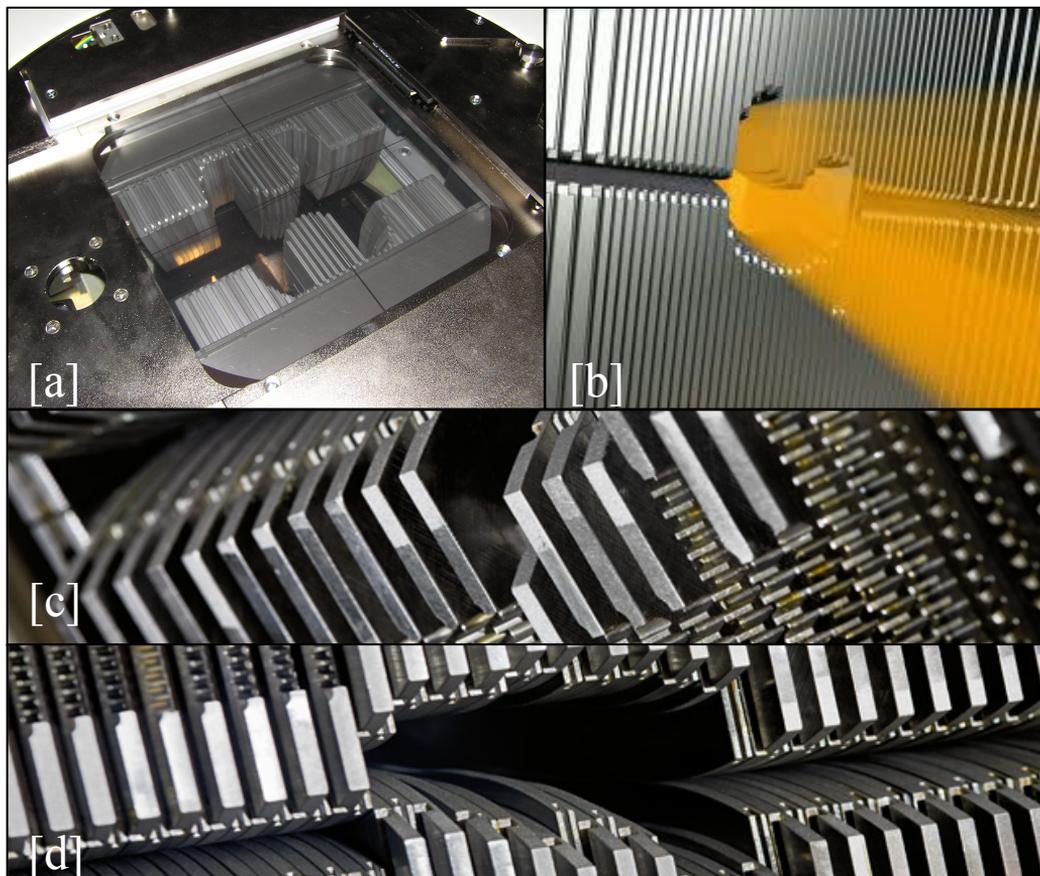
La struttura è completata dai comandi, i monitor e l'interfono, presenti in sala comandi, all'esterno del bunker. Il funzionamento di un Linac è complesso ed i suoi componenti principali sono:

- *Magnetron o Klystron*: fornisce l'onda elettromagnetica acceleratrice;
- *Cannone di elettroni*: per effetto termoionico, produce elettroni di circa 50 keV;
- *Sezione acceleratrice* (o guida d'onda): attraverso la quale gli elettroni prodotti dal cannone vengono accelerati, su di un'onda elettromagnetica, sino ad acquisire l'energia desiderata.

L'elemento accelerante è costituito da una cavità, divisa in un certo numero di sezioni, in cui si trova un campo elettrico oscillante a frequenza sincrona con il passaggio dei pacchetti. Poiché la disposizione della sezione acceleratrice è ortogonale alla direzione del fascio, è necessario che il pennello d'elettroni, al

termine della fase d'accelerazione, sia deflesso dai magneti collocati sulla testata. Questa procedura permette di omogeneizzare l'energia del fascio d'elettroni, poiché quelli dotati d'energia differente escono dalla traiettoria programmata e vengono intercettati dalle strutture schermanti della testata:

- *Target*: costituito da una lamina in oro (o tungsteno) che, colpita dal pennello d'elettroni, emette raggi X a spettro continuo con energia massima pari all'energia degli elettroni;
- *Lamina di diffusione*: ha la funzione di trasformare il pennello puntiforme d'elettroni in un fascio omogeneo di dimensioni volute, per indirizzarlo al paziente, in alternativa ai raggi X;
- *Filtro a cono* ("flattening filter"): svolge l'importante funzione di omogeneizzare il fascio di raggi X, sia in termini d'energia sia in termini d'intensità. Il fascio di raggi X, derivato dalla reazione di "frenamento", è policromatico a spettro continuo e si rende necessaria l'eliminazione della componente molle. Inoltre, il fascio emesso dal target, è più intenso nella zona centrale, per cui, un filtro più spesso in tale zona, permette di modificare il fascio rendendo omogenea l'intensità. Nei nuovi modelli "true beam", questo filtro non è più presente.
- *Camere monitor*: fondamentali nel quantificare la dose erogata (la misura è dunque indicata in "unità monitor"), nell'interrompere l'erogazione al raggiungimento delle unità monitor previste, nel controllare la simmetria e l'intensità del fascio. Sono costituite da due camere a ionizzazione piatte e parallele (a loro volta divise in due camere simmetriche), con la funzione di intercettare il fascio di radiazione perpendicolare al loro asse. Il controllo sulla dose è sempre effettuato su due camere monitor.
- *Collimatore mobile*: utile per la definizione dei campi, si compone di quattro braccia (Jaws) in materiale ad alti Z aventi uno spessore adeguato all'energia del fascio. Le Jaws sono interconnesse tra loro in modo tale che il fascio emergente risulti simmetrico ed il centro del campo d'irradiazione coincida con l'asse del fascio; inoltre, possono essere disposte, per conformare il fascio nelle dimensioni volute, in modo simmetrico (contrapposte due a due rispetto all'asse), oppure asimmetrico (regolabili indipendentemente).



**Figura 18 - [a] Multi-leaf-Collimator reale su una testata Varian, [b] Irraggiamento simulato al computer conformato dalla finestra, [c][d] Ingrandimento delle lamelle.**

Il “multi-leaf-collimator” è disposto sopra le Jaws e permette la conformazione solo lungo un asse.

- *Applicatori per elettroni:* costituiscono gli strumenti di collimazione del fascio d’elettroni. Sono sistemi accessori del Linac che permettono di convogliare il fascio sino alla cute del paziente, eliminando l’inconveniente dell’instabilità di traiettoria degli elettroni. Si tratta di dispositivi rigidi, intercambiabili, con forme e dimensioni variabili.

Le strutture sinora elencate (fatta eccezione del cannone elettronico, delle guide d'onda, del Magnetron e dei limitatori), sono contenute nella testata che ospita, fra l'altro, due dispositivi: la luce di campo e il telemetro, che pur non contribuendo alla formazione del fascio di radiazione, sono essenziali per il posizionamento del paziente e per la corretta somministrazione della terapia.

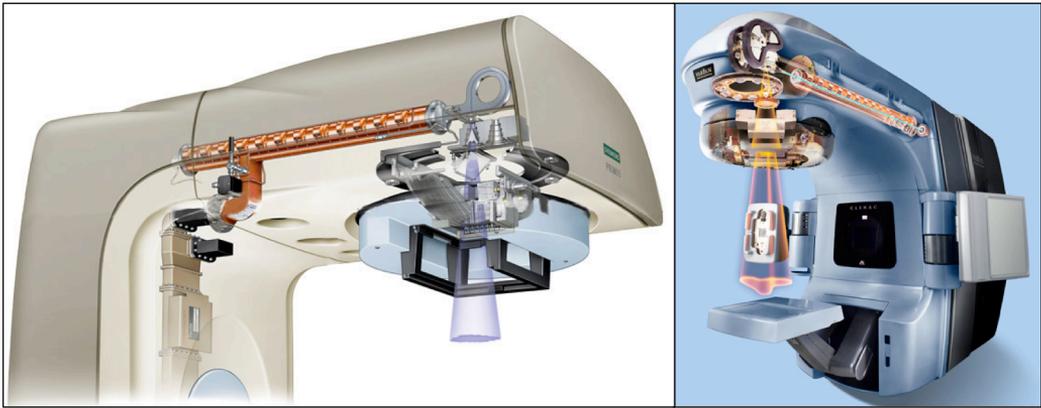
Un'ultima menzione spetta alle cosiddette componenti sussidiarie:

- *Pompa a vuoto* (pompa ionica): mantiene permanentemente il vuoto nella sezione acceleratrice, anche ad apparecchio spento ( $10^{-6}$  Atm);
- *Impianto di raffreddamento a circuito chiuso*: è realizzato con acqua filtrata raffreddata dalla rete idrica urbana attraverso uno scambiatore di calore (T di funzionamento = 26-29 °C).
- *Collimatore multi lamellare* (Multi-Leaf-Collimator)

Il MLC è una tra le più recenti e rilevanti innovazioni di cui sono dotati i moderni centri radioterapici. Questo presidio, altamente tecnologico, permette di conformare il fascio radiante, andando a sostituire gli schermi sagomati costruiti in lega basso fondente e può essere montato internamente alla testata, sopra i collimatori primari, o aggiunto esternamente sul supporto porta-accessori, a seconda dei modelli. È costituito da coppie di lamelle opposte, mobili ed indipendenti, situate su due supporti a loro volta mobili e svincolati (vedi Figura 18 [a,c,d]). Il numero delle lamelle ed il loro spessore variano a seconda dei modelli ed il loro profilo è di norma “tongue and groove” (lingua e palato), per minimizzare la trasmissione di radiazione attraverso la giunzione di due lamelle adiacenti. Il funzionamento di tutta la parte elettronica e meccanica è gestito da un computer che invia i comandi dalla consolle al MLC e riceve le informazioni sulla posizione di ogni lamella, tramite due sistemi di controllo.

L'elemento accelerante è costituito da una cavità, divisa in un certo numero di sezioni, in cui si trova un campo elettrico oscillante a frequenza sincrona con il passaggio dei pacchetti. Qui i campi elettromagnetici acceleranti vengono eccitati attraverso una guida d'onda che coinvolga la potenza fornita da un klystron o da un magnetron. Se l'onda accelerante deve essere sincrona con il

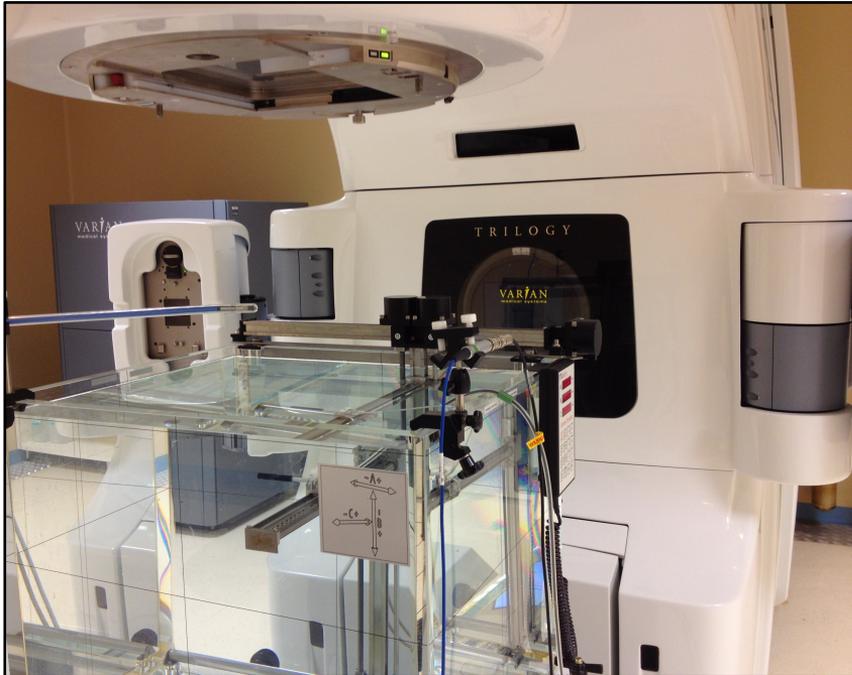
passaggio delle particelle attraverso gli spazi tra le cavità è chiaro che le cavità devono essere tanto più lunghe quanto più la velocità è elevata, per permettere alle particelle di restare in fase con l'onda (che ha una frequenza fissa e diversa a seconda del Linac). Chiaramente, poiché c'è un limite superiore alla velocità (la velocità della luce), le cavità, da un certo punto in poi, sono di lunghezza costante. Per il lavoro qui presentato, sono stati utilizzati Linac di due delle tre case produttrici d'acceleratori clinici: VARIAN e SIEMENS [Figura 19].



**Figura 19 - [a] LINAC Siemens. [b] LINAC Varian.**

Una delle difficoltà maggiori incontrate nella caratterizzazione del dosimetro a diamante è proprio la diversa tecnologia alla base degli acceleratori. In fase d'installazione e di test delle macchine, vengono fissati alcuni parametri di lavoro, non più modificabili dall'utente, in modo da ottimizzare le prestazioni cliniche. La frequenza di oscillazione scelta in fase d'installazione può influenzare a risposta del dosimetro a diamante ed essendo diversa tra i Linac è importante l'analisi dei dati anche in funzione di questo parametro.

Per le misure sono stati utilizzati diversi ratei di dose [100, 200, 300, 400, 500, 600 UM/min], diverse energie per i fasci di fotoni (6, 10MV) e diverse energie per i fasci di elettroni (6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV). In Figura 20 è mostrato uno dei più evoluti Linac ospedalieri di Varian denominato Trilogy, utilizzato per questo studio.



**Figura 20 - Trilogy LINAC Varian presso l'Ospedale "San Filippo Neri" Roma.**

# Sorgente Raggi X

---

La sorgente per i raggi X è un tubo non filtrato con targhetta in Molibdeno ( $K_{\alpha}$  17.48 keV) che lavora con un'accelerazione fissa di 45 kV. Importante è la capacità di variare la corrente del tubo per ottenere una variazione d'intensità della radiazione monitorata da una camera a ionizzazione Thermo Instruments NE2536/3C.

Lo spot della sorgente è di 7 mm e consente di irraggiare completamente l'area attiva del dispositivo. Le misure con fascio continuo (CW) sono state monitorate con un pico amperometro Keithley 6517A, che registra i valori di corrente fotogenerata dal dosimetro. Le misure modulate (AC) sono state ottenute inserendo tra il dosimetro e la sorgente un Chopper Stanford modificato che permette di modulare la luce variando la frequenza fino a 350 Hz. Il segnale di misura è stato accuratamente prelevato mediante lock-in, amplificato e convertito in tensione da un amplificatore a transimpedenza. Questa tecnica di fast-feedback è stata importante per ottenere risultati complementari a quelli raccolti con le tecniche standard di dosimetria. Con questa sorgente è stato possibile confermare gli andamenti ottenuti al Co-60 (sorgente continua) e verificare quale fosse la dipendenza della risposta del dosimetro dalla frequenza permettendo quindi un primo approccio a quella che sarebbe stata l'analisi su una sorgente impulsata quale l'acceleratore ospedaliero.

# Parametri dosimetrici

---

La dosimetria in radioterapia è eseguita secondo protocolli di misura concordati a livello internazionale, come il protocollo IAEA 398. I protocolli stabiliscono le condizioni e le procedure di misura che permettono di ottenere, in ambito clinico, valori di dose assorbita in acqua affidabili e riferibili ai campioni primari. Tutti i protocolli di dosimetria in radioterapia, compreso lo IAEA 398, sono basati su misurazioni effettuate in campo di dimensioni 10 cm x 10 cm e sull'uso di camere a ionizzazione per le quali sono forniti tutti i parametri e i fattori correttivi necessari per la determinazione della dose in acqua. . Ai fini della caratterizzazione dosimetrica i dosimetri in diamante sono stati considerati come camere a ionizzazione, cioè sono stati analizzati tutti gli aspetti valutati nel protocollo IAEA<sup>[49]</sup> per le camere a ionizzazione.

Come descritto precedentemente, lo scopo di questo lavoro è di costruire un dispositivo capace di misurare il valore della dose assorbita in acqua nei fasci di radiazione prodotti dai LINAC ospedalieri utilizzando il coefficiente di taratura determinato nel fascio di radiazione gamma del Co-60 presso l'INMRI, come attualmente avviene con le camere a ionizzazione. Infatti, gli istituti ospedalieri inviano le proprie camere a ionizzazione presso l'ENEA per taratura con regolarità temporale. Seguendo le procedure descritte nei protocolli dosimetrici, ed utilizzando i parametri specificati nel certificato di taratura dall'istituto metrologico, tra i quali il coefficiente  $N_w$  proprio del dosimetro la

dose assorbita è determinata secondo la seguente formula <sup>[49]</sup>:

$$D_{w,Q} = M_Q * N_{w,D,Q_0} * k_{QQ_0}$$

$D_{w,Q}$  è la dose assorbita in acqua in condizioni di riferimento nel fascio di radiazione Q,  $M_Q$  è il segnale corretto per gli effetti che influenzano il risultato della misurazione (per esempio taratura dell'elettrometro, e per le camere a ionizzazione temperatura, pressione, effetti di polarizzazione e ricombinazione ionica),  $N_{w,D,Q_0}$  è il coefficiente di taratura determinato nel fascio di radiazione gamma di riferimento del Co-60 (indicato con  $Q_0$ ).  $k_{QQ_0}$  è un fattore che corregge per la variazione di risposta del rivelatore nel fascio clinico di misura (Q) rispetto al fascio di radiazione di taratura ( $Q_0$ ).  $N_{w,D,Q_0}$  si misura in Gy/C e per il dosimetro in diamante è stato periodicamente misurato per verificarne la stabilità nel tempo. Per la determinazione di  $N_{w,D,Q_0}$  il posizionamento del dosimetro è molto importante in quanto nel punto di riferimento per la taratura (5 g cm<sup>-2</sup> in acqua) il valore della dose in acqua varia di circa 0.6% per millimetro. Utilizzando la procedura descritta nel seguito, è possibile posizionare il dosimetro nel punto di riferimento con un'incertezza di 0.2 mm. Si posiziona, con l'aiuto di calibri micrometrici, il fantoccio ad acqua in modo tale che il punto a 5 g/cm<sup>2</sup> di profondità in acqua sia a distanza 100 cm dalla sorgente. Si calcola la densità dell'acqua  $p_w$  alla temperatura di lavoro (20 °C) con la seguente formula:

$$p_w = \alpha_0 + \alpha_1 T^1 + \alpha_2 T^2 + \alpha_3 T^3 + \alpha_4 T^4$$

dove  $\alpha_0 = 9.9994 * 10^2$ ;  $\alpha_1 = 4.2165 * 10^{-2}$ ;  $\alpha_2 = -7.0975 * 10^{-3}$ ;  $\alpha_3 = 3.5096 * 10^{-5}$ ;  $\alpha_4 = -9.9038 * 10^{-8}$ . Ottengo quindi  $p_w = 0.9982 \text{ g/cm}^2$ . Per realizzare 5 g/cm<sup>2</sup> in acqua alla temperatura di 20°C si deve avere una distanza lineare  $d_{LIN}$  pari a:

$$d_{LIN} = 50/p_w = 50.08970384 \text{ mm}$$

Lo spessore di parete in PMMA del fantoccio di acqua è pari a 4.25 mm, il rapporto di concentrazione elettronica acqua/PMMA è pari a 1.15826, lo spessore acqua equivalente della finestra sarà quindi:

$$S_{PMMA} = \text{Spessore finestra PMMA} * \text{rapporto concentrazione elettronica}$$

$$= 4.922605 \text{ mm}$$

La distanza lineare dalla parete interna della finestra al centro del fantoccio è quindi pari a 45.16709884 mm, il diametro del dosimetro è 8.3 mm, si calcola la distanza tra la parete e il centro del dosimetro:

$$d_{pd} = d_{LIN} - S_{PMMA} - \frac{\text{diametro dosimetro}}{2} = 50.08970384 - 4.922605 - \left(\frac{8.3}{2}\right)$$

Si posiziona il dosimetro in acqua portandolo a contatto con un distanziatore posto nel fantoccio che realizza una distanza nota dalla superficie interna del fantoccio. Si toglie il distanziatore e si effettua uno spostamento del dosimetro la cui entità è data dalla seguente formula:

$$\text{Shift} = d_{pd} - \text{quota distanziatore} - \text{deformazione finestra}$$

$$= -61.023 \text{ mm}$$

# Dati Sperimentali

---

## *Caratterizzazione elettrica e optoelettronica*

Uno dei dosimetri assemblati è stato studiato utilizzando tre diverse sorgenti di radiazione: raggi X, Co-60 e Linac. La sorgente a raggi X, normalmente utilizzata per la diffrazione, è equipaggiata per consentire misure di fotoconducibilità con fascio modulato per valutare gli effetti dei difetti nel bulk del diamante. Il dosimetro G01 ha due contatti in TiAu e la prima misura effettuata è stata la valutazione della caratteristica IV al buio e sotto irraggiamento riportata in Figura 21. In condizione di buio si nota una piccola asimmetria probabilmente dipendente da una diversa formazione dello strato TiC e relative funzioni lavoro. Il ramo positivo sembra mostrare una piccolissima giunzione con tensione di built-in pari a 0.1 V. Il ramo negativo è ohmico solo per alte tensioni. Anche se i contatti sembrano abbastanza ohmici non irraggiando il dosimetro, tre diversi regimi di trasporto sono stati evidenziati sotto radiazione al variare della tensione applicata.

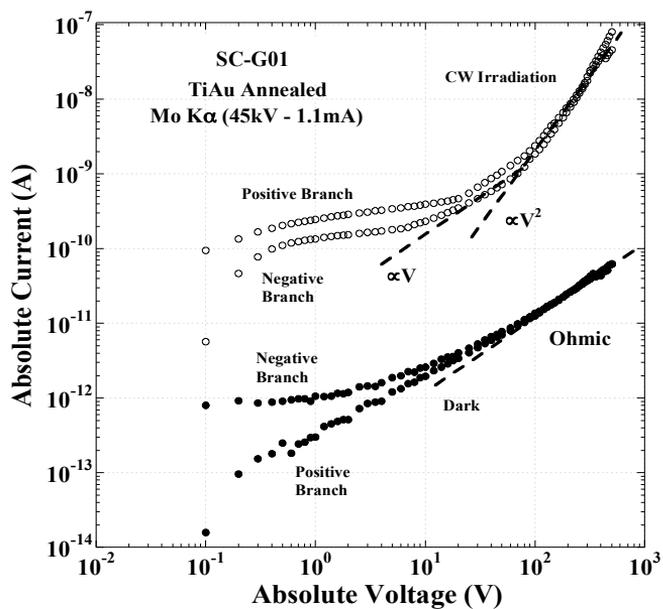


Figura 21 - Caratterizzazione IV al buio e sotto irraggiamento.

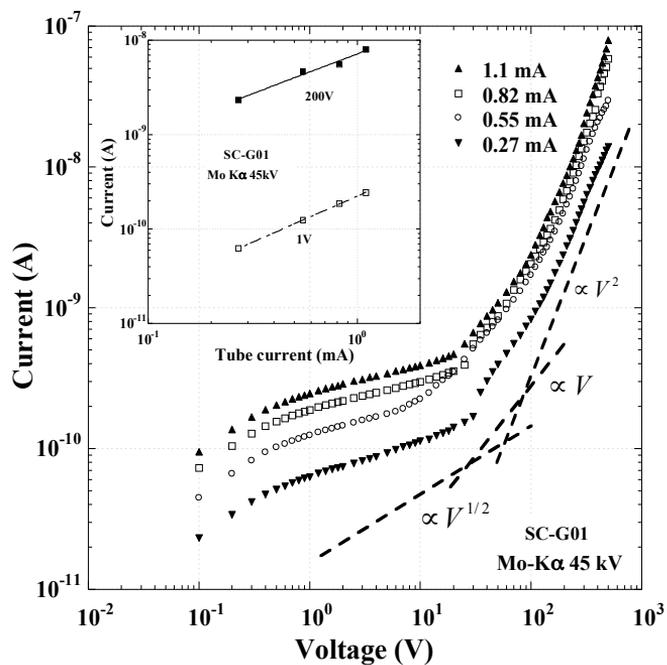


Figura 22 - IV sotto irraggiamento variando le correnti di eccitazione del tubo. [inserto] Dipendenza della corrente a 1.0 V e 200V in funzione della corrente di eccitazione del tubo a raggi X.

Regime di ricombinazione a bassa tensione con dipendenza  $\propto V^{1/2}$ , trasporto ohmico alle tensioni intermedie, mentre alle più alte è presente un meccanismo di trasporto con carica spaziale limitata da trappole (TLSC,  $\propto V^2$ ). Sotto irraggiamento la situazione è molto diversa poiché è presente una buona simmetria tra le due giunzioni e soprattutto si può osservare, per un ampio intervallo di tensioni, il meccanismo di trasporto limitato dalla carica spaziale: in questo regime, la corrente fotogenerata è proporzionale al quadrato della tensione applicata. Tale meccanismo di trasporto è giustificato in quanto legato all'alta qualità del diamante usato. Con la sorgente di raggi X viene generata molta carica nel volume del diamante ma il basso campo elettrico ( $<10^4$  V/cm) non è sufficiente ad ottenere una rapida rimozione della carica.

Per meglio analizzare gli andamenti discussi, il ramo positivo della caratteristica I-V è riportato in Figura 22 in funzione della corrente di eccitazione del tubo a raggi X. Il segnale di fotocorrente, sia nella zona di ricombinazione che in quella di carica spaziale, aumenta linearmente con la corrente di eccitazione del tubo (proporzionale al flusso di raggi X), come mostra chiaramente l'insero della Figura 22. Ciò significa che la velocità di generazione è molto bassa. Maggiori dettagli su quale sia il ruolo della tensione applicata sul meccanismo di raccolta della carica può essere osservato interponendo, tra il fascio e il dosimetro, un modulatore meccanico del quale viene variata la frequenza. La fotocorrente dipende ora dalla frequenza di modulazione, e il suo andamento al variare della tensione è mostrato in Figura 23 considerando solo le tensioni positive.

Si nota come polarizzando a 0.0 V ci sia indipendenza con la frequenza mentre nel regime ad alte tensioni si hanno -10dB/dec di roll-off sul segnale. Quest'andamento è ciò che ci si aspetta da un fotoconduttore controllato da ricombinazione superficiale. Nel regime di bassa tensione, fino a 20V, il segnale di fotocorrente aumenta con la tensione applicata e ha una minima dipendenza dalla frequenza. Aumentando ancora la tensione si cominciano a intravedere risposte più complesse; si osservano andamenti di tipo passa basso che a alte frequenze tendono a trovare un valore costante. Questo fenomeno è sempre più chiaro all'aumentare della tensione applicata fino alla situazione a 500V con il roll-off -10dB/dec. A 300V l'andamento è anomalo sicuramente legato a qualche interferenza nella misura. L'immagine che otteniamo è quella di una distribuzione di trappole che partecipano al processo di fotogenerazione

intrappolando un solo tipo di portatore, con guadagno fotoconduttivo, che cambia con la frequenza e la tensione applicata.

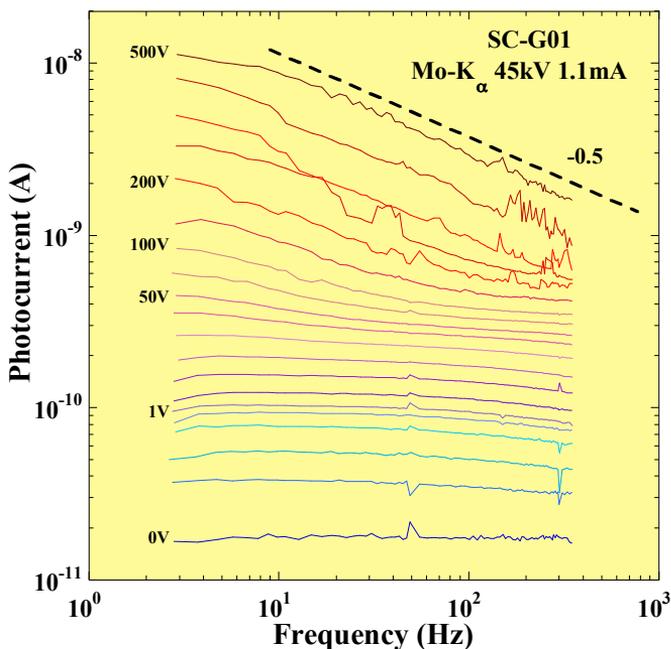


Figura 23 - Fotocorrente in funzione della frequenza del fascio X choppato, al variare della tensione di polarizzazione positiva nell'intervallo 0-500 V.

Poiché l'intervallo di frequenze esplorato è limitato a  $4 \text{ Hz} \div 350 \text{ Hz}$ , dove sondiamo stati di difetto a livelli energetici interni alla gap. L'intervallo di energia esplorato, può essere descritto dalla formula:

$$E - E_v = k_B T \cdot \ln\left(\frac{\nu_0}{\nu}\right) \quad (7)$$

$E_v$  è il limite di banda di riferimento,  $k_B$  la costante di Boltzmann,  $T$  la temperatura assoluta,  $\nu_0$  frequenza di fuga, generalmente pari a  $10^{12} \text{ Hz}$ , e  $\nu$  frequenza di modulazione. Essendo  $\nu \ll \nu_0$ , quando diminuisce la frequenza  $\nu$ , la distanza energetica dal bordo della banda aumenta e la fotocorrente è il risultato di un equilibrio tra carica intrappolata e carica emessa da stati più profondi nella gap. L'intervallo di energia esplorato è  $0.52 \text{ eV} - 0.69 \text{ eV}$ , troppo piccola per speculare sulla distribuzione delle trappole. Quando la tensione applicata raggiunge 20V, la dipendenza del segnale dalla frequenza può essere spiegato con un meccanismo di emissione Poole-Frenkel. L'andamento è

compatibile con una distribuzione molto superficiale di stati elettronici immediatamente sotto il limite di banda. Un campo elettrico maggiore contribuisce a diminuire la barriera di energia, ottenendo che un maggior numero di cariche vengano liberate e raccolte dall'elettrodo, con conseguente diminuzione del guadagno indotto dall'intrappolamento. La carica intrappolata nei livelli più profondi all'interno della gap (frequenze più piccole) non viene liberata e quindi il guadagno resta invariato. Il ruolo svolto dalle trappole nel controllo della risposta dinamica del rivelatore può essere ottenuta dall'analisi della fase della fotocorrente [Figura 24]. Nel regime di bassa tensione (0.1V - 10V) la fase assume il valore di  $90^\circ$  alle frequenze più basse per mostrare successivamente un comportamento reattivo quando la frequenza di modulazione aumenta (la fase si avvicina lentamente a  $120^\circ$ ). A 20V la fase mostra una dipendenza particolare con la frequenza; è evidente un picco a 15 Hz. Aumentando la tensione applicata, il picco diventa sempre più grande e si sposta a frequenze più grandi.

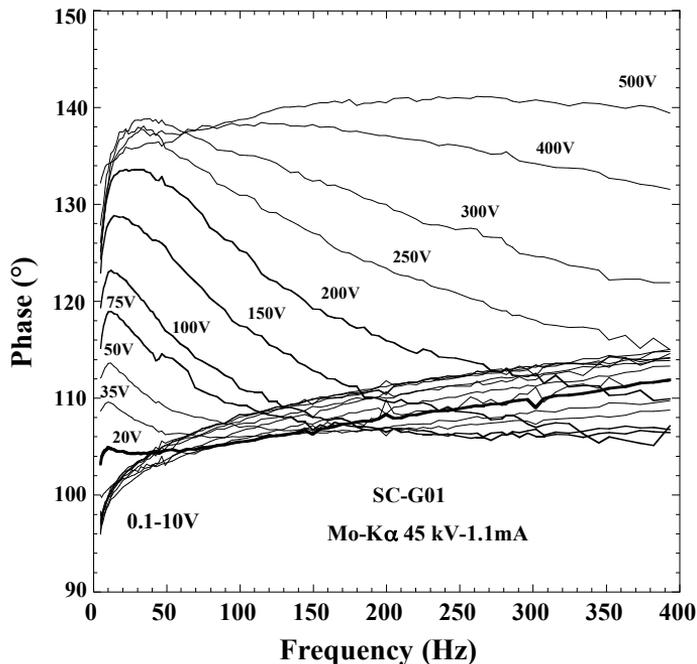
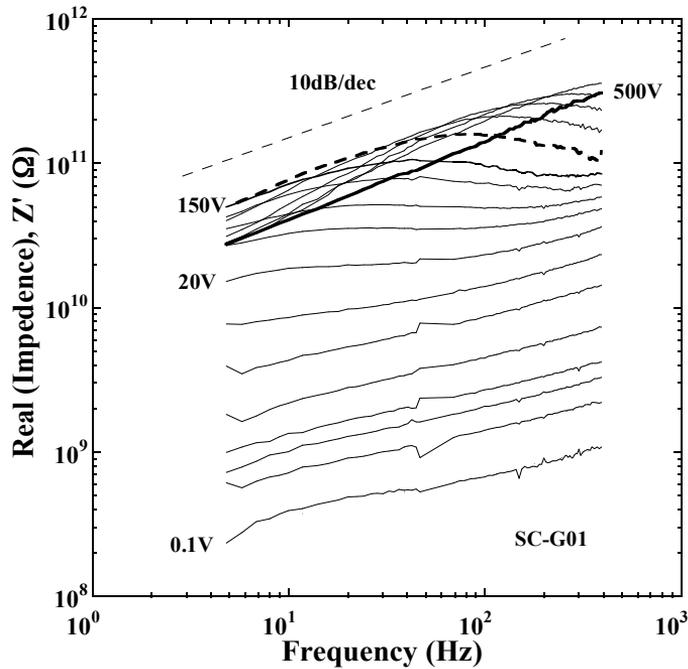


Figura 24 - Fase del segnale di fotocorrente prodotto dal dosimetro nel fascio Mo-K X-ray.

Ulteriori elementi che contribuiscono a chiarire la risposta dinamica del dispositivo a una sorgente modulata di raggi X può essere ottenuta con l'analisi dell'impedenza riportata in Figura 25 e 26.

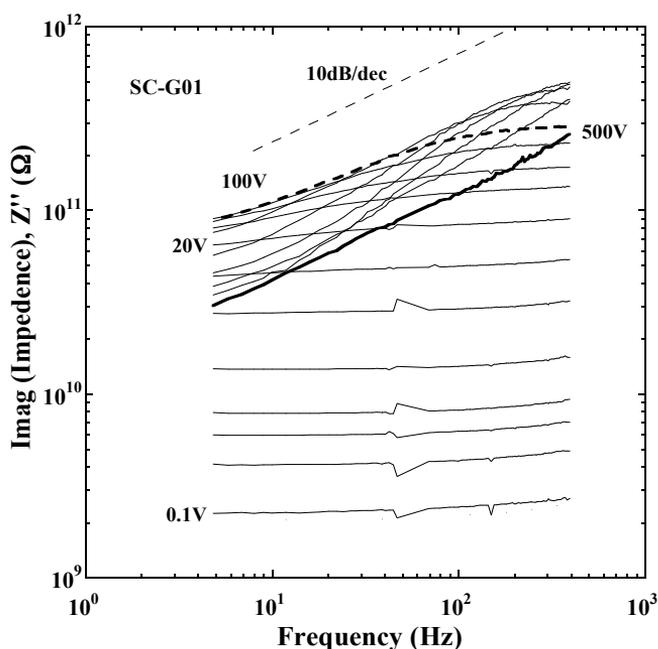


**Figura 25 - Andamento dell'impedenza misurata usando un modulatore meccanico di fronte al fascio di raggi X. I valori di  $Z$  sono calcolati dal valore di fotocorrente rappresentata in Figura 23. Parte Reale.**

Le curve presentate sono un'elaborazione delle misure presentate in Figura 23. Nel regime di bassa tensione, la parte reale dell'impedenza aumenta con la frequenza come un'induttanza. A 20V un massimo relativo appare intorno ai 10Hz, il massimo si sposta verso i 400Hz all'aumentare della tensione. Anche la parte immaginaria sembra avere la stessa tendenza. Questi andamenti possono essere rappresentati come due coppie di resistenza - induttanza messe in parallelo. Inoltre per giustificare l'evoluzione della fase, è necessario considerare una capacità in serie al circuito considerato che rappresenta una piccola barriera energetica dovuta a una giunzione Schottky presente sul contatto. L'impedenza totale  $Z(\omega)$  di tale circuito può essere espressa come

$$Z(\omega) = \left[ \omega^2 \left( \frac{L_1 \tau_1}{1 + (\omega \tau_1)^2} + \frac{L_2 \tau_2}{1 + (\omega \tau_2)^2} \right) + j\omega \left( \frac{L_1}{1 + (\omega \tau_1)^2} + \frac{L_2}{1 + (\omega \tau_2)^2} \right) \right]$$

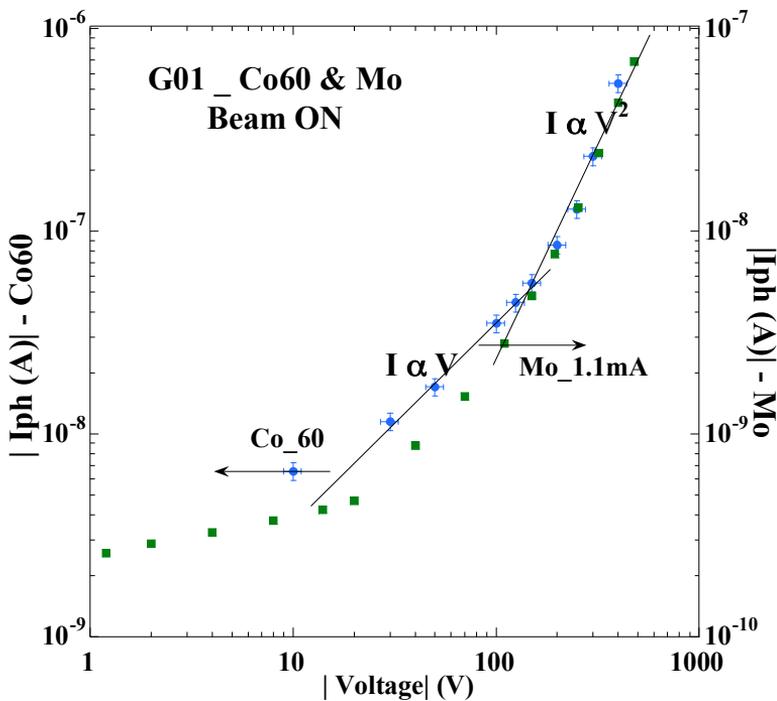
dove  $\omega$  è la frequenza radiale del modulatore,  $C$  la capacità,  $\tau_1$  e  $\tau_2$  sono le costanti di tempo. Poiché la suscettività magnetica del diamante è trascurabile, il comportamento induttivo può essere interpretato come due capacità che invertono la loro polarizzazione in modo molto rapido come conseguenza di processi veloci di cattura e detrappolamento a diverse energie all'interno della band gap.



**Figura 26 - Andamento dell'impedenza misurata usando un modulatore meccanico di fronte al fascio di raggi X. I valori di  $Z$  sono calcolati dal valore di fotocorrente rappresentata in Figura 23. Parte Immaginaria.**

I risultati ottenuti ai raggi X sono perfettamente legati a quelli che si ottengono studiando il dispositivo sotto un altro fascio come il Co-60. La Figura 27 mostra infatti l'andamento della corrente fotogenerata dalle due diverse sorgenti continue di radiazione ionizzante mostrando una perfetta analogia. Il dosimetro per basse tensioni di polarizzazione è sub-lineare, a 10 V comincia ad avere un comportamento lineare, a 100 V, si innescano meccanismi di de-trappolamento che portano ad ottenere una proporzionalità di tipo potenza tra la corrente e la

tensione applicata. Sotto il fascio di Co-60 sono state condotte misure che hanno poco a poco spiegato il comportamento del dosimetro G01. La cosa molto interessante che è rimasta ancora nascosta in questa trattazione è una delle caratteristiche che fanno di questo dosimetro il migliore tra quelli costruiti. Il G01 può lavorare sia a 5V nominali (tensione ottimale) sia a 0V quindi in modalità fotovoltaica. La modalità "Zero Bias" è stata analizzata bene al Co-60 ma non è stata studiata in maniera sistematica anche su altre sorgenti. In seguito saranno presentati i dati relativi a queste due configurazioni e le motivazioni che hanno spinto, nel passaggio alla sorgente impulsata ospedaliera, a scegliere la polarizzazione 5V nominali.



**Figura 27 - Confronto tra la corrente fotogenerata dalla sorgente di Co-60 e quella generata dal fascio di raggi X (Mo).**

Il dosimetro G01 è un dispositivo con struttura BARITT <sup>[51]</sup> (BARrier-Injection Transit-Time), con due giunzioni Schottky, utilizzato per la generazione di oscillazioni alle microonde. Il rumore associato alla carica iniettata nella barriera è più contenuto rispetto alle foto-resistenze oppure ai fotodiodi. In Figura 28 è mostrata la caratteristica I-V al buio e sotto irraggiamento con la sorgente Co-60. Si evidenzia ancora la presenza dei tre meccanismi di trasporto

al buio, mentre sotto irraggiamento il meccanismo di trasporto ohmico è assorbito dall'estensione della regione d'iniezione con ricombinazione nella regione di carica spaziale della giunzione Schottky.

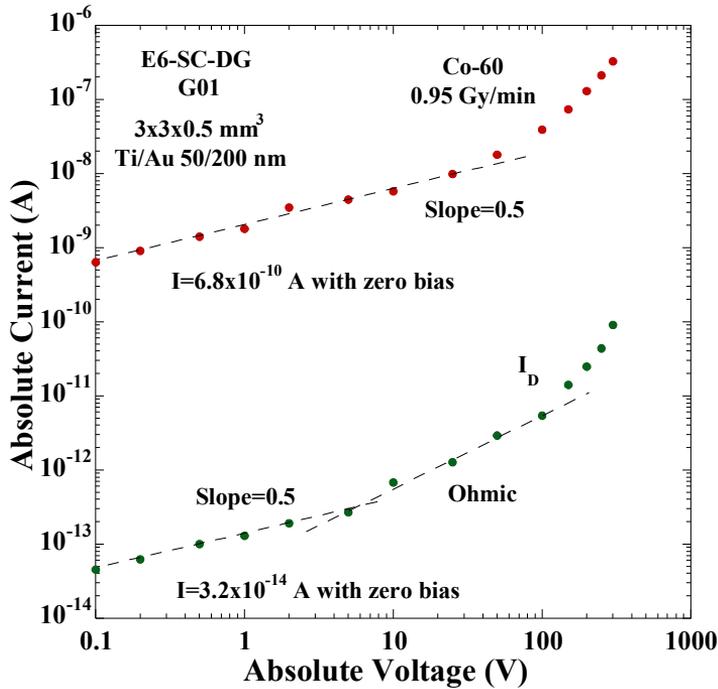
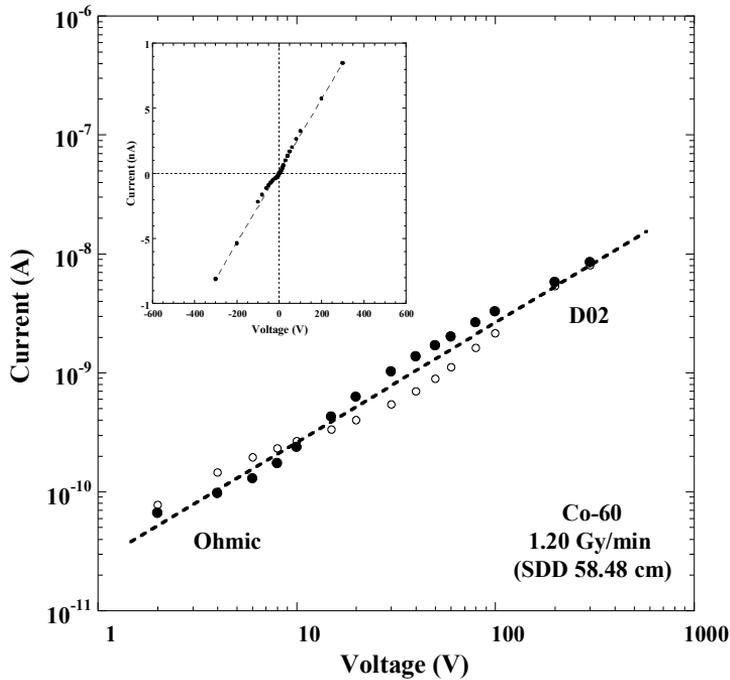


Figura 28 - Andamento della corrente fotogenerata dal fascio di Co-60 al variare della tensione di polarizzazione, confrontata con l'andamento della corrente di buio.

Inoltre, molto evidente è la possibilità di lavorare a polarizzazione nulla con un guadagno della fotoconducibilità di oltre quattro ordini di grandezza a tutte le tensioni. La forma della caratteristica I-V e il guadagno fotoconduttivo, in condizioni di equilibrio, sono parametri che possono essere messi a confronto per i vari dosimetri.

Il dosimetro D02 è una foto-resistenza, cioè ha un'architettura Metallo-Diamante-Metallo con due giunzioni ohmiche come evidenziato dalla caratteristica riportata in Figura 29, che mostra una buona simmetria delle giunzioni. Stesse misure sono state ripetute applicando le analoghe condizioni anche sui dosimetri D03 e D04. In Figura 30 sono rappresentati sia in scala lineare che in scala logaritmica gli andamenti della corrente al variare della tensione di polarizzazione ottenendo anche in questo caso andamenti ohmici con un'ottima simmetria per entrambe le giunzioni. Si nota che per il D03 e D04,

che nominalmente hanno lo stesso contatto, si ottengono valori di corrente leggermente differenti, cioè una diversa resistenza di volume: questo induce a pensare che il substrato di diamante sia differente.



**Figura 29 - Caratteristica I-V, sotto irraggiamento con fascio di Co-60 con rateo di dose fisso pari a 1.2 Gy/min. I punti • rappresentano i valori di corrente per le tensioni positive mentre i punti aperti rappresentano i valori normalizzati per tensioni negative ; (inserto) Caratteristica in scala lineare.**

Seppur nominalmente uguali, essi presentano difetti interni diversi fra loro che determinano una corrente fotogenerata non uguale.

In Figura 30 si confrontano gli andamenti sia in condizione di fascio acceso (BEAM ON), sia in condizione di fascio spento (DARK) dei tre dosimetri. Tutti mostrano comportamento ohmico fino a 500 V ( $10^4$  V/cm), la fotocorrente aumenta in modo lineare con l'aumento della tensione. Le misure IV consentono di capire, in modo preliminare, se sono stati commessi errori nella fase di montaggio del dosimetro e confermare quanto in teoria viene dedotto relativamente alle caratteristiche del contatto metallico depositato (Ohmico o Schottky).

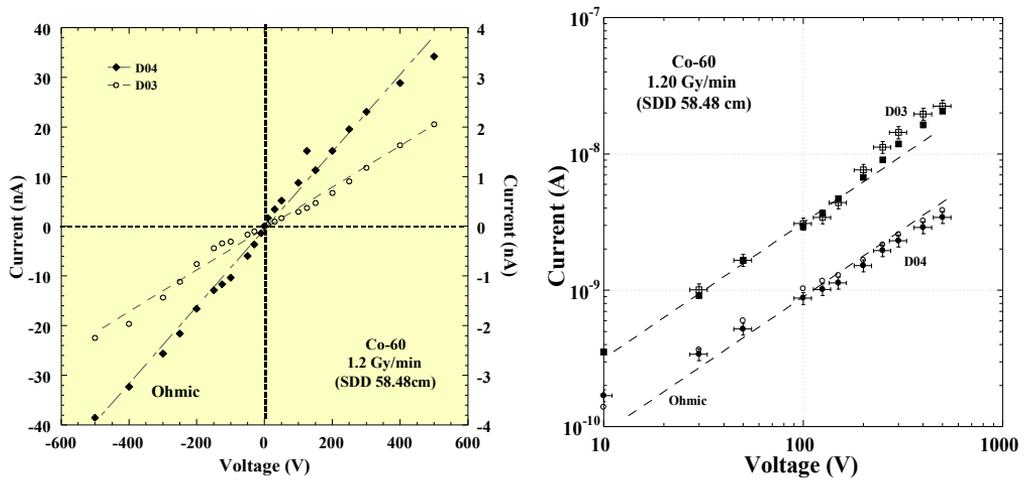


Figura 30 - Caratteristiche IV sotto irraggiamento per i dosimetri D03 e D04. Distanza dalla sorgente 58.48 cm con un rateo di dose di 1.2Gy/min.

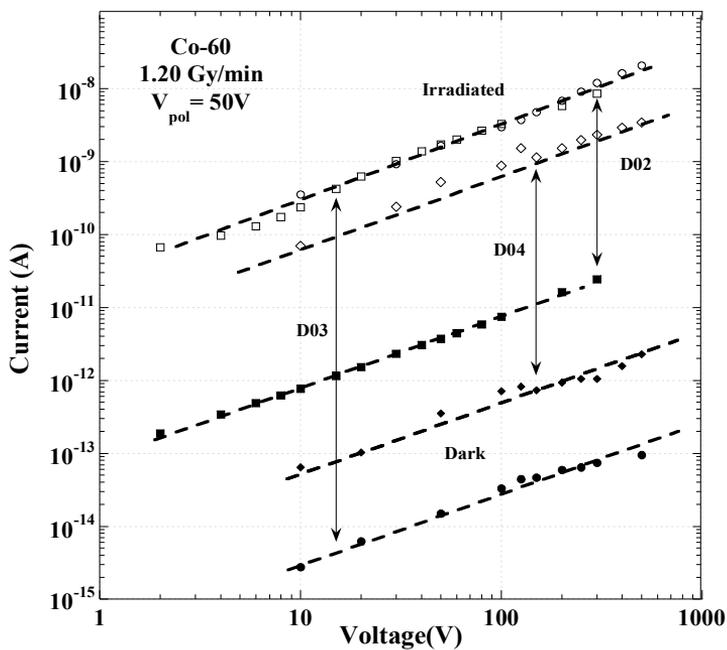


Figura 31 - Caratteristica I-V per i dosimetri D02, D03 e D04. Sono confrontate le correnti fotogenerate al buio e alla luce per i diversi dosimetri. Da questi dati si ricava il guadagno fotoconduttivo per i rivelatori.

La corrente misurata al buio (corrente di perdita su cammini a bassa impedenza) è legata a due fattori principali: alla bontà del contatto e ai difetti sulle superfici laterali del substrato di diamante. Questi difetti sono determinati dal taglio laser per la rimozione del substrato HPHT. Migliorando le tecniche di deposizione e modificando le condizioni per la deposizione dei metalli, questo parametro migliora, aumentando, a sua volta, il guadagno fotoconduttivo ( $I_{ph}/I_{Dark}$ ) (vedi Figura 31). Tanto minore è la corrente di dark, tanto maggiore sarà il guadagno fotoconduttivo del dispositivo.

I dispositivi D03 e D04 presentano un nuovo contatto tunnel, che confrontato con il contatto in Ag presente sul D02, consente di ottenere una corrente di buio pari a  $10^{-14}$  -  $10^{-13}$  A e, quindi, un guadagno fotoconduttivo molto elevato che porta il dosimetro verso un'elevata sensibilità, capace di rispondere anche in condizione di basso rateo di dose.

# Dati Sperimentali

---

## *Caratterizzazione dosimetrica*

Per studiare le risposte dinamiche al fascio di Co-60 i dosimetri sono stati sottoposti a sequenze di accensione-spegnimento del fascio di durata 4 minuti-1 minuto, registrando il segnale prodotto dai rivelatori, come mostrato in Figura 32. Dai dati raccolti è possibile ricavare alcuni parametri che consentiranno la comparazione dei dosimetri tra di loro e con le camere a ionizzazione considerate i dosimetri di riferimento. I parametri valutati sono: stabilità nel breve periodo, ripetibilità tra cicli, tempo di risposta o rise time, guadagno fotoconduttivo, dipendenza dalla dose e dipendenza dal dose rate. Gli irraggiamenti sono stati effettuati in aria alla distanza dalla sorgente di 58.48 cm, corrispondente a un rateo di dose pari a 1.2 Gy/min. In Figura 33 si nota come tutti i diversi dosimetri mostrano un'elevata stabilità del segnale prodotto sotto irraggiamento. La stabilità (8) valutata come deviazione standard percentuale del valore medio della corrente fotogenerata negli ultimi 3 minuti di irraggiamento di ogni ciclo è  $< 0.2\%$  per il D02 e  $< 0.3\%$  per il D03 e D04.

$$Stability(\%) = \frac{sd_{curr}}{mean_{curr}} \quad (8)$$

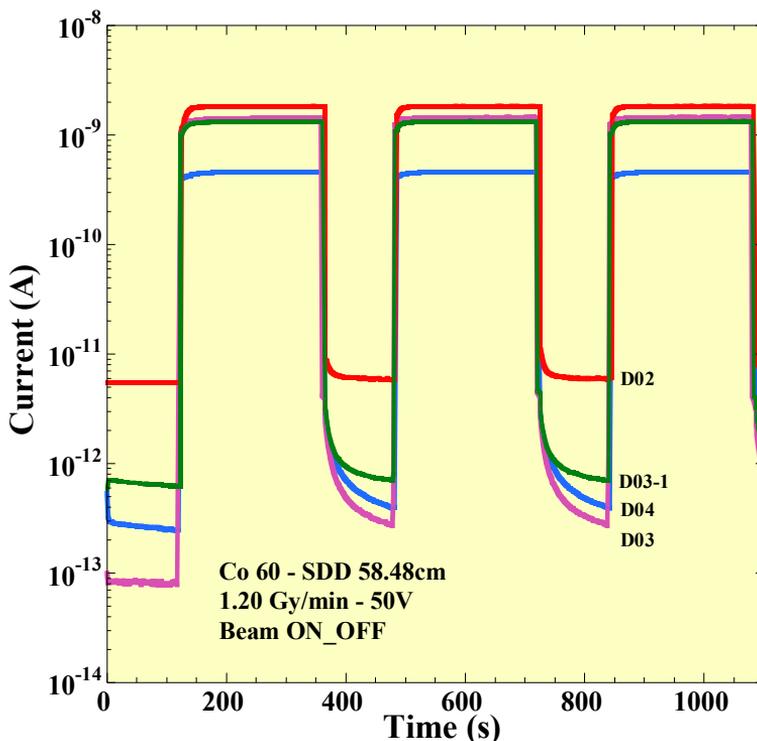


Figura 32 - Corrente misurata in sequenza d'irraggiamento (Beam ON - Beam OFF). Per l'analisi statistica dei risultati per ogni misura vengono effettuati sempre un minimo di 4 cicli di Beam ON -Beam OFF.

Il guadagno fotoconduttivo ( $\Delta\sigma/\sigma$ ):

$$\sigma_{ph} = I_{ph}/I_d; \quad (9)$$

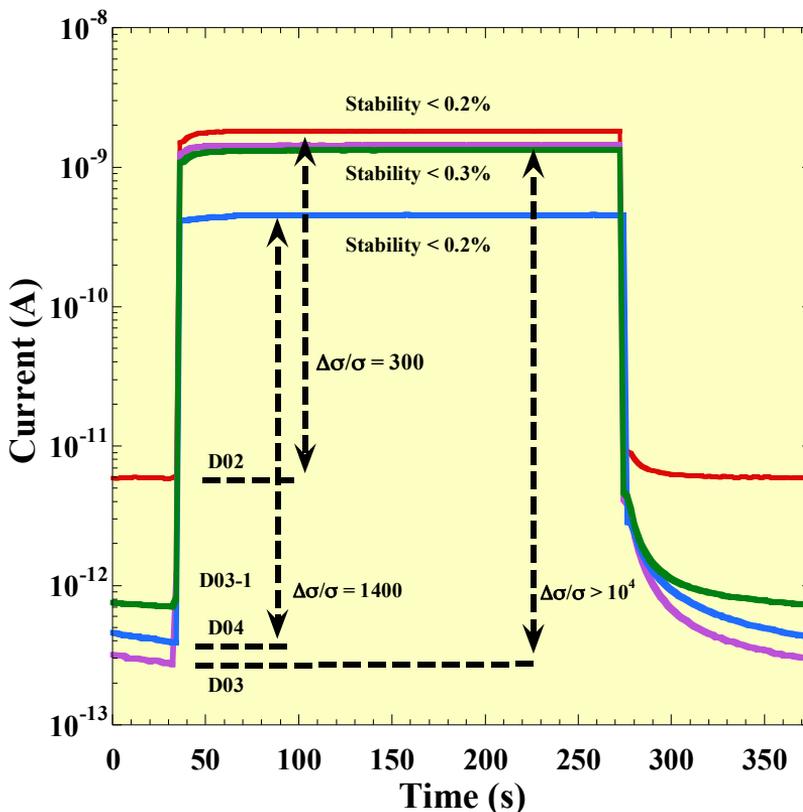
è più elevato per i dosimetri con il contatto ad effetto tunnel ma essi hanno una minore velocità di risposta rispetto al dosimetro con contatto in Ag in quanto il D03 e D04 presentano trappole nello strato DLC. La presenza di questi difetti spiega anche il lento decremento del valore di corrente allo spegnimento del fascio. Un fit matematico rappresenta questa regione come l'espressione

$$I_{ph} = I_d + a \exp\left(\frac{-t}{\tau_1}\right) + b \exp\left(\frac{-t}{\tau_2}\right);$$

dove le costanti di tempo sono  $\tau_1 = 5.5 \pm 0.5s$  e  $\tau_2 = 28 \pm 3s$ <sup>[34]</sup>.

In Figura 34 è evidenziato l'andamento del segnale per i diversi dosimetri rispetto alla risposta temporale legata all'accensione del fascio, normalizzando

tutte le risposte per poterle confrontare in modo più diretto.



**Figura 33 - Ingrandimento della risposta dinamica di un ciclo. Dispositivo D02 contatto in Ag, D03 e D04 contatto in Ti/Pt/Au e D03-1 che si riferisce al dosimetro D03 prima dell'incapsulamento.**

D02 raggiunge il 95% del valore medio dopo 20s, trovando una stabilità al 99% del segnale dopo 30-40s. Il tempo richiesto per i dosimetri D03 e D04 è molto più lungo: D03 raggiunge il 95% del segnale dopo 25s e il 99% del segnale dopo circa 60 s. D04 impiega circa 60s per raggiungere il 90%. Il tempo di risposta aumenta ancora di più con il diminuire del rateo di dose della sorgente. Il valore medio della corrente fotogenerata si riproduce per ogni ciclo di misura [vedi Figura 32] con le seguenti percentuali: D02 ha una riproducibilità dello 0.08%, il D03 0.18% e il D04 0.2%. Questo parametro viene calcolato come rapporto percentuale tra la deviazione standard e il valore medio calcolati sui 4 cicli di misura. Altro parametro importante è la sensitivity espressa in nC/Gy che caratterizza un rivelatore per radioterapia; D02 possiede una sensitivity pari a 87nC/Gy, il D03 69nC/Gy e il D04 50nC/Gy.

La dipendenza dal rateo di dose al Co-60 viene mostrata in Figura 35 dove entrambi i dispositivi, D02 e D03, sono alimentati con una tensione di polarizzazione pari a 50V. La legge di Fowler <sup>[36,37]</sup> mette  $I_{ph} \propto D^\Delta$  dove D è il rateo di dose mentre  $\Delta$  è il coefficiente di linearità dipendente dalle caratteristiche del materiale e dalle condizioni sperimentali.

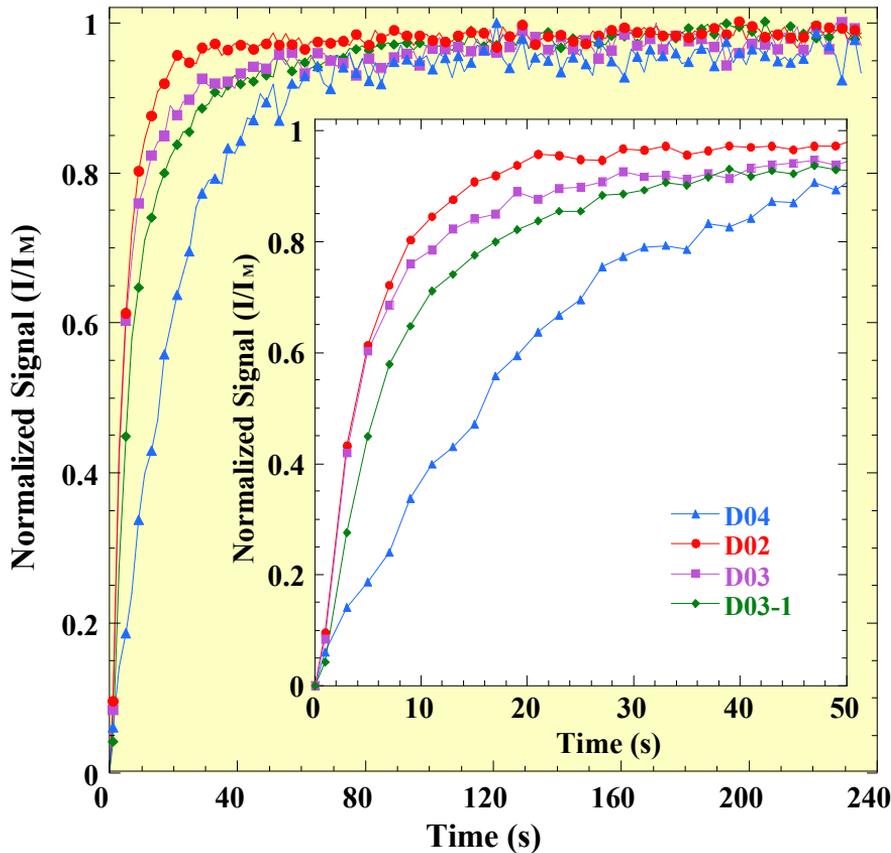


Figura 34 - Tempo di salita (rise time) del segnale all'inizio dell'irraggiamento in fascio di Co-60 per tutti i rivelatori. Il segnale è normalizzato rispetto al valore medio calcolato per i 3 minuti finali d'irraggiamento. Insert: zoom dei primi 50s d'irraggiamento.

Il  $\Delta$  per il D02 è pari a 1.0038 mentre per il D03 il  $\Delta$  è pari a 0.986. Si ha una completa indipendenza dal rateo di dose quando il  $\Delta=1$ , quindi per i due dispositivi si può assumere la loro risposta indipendente, entro il 2%, dal rateo di dose in un fascio di Co-60. Le misure effettuate sono state molte nel tempo, andando ad accumulare sui dispositivi molte ore di lavoro e molti Gy. Si è potuto così verificare un'importante caratteristica dei dispositivi in diamante: la

resistenza alle radiazioni. Il D02 ha accumulato circa 700Gy al Co-60 mentre il D03 ha accumulato 900Gy senza mostrare deterioramenti.

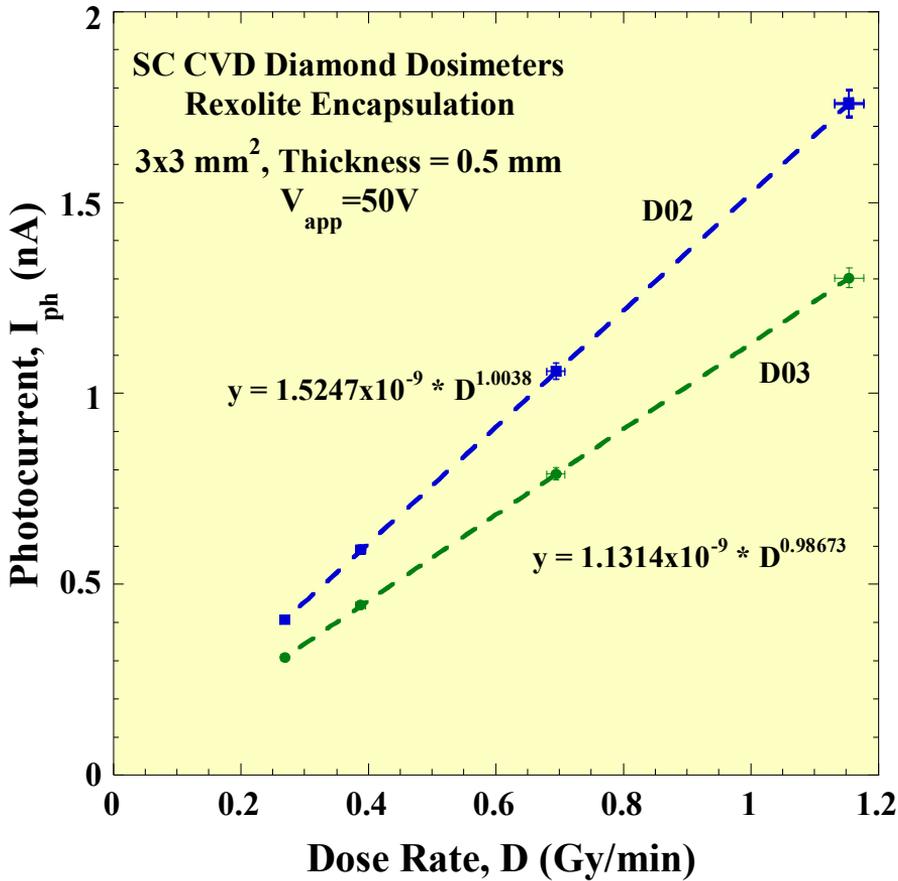


Figura 35 - Dipendenza della risposta dal rateo di dose per i dosimetri D02 e D03. Differenti ratei di dose sono stati ottenuti variando la distanza del rivelatore dalla sorgente di Co-60. Le distanze utilizzate sono : SDD 58.48, SDD 75, SDD 100, SDD 120. Il valore di corrente riportato è ottenuto analizzando il segnale acquisito in 4 cicli consecutivi di irraggiamenti di durata pari a 4 minuti ognuno.

Dall'analisi di questi risultati possiamo estrarre le prime informazioni utili. Il contatto metallico depositato sul diamante è sicuramente importante per il controllo di parametri quali: stabilità, ripetibilità e tempo di salita. Non si può premiare un contatto rispetto a un altro perché entrambe le tipologie hanno mostrato prestazioni, legate ai parametri elencati sopra, molto simili. I dati esaminati sono stati ottenuti con diamanti di qualità elettronica standard. Per

evidenziare effetti legati alla qualità del diamante occorre fare un confronto con le caratteristiche di rivelatori costruiti con diamanti di grado elettronico (dispositivi G01 e G02). In Figura 36 si mostra la corrente fotogenerata in funzione della tensione di polarizzazione a confronto tra il dispositivo G01 e il G02.

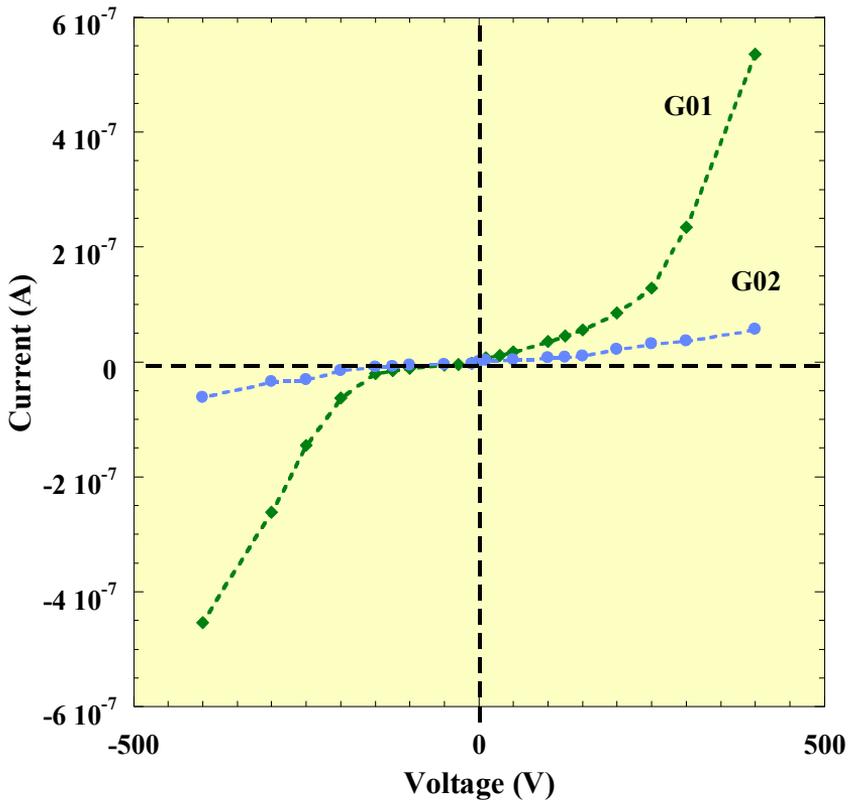
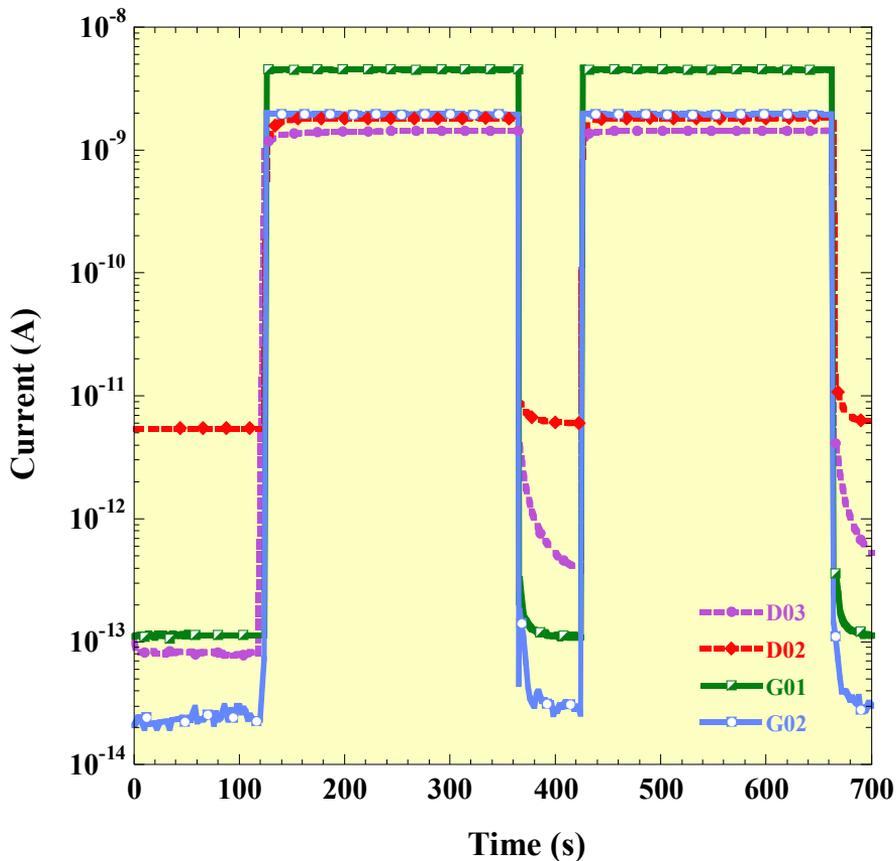


Figura 36 - Caratteristica IV sotto fascio di Co-60.

Sembra evidente che il dosimetro G02 è dotato di un contatto ohmico, la corrente è direttamente proporzionale alla tensione di polarizzazione proprio come ci si aspetta avendo depositato Ag. Il dosimetro G01 è dotato di un contatto TiAu che, come detto in precedenza ha una struttura a due giunzioni Schottky. Entrambi i dosimetri presentano un'ottima stabilità se la tensione di polarizzazione è scelta molto bassa, nella zona compresa tra  $[-50V;50V]$  quindi, per le successive misure, i dosimetri saranno polarizzati a una tensione di 5V.

Posizionati i dispositivi alla distanza SDD 58.48 cm dalla sorgente, sono state effettuate, nel fascio di Co-60, tutte le misure necessarie per effettuare un confronto con i dosimetri D02 e D03 precedentemente analizzati. In Figura 37

sono riportati gli andamenti della corrente fotogenerata dal fascio. Il guadagno fotoconduttivo ( $\Delta \sigma / \sigma$ ) è pari a  $10^4$  per entrambi i nuovi dispositivi, quindi più alto di quello ottenuto per D02 e D03. Il merito di questo miglioramento, nel caso del G01 è legato a un più alto valore di corrente fotogenerata (circa 4nA) e un valore molto basso della corrente di buio (circa 0.1pA); nel caso del G02 il valore della corrente fotoconduttiva è molto simile a quella dei dosimetri D02 e D03 (circa 1 nA) mentre la corrente di buio è molto bassa (circa 0.2pA).



**Figura 37 - Corrente misurata durante i cicli ON-OFF al Co-60 e confronto dei dispositivi D02, D03 con i dosimetri G01,G02.**

Il G01 ha una stabilità nella zona di plateau (fascio Co-60 ON)  $<0.2\%$  calcolata come rapporto percentuale tra deviazione standard del valore di corrente misurato durante l'intero periodo dell'irraggiamento (4 min.) e il valore medio della corrente calcolato sullo stesso spazio temporale (4 min.). Il dosimetro non presenta ritardi, né picchi durante l'accensione del fascio stesso, permettendo di

considerare nelle elaborazioni tutti i dati acquisiti. La ripetibilità del valore medio della corrente fotogenerata per ogni ciclo è pari allo 0.01%-0.03% quindi la corrente, spegnendo e riaccendendo il fascio, ritorna sempre allo stesso valore non presentando fenomeni capacitivi. Il G02 ha una stabilità, calcolata sempre sui 4 minuti d'irraggiamento, <0.36% e una ripetibilità del valore di corrente pari allo 0.05% - 0.13%. I valori sono perfettamente confrontabili con quelli descritti in precedenza per i dosimetri D02 e D03. Un miglioramento si trova nel G01 che mostra valori di stabilità e ripetibilità più bassi.

Il tempo di salita del dosimetro alle radiazioni è un parametro molto importante che classifica un buon dosimetro. In Figura 38 sono riportati gli andamenti normalizzati della risposta temporale dei dosimetri con diamanti di qualità standard D02 e D03, analizzati in precedenza, e grado elettronico, G01 e G02, per un confronto diretto. G01 e G02 rispondono in modo istantaneo alla radiazione; entrambi i dosimetri raggiungono il 99% del segnale in un tempo <1s mentre il D02 e D03 impiegano non meno di 20 s. Ulteriore informazione che si evince da questo grafico è che la tipologia di contatto utilizzata non è determinante ai fini della risposta temporale in quanto a parità di contatto (es. Ag nel D02 e G02) non si ottengono le stesse performance. Diventa quindi determinante in modo assoluto la qualità del diamante utilizzato.

La dipendenza dal rateo di dose al Co-60 viene mostrata in Figura 39 dove vengono confrontati, anche in questo caso, i medesimi dosimetri. G01 e G02 hanno rispettivamente  $\Delta = 0.995$  e  $\Delta = 1.0107$ . Evidente è la conclusione che entrambi i dosimetri non mostrano dipendenza da rateo di dose sotto il fascio di Co-60 entro un errore del  $\pm 2\%$ . L'andamento della corrente sia al buio che sotto fascio è riportato in Figura 28 per il dosimetro G01. I valori riportati sono espressi in valore assoluto ma si riferiscono ad una polarizzazione nominalmente positiva sull'elettrometro utilizzato. I valori a tensione 0V sono molto interessanti:  $I_{\text{DARK}} = 3.2 \cdot 10^{-14} \text{ A}$  e  $I_{\text{Ph}} = 6.8 \cdot 10^{-10} \text{ A}$ . Lavorare a questa tensione è possibile in quanto la dinamica del segnale è molto alta e quindi consente facilmente di discriminare il segnale dal rumore. La corrente di buio cresce fino a 10V con una pendenza 0.5 (dipendenza sublineare con la tensione), la pendenza diventa pari a 1 fino a 100V (dipendenza lineare) e oltre i 100V la corrente aumenta con una legge potenza.

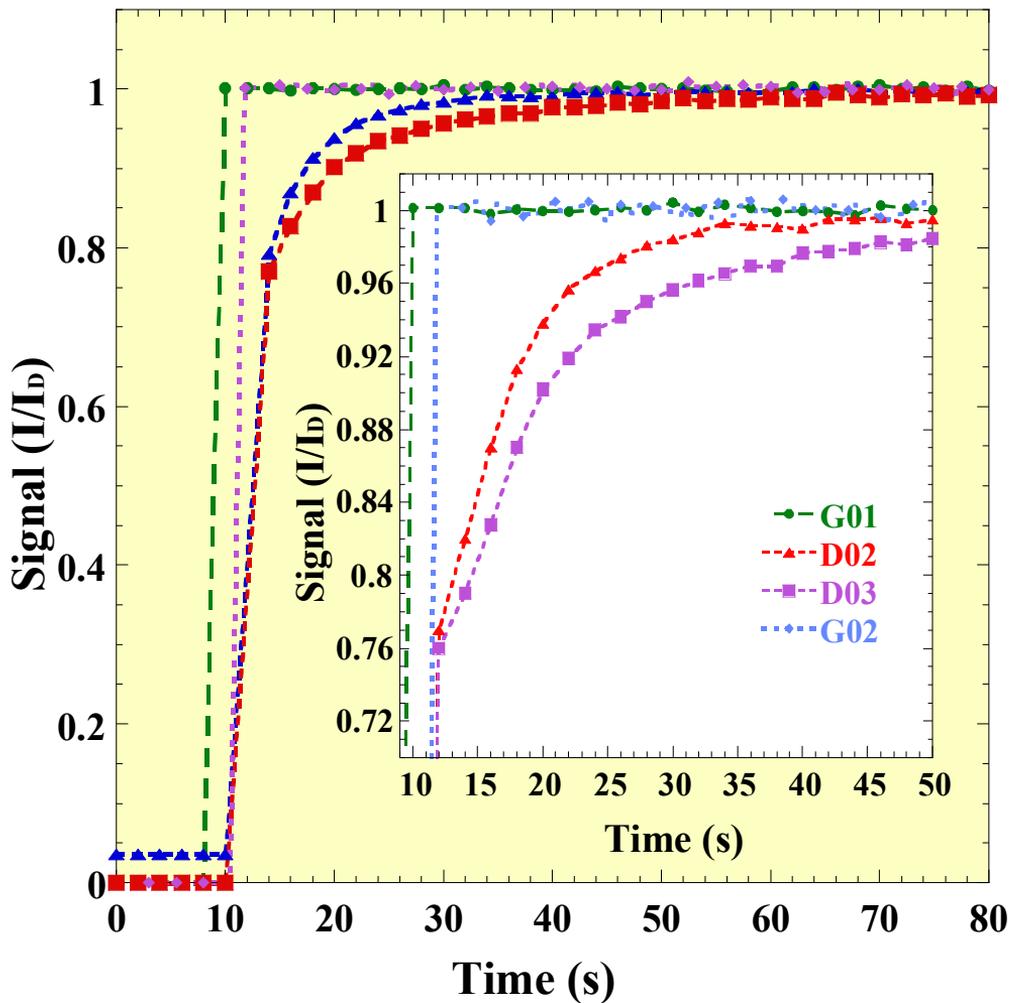


Figura 38 - Tempo di salita (rise time) a confronto per G01,G02,D02 e D03, realizzati con substrati di qualità elettronica diverse: electronic grade e standard quality e con diverse tipologie di contatto (Ag, DLC e TiAu).

La prima regione [0V-10V] è compatibile con la regione di carica spaziale con meccanismo di ricombinazione nella giunzione Schottky, mentre nel range [100V - 300V] la legge potenza è legata all'intrappolamento della carica (SCLC). La corrente sotto irraggiamento ha un andamento con pendenza pari a 0.5 fino a 100V per poi lasciar spazio al meccanismo SCLC. Il guadagno fotoconduttivo, espresso nella formula (9), indica la dinamica del segnale e dipende dalla qualità del diamante.

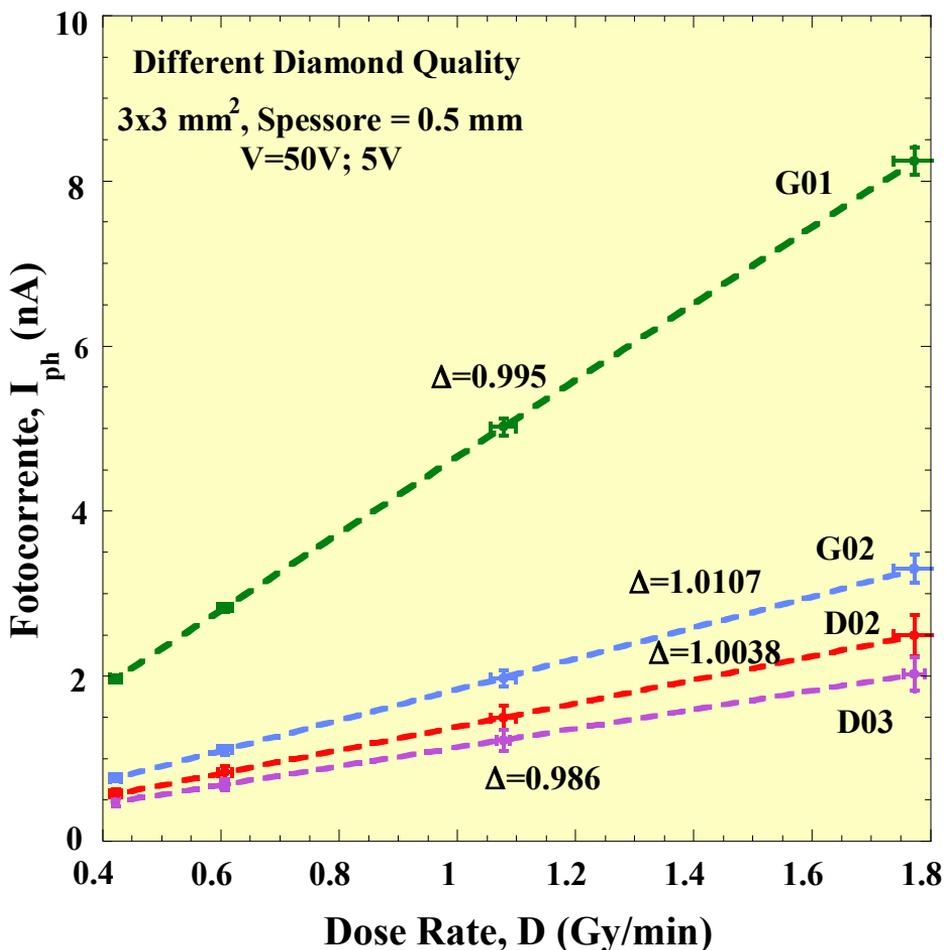
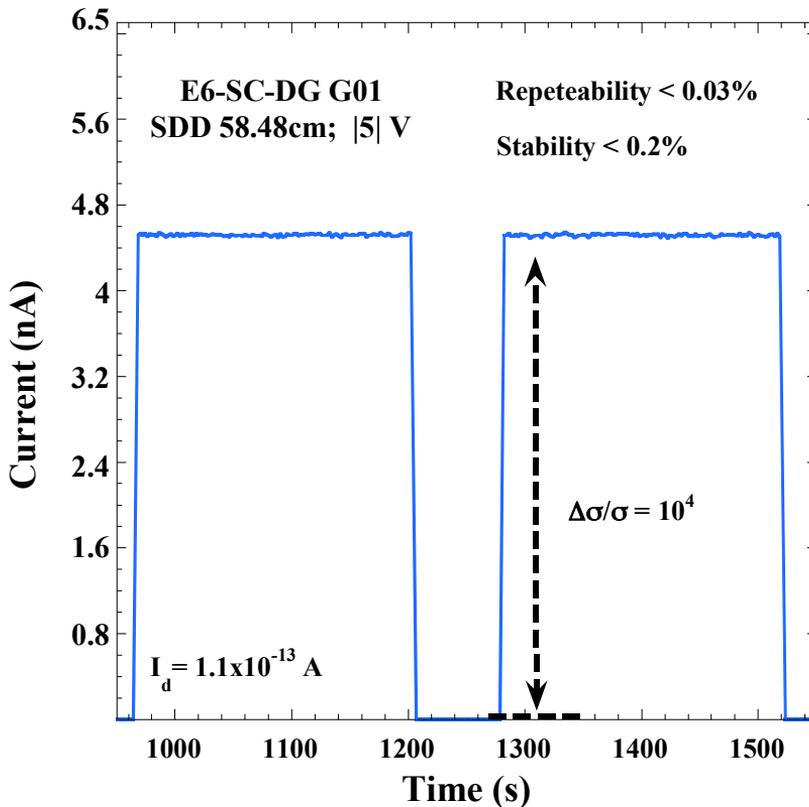


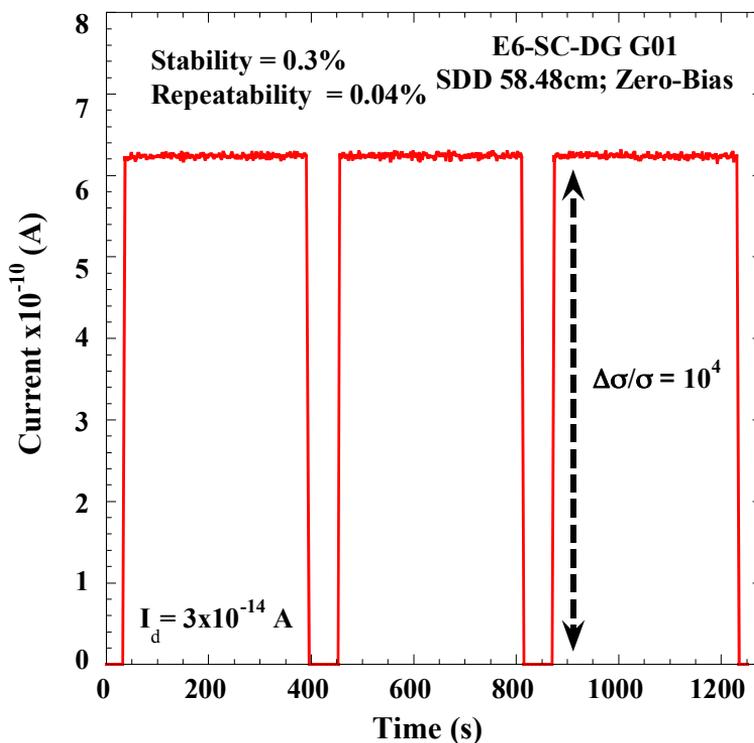
Figura 39 - Dipendenza dal rateo di dose a confronto per G01, G02, D02 e D03.

Il guadagno fotoconduttivo è pari a  $2 \cdot 10^4$  e rimane invariato aumentando la tensione fino a 500V. Da questi dati si evince che il range [0-10V] è quello ottimale per scopi radioterapici in quanto possiede il gradiente minimo di corrente rispetto a variazioni di tensione e un guadagno fotoconduttivo superiore a 1000 che rappresenta il limite inferiore raccomandato<sup>[49]</sup>. Il G01 è risultato essere il migliore dispositivo costruito; verranno quindi mostrati nel proseguo del lavoro, tutti i risultati sperimentali ottenuti.

Il primo parametro su cui sono state confrontate le due tensioni di polarizzazione (0 V e 5 V) è la stability(%); è un parametro definito come

rapporto percentuale tra la deviazione standard della corrente ( $sd_{curr}$ ), e la media della corrente misurata su tutto l'intervallo temporale di durata dell'irraggiamento ( $mean_{curr}$ ) [Formula (8)]. In Figura 40 si possono osservare i due andamenti, la stabilità del segnale è, nel caso 0V, pari a 0.3% con una ripetibilità del valore per ogni ciclo pari a 0.04%. La stabilità peggiora con il diminuire del rateo di dose in quanto il valore della corrente fotogenerata tende a confondersi sempre più con la corrente di dark. Perché questo accada serve un rateo di dose molto basso, inferiore a  $10^{-2}$  Gy/min. La ripetibilità del valore di corrente rimane sempre al di sotto dello 0.5%. Nel caso |5|V la situazione è diversa in quanto la stabilità del segnale è  $<0.2\%$  e la ripetibilità del valore di fotocorrente è  $<0.03\%$ . In questo caso scendendo a rateo di dose molto bassi non abbiamo le stesse difficoltà rispetto a una polarizzazione a 0V perché il valore di corrente si mantiene molto lontano dalla corrente di dark e si osserva solo un lieve peggioramento della stabilità.





**Figura 40 -Esperimento ON-OFF: andamento del segnale di corrente quando il fascio viene acceso e spento dopo un tempo di irraggiamento fisso. Distanza dalla sorgente di Co-60 pari a 58.48 cm con rateo di dose pari a 0.95 Gy/min. [a] tensione di polarizzazione |5|V, [b] tensione di polarizzazione 0V.**

La configurazione |5|V ha dato sempre risultati migliori: sempre mantenendo lo stesso rateo di dose si è ottenuta una stability = 0.2% e la ripetibilità di ogni valore calcolato come media di 1 min di irraggiamento mi restituisce una ripetibilità generale pari a 0.02% [vedi Figura 42]. Non sono presenti quindi particolari oscillazioni o divergenze dal valore medio superiori allo 0.05%. Per quanto riguarda la ripetibilità siamo in linea con le comuni camere a ionizzazione. In Figura 41 è evidente come il tempo di risposta del dosimetro alla radiazione non sia vincolato dalla tensione di polarizzazione. Con un rateo di dose 0.95 Gy/min il dosimetro risponde alla radiazione in un tempo inferiore a 1s e con la stessa velocità ritorna al valore di buio iniziale al termine dell'irraggiamento.

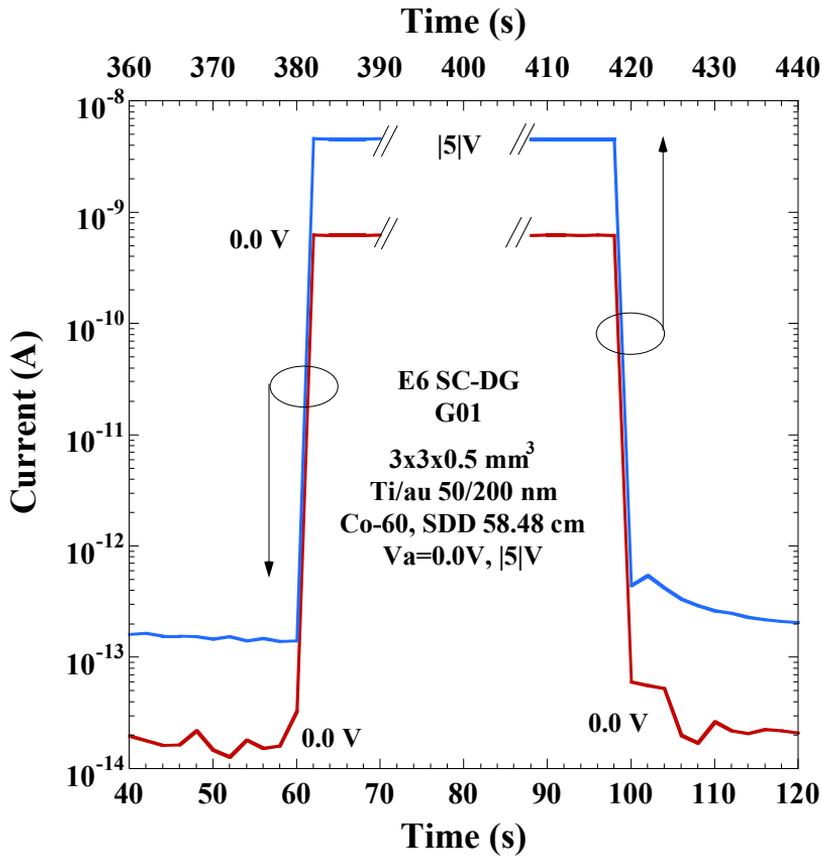
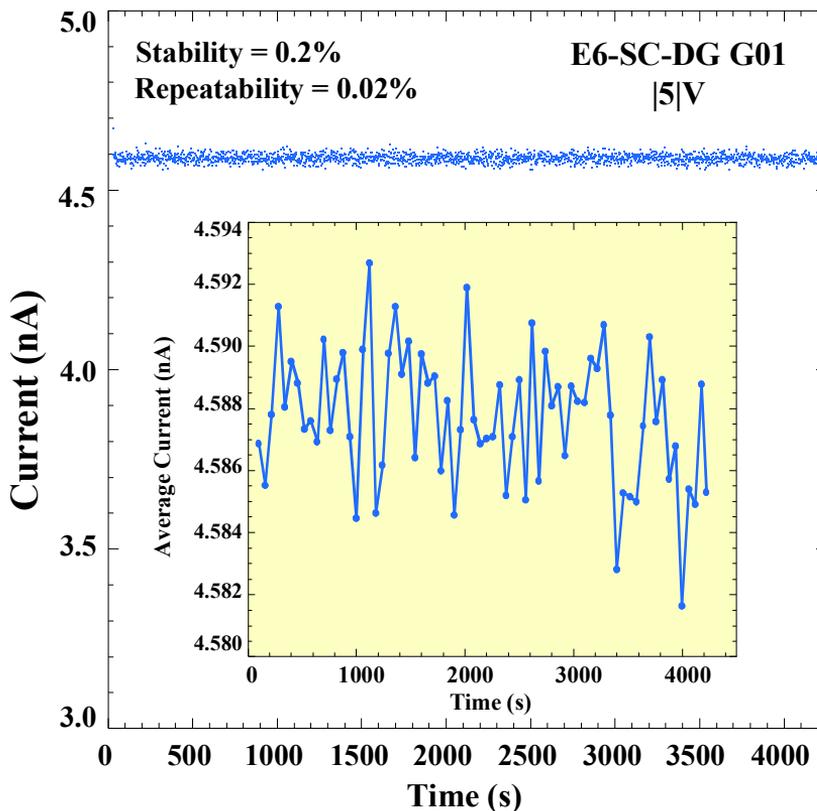


Figura 41 - Scala del tempo espansa per osservare i due andamenti a confronto 0V e |5|V;

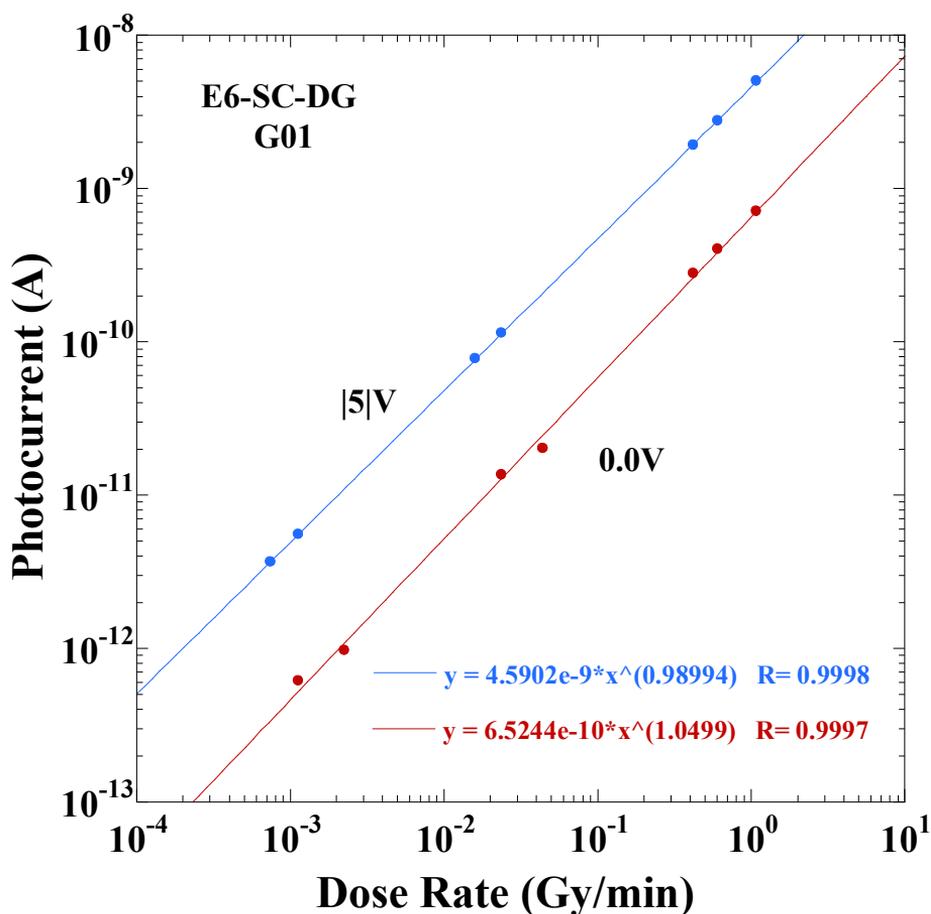
Il secondo parametro analizzato è la dipendenza dal rateo di dose. È stato possibile analizzare la dipendenza dal rateo di dose su un intervallo di valori che copre 4 ordini di grandezza utilizzando dei filtri in piombo come attenuatori del fascio di Co-60. Il calcolo teorico del fattore di attenuazione può essere eseguito utilizzando i valori di HVL (Half-value-layer) e TVL (Tenth-value-layer) per lo spessore di piombo attenuatore riportati nella tabella di riferimento (NRCP n°49 1976) e applicando la seguente formula di attenuazione:

$$\frac{N}{N_0} = 10^{-\eta_{TVL}}; \quad (10)$$



**Figura 42 - Stabilità analizzata per un lungo tempo di irraggiamento (70 min.) polarizzando a |5|V: (insert) Andamento media dei punti ogni 60 s.**

dove  $N$  è il numero di particelle che passano attraverso l'assorbitore,  $N_0$  è il numero di particelle quando il fascio è privo di assorbitori,  $\eta_{TVL}$  è definito come rapporto tra lo spessore reale dell'assorbitore (in questo caso 50 mm) e lo spessore teorico TVL ovvero lo spessore necessario per abbattere di un fattore 10 il numero di particelle incidenti (valore tabulato). Nel calcolo teorico, sostituendo nella formula (10) tutti i valori considerando reale un'attenuazione pari a 10 volte del fascio incidente si ottiene un coefficiente di attenuazione pari a 17.79. Per un'analisi più accurata dei dati raccolti per i dosimetri a diamante, il rateo di dose in tutte le condizioni di irraggiamento è stato determinato con una camera di riferimento tarata del tipo FARMER NE2571.



**Figura 43 - Fotocorrente vs rateo di dose (Gy/min) in funzione della tensione di polarizzazione (0V - 5V).**

Il fattore di attenuazione reale è stato determinato come reciproco del rapporto della corrente misurata senza attenuatori e la corrente misurata alla medesima distanza con il primo e successivamente con il secondo attenuatore. L'andamento della corrente fotogenerata in funzione del rateo di dose è riportato in Figura 43 per le due tensioni di polarizzazione |5|V e 0V. Dal fit dei dati con la legge di Fowler <sup>[76]</sup>, si ottiene  $\Delta=1.05\pm0.01$  a zero bias e  $\Delta=0.989$  per polarizzazione |5|V. Il comportamento leggermente sopralineare a zero bias sembra essere legato alla instabilità del segnale a bassi ratei di dose dove il segnale di fotocorrente si avvicina molto al segnale di buio.

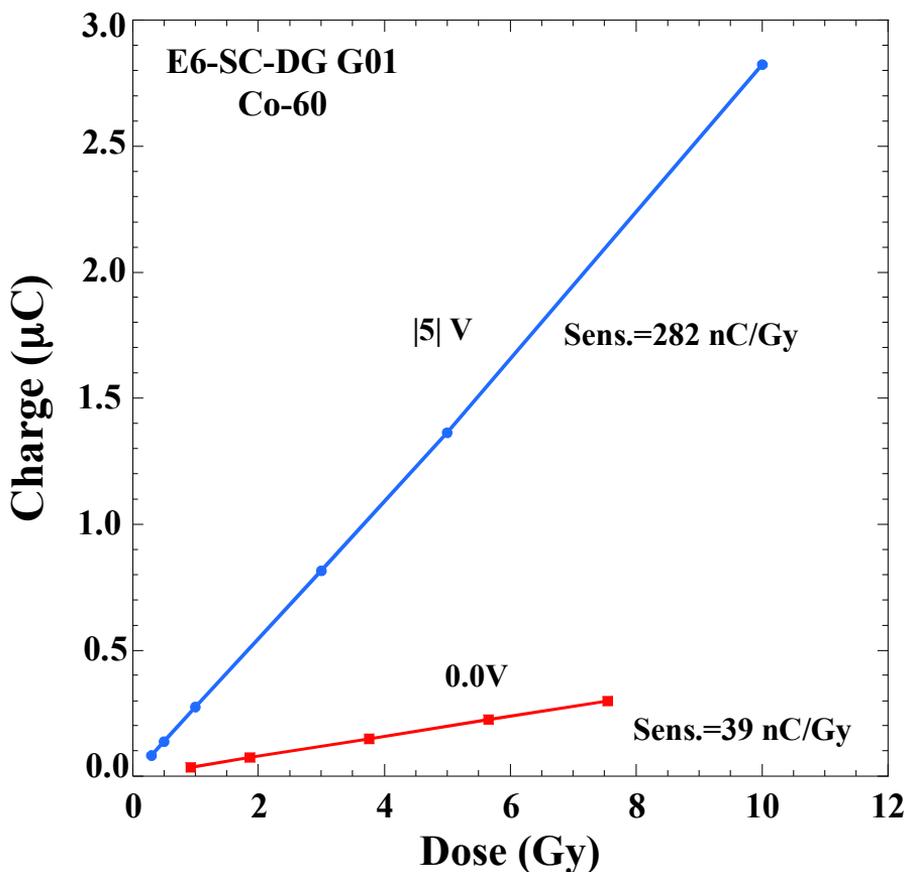


Figura 44 - Carica raccolta vs dose (Gy).

Il valore di  $\Delta$  ottenuto con tensione di polarizzazione  $|5|V$  è un ottimo valore perfettamente in linea con quelli che si trovano in letteratura<sup>[50,57,48]</sup>. Idealmente ottenendo un  $\Delta=1$  si avrebbe un campione di diamante adatto perfettamente alla radioterapia, non considerando però, che la distribuzione di trappole per i portatori di carica nel bulk porta a un allontanamento dall'idealità.

Il terzo parametro considerato è la *sensitivity*; viene calcolato come rapporto della carica raccolta e la dose assorbita dal dosimetro (C/Gy) ed è uno dei principali parametri che caratterizzano un rivelatore dosimetrico. In Figura 44 sono riportate come coefficienti angolari le sensitivity per le due tensioni di polarizzazione: a zero bias la sensitivity è 39.1nC/Gy con una standard deviation di 0.5nC/Gy mentre la sensitivity specifica (sensitivity per unità di volume sensibile del rivelatore) diventa 25.0 nC/Gy/mm<sup>3</sup>. Applicando la tensione di polarizzazione  $|5|V$  la sensitivity aumenta a 282 nC/Gy e la

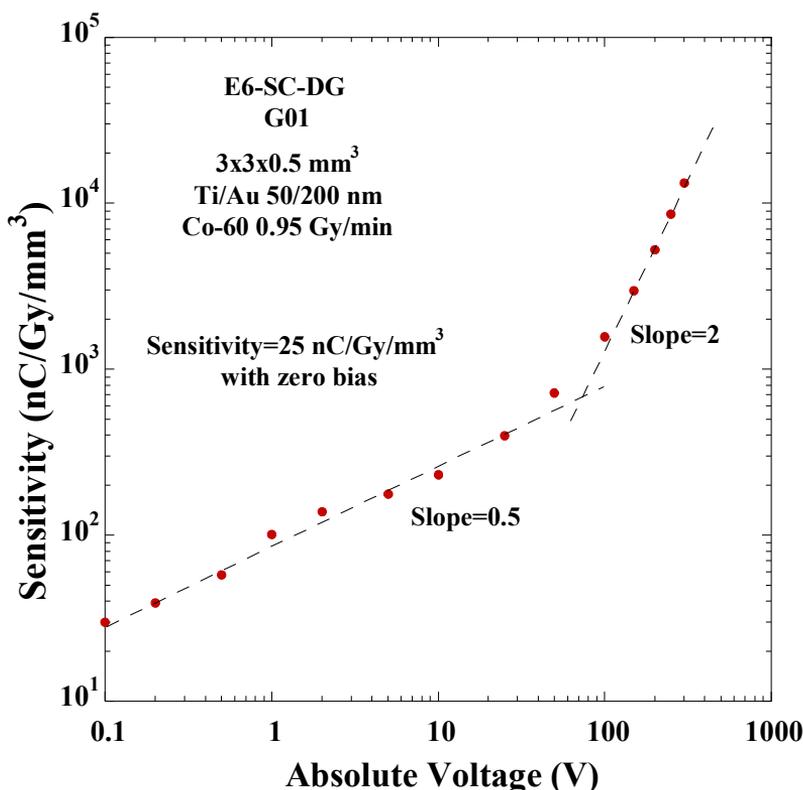
sensitivity specifica è uguale a  $180\text{nC/Gy/mm}^3$ . In Figura 45 è riportato l'andamento della sensitivity specifica al variare della tensione di polarizzazione. Nell'intervallo  $[0-100\text{V}]$  l'andamento è sublineare ovvero con pendenza pari a 0.5 mentre nell'intervallo  $[100\text{V}-400\text{V}]$  la pendenza è pari a 2, mostrando quindi lo stesso andamento della corrente in funzione della tensione illustrato in Figura 28. Tale comportamento è associato a una non completa raccolta di portatori di carica fotogenerata legata alla presenza di trappole per un solo tipo di portatori. Sono stati confrontati i valori ottenuti per la sensitivity con quelli riportati in letteratura (Tabella 1). Sebbene molto diversi tra loro i dosimetri a confronto mostrano valori di sensitivity molto più elevati di quelli tipici di una camera a ionizzazione pari a  $20\text{ nC/Gy}$ , con volume della cavità di aria pari a  $0.6\text{ cm}^3$ . Si nota, inoltre, che il G01 possiede un valore di sensitivity sempre maggiore e confrontabile con quello di una camera a ionizzazione anche polarizzando con una tensione pari a  $0\text{V}$ .

| Ref.       | Sensitivity<br>(nC/Gy) | Volume<br>(mm <sup>3</sup> ) | Spec. Sensitivity<br>(nC/Gy/mm <sup>3</sup> ) | Note       |
|------------|------------------------|------------------------------|---|------------|
| [50]       | 577                    | 3.5                          | 165   | -10V       |
| [57]       | 14/235                 | 0.392                        | 35.7/599                                      | 30.8V/248V |
| [62]       | 240                    | 0.3                          | 800   | -          |
| <b>G01</b> | 39.1/282               | 1.57                         | 25/180  | 0/ 5 V     |

**Tabella 1 - Valori di sensitivity di letteratura per rivelatori a diamante confrontati con il valore determinato per il dosimetro G01.**

Ulteriore parametro analizzato è la temperatura durante l'irraggiamento: è importante conoscere quale sia il comportamento termico del dispositivo per capire se è un parametro da tenere sotto controllo in caso di misure ospedaliere. In Figura 46[a] viene presentata un'immagine che ritrae il setup di misura.

Il fantoccio in plexiglass di dimensioni  $30\times 30\times 30$  viene posto a  $138\text{ cm}$  dalla sorgente. Il rateo di dose è risultato pari a  $0.18\text{ Gy/min}$  come determinato con la camera di riferimento FARMER NE2571.



**Figura 45 - Sensitivity specifica dipendente dalla tensione di polarizzazione sotto irraggiamento con radiazioni gamma del Co-60.**

Come riscaldatore è stato utilizzato un HAAKE che consente mediante un suo serbatoio interno di scambiare l'acqua tra il fantoccio e il riscaldatore stesso regolando, mediante un termometro interno, la temperatura. All'interno del fantoccio, dove è stato alloggiato il dosimetro, un secondo termometro, di alta precisione, è utilizzato per verificare il valore della temperatura nel fantoccio. La polarizzazione del dosimetro G01 è pari a  $|5|V$  per questo esperimento. Dopo aver impostato la temperatura desiderata, prima di iniziare la misura, si è atteso 1h per consentire una completa termalizzazione del sistema. Per garantire la consistenza delle misurazioni, la misura effettuata con il primo valore di temperatura a inizio esperimento, è stata ripetuta al termine ottenendo valori di corrente uguali entro lo 0.05%. Il range di temperatura analizzato è  $[15^{\circ}C - 35^{\circ}C]$ . La Figura 46[b] mostra l'andamento quadratico della corrente misurata che è tipico dei materiali resistivi. Questa è un'indicazione che l'intero bulk del diamante partecipa alla generazione di portatori e alla raccolta della carica.

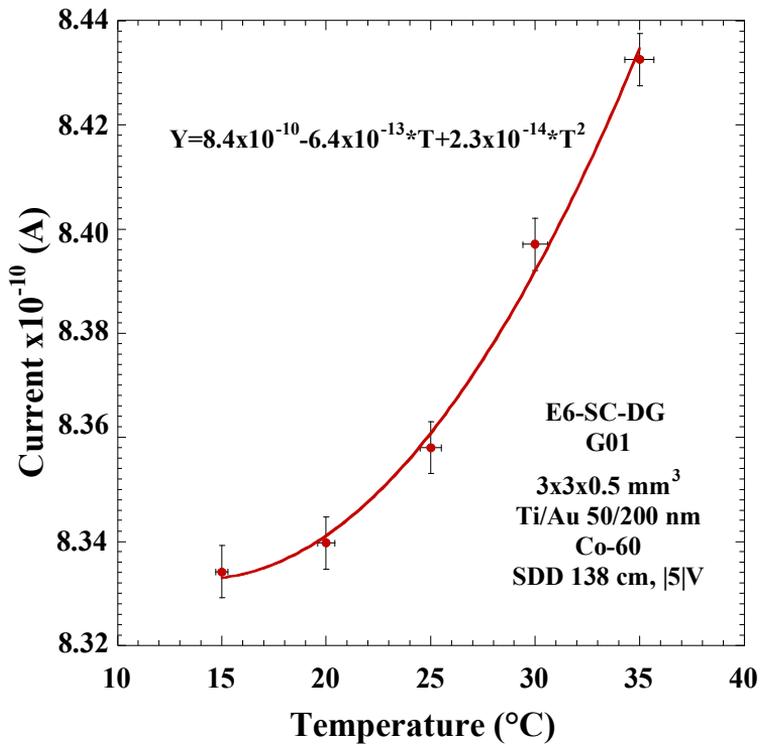
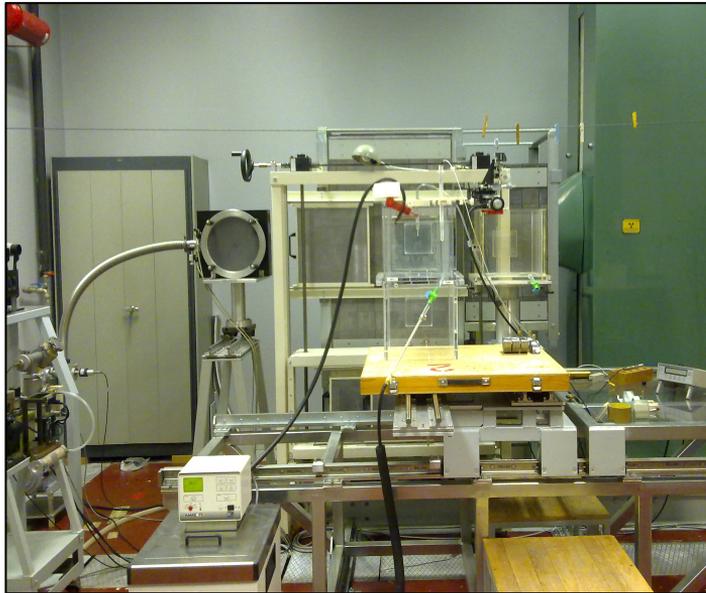
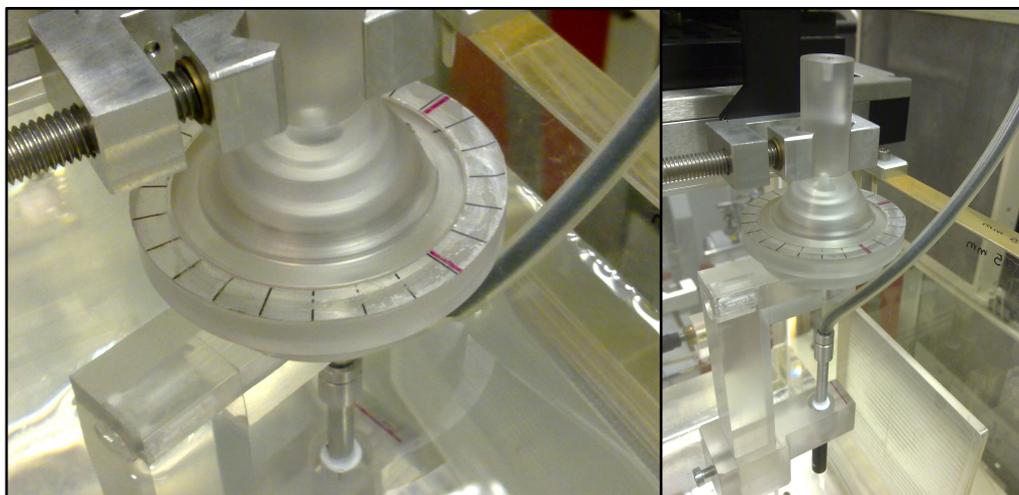


Figura 46 - [a] Setup di misura camera INMRI. [b] Andamento della corrente fotogenerata al variare della temperatura.



**Figura 47 - Posizionamento con goniometro angolare del G01 nel fascio di Co-60, ingrandimento del goniometro.**

L'ultimo parametro studiato è la dipendenza angolare; il G01 è posizionato nel fantoccio standard alla distanza di protocollo riferimento dalla sorgente, SDD100, equipaggiato con un goniometro costruito a mano in plexiglass, che garantisce un posizionamento accurato ma soprattutto una rotazione attorno all'asse principale del dosimetro (disposto perpendicolarmente all'asse del fascio di radiazione) in senso orario o antiorario con un passo minimo di  $15^\circ$ . In Figura 47 è mostrato il dosimetro allineato e pronto per la misura e un ingrandimento del goniometro utilizzato. Si assume come posizione con angolo  $0^\circ$  quella in cui la faccia del dosimetro denominata SEGNALE è rivolta verso la sorgente e come angoli positivi quelli che indicano una rotazione in senso antiorario. Come mostrato in Figura 48, il valore di corrente fotogenerato ha un andamento crescente all'aumentare dell'angolo per poi diminuire fino a ritornare al valore iniziale dopo aver compiuto un giro completo. Ruotando il dosimetro sia in senso orario che in senso antiorario i valori di corrente misurati nelle situazioni sono risultati sempre in ottimo accordo (differenze osservate dello 0.2%-0.3%). Le misure sono state ripetute in giorni successivi verificando l'accordo dei valori di corrente misurati nella fase d'inizio sessione, applicando la correzione per il decadimento del Co-60. I risultati sono mostrati in Tabella 2.

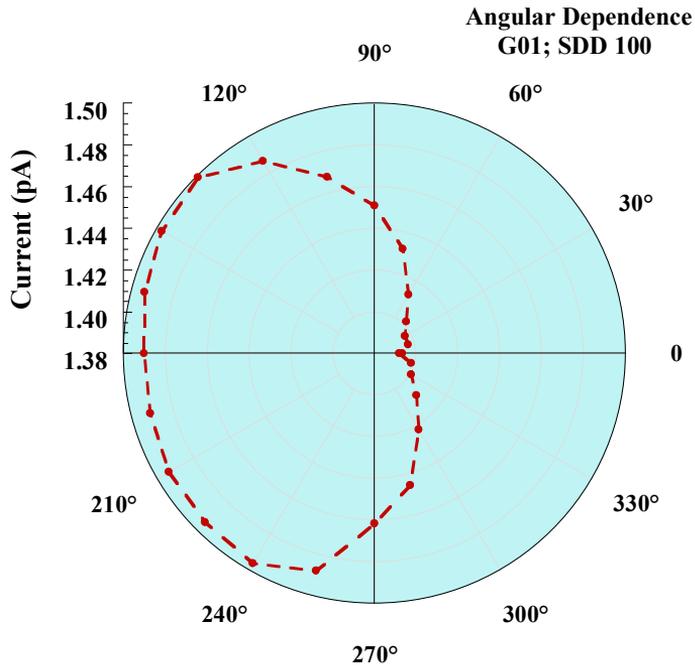


Figura 48 - Andamento della dipendenza angolare per il G01 a distanza SDD 100, polarizzazione |5|V; Plot polare.

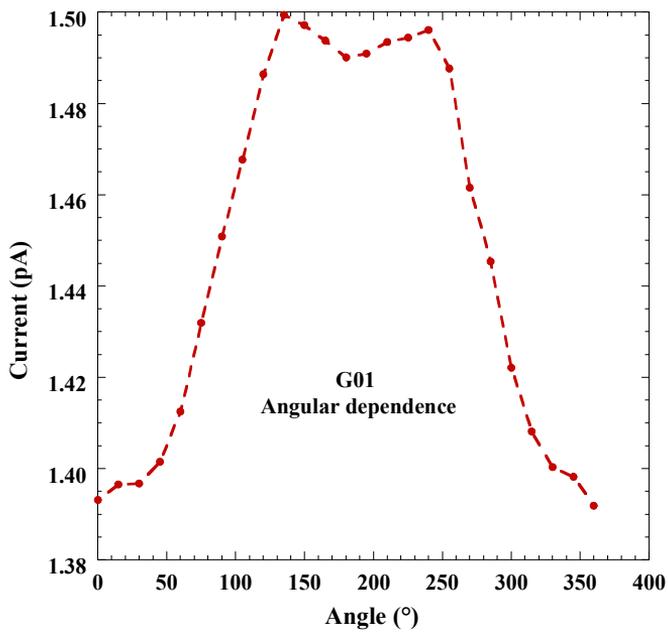


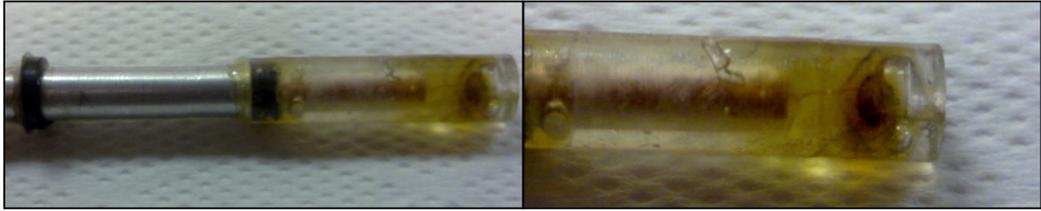
Figura 49 - Andamento della dipendenza angolare per il G01 a distanza SDD 100, polarizzazione |5|V; Plot lineare.

La prima considerazione è che i due lati del dosimetro (Lato SEGNALE, Lato TENSIONE) non restituiscono lo stesso valore di corrente fotogenerata; questo può sicuramente essere spiegato considerando che i due contatti depositati sono differenti tra loro, cosa già verificata e dimostrata in precedenza. Sono da escludere problemi in fase di montaggio perché, anche basandosi su simulazioni Montecarlo, il materiale utilizzato per l'incapsulamento e connessione elettrica non interagisce in maniera decisiva con le particelle del Co-60. Alla luce di questi valori, possiamo affermare che il rivelatore ha una forte dipendenza angolare (8%). Per quanto riguarda le misure al fascio di Co-60 questa dipendenza angolare non incide in modo rilevante in quanto i fenomeni di diffusione laterale all'interno del rivelatore sono considerati nel coefficiente di taratura. In ambito ospedaliero il problema diventa importante, in quanto il contributo alla dose assorbita dovuto alla radiazione diffusa può differire da quello tipico del Co-60 in modo diverso al variare del fascio clinico. Inoltre la dipendenza angolare può influenzare anche le misure delle curve di dose in profondità e dei profili di dose.

| Angolo<br>(°) | 19/12/2011 | 20/12/2011 | 20/12/2011 | 01/02/2012 | Corrente<br>(nA) | Ratio(%) |
|---------------|------------|------------|------------|------------|------------------|----------|
| 0             | 1.393 nA   |            |            |            | 1.393            | 0        |
| 0             |            | 1.3977nA   |            |            | 1.398            | 0.3      |
| 0             |            |            | 1.391nA    |            | 1.391            | 0.1      |
| 0             |            |            |            | 1.379nA    | 1.401            | 0.6      |
| 0             |            |            |            | 1.380nA    | 1.402            | 0.6      |

**Tabella 2 - Rapporto del valore di corrente in sessioni di misura successive.**

Il dosimetro G01 è stato sottoposto a irraggiamenti per una dose totale di circa 2500 Gy al fascio di Co-60 e non ha mostrato nessun degrado sulle prestazioni nonostante l'evidenza di un deterioramento dei materiali plastici come mostrato in Figura 50. Il diamante non ha subito nessun danno, i collegamenti sono rimasti integri, mentre si nota un cambiamento dell'incapsulamento. Il color giallo è il risultato di un invecchiamento da parte della colla bicomponente usata in combinazione alla Rexolite per incapsulare il dosimetro.



**Figura 50 - Invecchiamento dell'incapsulamento dopo un accumulo di dose di circa 2000 Gy dovuta a radiazione gamma del Co-60.**

Analizzando tutti i parametri e i risultati ottenuti, il dosimetro G01 è stato considerato adatto per estendere lo studio delle caratteristiche dosimetriche ai fasci clinici. Il dosimetro sarà utilizzato applicando la tensione rivelatasi ottimale, 5|V.

Saranno mostrati i risultati ottenuti nei due acceleratori VARIAN nella struttura ospedaliera San Filippo Neri. L'output dell'acceleratore è stato misurato, in termini di dose per unità monitor, con una camera a ionizzazione di riferimento (PTW 30013) tarata presso l'INMRI-ENEA. Le misure con il G01 hanno riguardato la dipendenza dalla dose e dal rateo di dose, la determinazione dei fattori di output (OF), delle curve percentuali di dose in profondità e dei profili di dose. I risultati ottenuti con il G01 sono stati confrontati con quelli ottenuti con le camere a ionizzazione. Tutte le misure sono state effettuate seguendo le raccomandazioni protocollo IAEA 398<sup>[49]</sup>.

La dipendenza dal rateo di dose e la dipendenza dalla dose sono i primi due parametri investigati. Il dosimetro, viene irraggiato con un fascio di fotoni da 10 MV, alla profondità di 10 cm in acqua con campo di radiazione 10 cm x 10 cm distanza 100 cm dalla sorgente. I valori di corrente misurati variando il rateo di erogazione delle unità monitor nell'intervallo [100-600 UM/min] sono mostrati in Figura 51. Dalla figura si evince che la risposta del dosimetro ha una forte dipendenza dal rateo di dose perché il fit potenza, seguendo la legge di Fowler<sup>[76]</sup>, restituisce un  $\Delta=0.89$ . La carica netta raccolta in funzione della dose di irraggiamento, mostrata in Figura 52, ha un andamento perfettamente lineare come già ricavato nel fascio di Co-60; le condizioni di misura sono come le precedenti, impostando 600UM/min come dose rate ed erogando un numero di UM compreso nel range [100-600 UM] che corrispondono a un range [0,8-5 Gy]. Per trasformare le UM in Gy è usata la misura di riferimento con la camera a ionizzazione PTW30013 che restituisce 1 UM = 0.83 cGy.

Seguendo la linea di ricerca applicata al Co-60, è stata studiata la risposta del G01 accendendo e spegnendo il fascio, variando il rateo di dose e tenendo inalterato il numero di UM erogate. Nella Figura 49 viene riportato il risultato delle misure. La prima cosa che si può notare in modo qualitativo, è la presenza di un picco all'accensione del fascio di durata 1.5s sicuramente caratteristica del fascio clinico in quanto visibile anche con la camera a ionizzazione.. L'andamento riportato è una ricostruzione, ottenuta prendendo per ogni rateo di dose un ciclo mediato su 5 cicli di misura. Per ogni misura è stata calcolata la stabilità e la ripetibilità del valore di carica integrata come riportato in Tabella 3.

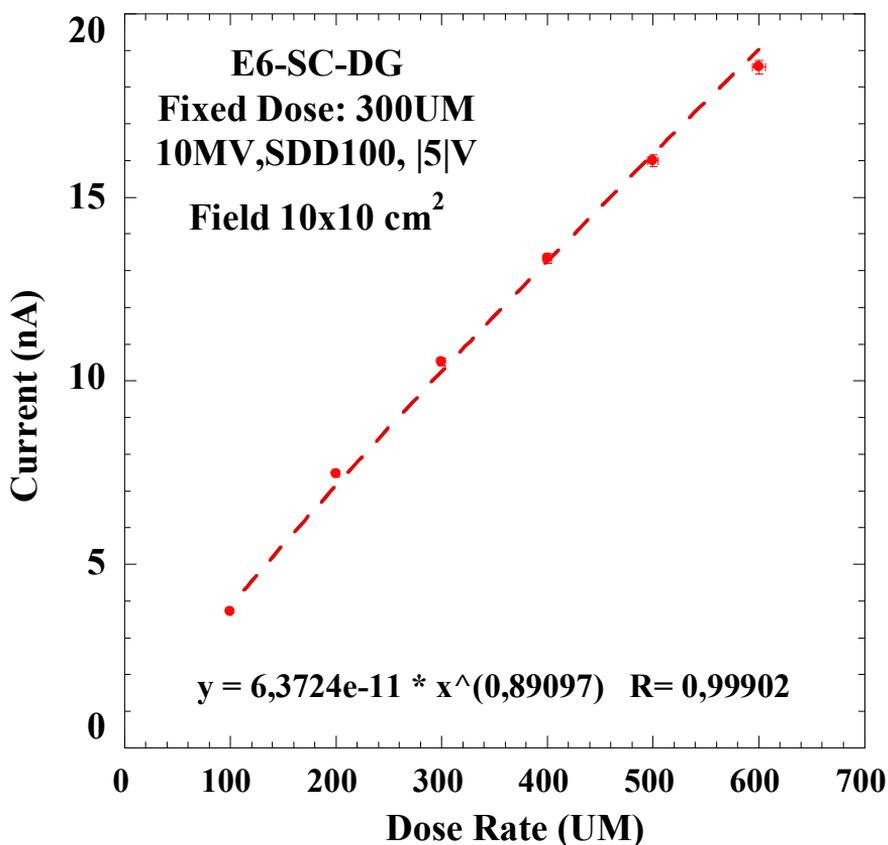


Figura 51 - Dipendenza dal rateo di dose, range investigato [100 - 600 UM/min], SDD=100 cm, campo 10x10 cm<sup>2</sup>, 10MV.

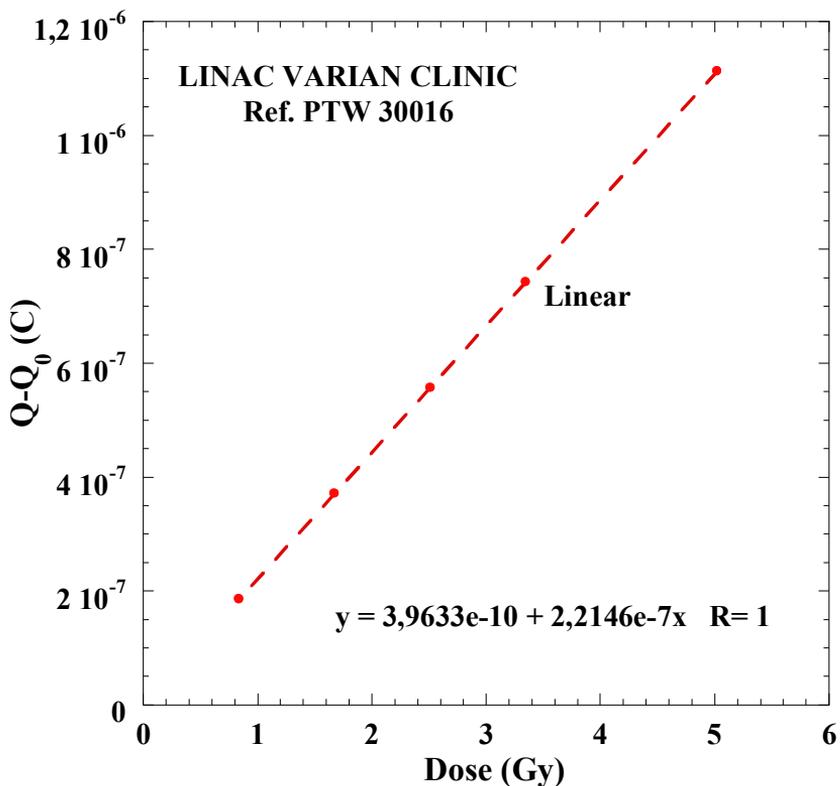
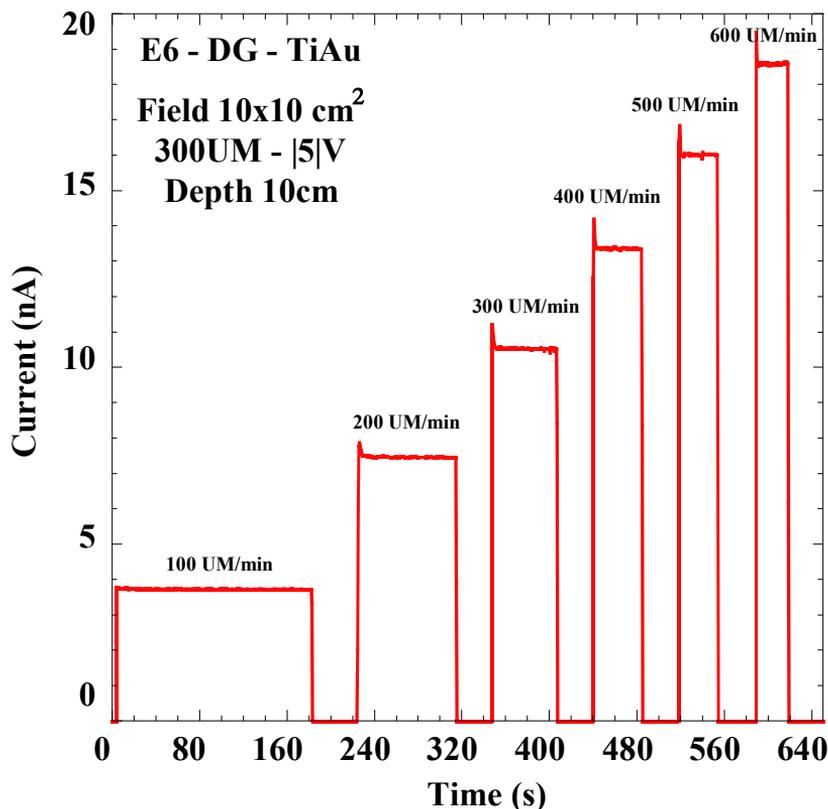


Figura 52 - Dipendenza dalla carica raccolta in funzione della dose di irraggiamento per il dosimetro G01. La dose d'irraggiamento è determinata con una camera a ionizzazione PTW30013.

| Rateo di Dose<br>(UM/min) | Stabilità (%) | Ripetibilità (%) |
|---------------------------|---------------|------------------|
| 100                       | 0.17          | 0.04             |
| 200                       | 0.18          | 0.04             |
| 300                       | 0.17          | 0.05             |
| 400                       | 0.14          | 0.05             |
| 500                       | 0.18          | 0.01             |
| 600                       | 0.14          | 0.05             |

Tabella 3 - Parametri dosimetrici ricavati dalle misure di ciclo ON-OFF al LINAC VARIAN.

Le percentuali riportate sono molto basse sia per quanto riguarda la stabilità che per la ripetibilità su misure successive del valore di carica. Le misure possono essere quindi considerate ottimali.



**Figura 53 - Corrente misurata per il dosimetro G01 in irraggiamenti con dose di irraggiamento costante (300 UM) erogata con differenti ratei di dose.**

A questo punto posso introdurre quello che è considerato il vero problema sperimentale a cui questi dosimetri in diamante devono trovare una soluzione teorica e tecnologica. Costruendo un unico grafico che unisca la risposta del dosimetro G01 ai diversi ratei di dose utilizzati, si nota come una semplice taratura non sia sufficiente per allineare i punti poiché la dipendenza del dosimetro dal rateo di dose si modifica passando dal fascio di radiazione continua del Co-60 a quello pulsato del LINAC [vedi Figura 54].

In Figura 55 sono mostrati i dati riportati in letteratura per un differente dosimetro in diamante <sup>[50]</sup> che riportano lo stesso problema per due analoghe sorgenti a energie diverse.

Per compensare la dipendenza dal rateo di dose si introducono delle correzioni per correggere il valore di corrente misurato. Queste correzioni saranno molto importanti principalmente nelle misure delle curve di dose in profondità (PDD).

La curva di dose in profondità (PDD) mostra l'andamento del segnale ottenuto, durante l'irraggiamento, spostando il dosimetro a diverse profondità del fantoccio. In Figura 56 viene mostrata la comparazione della PDD del fascio di fotoni da 10 MV misurata dal G01, da una camera SemiFlex 31010 e da una microcamera PinPoint 31014. I valori ottenuti dalla misura diretta con G01 sono corretti per effetto della dipendenza dal rateo di dose utilizzando il parametro  $\Delta=0.89$  precedentemente determinato [vedi Figura 51].

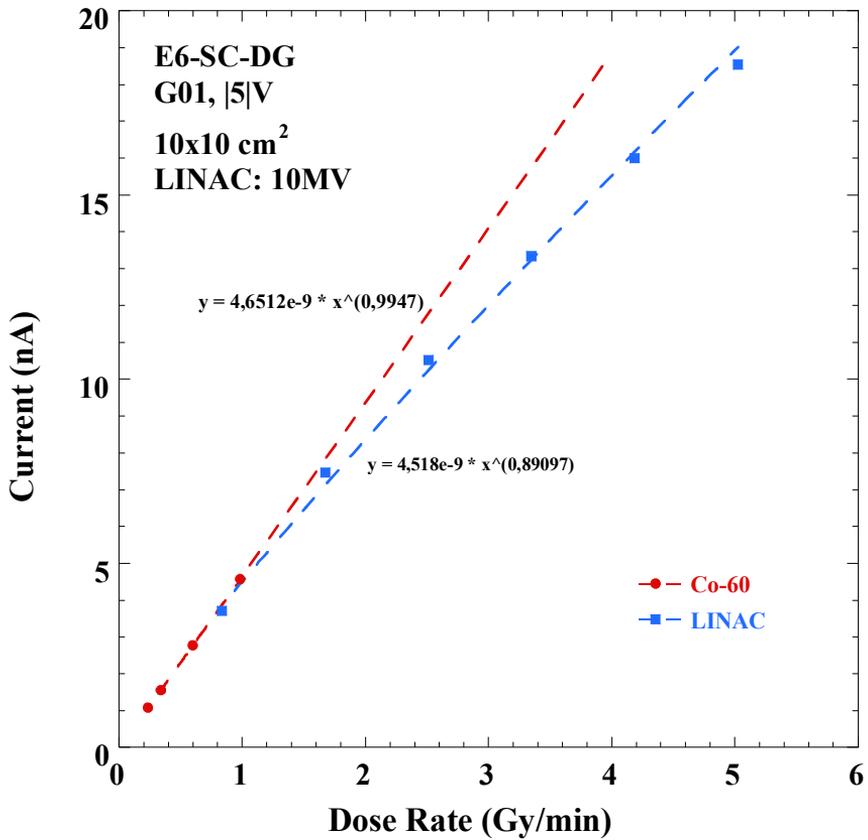


Figura 54 - Andamento della corrente misurata in funzione del rateo di dose sia al Co-60 che al LINAC VARIAN.

La correzione segue la seguente formula <sup>[79]</sup>:

$$PDD(d) = \left[ \frac{M(d)}{M(d_{Max})} \right]^{\frac{1}{\Delta}}$$

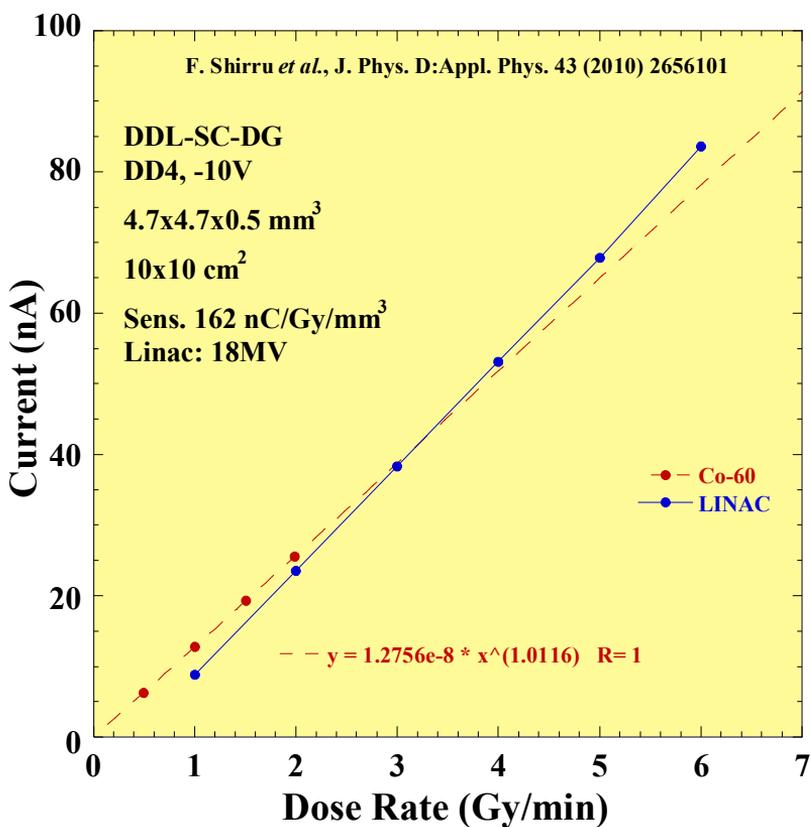


Figura 55 - Ref. [50] dosimetro in diamante F.Schirru 2010.

ovvero il segnale viene normalizzato al massimo e successivamente elevato all'inverso del fattore di Fowler. Così facendo le curve sono confrontabili tra loro e si possono fare delle importanti considerazioni. Le condizioni di misura sono quelle standard: un'energia pari a 10MV con un campo di riferimento 10x10 cm<sup>2</sup> e un intervallo di traslazione nel fantoccio pari a [0-300]mm. A prima vista le curve sembrano abbastanza equivalenti ma, ingrandendo la parte centrale del grafico si osserva tutt'altro. Calcolando sia il rapporto che la differenza tra le curve, si possono tracciare degli andamenti che mostrano come, in funzione della profondità, discostino nel comportamento. In Figura 57 è riportato l'andamento del rapporto tra il G01 e le due camere a ionizzazione usate per il confronto: PinPoint e SemiFlex. Si nota come scendendo in profondità, il valore percentuale del rapporto arrivi a 7% con la PinPoint e a 5% con la camera Semiflex mentre in Figura 58 lo scarto tra le curve è pari a 4% con la PinPoint e 3% con la camera SemiFlex.

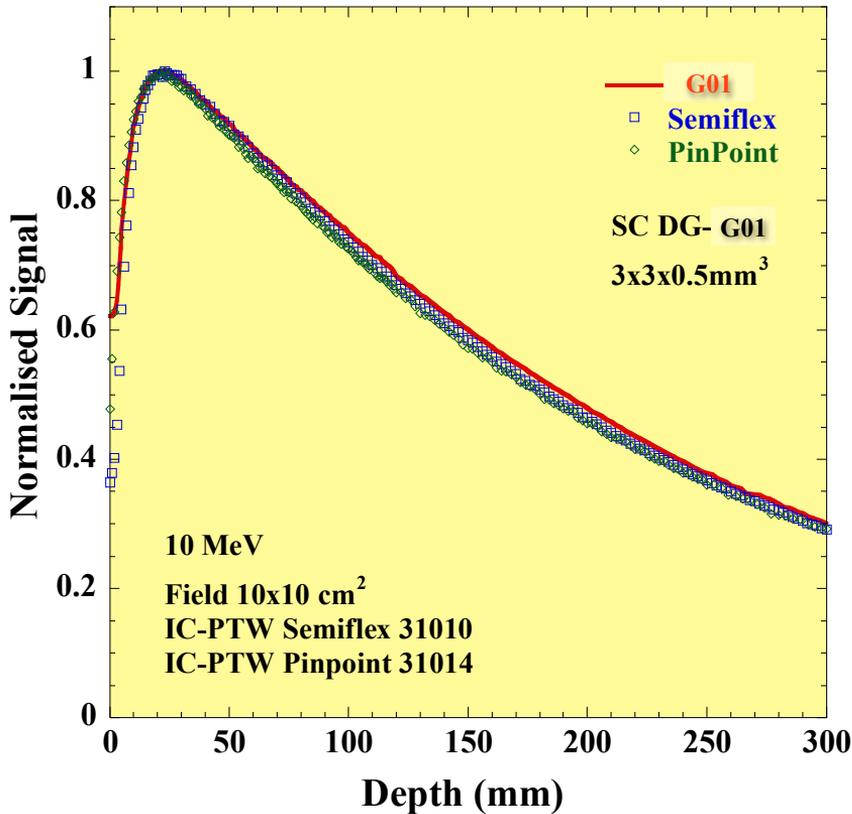


Figura 56 - PDD con correzione per la dipendenza dal rateo di dose con fattore di Fowler  $\Delta=0.89$ .

Si può quindi facilmente intuire che gli andamenti della PDD non possono essere soddisfacenti poiché il G01, spostato all'interno del fantoccio in profondità, restituisce un segnale maggiore sempre crescente fino a una profondità di 230 mm per poi riavvicinarsi all'andamento delle camere a ionizzazione nella coda. Escludendo errori di posizionamento e geometrici cosa potrebbe influire sulla risposta del dosimetro? La sorgente LINAC ospedaliera è una sorgente impulsata e ogni pacchetto di particelle (bunch) che incidono sul rivelatore, è composto al suo interno da impulsi distanti tra loro pochi microsecondi. Il pacchetto completo è composto da sei impulsi erogato interamente se viene selezionato sulla macchina il rateo di dose massimo 600 UM/min.

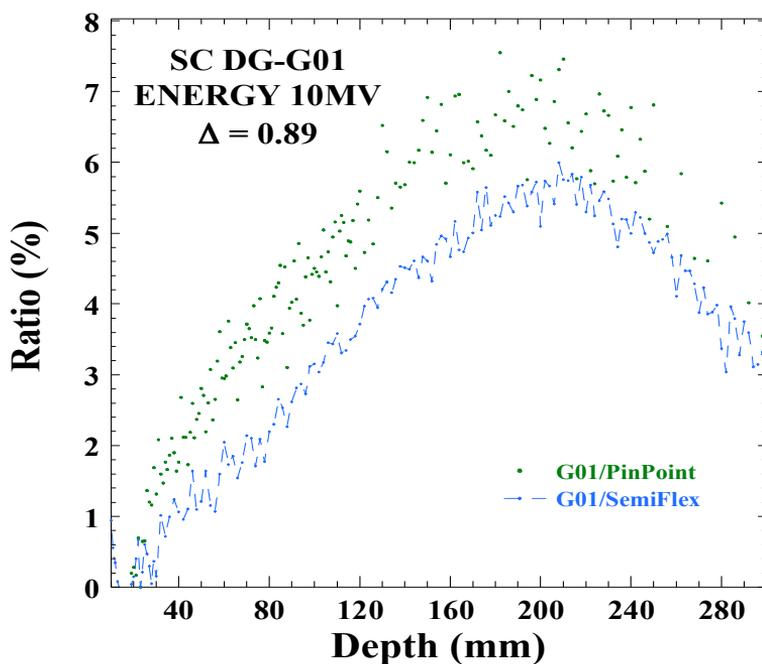


Figura 57 - Rapporto puntuale tra il G01 e le camere SemiFlex e PinPoint.

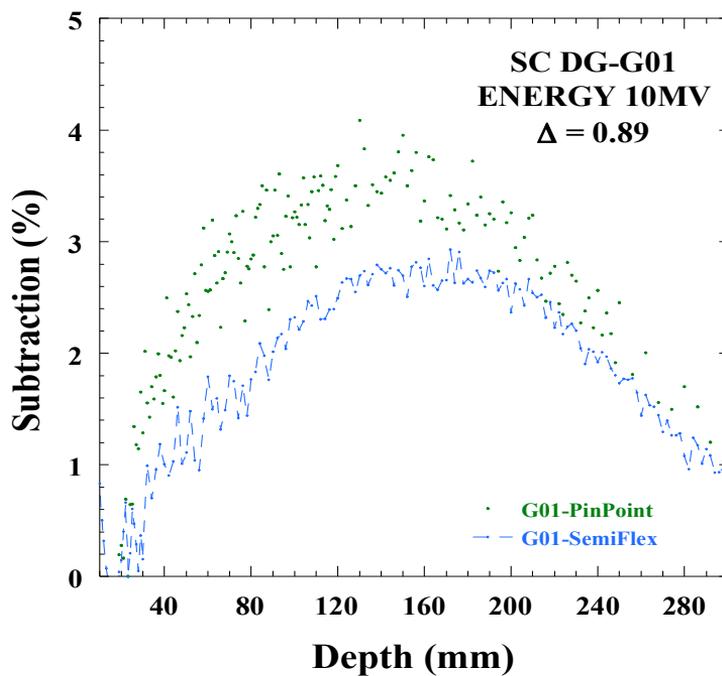


Figura 58 - Scarto tra il G01 e le camere a ionizzazione. Energia 10MV usando la correzione di Fowler  $\Delta=0.89$ .

Variando sulla macchina il dose rate di settaggio, cioè il numero di unità monitor erogate per unità di tempo, si varia il numero di impulsi che comporranno il bunch di radiazione incidente sul dosimetro. In questo modo si tiene conto di una dipendenza legata alla velocità con cui il pacchetto energetico richiesto (UM richieste e settate sulla macchina) è erogato. Il LINAC secondo la sua fisica interna, eroga le UM selezionate con una certa oscillazione media, ovvero al termine dell'irraggiamento verrà visualizzato quante UM sono state erogate con una velocità media pari a quella nominalmente impostata. In realtà pacchetti energetici presenti in ogni impulso arrivano sul dispositivo portando con sé una dose istantanea nell'intorno del valore selezionato e garantendo al termine dell'irraggiamento il numero esatto richiesto. Tutto questo per dire che se si limitasse il calcolo della dipendenza dal rateo di dose alla variazione del valore nominale del dose rate della macchina, si analizzerebbe solo la dipendenza dal rateo di dose medio. Il dosimetro G01 ha mostrato però una dipendenza dalla frequenza (misure ai raggi X) e un'alta sensibilità. La correzione di Fowler apportata è sicuramente insufficiente a correggere le curve in quanto, probabilmente, il dosimetro è sensibile e quindi dipendente dalla dose per singolo impulso (dose istantanea o dose per impulso). Il coefficiente da calcolare è sempre legato alla legge di Fowler <sup>176]</sup> ma le condizioni per determinare tale valore sono diverse dalle precedenti. Per valutare la dipendenza dalla dose per impulso il G01 è irraggiato a varie profondità in acqua a differenti distanze dalla sorgente mantenendo fisso il rateo di unità monitor erogate (300 UM/min). Per escludere possibili effetti sulla risposta del dosimetro dovuti alla radiazione diffusa, si regola l'apertura dei collimatori in modo tale da avere alla profondità di misura la stessa dimensione del campo in tutte le condizioni sperimentali. I dati ottenuti sono ricavati per le due energie di fotoni disponibili 10MV e 6MV. Chiedendo all'acceleratore sempre la stessa quantità di unità monitor complessive con la stessa velocità di erogazione media (impostato), cambiando le geometrie del campo d'irraggiamento e la profondità di misura del dosimetro si ottiene la dipendenza della risposta del G01 dalla dose per impulso. In Figura 59 è mostrato il fit potenza seguendo la legge di Fowler su un grafico che lega la carica raccolta, mediata su 5 cicli di misura nelle diverse condizioni elencate in precedenza, e il rateo di dose espresso in Gy/min ricavata da misure di riferimento con la camera a ionizzazione PTW 30013. La legge di Fowler mi restituisce un  $\Delta=0.83$  per un'energia pari a 10MV. Questo mi conferma quanto

ipotizzato, ovvero il G01 ha una dipendenza legata alla dose per singolo impulso. Riprendendo le curve di dose in profondità e correggendo i valori del G01 con il nuovo  $\Delta$  ricavo l'andamento riportato in Figura 60.

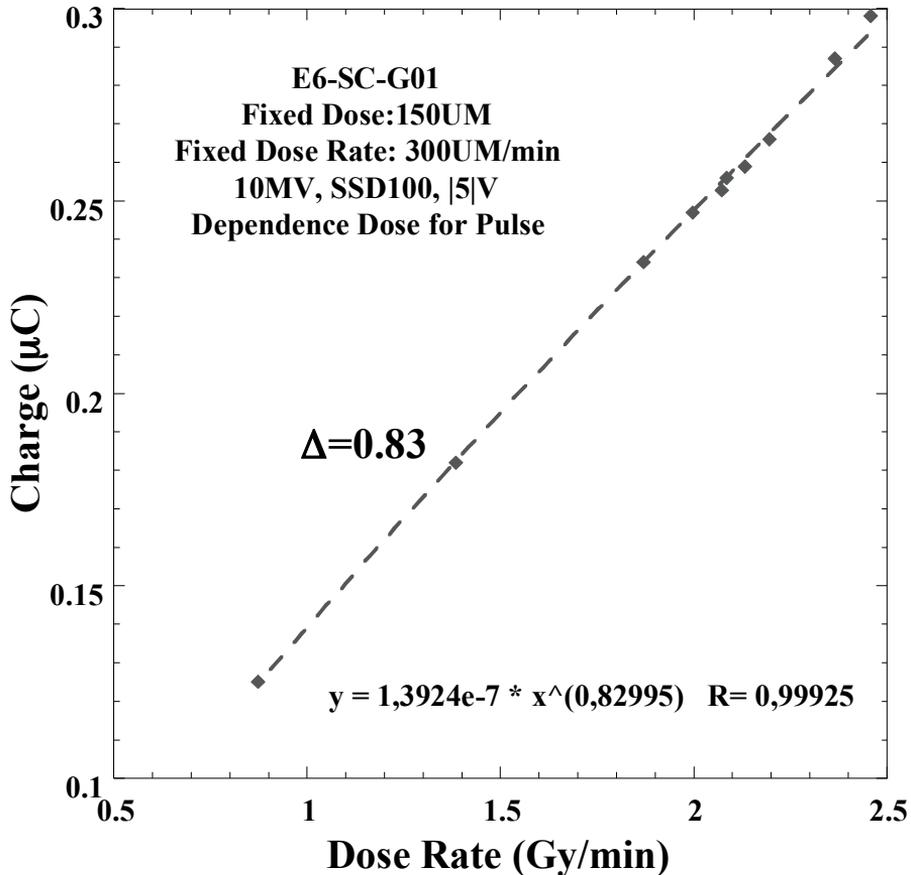


Figura 59 -  $\Delta=0.83$  calcolato variando sia la distanza dalla sorgente che la profondità in acqua. I valori di rateo di dose sono quelli ottenuti con una camera a ionizzazione di riferimento.

Per analizzare lo scostamento tra le curve in Figura 61,62 sono riportati gli andamenti del rapporto e dello scarto delle camere a ionizzazione con il dosimetro G01. Rispetto alle Figure 57,58, la situazione è migliorata, infatti il rapporto medio su tutto l'intervallo di profondità considerato con la PinPoint è 1.03% mentre con la SemiFlex è 1.18%. Quello che si è ottenuto è un bel passo in avanti; il G01 però sembra manifestare un comportamento duplice. Con questa correzione abbiamo sovrapposto le curve specialmente nell'intervallo di

profondità che va dalla superficie dell'acqua fino a 230 mm, mentre le code, intervallo [230-300 mm], mostrano un più ampio discostamento.

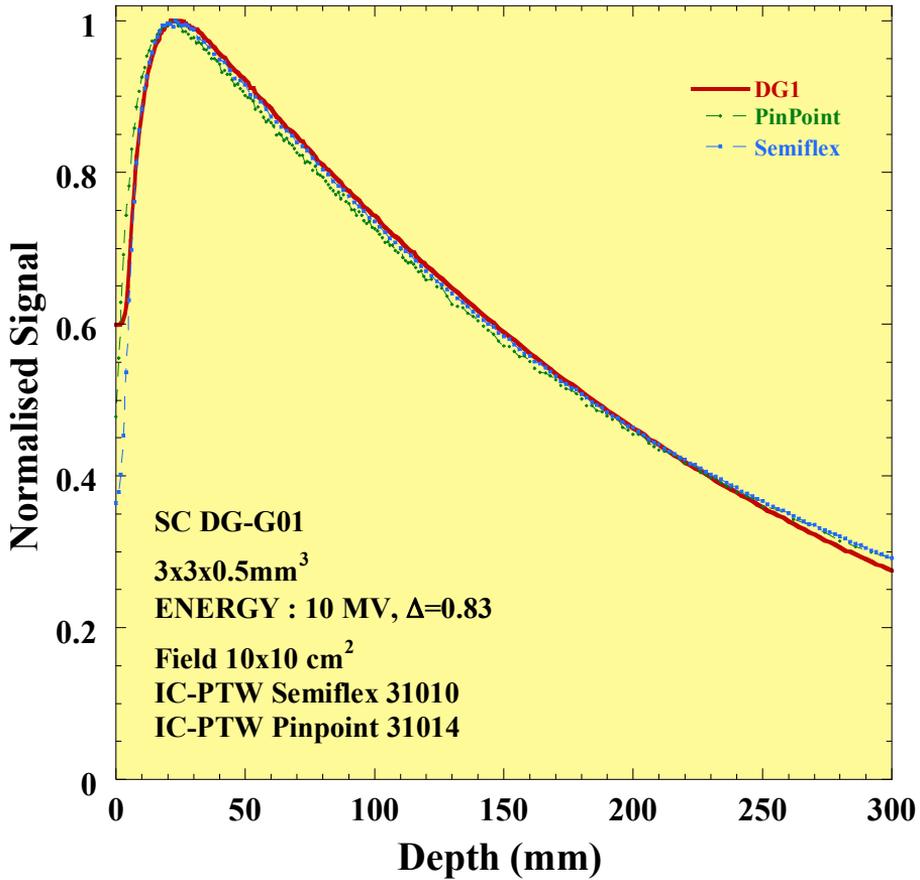


Figura 60 - PDD con confronto correggendo il segnale del G01 per il valore  $\Delta$  ottenuto variando la dose per impulso.

Se si osserva la correzione che si basava sulla dipendenza dal rateo di dose con il  $\Delta=0.89$ , si vede come, in modo inverso le code siano maggiormente sovrapposte. La spiegazione è la possibile dipendenza anche da altri fattori, come la dipendenza angolare, derivante dalla diffusione che influisce in modo sempre maggiore aumentando la profondità del rivelatore.

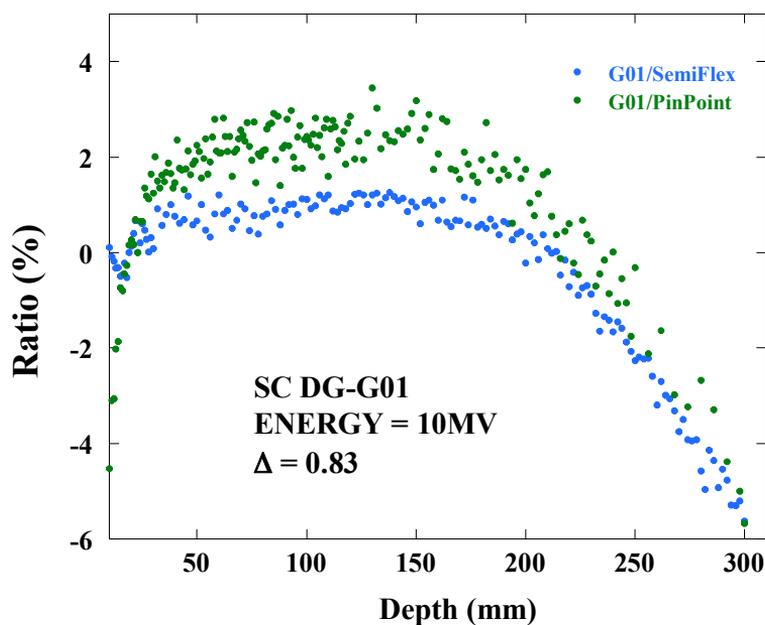


Figura 61 - Rapporto puntuale tra il G01 e le camere PinPoint e SemiFlex.

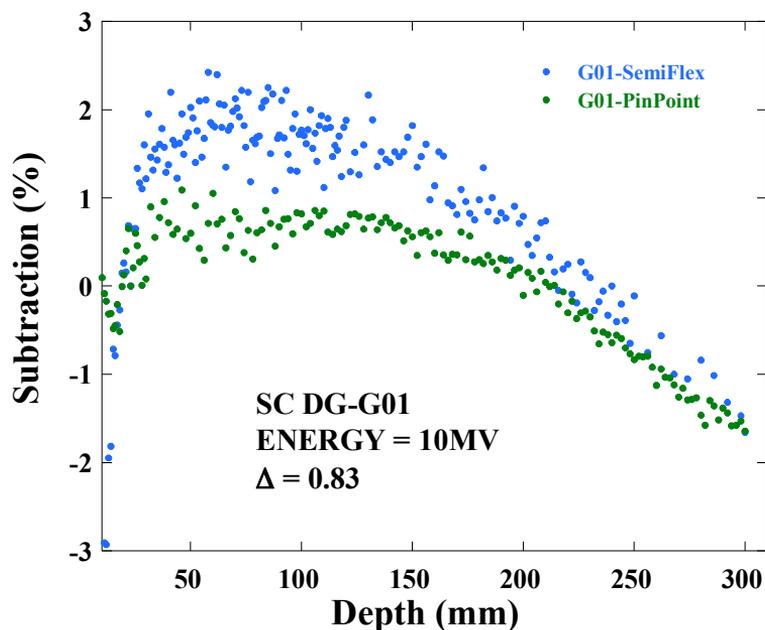


Figura 62 - Scarto puntuale tra il G01 e le camere PinPoint e SemiFlex.

Lo stesso ragionamento è stato applicato alle curve PDD a energia 6MV ottengo i seguenti risultati:

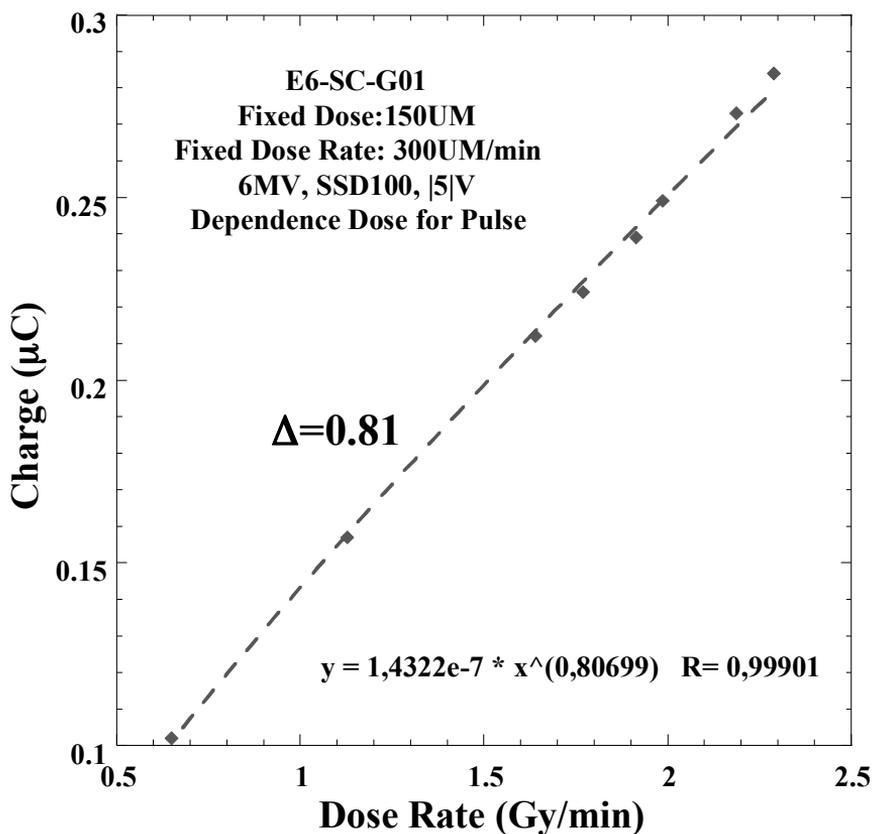


Figura 63 -  $\Delta=0.81$  calcolato variando sia la distanza che la profondità in acqua. I valori di rateo di dose sono quelli ottenuti con una camera a ionizzazione di riferimento (PTW30013) con misure supplementari.

Si ottiene  $\Delta=0.81$  [vedi Figura 63] nelle medesime condizioni utilizzate per il fascio 10 MV e con questo valore viene corretta la PDD e confrontata con la curva ottenuta con camera a ionizzazione PinPoint [vedi Figura 64]. Si ottiene un ottimo accoppiamento verificato anche dalle Figura 65,66 che mostra gli andamenti del rapporto e dello scarto in percentuale. Anche in questo caso è evidente che il rapporto tra il dosimetro in diamante e la camera a ionizzazione PinPoint è in media pari a 0.4%. Il massimo discostamento si nota sempre nella parte finale delle curve come nel caso a 10MV.

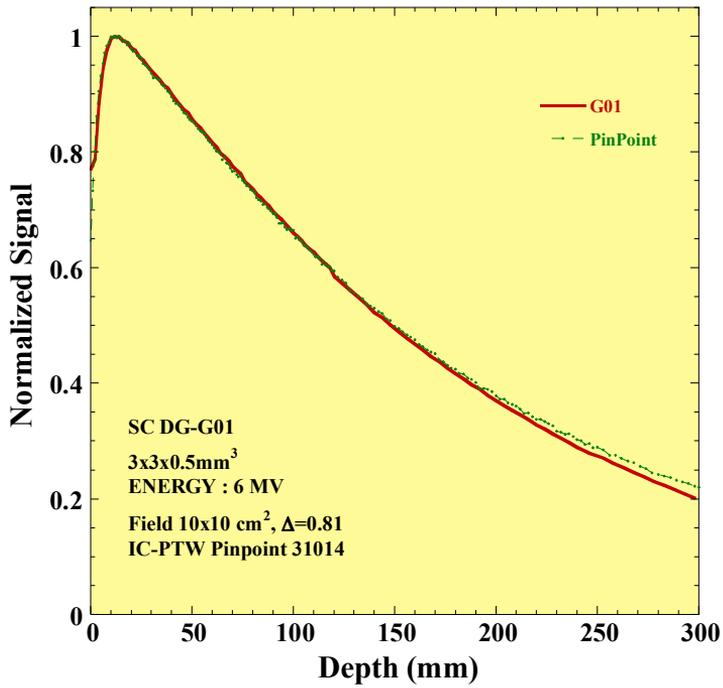


Figura 64 - PDD con confronto correggendo il segnale del G01 utilizzando il valore  $\Delta$  ottenuto variando la dose per impulso.

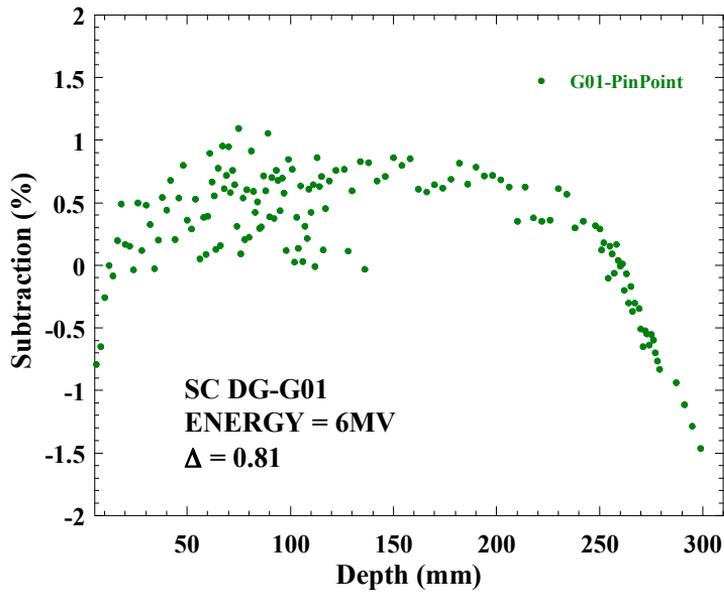


Figura 65 - Rapporto puntuale tra il G01 e la microcamera PinPoint.

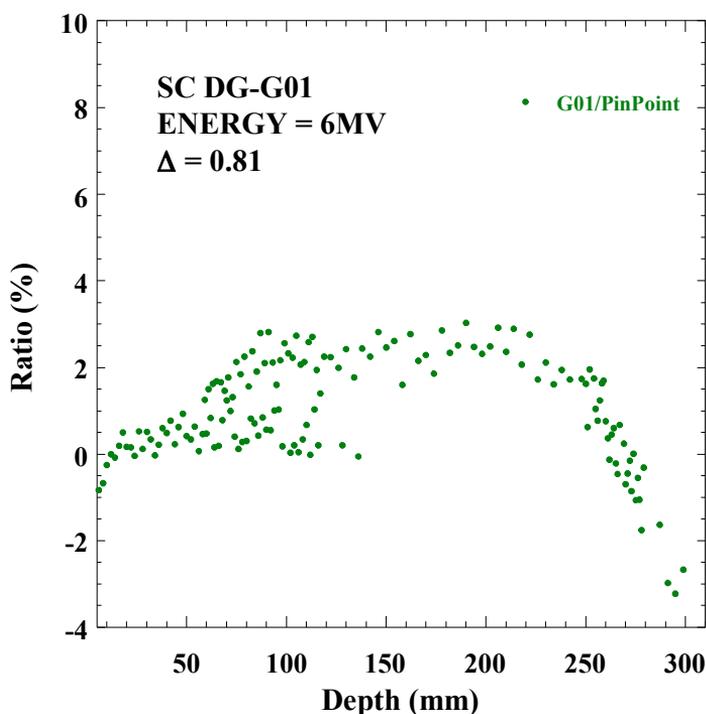


Figura 66 - Scarto puntuale tra il G01 e la microcamera PinPoint.

Altra misura di comparazione per il G01 è l'analisi dei profili CROSSPLANE e INPLANE. In Figura 67 sono riportati gli andamenti dei profili nelle due direzioni (Crossplane e Inplane) del dosimetro G01 e le due camere a ionizzazione. Si prende in esame un campo standard 10x10 a energia 10MV; vengono confrontati la camera SemiFlex 31010 e il G01. Possiamo notare come i profili si sovrappongano perfettamente nella parte caratteristica del plateau che corrisponde al movimento nel campo d'irraggiamento del rivelatore. Se calcoliamo la larghezza a mezza altezza del profilo, troviamo esattamente 10 cm che è il lato della finestra impostata sulla macchina. Notiamo delle leggere differenze tra le curve sulle code. In Figura 68 il profilo si riferisce a un campo molto più piccolo, 1x1cm<sup>2</sup> nominali. Sono a confronto il G01 e la PinPoint 31014; a campi così piccoli anche le camere a ionizzazione perdono il loro ruolo di riferimento. Le curve si sovrappongono e calcolando la larghezza a mezza altezza si trova un valore pari a 1.1cm. A questi campi il confronto è puramente qualitativo poiché le stesse camere a ionizzazione non sono certificate per scendere a campi così bassi.

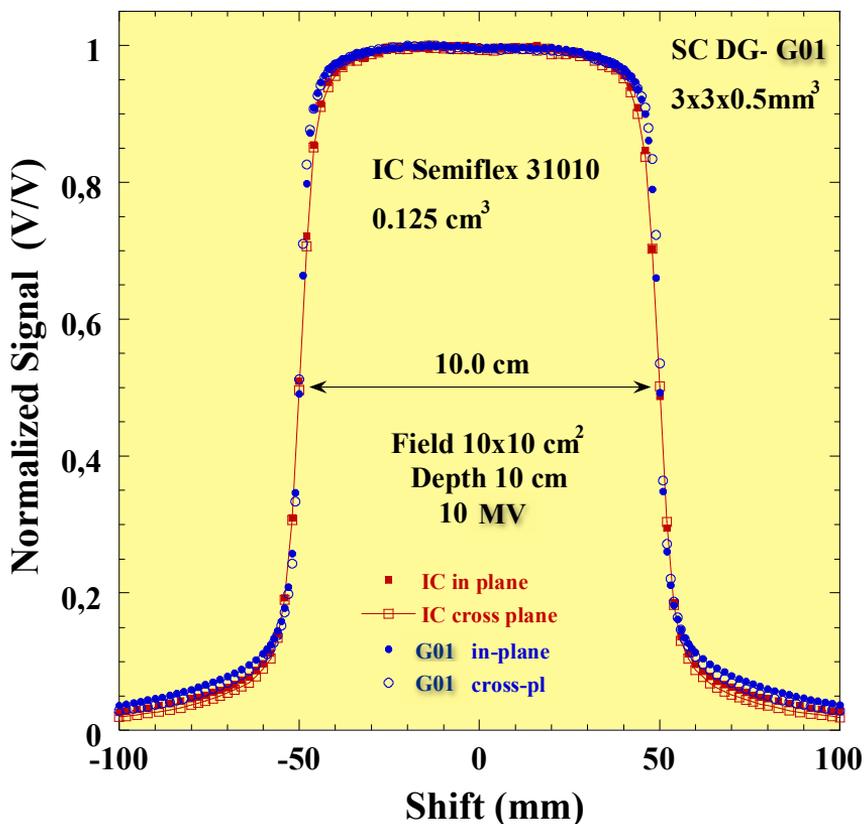


Figura 67 - Profili CrossPlane e InPlane, 10MV, 10x10cm<sup>2</sup>, profondità 10 cm.

I rivelatori posti alla profondità di 10 cm dal pelo dell'acqua con SSD 100, 150UM con un dose rate pari a 300 UM/min vengono irraggiati con 5 cicli di misura variando la grandezza del campo in un range [30-3] cm<sup>2</sup>. Calcolo quindi un parametro importante: l'Output Factor che viene definito dalla seguente formula:

$$OF = \left[ \frac{M(d, S)}{M(d, S_0)} \right];$$

quindi come rapporto tra il segnale misurato con campi diversi e il segnale misurato al campo di riferimento 10x10 cm<sup>2</sup>.

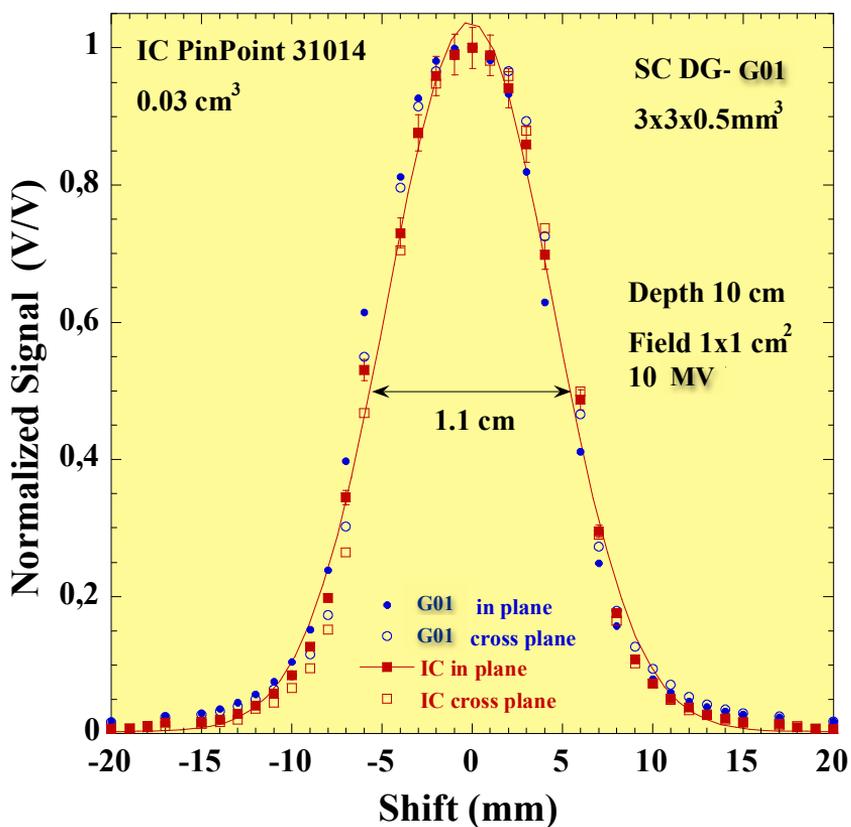


Figura 68 - Profili CrossPlane e InPlane 10MV, 1x1cm<sup>2</sup>, profondità 10cm.

In Figura 69,70 sono mostrati gli andamenti del G01 e della camera di riferimento per le due energie investigate: 10MV [vedi Figura 69] e 6MV [vedi Figura 70]. La differenza percentuale tra i valori ottenuti con G01 e la camera di riferimento sono riportati in Tabella 4.

| Field Width (cm) | OF-OF <sub>IC</sub> (%) 10MV | OF-OF <sub>IC</sub> (%) 6MV |
|------------------|------------------------------|-----------------------------|
| 30               | 0                            | 0.9                         |
| 20               | 0                            | 0.5                         |
| 10               | 0                            | 0                           |
| 8                | 0.2                          | 0.4                         |
| 5                | 1.8                          | 1.2                         |
| 3                | 3.1                          | 3                           |

Tabella 4 - Differenza percentuale tra G01 e la camera a ionizzazione 10MV e 6MV.

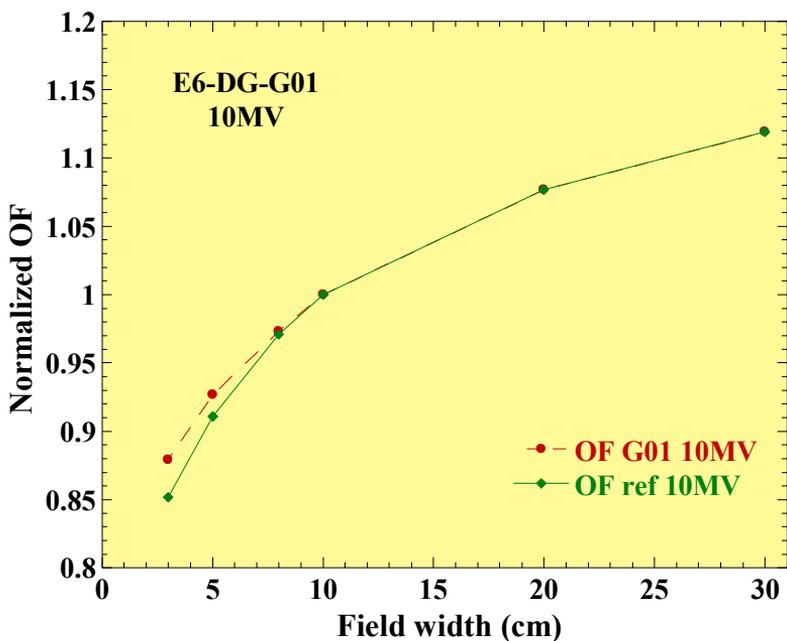


Figura 69 - OUTPUT FACTOR: segnale normalizzato in funzione del campo d'irraggiamento confrontando il G01 e la camera a ionizzazione di riferimento a 10MV.

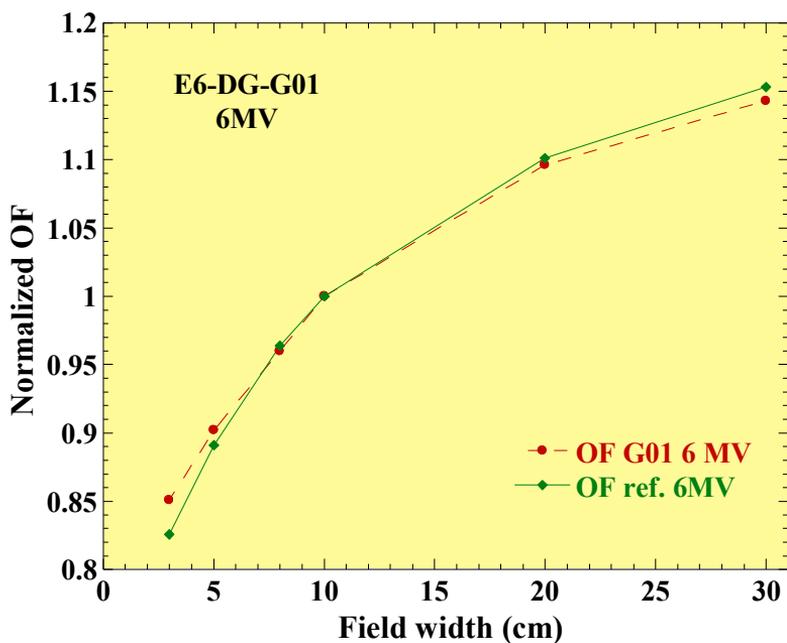
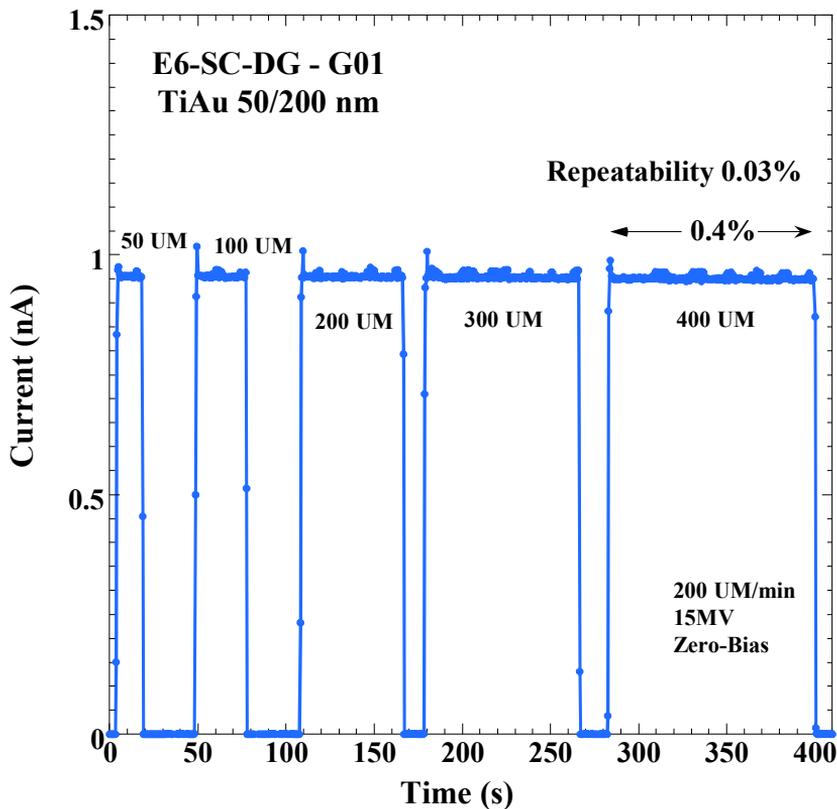


Figura 70 - OUTPUT FACTOR: segnale normalizzato in funzione del campo d'irraggiamento confrontando il G01 e la camera a ionizzazione di riferimento a 6MV.

Lo scopo di questo lavoro di tesi era quello di costruire un rivelatore in diamante capace di lavorare come le camere a ionizzazione sia al Co-60 che ai fasci clinici. Dai dati presentati direi che sono riuscito a soddisfare molti parametri comparativi ma, ulteriore obiettivo, era quello di poter usare il rivelatore in diamante, dopo la taratura al Co-60, su diversi acceleratori ospedalieri a diverse energie. Fino ad ora sono stati presentati i dati provenienti da due acceleratori fisicamente diversi ma della stessa casa costruttrice (Clinac Varian - Primus Varian) dell'Ospedale San Filippo Neri, quindi con stesso principio di funzionamento e metodologie fisiche. Il dosimetro G01 è stato però testato anche all'acceleratore LINAC Siemens Oncor al Policlinico Umberto I di Roma.

Su questa macchina si è lavorato per un confronto energetico avendo a disposizione un fascio di fotoni 6MV e 15MV ma soprattutto il dosimetro è stato testato, polarizzandolo in polarizzazione "Zero Bias". In Figura 71 è mostrato il tipico andamento ciclico ON-OFF mantenendo costante il dose rate sulla macchina 200UM/min (dose rate utilizzato per la taratura di tutto il setup mediante camera a ionizzazione), ma variando le unità monitor nell'intervallo [50-400]UM. Le analisi statistiche sul segnale sono buone, infatti polarizzando il dispositivo a 0.0V, otteniamo una stabilità per ciclo  $\approx 0.4\%$  e una ripetibilità del valore di corrente fotogenerata a ogni ciclo  $=0.03\%$ . La Figura 72 mostra la dipendenza dal rateo di dose confrontando 4 sorgenti diverse: Co-60, 10MV (calcolati all'acceleratore Varian), 15MV e 6MV (calcolati all'acceleratore Siemens). Ovviamente si nota la buonissima dipendenza per il Co-60 (come presentato in precedenza), un  $\Delta=0.89$  per il fascio da 10MV (come presentato in precedenza), mentre per la dipendenza a 15MV e 6MV si devono spendere due parole. Se prese queste misure singolarmente il fattore di Fowler  $\Delta$  risulta rimanere in linea con quello della sorgente di Co-60 rispettivamente  $\Delta=1.03$  e  $\Delta=0.98$ . Purtroppo l'acceleratore Oncor ha una piccola escursione per la variazione del rateo di dose [50-200]UM/min che quindi non consente di osservare lo stesso fenomeno riscontrato all'acceleratore Varian.



**Figura 71 - Andamento della corrente fotogenerata con un fascio clinico 15MV (fotoni).**

Come riferimento per il calcolo della dose sono state effettuate misure preliminari con la camera a ionizzazione utilizzata per la taratura e caratterizzazione della macchina stessa, trovando un'equivalenza  $1\text{UM}=0.8\text{cGy}$ . Quindi a conclusione, è possibile affermare che la deviazione che si osserva nell'andamento della corrente fotogenerata contro il rateo di dose è in accordo con la teoria di Rose <sup>[63]</sup> che prevede, in caso di elevata intensità d'irraggiamento, o basso contenuto di difetti, una riduzione della linearità ( $\Delta$ ) fino a 0.5. La carica raccolta in funzione della dose erogata dalla sorgente è mostrata in Figura 73 per diverse energie e qualità del fascio. L'accordo che si trova tra gamma e fotoni di raggi X a diverse energia è molto alta. Sono state messe a confronto anche le due configurazioni di polarizzazione 0V e  $|5|V$ . Il parametro che si ricava è la sensitivity che risulta essere quindi indipendente dal tipo di energia e dal tipo di radiazione ionizzante.

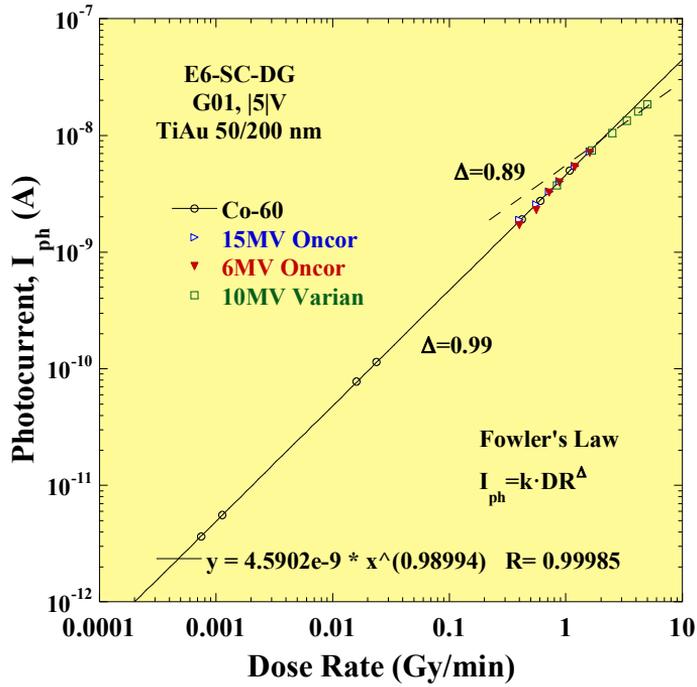


Figura 72 - Legge di Fowler.

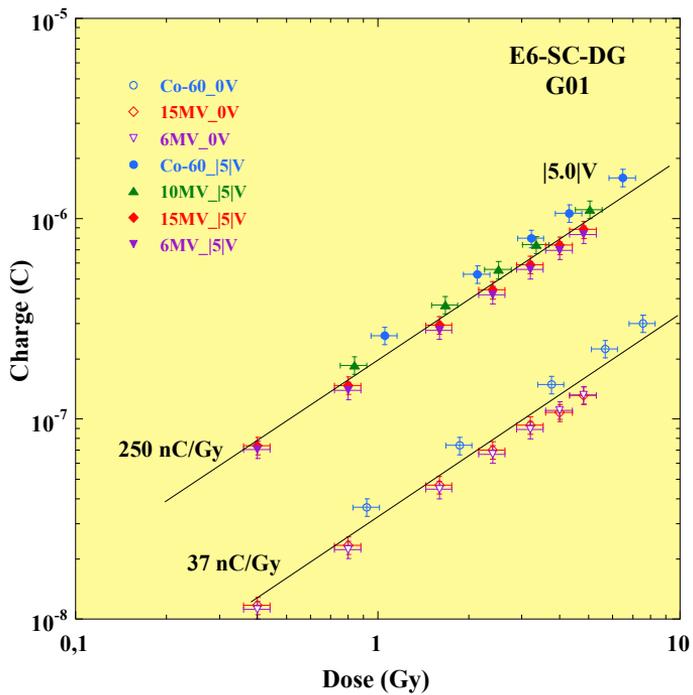
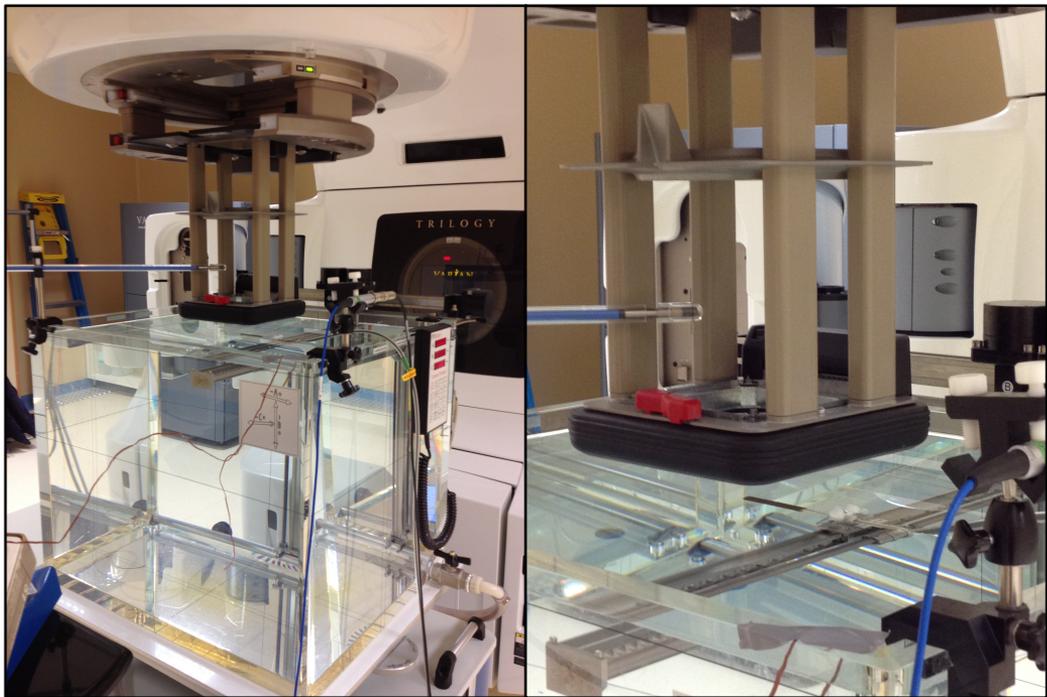


Figura 73 - Carica vs Dose |5|V e 0V.

L'ultimo banco di prova per il dosimetro G01 è stata l'analisi delle sue caratteristiche, sempre sull'acceleratore Varian Trilogy, con un fascio di elettroni a diversa energia: 22,18,15,12,9,6 MeV. L'irraggiamento e la raccolta di dati con un fascio di elettroni è molto difficile e richiede un'analisi preliminare del fascio stesso. L'idea è stata quella di eseguire misure di dose di confronto con una camera Roos (camera piatta tipicamente utilizzata in ospedale secondo protocollo IAEA-398 per la misura di dose con fascio di elettroni). Sono stati eseguiti cicli di ON-OFF con entrambi i rivelatori ed analizzati in modo preliminari i dati dando risalto alla stabilità e alla riproducibilità del valore di carica. Verranno quindi presentati tabelle esplicative di dati elaborati dalle misure.

Prima di posizionare i rivelatori si è scelto il collimatore da applicare alla testata della macchina (vedi Figura 74) per garantire un campo omogeneo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ed è stata inserita una camera Reference monitorata continuamente (FARMER PTW 30013). La distanza della sorgente dalla superficie dell'acqua è 100 cm (SSD).



**Figura 74 - Collimatore per il fascio di elettroni campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  per Varian Trilogy.**

I dati di partenza di caratterizzazione del fascio di elettroni sono stati forniti dalle misure di taratura elaborate in fase di collaudo della macchina dall'Ospedale San Filippo Neri. Il valore R50 è un parametro che viene determinato dalle misure di PDD effettuate con una camera a ionizzazione (preferibilmente del tipo ad elettrodi piani-paralleli) ed è il parametro di qualificazione del fascio; esso rappresenta la profondità in acqua ( $g/cm^2$ ) alla quale la dose assorbita è il 50% del valore di dose assorbita al massimo. Operativamente si estrapola dalla curva PPD il valore di  $R50_{ion}$  (segnale al 50% del valore del massimo di ionizzazione) e vengono applicate le seguenti formule per determinare il valore di qualificazione del fascio R50:

$$R50 = 1.029 R50_{ion} - 0.06 \frac{g}{cm^2} \left( R50_{ion} \leq \frac{10g}{cm^2} \right)$$

$$R50 = 1.059 R50_{ion} - 0.37 \frac{g}{cm^2} \left( R50_{ion} > \frac{10g}{cm^2} \right)$$

Dal valore di R50 si ricava la profondità a cui il rivelatore deve essere posizionato mediante la seguente formula <sup>[49]</sup>:

$$Z_{ref} = 0.6R50 - 0.1 \frac{g}{cm^2}$$

Questo valore varia al variare dell'energia quindi deve essere ripetuta la procedura per ogni energia cui vorremo lavorare (vedi Tabella 5). Calcolate le profondità possiamo posizionare il rivelatore G01 e fissare le condizioni di misura: SSD 100 cm, campo 10x10  $cm^2$ , rateo di dose 300UM/min, 150UM e polarizzazione del dosimetro a |5|V. La Tabella 6 mostra i risultati percentuali dei dati elaborati.

| <b>Energia (MeV)</b> | <b>R50(cm)</b> | <b>Z<sub>Ref</sub> (cm)</b> |
|----------------------|----------------|-----------------------------|
| <b>22</b>            | 8,941          | 5,26                        |
| <b>18</b>            | 7,638          | 4,48                        |
| <b>15</b>            | 6,36           | 3,72                        |
| <b>12</b>            | 5,082          | 2,95                        |
| <b>9</b>             | 3,615          | 2,07                        |
| <b>6</b>             | 2,383          | 1,33                        |

**Tabella 5 - Parametri  $R_{50}$  e  $Z_{Ref}$  utilizzati per le misure con il fascio di elettroni al Linac Trilogy Varian.**

| <b>Energia (MeV)</b> | <b>Riproducibilità media<br/>cicli (%)</b> | <b>Stabilità media cicli<br/>(%)</b> |
|----------------------|--|--------------------------------------|
| <b>22</b>            | 0.19                                       | 2.1                                  |
| <b>18</b>            | 0.19                                       | 1.74                                 |
| <b>15</b>            | 0.21                                       | 2.1                                  |
| <b>12</b>            | 0.22                                       | 2.3                                  |
| <b>9</b>             | 0.2  | 3                                    |
| <b>6</b>             | 0.31                                       | 2.01                                 |

**Tabella 6 - Riproducibilità e stabilità del G01 con fascio di elettroni a diverse energie.**

Attraverso questi valori è possibile capire che il dispositivo ha una buona riproducibilità nel breve periodo confrontando 5 cicli ON-OFF su tutte le energie utilizzate ma sicuramente la stabilità media dei cicli sotto irraggiamento è peggiore di quella osservata nel fascio di fotoni. Per capire le vere potenzialità del dosimetro dobbiamo però confrontarlo con la camera piatta Roos. La Tabella 7 mostra i dati elaborati per la camera a ionizzazione Roos. Si nota come la camera Roos mostri una riproducibilità del segnale medio molto buona mentre la stabilità media è paragonabile a quella del G01.

| <b>Energia (MeV)</b> | <b>Tensione<br/>(V)</b> | <b>Riproducibilità media<br/>cicli (%)</b> | <b>Stabilità<br/>media cicli<br/>(%)</b> |
|----------------------|-------------------------|--|--|
| <b>22</b>            | +300                    | 0.05                                       | 1.9                                      |
|                      | -300                    | 0.18                                       | 2.1                                      |
|                      | +100                    | 0.04                                       | 2  |
| <b>18</b>            | +300                    | 0.06                                       | 2.5                                      |
|                      | -300                    | 0.03                                       | 2.4                                      |
|                      | +100                    | 0.05                                       | 2.1                                      |
| <b>15</b>            | +300                    | 0.01                                       | 2.5                                      |
|                      | -300                    | 0.04                                       | 2.58                                     |
|                      | +100                    | 0.06                                       | 2.23                                     |

|    |      |      |     |
|----|------|------|-----|
| 12 | +300 | 0.07 | 1.6 |
|    | -300 | 0.05 | 1.4 |
|    | +100 | 0.08 | 1.6 |
| 9  | +300 | 0.03 | 1.8 |
|    | -300 | 0.08 | 2.1 |
|    | +100 | 0.02 | 2.1 |
| 6  | +300 | 0.12 | 3   |
|    | -300 | 0.09 | 2   |
|    | +100 | 0.03 | 2.1 |

**Tabella 7 - Parametri relativi alla camera a ionizzazione Roos.**

Il passo successivo è stato quello confrontare la dipendenza della risposta del diamante in funzione dell'energia con quella della camera a ionizzazione Roos. Per la camera a ionizzazione Roos la dose assorbita è data dalla seguente formula:

$$D_w = |M * k_{pol} k_s N_w k_Q|$$

dove M è il segnale della camera per UM erogata.

Per la camera a ionizzazione Roos avremo  $N_w=8.57e^7$  Gy/C,  $k_Q$  è il fattore di correzione che tiene conto della variazione di risposta della camera tra la qualità di radiazione di taratura (Co-60) e la qualità del fascio di elettroni, tabellati nel protocollo IAEA-398,  $k_{pol}$ , fattore di correzione legato alla polarizzazione della camera, e  $k_s$ , secondo le seguenti formule:

$$k_{pol} = \frac{(M)_{300} + (M)_{-300}}{(M)_{300} * 2}$$

$$k_s = a_0 + (M_{300}/M_{100}) * a_1 + (M_{300}/M_{100})^2 * a_2$$

In tabella sono riportati i valori di dose assorbita in acqua misurate con la camera Roos normalizzati a 22MeV e i valori del segnale per il dosimetro G01 normalizzati anch'essi a 22MeV; i dati in Tabella 8 sono riportati in Figura 75.

| Energia (MeV) | D <sub>w</sub> (Roos) Gy/UM | D <sub>w</sub> (G01) Gy/UM |
|---------------|-----------------------------|----------------------------|
| 22            | 1                           | 1                          |
| 18            | 1,031                       | 0,987                      |
| 15            | 1,055                       | -                          |
| 12            | 1,084                       | 0,996                      |
| 9             | 1,095                       | 1,010                      |
| 6             | 1,062                       | 1,033                      |

Tabella 8 - Calcolo della Dose per i due dispositivi (G01 e Roos).

Normalizzando entrambi i D<sub>w</sub> all'energia maggiore otteniamo il seguente andamento mostrato in Figura 75. Viene espresso il rapporto percentuale normalizzato tra i due rivelatori e si nota una differenza a basse energie abbastanza elevata (circa il 3%). Le misure con il fascio di elettroni sono un primo approccio per il G01 e sicuramente mancano tanti accorgimenti per ottimizzarlo a queste energie.

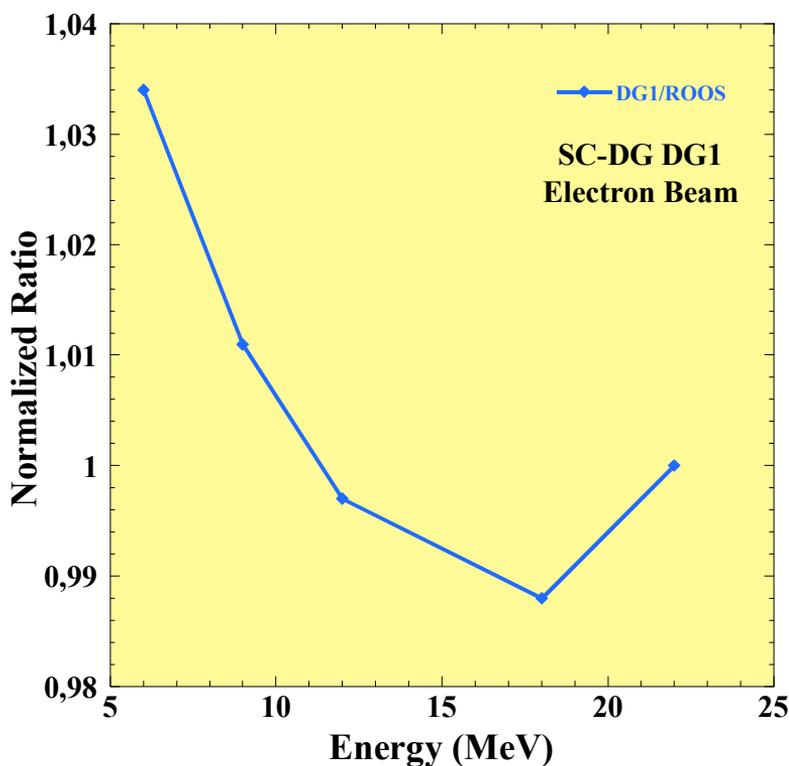


Figura 75 - Andamento rapporto normalizzato tra la camera Roos e il G01.

# Conclusioni

---

A seguito dei risultati sperimentali di questo lavoro, è possibile affermare che sono stati individuati i punti critici nella realizzazione di un dosimetro a diamante. La qualità del substrato di diamante è caratteristica fondamentale per ottenere un dosimetro che possieda un tempo di salita molto veloce ( $<0.5$  s) in fasci di radiazione con diverse energie. La scelta del metallo e la tecnologia di realizzazione dei contatti metallici, incidono in modo fondamentale su parametri quali stabilità e riproducibilità, nel breve e nel lungo periodo. Un buon incapsulamento del diamante in materiale con basso numero atomico e acqua equivalente consente di utilizzare il dosimetro anche in acqua garantendo un posizionamento riproducibile in tutte le configurazioni di misura. Il prototipo di dosimetro denominato G01 ha la capacità di lavorare a tensioni molto basse rispetto alle camere a ionizzazione e per giunta è capace di lavorare anche a polarizzazione 0V. La corrente fotogenerata è molto elevata ed è quindi possibile discriminare perfettamente il segnale generato rispetto al segnale di buio. Non sono presenti fenomeni di caricamento né problemi legati al pre-irraggiamento (priming) in quanto sono stati individuati, come già illustrato, protocolli per le misure preliminari che garantiscono la stabilizzazione del dosimetro. Per ragioni di tempo non è stato possibile ottenere una riproducibilità tra prototipi in quanto ogni dispositivo costruito e testato è stato migliorato in qualche sua caratteristica rispetto al precedente prototipo. In

prospettiva sono state individuate le tecniche per costruire più rivelatori con le stesse caratteristiche. I costi dei dispositivi realizzati e da realizzare sono stati ridotti e ciò contribuirà a rendere più accessibili al mondo ospedaliero questo tipo di rivelatori. Le risposte ai fasci di fotoni ed elettroni e le caratteristiche dosimetriche osservate (riproducibilità, stabilità, sensibilità, linearità, indipendenza dall'energia, indipendenza dal rateo di dose e dalla dose accumulata) hanno mostrato che è possibile affiancare questi rivelatori alle camere a ionizzazione per la dosimetria in radioterapia anche se alcuni aspetti richiedono ulteriori approfondimenti. In particolare si dovrà migliorare la dipendenza angolare dei rivelatori e individuare una modalità di correzione della risposta del dosimetro che tenga conto della dipendenza sia dalla dose per impulso che dal rateo di erogazione della dose (unità monitor erogate nell'unità di tempo).

Le procedure di fabbricazione sviluppate in questo lavoro dovranno, inoltre, essere perfezionate in modo da assicurare la realizzazione di serie di rivelatori tutti eguali tra loro, in grado di essere commercializzati per un uso corrente nella dosimetria in radioterapia.

# Bibliografia

---

- [1] Das, IJ, Ding, GX & Ahnesjo, A, "*Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry*," *Medical Physics*, vol. 35, no. 1, pp. 206-15 (2008).
- [2] Paliwal, B & Tewatia, D, "*Advances in radiation therapy dosimetry*," *Journal of Medical Physics*, vol. 34, no. 3, pp. 108-16 (2009).
- [3] Ibbott, G, Ma, CM, Rogers, DWO, Seltzer, SM & Williamson, JF, "*Anniversary Paper: Fifty years of AAPM involvement in radiation dosimetry*," *Medical Physics*, vol. 35, no.4, pp. 1418-27 (2008).
- [4] Hall, EJ, "*Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers*," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 65, no. 1, pp. 1-7 (2006).
- [5] Bucci, MK, Bevan, A & Roach, M, "*Advances in radiation therapy: conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond*," *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 55, no. 2, pp. 117-34 (2005).
- [6] Detectors | Dosimetry, Iba Dosimetry (Scanditronix Wellhofer GmbH). Retrieved Dec. 17,2009 2009, from <http://www.iba-dosimetry.com/completesolutions/radiotherapy/relativedosimetry/detectors>.
- [7] PTW: Dosimetry Systems and Ionization Chambers for Radiation Measurement, Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW) GmbH, Freiburg. Retrieved 25 Apr 2009, from <http://www.ptw.de>.
- [8] Haryanto, F, Fippel, M, Laub, W, Dohm, O & Nusslin, F, "*Investigation of photon beam output factors for conformal radiation*

- therapy&mdash;Monte Carlo simulations and measurements,"* Physics in Medicine and Biology, no. 11, p. N133 (2002).
- [9] McKerracher, C & Thwaites, DI, "*Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition,*" Physics in Medicine and Biology, no. 9, p. 2143 (1999).
- [10] McKerracher, C & Thwaites, DI, "*Notes on the construction of solid-state detectors,*" Radiotherapy and Oncology, vol. 79, no. 3, pp. 348-51 (2006).
- [11] Bouchard, H & Seuntjens, J, "*Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiation beams,*" Medical Physics, vol. 31, no. 9, pp. 2454-65 (2004).
- [12] Martens, C, Wagter, CD & Neve, WD, "*The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy,*" Physics in Medicine and Biology, no. 9, p. 2519 (2000).
- [13] Das, IJ, Downes, MB, Kassaei, A & Tochner, Z, "*Choice of Radiation Detector in Dosimetry of Stereotactic Radiosurgery-Radiotherapy,*" Journal of Radiosurgery, vol. 3, no. 4, pp. 177-86 (2000).
- [14] Pappas, E, Maris, TG, Papadakis, A, Zacharopoulou, F, Damilakis, J, Papanikolaou, N & Gourtsoyiannis, N, "*Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams,*" Medical Physics, vol. 33, no. 10, pp.3700-10 (2006).
- [15] Pappas, E, Maris, TG, Zacharopoulou, F, Papadakis, A, Manolopoulos, S, Green, S & Wojnecki, C, "*Small SRS photon field profile dosimetry performed using a PinPoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicon-diode array (DOSI), and polymer gel dosimetry. Analysis*

- and intercomparison," Medical Physics, vol. 35, no. 10, pp.4640-8 (2008).*
- [16] Pappas, E, Petrokokkinos, L, Angelopoulos, A, Maris, TG, Kozicki, M, Dalezios, I & Kouloulias, V, "*Relative output factor measurements of a 5 mm diameter radiosurgical photon beam using polymer gel dosimetry,*" *Medical Physics, vol. 32, no.6, pp. 1513-20 (2005).*
- [17] Letourneau, D, Pouliot, J & Roy, R, "*Miniature scintillating detector for small field radiation therapy,*" *Medical Physics, vol. 26, no. 12, pp. 2555-61 (1999).*
- [18] Stasi, M, Baiotto, B, Barboni, G & Scielzo, G, "*The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields,*" *Medical Physics, vol. 31,no. 10, pp. 2792-5 (2004).*
- [19] De Angelis, C, Bucciolini, M, Casati, M, Løvik, I, Bruzzi, M, Lagomarsino, S, Sciortino, S & Onori, S, "*Improvements in CVD diamond properties for radiotherapy dosimetry,*" *Radiation Protection Dosimetry, vol. 120, no. 1-4, pp. 38-42 (2006).*
- [20] Cotty, WF, "*Diamond as a Pinpoint Radiation Counter,*" *Nature, vol. 177, no. 4519, pp.1075-6 (1956).*
- [21] Kozlov, SF, Belcarz, E, Hage-Ali, M, Stuck, R & Siffert, P, "*Diamond nuclear radiation detectors,*" *Nuclear Instruments and Methods, vol. 117, no. 1, pp. 277-83 (1974).*
- [22] Planskoy, B, "*Evaluation of diamond radiation doseimeters,*" *Physics in Medicine and Biology, no. 3, p. 519 (1980).*
- [23] Burgemeister, EA, "*Dosimetry with a diamond operating as a resistor,*" *Physics in Medicine and Biology, vol. 26, no. 2, pp. 269-75 (1981).*
- [24] Yoder, MN, "*Semiconducting Diamond Technology,*" *Naval Research Reviews, vol. 39, p.27 (1987).*

- [25] Butler, JE, Mankelevich, YA, Cheesman, A, Jie, M & Ashfold, MNR, "*Understanding the chemical vapor deposition of diamond: recent progress,*" *Journal of Physics: Condensed Matter*, no. 36, p. 364201 (2009).
- [26] Wooldridge, DE, Ahearn, AJ & Burton, JA, "*Conductivity Pulses Induced in Diamond by Alpha-Particles,*" *Physical Review*, vol. 71, no. 12, p. 913 (1947).
- [27] Cuttone, G, Azario, L, Barone Tonghi, L, Borchini, E, Boscarino, D, Bruzzi, M, Bucciolini, M, Cirrone, GAP, De Angelis, C, Della Mea, G, et al., "*The CANDIDO project: development of a CVD diamond dosimeter for applications in radiotherapy,*" *Nuclear Physics B Proceedings Supplements*, vol. 78, no. 1-3, pp. 587-91 (1999).
- [28] Bruzzi, M, Bucciolini, M, Cirrone, GAP, Cuttone, G, Mazzocchi, S, Pirollo, S & Sciortino, S, "*Characterisation of CVD diamond dosimeters in on-line configuration,*" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 454, no. 1, pp. 142-6 (2000).
- [29] Manfredotti, C, Lo Giudice, A, Ricciardi, C, Paolini, C, Massa, E, Fizzotti, F & Vittone, E, "*CVD diamond microdosimeters,*" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 458, no. 1-2, pp. 360-4 (2001).
- [30] Whitehead, AJ, Airey, R, Buttar, CM, Conway, J, Hill, G, Ramkumar, S, Scarsbrook, GA, Sussmann, RS & Walker, S, "*CVD diamond for medical dosimetry applications,*" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 460, no. 1, pp. 20-6 (2001).

- [31] Balducci, A, Garino, Y, Giudice, AL, Manfredotti, C, Marinelli, M, Pucella, G & Verona-Rinati, G, "*Radiological X-ray dosimetry with single crystal CVD diamond detectors,*" *Diamond and Related Materials*, vol. 15, no. 4-8, pp. 797-801 (2006).
- [32] Garino, Y, Lo Giudice, A, Manfredotti, C, Marinelli, M, Milani, E, Tucciarone, A & Verona-Rinati, G, "*Performances of homoepitaxial single crystal diamond in diagnostic x-ray dosimetry,*" *Applied Physics Letters*, vol. 88, no. 15, pp. 151901-3 (2006).
- [33] Almaviva, S, Marinelli, M, Milani, E, Tucciarone, A, Verona-Rinati, G, Consorti, R, Petrucci, A, De Notaristefani, F & Ciancaglioni, I, "*Synthetic single crystal diamond diodes for radiotherapy dosimetry,*" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 594, no. 2, pp. 273-7 (2008).
- [34] C. Descamps, D. TROMSON, N. Tranchant, A. Isambert, A. Bridier, C. De Angelis, S. Onori, M. Bucciolini, and P.BERGONZO, "*Clinical studies of optimised single crystal and polycrystalline diamonds for radiotherapy dosimetry,*" *Radiation Measurements*, vol. 43, no. 2, pp. 933–938, Feb. 2008.
- [35] Tranchant, N, Tromson, D, Descamps, C, Isambert, A, Hamrita, H, Bergonzo, P & Nesladek, M, "*High mobility single crystal diamond detectors for dosimetry:Application to radiotherapy,*" *Diamond and Related Materials*, vol. 17, no. 7-10, pp. 1297-301 (2008).
- [36] Guerrero, MJ, Tromson, D, Rebisz, M, Mer, C, Bazin, B & Bergonzo, P, "*Requirements for synthetic diamond devices for radiotherapy dosimetry applications,*" *Diamond and Related Materials*, vol. 13, no. 11-12, pp. 2046-51 (2004).

- [37] Guerrero, MJ, Tromson, D, Descamps, C & Bergonzo, P, "*Recent improvements on the use of CVD diamond ionisation chambers for radiotherapy applications,*" *Diamond and Related Materials*, vol. 15, no. 4-8, pp. 811-4 (2006).
- [38] Bergonzo, P, Tromson, D, Descamps, C, Hamrita, H, Mer, C, Tranchant, N & Nesladek, M, "*Improving diamond detectors: A device case,*" *Diamond and Related Materials*, vol.16, no. 4-7, pp. 1038-43 (2007).
- [39] Lambert, GD & Klevenhagen, SC, "*Penetration of backscattered electrons in polystyrene for energies between 1 and 25 MeV,*" *Physics in Medicine and Biology*, vol. 27, pp. 721-5 (1982).
- [40] Rikner, G & Grusell, E, "*General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry,*" *Physics in Medicine and Biology*, no. 9, p. 1109 (1987).
- [41] Grusell, E & Rikner, G, "*Radiation Damage Induced Dose Rate Non-Linearity in an NType Silicon Detector,*" *Acta Oncologica*, vol. 23, no. 6, pp. 465 - 9 (1984).
- [42] Verhaegen, F, "*Interface perturbation effects in high-energy electron beams,*" *Physics in Medicine and Biology*, vol. 48, no. 6, pp. 687-705 (2003).
- [43] Dutreix, J & Bernard, M, "*Dosimetry at interfaces for high energy X and gamma rays,*" *British Journal of Radiology*, vol. 39, no. 459, p. 205 (1966).
- [44] Das, IJ, Khan, FM & Gerbi, BJ, "*Interface dose perturbation as a measure of megavoltage photon beam energy,*" *Medical Physics*, vol. 15, p. 78 (1988).
- [45] Element Six Ltd. Isle of Man Freeport, PO Box 6, Ballasalla, Isle of Man, IM99 6AQ, British Isles, <http://www.e6.com>.

- [46] Cervino, G., Marino, C., Silvestri, F., Lavagno, A., Truc, F., “*Dosimetry with diamond detectors,*” Nucl. Instr. Meth. A617, 230-231 (2010).
- [47] Fraiss-Kolbl, H., Griesmayer, E., Schreiner, T., Georg, D., Pernegger, H., 2007. Nucl. Instr. Meth. A 581, 103.
- [48] Galbiati, A., Lynn, S., Oliver, K., Schirru, F., Nowak, T., Marczewska, B., Dueñas, J.A., Berjillos, R., Martel, I., Lavergne, L., 2009. IEEE Trans. Nucl. Sci. 56, 1863.
- [49] IAEA Technical Reports Series n. 398, Vienna 2000.
- [50] F. Schirru, K. Kisielewicz, T. Nowak, and B. Marczewska, “*Single crystal diamond detector for radiotherapy,*” J. Phys. D: Appl. Phys., vol. 43, no. 26, p. 265101, Jun. 2010.
- [51] Sze, S.M., Kwok, K. Ng., 2007. Physics of Semiconductor Devices, third ed. Wiley Interscience.
- [52] Betzel, G.T., Lansley, S.P., Baluti, F., Reinisch, L., Meyer, J., 2012. Phys. Med. 28, 144e 152.
- [53] Caporali, C., Conte, G., A. S. Guerra, R. F. Laitano, M. Pimpinella, IFMBE Proceedings, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, pp.1016-1019.
- [54] Bruzzi, M., De Angelis, C., Scaringella, M., Talamoni, C., Viscomi, D., Bucciolini, M., 2011. Diamond Relat. Mater. 20, 84.
- [55] Almaviva, S., Ciancaglioni, I., Consorti, R., De Notaristefani, F., Manfredotti, C., Marinelli, M., Milani, E., Petrucci, A., Prestopino, G., Verona, C., Verona-Rinati, G., 2009. Nucl. Instr. Meth. A 608, 191
- [56] Lansley, S. P., Betzel, G. T., Baluti, F., Reinisch, L., and Meyer, J., “*Investigation of the suitability of commercially available CVD diamond for megavoltage X-ray dosimetry ,*” Nucl. Instr. Meth. A607, 659-667 (2009).

- [57] Betzel, G. T., Lansley, S. P., Baluti, F., Reinisch, L., and Meyer, J., “*Operating parameters of CVD diamond detectors for radiation dosimetry*,” Nucl. Instr. Meth. A614, 130-136 (2010).
- [58] S. Han, L.S. Pan, D. R. Kania “*Dynamics of Free Carriers in Diamond*” in “*Diamond: Electronic Properties and Applications*”, Ed. L.S. Pan, Kluwer Academic Publishers, Norwell, Massachusetts (USA), 1995, Chapter 6, p. 248
- [59] W. Shockley, J. Appl. Phys. 9 (1938) 635, S. Ramo, Proc. IRE 27 (1939) 584–585
- [60] H. Pernegger, S. Roe, P. Weilhammer, V. Eremin, H. Frais-Kölbl, E. Griesmayer, H. Kagan, S.Schnetzer, R. Stone, W. Trischuk, D. Twitchen, A. Whitehead, J. Appl. Phys. 97 (2005) 073704.
- [61] M. Pomorksi, E. Berdermann, M. Ciobanu, A. Martemyianov, P. Moritz, M. Rebisz, B.Marczewska, Physica Status Solidi A202 (2005) 2199.
- [62] Diamond Detectors Ltd., Poole, BH17 7AF, U.K.
- [63] A. Rose: Concepts in photoconductivity and allied problems, R. E. Krieger Publishing Co.,Huntington, New York, 1978.
- [64] Attix, FH, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Wiley-Interscience.(1986).
- [65] T. Behnke, P. Hüntemeyer, A. Oh, J. Steuerer, A. Wagner, W. Zeuner, Nucl. Instrum. Meth. A 414 (1998) 340.
- [66] P. J. Sellin, A. Galbiati, Appl. Phys. Lett. 87 (2005) 093502.
- [67] V. S. Vavilov, V. V. Krasnopevtsev, Y. V. Milijutin, A. E. Gorodetsky, A. P. Zakharov, Radiation Effects 22 (1974) 141.
- [68] J. J. Hauser, J. W. Rodgers, Appl. Phys. Lett. 30 (1977) 129.
- [69] Y. G. Chen, Y.G. Chen, M. Hasegawa, H. Okushi, S. Koizumi, H. Yoshida, T. Sakai, N. Kobayashi, Diamond Relat. Mater. 11 (2002) 451.

- [70] H. Weishart, V. Heera, F. Eichhorn, B. Pécz, Á. Barna, W. Skorupa, J. Appl. Phys. 94 (2003) 1195.
- [71] Y. Avigal, V. Richter, B. Fizgeer, C. Saguy, R. Kalish, Diamond Relat. Mater. 13 (2004) 1674.
- [72] G. Kovach, H. Csorbai, G. Dobos, A. Karacs, G. Pető, Materials Science, Testing and Informatics II 473-474 (2005)123.
- [73] R. Walker, S. Praver, D.N. Jamieson, K.W. Nugent, R. Kalish, Appl. Phys. Lett. 71 (1997)1492.
- [74] S. M. Pimenov, G. A. Shafeev, V. A. Laptev, E. N. Loubnin, Appl. Phys. Lett. 64 (1994) 1935.
- [75] C. Z. Wang, K. M. Ho, M. D. Shirk, P. A. Molian, Phys. Rev. Lett. 85 (2000) 4092.
- [76] Fowler, J.F., 1971. Br. J. Radiol. 44, 81-90.
- [77] K. Ueda, M. Kasu, Y. Yamauchi, T. Makimoto, M. Schwitters, D. J. Twitchen, G.A. Scarsbrook, IEEE Electron Device Letters 27 (2006) 570.
- [78] Y. G. Chen, M. Ogura, H. Okushi, N. Kobayashi, Diamond Relat. Mater. 12 (2003) 1340.
- [79] A. Fidanzio, L. Azario, P. Viola, P. Ascarelli, E. Cappelli, G. Conte, and A. Piermattei, "Photon and electron beam dosimetry with a CVD diamond detector," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol. 524, no. 1, pp. 115–123, May 2004.

# Ringraziamenti

---

Ringrazio per l'importante supporto scientifico e tecnologico l'istituto nazionale di metrologia per le radiazioni ionizzanti (INMRI) dell'ENEA, Centro Ricerche Casaccia dove sono state effettuate tutte le misure dosimetriche nel fascio Co-60. Inoltre, un ringraziamento va anche all'Università degli Studi Roma Tre, dove sono stati studiati i substrati di diamante e svolte le caratterizzazioni propedeutiche del materiale e dei dispositivi realizzati. Un sentito ringraziamento è dovuto ai responsabili scientifici degli ospedali San Filippo Neri e Policlinico Umberto I per il tempo macchina concesso per condurre le analisi sui loro acceleratori clinici consentendo la raccolta di dati scientifici fondamentali ai fini di questa attività. Il lavoro di dottorato è stato sostenuto da una borsa di studio dell'ENEA e del laboratorio S2DEL (Solid State and Diamond Electronics Lab) di Roma Tre.

Spadaro Stefano