



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea in:
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

Tesi di Laurea:

**Controllo giornaliero del rendimento di un LINAC: verifica della
stabilità nel tempo e confronto di differenti metodologie**

**Daily quality assurance of LINAC output: stability check over
time and comparison of different methodologies**

Candidato:
Marco Santalucia

Relatore:
Prof. Marco Valenti

Anno Accademico 2024-2025

INTRODUZIONE

ABSTRACT

Il presente lavoro di tesi si propone di valutare criticamente l'affidabilità e la sensibilità clinica del sistema automatizzato *Machine Performance Check* (MPC) implementato sugli acceleratori lineari Varian TrueBeam. L'obiettivo dello studio è validare l'impiego dell'algoritmo basato *sull'electronic portal imaging device* (EPID) come strumento di controllo di qualità quotidiano, confrontando i suoi log con misurazioni dosimetriche indipendenti. L'analisi longitudinale, condotta monitorando tre differenti acceleratori su un ampio arco temporale, ha previsto l'incrocio dei dati dell'MPC con misure di output ottenute tramite camera a ionizzazione in fantoccio solido (RW3) e con misurazioni del profilo spaziale effettuate mediante matrice a camere a ionizzazione. I risultati hanno evidenziato la formidabile capacità dell'MPC di tracciare fedelmente le fluttuazioni relative e le derive hardware (come lo sbandamento fisiologico delle camere monitor), svincolando inoltre le variazioni di erogazione dalla stabilità geometrica del fascio. Dall'analisi statistica con metodo Bland-Altman è emersa tuttavia la presenza di scostamenti sistematici che risultano fortemente legati alle condizioni di setup durante l'acquisizione dei valori di riferimento iniziali: questo aspetto ci conferma che lo strumento, allo stato attuale, non può sostituire le misurazioni dosimetriche assolute. Possiamo quindi dedurre che l'MPC si confermi un'ottima soluzione per il monitoraggio quotidiano della macchina, a patto che venga sempre inserito in un programma integrato di garanzia della qualità, supervisionato dal fisico medico e affiancato alla strumentazione dosimetrica tradizionale.

INDICE GENERALE

CAPITOLO 1: INQUADRAMENTO NORMATIVO E PRINCIPI DEL CONTROLLO DI QUALITÀ	5
1.1 Decreto Legislativo 101/2020	5
1.2 Linee guida internazionali: AAPM TG-142	5
1.3 Sfide dosimetriche e meccaniche della SBRT: il Report AAPM TG-101	6
1.4 Evoluzione tecnologica: dal CQ manuale all'MPC	7
CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI	9
2.1 Acceleratore lineare Varian TrueBeam: architettura di sistema e innovazione digitale.....	9
2.1.1 Il sistema di controllo sincronizzato "Maestro".....	9
2.1.2 Integrazione nativa dell'imaging e geometria isocentrica.....	10
2.1.3 Sicurezza attiva e sistema di interlock distribuito	11
2.1.4 Sistema di iniezione elettronica e accelerazione a radiofrequenza.....	11
2.1.5 Trasporto magnetico e conversione fotonica nella testata radiogena	13
2.2 Sistema Machine Performance Check (MPC)	15
2.2.1 Fantoccio di calibrazione IsoCal: metrologia e geometria proiettiva.....	16
2.2.2 Principio di retroproiezione per le verifiche geometriche	17
2.2.3 Parametri analizzati	18
2.2.4 Rilevatore EPID (Electronic Portal Imaging Device).....	19
2.2.5 Schermo scintillatore in gadolinio.....	20
2.2.6 Matrice di fotodiodi in silicio amorfo (a-Si).....	21
2.2.7 L'elettronica di lettura a matrice attiva (TFT)	21
2.2.8 Limiti fisici e dinamiche di degradazione dell'EPID	22
2.3 Sistema di dosimetria RW3 (riferimento esterno)	25
2.3.1 Setup geometrico per le misurazioni di riferimento.....	26
2.3.2 Rivelatori ed elettrometro	27

2.4	Protocollo di misura e analisi dati	27
2.5	Procedura operativa giornaliera del TSRM	28
2.5.1	Controllo dosimetrico periodico: verifica manuale con fantoccio RW3	28
2.5.2	Controllo quotidiano: routine mattutina mediante MPC	29
2.6	Strumentazione indipendente per i controlli giornalieri: PTW quickcheck	30
2.7	Protocollo operativo per l'acquisizione giornaliera con quickcheck	31
2.8	Disegno dello studio e protocollo di analisi	32
2.8.1	Protocollo di acquisizione ed estrazione dati	32
2.8.2	Elaborazione dati	33
2.8.3	Metodologia di analisi statistica e validazione	33
3	CAPITOLO 3: RISULTATI	36
3.1	Validazione dosimetrica: accordo tra MPC e misurazioni assolute (RW3).....	36
3.1.1	Analisi multienergetica	39
3.1.2	Analisi longitudinale dei fasci ad alto dose-rate (6 MV FFF).....	40
3.1.3	Analisi longitudinale dei fasci ad alta energia (10 MV e 10 MV FFF)	41
3.2	Analisi statistica di concordanza: test T di Student e metodo Bland-Altman.....	43
3.2.1	Analisi statistica globale e l'effetto di compensazione	46
3.3	Analisi comparativa delle energie (fotoni)	49
3.3.1	Analisi della stabilità: energia di riferimento (6 MV)	49
3.3.2	Analisi della stabilità: alte energie standard (10 MV, 15 MV)	53
3.3.3	Analisi dei fasci ad alto rateo di dose (modalità FFF):	55
3.3.4	Razionale fisico: rateo di dose, SNR e statistica fotonica	55
3.3.5	Confronto dosimetrico per l'energia 6 MV FFF	56
3.3.6	Confronto dosimetrico per l'energia 10 MV FFF	58
3.4	Approfondimento fisico: effetto di "trap filling"	59
3.5	Analisi della stabilità spaziale: uniformità del profilo del fascio.....	60
3.5.1	Il parametro di uniformità nell'algorithm MPC	60

3.5.2 Confronto longitudinale sull'uniformità (6 MV)	61
3.5.3 Interpretazione fisica	62
3.5.4 Confronto tra MPC e misurazioni giornaliere (quickcheck)	64
CAPITOLO 4: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI	66
4.1 Sintesi dell'indagine	66
4.2 Limiti dello studio e prospettive future	67
4.3 Conclusione finale	67
BIBLIOGRAFIA	69
RINGRAZIAMENTI	71

CAPITOLO 1: INQUADRAMENTO NORMATIVO E PRINCIPI DEL CONTROLLO DI QUALITÀ

1.1 Decreto Legislativo 101/2020

In Italia, la radioprotezione e la sicurezza nell'uso delle radiazioni ionizzanti sono regolate dal **D.Lgs 101/2020** [1], che ha recepito la direttiva europea EURATOM 2013/59. L'articolo cruciale per il tecnico di radiologia (TSRM) e per il fisico medico è l'**Art. 162**, che obbliga le strutture sanitarie a implementare "programmi di garanzia della qualità". La legge stabilisce che tutte le apparecchiature radiologiche debbano essere sottoposte a:

- Prove di accettazione prima dell'uso clinico.
- Prove di funzionamento (costanza) con periodicità regolare.

Il mancato rispetto di questi controlli comporta sanzioni penali e amministrative, oltre a mettere a rischio il paziente.

1.2 Linee guida internazionali: AAPM TG-142

Mentre la legge italiana stabilisce la necessità dei controlli, le linee guida scientifiche ci indicano come essi vadano eseguiti per tutelare il paziente e tutti gli operatori coinvolti nell'utilizzo dei macchinari. Il riferimento mondiale per gli acceleratori lineari è il **report task group 142 (TG-142)** [2] dell'American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Il TG-142 ha rivoluzionato il controllo di qualità introducendo tabelle di tolleranza differenziate in base all'uso della macchina:

- **Macchine Non-IMRT:** tolleranze più ampie (output $\pm 3\%$).
- **Macchine IMRT/VMAT:** tolleranze strette (output $\pm 2\%$ o 3% a seconda del test).
- **Macchine per stereotassi (SRS/SBRT):** tolleranze strettissime (Isocentro < 1 mm). Il TrueBeam oggetto di questa tesi rientra nella categoria SRS, richiedendo quindi i controlli più rigorosi possibili.

1.3 Sfide dosimetriche e meccaniche della SBRT: il Report AAPM TG-101

Per comprendere appieno la necessità di un sistema di QA quotidiano avanzato come l'MPC, è fondamentale analizzare i requisiti tecnici imposti dai moderni trattamenti ablativi. Il report *Task Group 101* (TG-101) [3] dell'AAPM rappresenta il documento di consenso internazionale per la gestione clinica, fisica e dei controlli di qualità della terapia stereotassica.

Ciò che caratterizza veramente la SBRT rispetto alla radioterapia tradizionale è il ricorso a un ipofrazionamento spinto. In pratica, l'intera dose prescritta viene somministrata in pochissime sedute (di solito tra 1 e 5), sfruttando ratei di dose altissimi. Guardando la cosa dal punto di vista radiobiologico, l'obiettivo di questo schema è spingere al massimo la dose biologicamente efficace (la BED), che si ricava dalla nota formula del modello lineare-quadratico:

$$BED = n \cdot d \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right)$$

dove n è il numero delle frazioni, d è la dose per singola seduta e α/β rappresenta la sensibilità del tessuto al frazionamento.

Lavorare con valori di BED così alti, tuttavia, riduce quasi a zero il nostro margine di errore clinico. Come ricordato dal protocollo TG-101, per evitare gravi tossicità ai tessuti sani adiacenti dobbiamo garantire una conformazione perfetta della dose sul target, unita a un *fall-off* estremamente rapido appena fuori dal volume bersaglio. È proprio per reggere questo delicato equilibrio radiobiologico che le specifiche hardware richieste ai moderni acceleratori lineari sono diventate così estreme e stringenti.

Da questa premessa radiobiologica derivano le stringenti richieste hardware imposte agli acceleratori lineari. Il TG-101 stabilisce che i programmi di *quality assurance* per macchine dedicate alla stereotassi debbano garantire e certificare, su base quotidiana:

- La coincidenza spaziale tra l'isocentro radiologico (definito dal fascio di trattamento) e l'isocentro meccanico (definito dall'intersezione degli assi di rotazione di gantry, collimatore e lettino), con tolleranze rigorosamente inferiori ad 1 mm.
- La totale congruenza tra l'isocentro del sistema di *imaging* di bordo (kV e CBCT) e l'isocentro di trattamento (MV), per evitare il rischio di un disallineamento durante la fase di IGRT.
- L'assoluta precisione degli spostamenti del lettino robotico, compensando le fisiologiche flessioni meccaniche del gantry indotte dalla gravità durante le rotazioni dell'arco.

In condizioni cliniche ideali, l'isocentro è un punto geometrico adimensionale. Nella realtà meccanica di un LINAC pesante svariate tonnellate, l'isocentro descrive un volume sferico entro il quale il fascio "vibra" durante la rotazione. Il compito del controllo di qualità mattutino non è solo accertarsi che il fascio eroghi la dose corretta ma assicurarsi che questa sfera di incertezza meccanica non superi mai il millimetro di raggio.

È evidente come l'esecuzione manuale di test di tale complessità geometrica (come il test di Winston-Lutz) richieda un impegno temporale incompatibile con la fluidità clinica quotidiana, rendendo l'adozione di un sistema automatizzato ad altissima sensibilità spaziale e dosimetrica, quale l'algoritmo MPC, non più una semplice comodità operativa, ma una necessità clinica ineludibile.

1.4 Evoluzione tecnologica: dal CQ manuale all'MPC

Tradizionalmente, i controlli giornalieri venivano eseguiti posizionando manualmente dispositivi sulla macchina (piastre con diodi, fantocci cubici). Questa procedura presentava due limiti:

1. **Variabilità operatore-dipendente:** il risultato dipendeva da come il TSRM montava il fantoccio ed eseguiva le misurazioni
2. **Tempo:** richiedeva circa 20-30 minuti ogni mattina. L'introduzione di sistemi integrati come l'MPC (basati sull'Electronic Portal Imaging

Device o EPID) ha permesso di automatizzare queste misure, riducendo il tempo a <10 minuti e migliorando la riproducibilità geometrica [4, 5], come dimostrato nei capitoli sperimentali di questa tesi.

L'avanzamento tecnologico che ha caratterizzato la radioterapia moderna ha radicalmente trasformato l'approccio al trattamento oncologico. L'implementazione su larga scala di tecniche a modulazione di intensità, l'adroterapia e, in particolare, la radioterapia stereotassica ha permesso di erogare dosi biologicamente efficaci estremamente elevate in un numero ridotto di frazioni. Se da un lato ciò ha massimizzato il controllo tumorale riducendo la tossicità sui tessuti sani, dall'altro ha imposto standard di precisione meccanica e dosimetrica senza precedenti per gli acceleratori lineari (LINAC). Le linee guida internazionali [2, 3] impongono una coincidenza rigorosamente sub-millimetrica tra l'isocentro radiologico e quello meccanico. A causa dei gradienti di dose estremamente ripidi che caratterizzano la stereotassi, sbagliare l'allineamento di oltre 1 mm significa infatti incorrere in gravi errori di *targeting*, compromettendo la copertura del bersaglio e rischiando potenzialmente di colpire gli organi a rischio adiacenti. Tutta questa precisione ha però un costo pratico: ecco perché le tradizionali procedure di *quality assurance* quotidiana, essendo per lo più manuali e operatore-dipendenti, si sono progressivamente trasformate nel vero collo di bottiglia del flusso di lavoro. I controlli mattutini tradizionali, pur essendo il gold standard per accuratezza, richiedono un notevole dispendio di tempo e risorse umane prima dell'inizio dei trattamenti. È nata pertanto l'esigenza clinica di sviluppare sistemi di auto-diagnostica integrati, capaci di garantire la medesima affidabilità dei controlli manuali ma con tempistiche compatibili con la moderna routine ospedaliera

CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI

2.1 Acceleratore lineare Varian TrueBeam: architettura di sistema e innovazione digitale

L'infrastruttura tecnologica alla base della raccolta dati del presente studio è rappresentata dalla piattaforma TrueBeam, sviluppata da Varian Medical Systems. Da un punto di vista storico e ingegneristico, il TrueBeam non costituisce un semplice aggiornamento incrementale rispetto ai precedenti acceleratori della serie Clinac (quali il Clinac iX o il Trilogy), bensì rappresenta una riprogettazione radicale e nativa dell'intera architettura radioterapica [6-8]. Questa transizione segna il definitivo passaggio da un'elettronica di tipo ibrido analogico-digitale a un ecosistema di controllo interamente digitale e centralizzato.

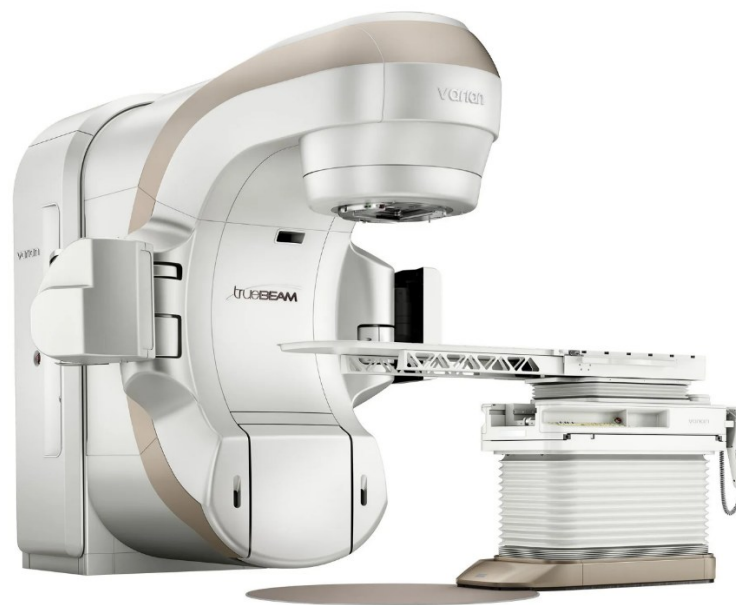


Figura 1 – Immagine di un acceleratore lineare Varian TrueBeam: si possono notare il gantry, il lettino di trattamento robotizzato e i bracci telescopici per l'Imaging a bordo (kV e MV).

2.1.1 Il sistema di controllo sincronizzato "Maestro"

Il divario tecnologico più rilevante rispetto alle macchine di precedente generazione risiede nel sistema di orchestrazione proprietario denominato *Maestro* [6]. Nei vecchi acceleratori, i vari sottosistemi hardware (la console di erogazione del fascio, il sistema di *imaging* OBI, la cinematica del lettino

e il collimatore multilamellare) erano moduli sostanzialmente indipendenti che comunicavano tra loro in modo asincrono. Questo generava una latenza di comunicazione ineliminabile, tollerabile per i trattamenti conformazionali standard ma limitante per l'erogazione di terapie dinamiche complesse.

L'architettura *Maestro* del TrueBeam, al contrario, si basa su un network a nodi distribuiti ad altissima velocità: ogni singolo componente vitale della macchina possiede un microprocessore dedicato che invia e riceve feedback dal nodo centrale con una frequenza di campionamento esatta di 10 millisecondi (100 Hz). Questa sincronizzazione temporale continua e deterministica vincola rigidamente la posizione cinematica degli assi (rotazione del *gantry*, movimento del lettino, posizione di ogni singola lamella del collimatore) alla dose istantanea erogata. È proprio questa assenza di latenza che ha permesso l'introduzione dei fasci FFF (*Flattening Filter Free*) ad altissimo rateo di dose (fino a 2400 UM/min): l'MLC e il gantry riescono a muoversi in perfetta coordinazione con un flusso di fotoni massivo senza mai perdere l'allineamento.

2.1.2 Integrazione nativa dell'imaging e geometria isocentrica

Mentre nei sistemi precedenti la diagnostica a bordo (IGRT) veniva aggiunta come un *hardware bolt-on* (imbullonato a posteriori sulla struttura esistente), nel TrueBeam i bracci robotici kV e MV sono integrati nel telaio primario fin dalla fusione del metallo. I recettori d'immagine, tra cui il pannello in silicio amorfo aS1200 impiegato per le letture MPC di questo studio, sono supportati da bracci telescopici in fibra di carbonio e kevlar, progettati per ridurre al minimo il sag (la flessione meccanica dovuta alla forza di gravità) durante le rotazioni.

La calibrazione geometrica non si affida più a regolazioni meccaniche manuali soggette a usura, ma viene gestita algebricamente: il sistema mappa l'impercettibile flessione gravitazionale del *gantry* per ogni singolo grado di rotazione e la corregge in tempo reale tramite micro-aggiustamenti

dei bracci robotici, garantendo che l'isocentro radiologico (MV) e quello di *Imaging* (kV) coincidano con una deviazione massima spaziale inferiore al millimetro (come richiesto dalle stringenti normative SBRT [2, 3]).

2.1.3 Sicurezza attiva e sistema di interlock distribuito

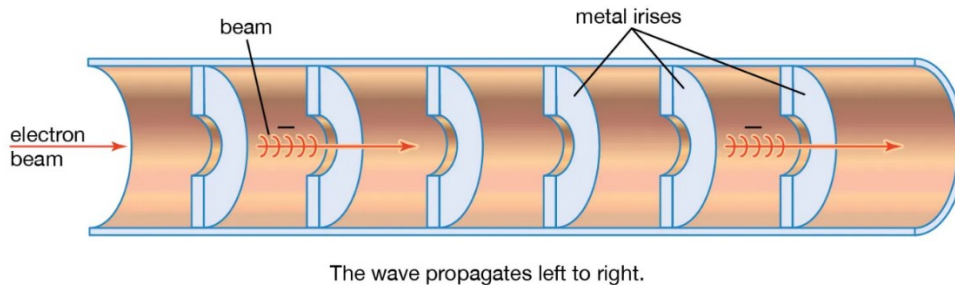
La potenza del TrueBeam e la complessità delle sue erogazioni dinamiche hanno richiesto una totale riscrittura dei protocolli di sicurezza. Il sistema di *interlock* non è più gestito da un singolo interruttore di fine corsa, ma sfrutta la natura a "nodi" dell'architettura *Maestro*. Se un qualsiasi componente della catena radiogena (una lamella MLC che rallenta, una variazione di temperatura nella guida d'onda, o un calo di simmetria registrato dalle camere monitor) rileva uno scostamento rispetto al piano di cura originale superiore alle tolleranze ammesse, il nodo segnala l'anomalia. L'architettura impone che il fascio radiante venga abbattuto e il sistema bloccato in un tempo di risposta nell'ordine dei decimi di secondo, proteggendo il paziente e cristallizzando i dati di log, rendendo possibile l'analisi retrospettiva di QA quotidiana di cui il software MPC è la massima espressione clinica.

2.1.4 Sistema di iniezione elettronica e accelerazione a radiofrequenza

La generazione del fascio clinico inizia nella sezione di stativo dell'acceleratore, in un ambiente mantenuto in condizioni di ultra-alto vuoto (dell'ordine di 10^{-8} Torr) per prevenire l'interazione prematura e la dispersione delle particelle con le molecole di gas atmosferico.

Il processo di genesi dei portatori di carica è affidato al cannone elettronico, un dispositivo termoionico con design a geometria di Pierce. Il nucleo del cannone è costituito da un catodo in tungsteno drogato, riscaldato elettricamente fino a temperature prossime ai 1000°C. A tale soglia termica, l'agitazione reticolare del metallo supera il lavoro di estrazione del materiale, provocando l'emissione spontanea di elettroni per

effetto termoionico (**legge di Richardson-Dushman**). Un anodo forato, sottoposto a una tensione pulsata, estrae questi elettroni formandoli in un fascio filiforme e iniettandoli nella struttura acceleratrice con un'energia cinetica iniziale di circa 50 keV.



© Encyclopædia Britannica, Inc.

Figura 2 - Dettaglio della sezione di iniezione e accelerazione: nello schema sono ben visibili il cannone elettronico e la serie di cavit  risonanti che compongono la guida d'onda.

L'accelerazione relativistica degli elettroni avviene all'interno della guida d'onda, una complessa struttura in rame puro lavorata al tornio, costituita da una serie di cavit  risonanti accoppiate. Il TrueBeam utilizza una guida d'onda a onda stazionaria, all'interno della quale viene iniettata un'onda elettromagnetica a radiofrequenza (RF) generata da un Klystron ad alta potenza. Le microonde (operanti in Banda S, a circa 2998 MHz) instaurano all'interno della guida gradienti di campo elettrico assiale estremamente intensi.

Il processo di accelerazione   intimamente legato alla geometria delle cavit : le prime celle della guida agiscono da sezione di *bunching* (o raggruppamento). Qui, gli elettroni continui provenienti dal cannone vengono "impacchettati" in densi cluster spaziali, in modo che viaggino esattamente in fase con le creste positive dell'onda elettromagnetica. Nelle cavit  successive, viaggiando a velocit  prossime a quelle della luce, l'energia fornita dalla radiofrequenza non si traduce in un aumento di velocit  macroscopico, bens  in un incremento della massa relativistica e, conseguentemente, dell'energia cinetica del pacchetto elettronico. Il fascio primario emerge dalla guida d'onda con un diametro di pochi millimetri,

un'energia definita (es. 6, 10 o 15 MeV) e una dispersione energetica limitata.

2.1.5 Trasporto magnetico e conversione fotonica nella testata radiogena

Nei moderni acceleratori lineari ad uso medico, per ragioni di isocentrismo e ingombro strutturale, la guida d'onda è disposta orizzontalmente all'interno del gantry. Di conseguenza, il "pennello" di elettroni ad alta energia in uscita deve essere deviato ortogonalmente verso il lettino di trattamento. Nel TrueBeam, questa funzione è svolta da un magnete deflettore acromatico a 270°.

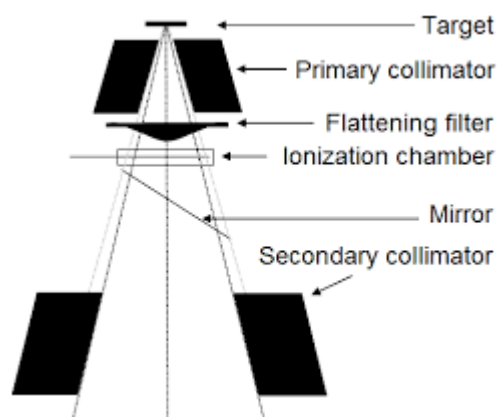


Figura 3 – Schema riassuntivo della testata di un acceleratore lineare.

La scelta ingegneristica di un angolo a 270° (rispetto a un più semplice 90°) risiede nella sua capacità di agire come un purificatore energetico e spaziale. Sfruttando la **forza di Lorentz**, il campo magnetico devia la traiettoria degli elettroni in base alla loro energia cinetica. All'interno del percorso magnetico sono posizionate delle fenditure spaziali in rame: elettroni con energia leggermente superiore o inferiore a quella nominale avranno raggi di curvatura errati e verranno assorbiti dalle pareti. Di conseguenza, dal magnete curvante riescono a emergere soltanto gli elettroni con la corretta selezione energetica, i quali vanno a convergere su una macchia focale di dimensioni inferiori al millimetro. Monitorare la

stabilità spaziale di questo punto di fuoco è essenziale, tanto che il sistema MPC lo utilizza come parametro cardine per quantificare l'eventuale *beam center shift*. Una volta deviato, il fascio entra nella testata radiogena vera e propria e va a impattare contro il bersaglio, innescando la generazione di fotoni X; per reggere l'urto termico, questo bersaglio di conversione è realizzato con una struttura composita in tungsteno e rame, ed è costantemente raffreddato a liquido per smaltire le altissime temperature raggiunte. La collisione degli elettroni ultrarelativistici contro il nucleo degli atomi ad alto Z genera uno spettro continuo di radiazione di frenamento (*Bremsstrahlung*).

È fondamentale ricordare che l'efficienza della produzione di fotoni per radiazione di frenamento (f) cresce linearmente con l'energia cinetica massima degli elettroni incidenti (E) e con il numero atomico del materiale bersaglio (Z), secondo la relazione approssimata:

$$f \approx 3.5 \times 10^{-4} Z E$$

La restante frazione di energia (superiore al 95%) viene convertita in calore e dispersa dal sistema di *chiller* della macchina. Appena generato, questo fascio fotonico primario possiede uno spettro energetico decisamente eterogeneo, dove il valore di picco coincide con l'energia nominale del LINAC. Dal punto di vista spaziale, inoltre, l'emissione risulta fortemente asimmetrica, concentrando quasi tutta l'intensità lungo l'asse centrale. È proprio per correggere questo sbilanciamento e ottenere un'erogazione clinica omogenea che entra in gioco il filtro peregatore: questa struttura conica, alloggiata su un apposito carosello motorizzato, va ad attenuare selettivamente la regione centrale più calda del fascio, restituendoci alla fine un profilo di dose piatto e regolare. Come già anticipato, l'architettura TrueBeam permette la rimozione selettiva di tale filtro (modalità FFF). Oltre ad aumentare vertiginosamente il rateo di dose fotonico l'assenza del filtro peregatore riduce drasticamente l'effetto di

"indurimento" del fascio e minimizza la produzione di fotoni di *scatter* dalla testata, migliorando il contrasto nelle acquisizioni di *Imaging* portale.

Per il presente studio sono stati utilizzati tre acceleratori lineari Varian TrueBeam™ (Varian Medical Systems). Si tratta di un sistema integrato per la radioterapia a fasci esterni guidata dalle immagini (IGRT) e per la radiochirurgia.

Le macchine in dotazione presso il reparto di Radioterapia sono equipaggiate per erogare una vasta gamma di fasci. Nello specifico, per le misurazioni oggetto di questa tesi e per validare le prestazioni del sistema, sono state prese in considerazione le seguenti energie fotoniche:

- **Fasci clinici standard:** 6 MV, 10 MV, 15 MV.
- **Fasci ad alta intensità FFF (Flattening Filter Free):** 6 MV FFF, 10 MV FFF, dedicati ai trattamenti stereotassici.
- **Fasci per imaging a megavoltaggio:** 2.5 MV, fascio non spianato ad alto contrasto.

Il sistema di collimazione del fascio è costituito da un collimatore multilamellare (MLC) modello **Millennium 120** e **MLC HD**. Questo sistema permette la conformazione dinamica del campo di radiazione in tecniche complesse.

Elemento fondamentale per lo studio in esame è il sistema di imaging integrato. Il TrueBeam dispone di un sistema **OBI (On-Board Imager)** per l'imaging kV e, cruciale per l'utilizzo del software MPC, di un pannello a schermo piatto in silicio amorfo (a-Si) per l'imaging a megavoltaggio. È proprio sfruttando la geometria e la risposta di questo pannello MV che il sistema MPC è in grado di effettuare i controlli di stabilità del fascio e geometrici senza l'ausilio di fantocci esterni.

2.2 Sistema Machine Performance Check (MPC)

Per rispondere all'esigenza di un QA quotidiano rapido, automatizzato e indipendente dall'operatore, Varian Medical Systems ha introdotto il sistema

Machine Performance Check (MPC) [9-11], nativamente integrato nell'architettura degli acceleratori della serie TrueBeam. L'MPC è progettato per eseguire una valutazione simultanea dei parametri dosimetrici e geometrico-meccanici della macchina in meno di cinque minuti, sfruttando i recettori d'immagine digitali di bordo (EPID) sia in classe kV che MV. La sensibilità di questo strumento è stata oggetto di validazioni indipendenti in letteratura [12, 13].

Il cuore hardware di questo sistema di calibrazione è il fantoccio **IsoCal** (Isocenter Calibration phantom).

2.2.1 Fantoccio di calibrazione IsoCal: metrologia e geometria proiettiva

Il sistema MPC basa l'intera architettura dei suoi controlli dosimetrici e geometrico-meccanici sull'interazione del fascio primario con uno specifico dispositivo fisico: il fantoccio IsoCal (*isocenter calibration phantom*). Questo strumento non è un semplice attenuatore, ma un vero e proprio calibro metrologico tridimensionale, progettato per fornire al sistema *Maestro* un sistema di riferimento spaziale assoluto e invariante.

Dal punto di vista costruttivo, l'IsoCal si presenta come un cilindro cavo, avente un diametro e una lunghezza di 23 cm, realizzato in materiale acrilico e fibra di carbonio per garantire un'elevata stabilità termomeccanica e una bassa attenuazione del fascio.

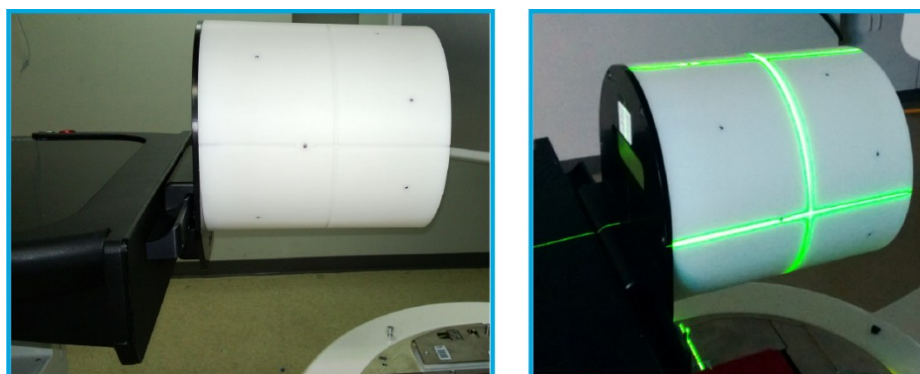


Figura 4 - Immagine del fantoccio di calibrazione IsoCal. Si può notare chiaramente la disposizione asimmetrica delle sedici sfere in carburo di tungsteno, le cui coordinate vengono utilizzate dall'algoritmo MPC per la verifica dell'isocentro.

Il cuore metrologico del dispositivo è costituito da **16 sfere di precisione** (*ball bearings* o BBs) del diametro di 4 mm, annegate all'interno della struttura cilindrica e disposte secondo un pattern geometrico tridimensionale asimmetrico e rigidamente noto in fase di fabbricazione. Queste sfere sono realizzate in **carburo di tungsteno** (WC). La scelta di questo materiale è dettata dal suo elevatissimo numero atomico effettivo e dalla sua densità (circa 15.6 g/cm³), caratteristiche che garantiscono un contrasto radiografico estremo sia per i fotoni di classe diagnostica (kV) sia per le alte energie terapeutiche (MV), rendendo i marker inequivocabilmente identificabili dall'algoritmo di *pattern recognition* del sistema.

Il fantoccio viene ancorato rigidamente al lettino di trattamento (couch) tramite un supporto a incastro dedicato, progettato per azzerare i gradi di libertà spaziali indesiderati. Prima dell'avvio della procedura MPC, il TSRM o il Fisico Medico allinea un contrassegno inciso sulla superficie del fantoccio con i laser ambientali della sala, definendo il punto zero da cui il TrueBeam avvierà la sua sequenza automatizzata.

2.2.2 Principio di retroproiezione per le verifiche geometriche

L'eleganza matematica del sistema IsoCal risiede nel modo in cui l'algoritmo elabora le immagini. Durante l'esecuzione del QA, l'acceleratore acquisisce molteplici radiografie planari a diversi angoli di *gantry* e di collimatore.

Il software di bordo estrae le coordinate bidimensionali (u, v) dei 16 marker in tungsteno proiettati sul pannello EPID. Conoscendo a priori l'esatta matrice tridimensionale (x, y, z) delle sfere all'interno del cilindro, il sistema applica una serie complessa di trasformazioni matriciali di retroproiezione spaziale.

Questo calcolo permette di determinare matematicamente l'esatta posizione dell'isocentro radiologico tridimensionale, separandolo dalle inevitabili flessioni meccaniche dei bracci telescopici o del gantry. Se un

braccio cede di frazioni di millimetro per via della gravità, la proiezione delle sfere si sposta sull'EPID: l'algoritmo quantifica quello spostamento e lo corregge. È questo principio che garantisce la coincidenza isocentrica sub-millimetrica richiesta dalle normative AAPM TG-101 descritte nel Capitolo 1.

L'utilizzo dell'IsoCal non si limita però alle sole calibrazioni spaziali; questo fantoccio agisce infatti a tutti gli effetti come un attenuatore costante quando il sistema deve eseguire i controlli di *beam constancy* (ossia l'output e l'uniformità). All'atto pratico, durante le acquisizioni in MV, il fascio di radiazione viene fatto passare attraverso la sezione centrale prima di raggiungere il pannello aS1200; a quel punto, l'algoritmo calcola lo scarto tra il profilo di dose appena trasmesso e i valori di riferimento salvati in memoria. C'è un dettaglio tecnico che risulta cruciale per le conclusioni del nostro studio: l'IsoCal è un oggetto del tutto passivo, termodinamicamente inerte e che mantiene inalterata nel tempo la sua capacità di attenuare i fotoni; inoltre, a differenza dei rivelatori attivi, non può andare in saturazione e ignora completamente le variazioni microclimatiche o di temperatura all'interno del bunker. Ne consegue che eventuali fluttuazioni improvvise o derive erratiche registrate dal sistema MPC non possono in alcun modo essere imputate a variazioni del fantoccio, ma devono obbligatoriamente essere ricercate in un'instabilità della catena di generazione del fascio o nell'elettronica di lettura a stato solido dell'EPID.

2.2.3 Parametri analizzati

La procedura MPC, che ha una durata di circa 5-10 minuti, esegue in sequenza automatica i seguenti controlli:

1. **Costanza del fascio (o controllo dosimetrico):** il sistema utilizza il pannello EPID a mega voltaggio per misurare la costanza dell'output e l'uniformità del fascio per tutte le energie fotoniche ed elettroniche disponibili, verificando inoltre anche lo spostamento del centro del fascio rispetto al riferimento originale.

2. **Isocentro:** verifica la dimensione dell'isocentro di rotazione (la sfera ideale in cui si intersecano gli assi di rotazione del gantry, del collimatore e del lettino) e la coincidenza tra isocentro di trattamento (MV) e isocentro di imaging (kV).
3. **Collimazione:** verifica la precisione di posizionamento delle singole lamelle del MLC e delle ganasce metalliche includendo test specifici per valutare il gioco meccanico delle lamelle durante il movimento.
4. **Posizionamento:** controlla l'accuratezza della rotazione del gantry, del Collimatore e i movimenti traslazionali e rotazionali del lettino di trattamento

I risultati vengono restituiti con un codice cromatico (verde: entro le tolleranze; giallo: attenzione; rosso: fuori tolleranza/interlock) e salvati nel database di sistema per l'analisi delle tendenze nel tempo.

2.2.4 Rilevatore EPID (Electronic Portal Imaging Device)

L'acquisizione dei dati dosimetrici e geometrici per il sistema MPC è demandata all'EPID (*electronic portal imaging device*), un recettore d'immagine digitale a pannello piatto. Sugli acceleratori della piattaforma TrueBeam oggetto di questo studio, il recettore in dotazione è il modello Varian aS1200, un dispositivo a stato solido basato su tecnologia a silicio amorfo (a-Si).

A differenza delle camere a ionizzazione, che misurano la carica prodotta dalla ionizzazione di un gas, l'EPID è un rivelatore indiretto: i fotoni incidenti ad alta energia non vengono misurati direttamente, ma subiscono una doppia conversione di stato (da fotoni X a fotoni visibili, e da fotoni visibili a carica elettrica) attraverso un'architettura hardware multistrato.



Figura 5 - Architettura multistrato del recettore a pannello piatto (EPID). È visibile la stratificazione interna composta dalla piastra di build-up in rame, lo scintillatore in ossisolfuro di gadolinio e la matrice attiva di fotodiodi in silicio amorfo.

2.2.5 Schermo scintillatore in gadolinio

Il primo strato attivo che il fascio radiante incontra è lo scintillatore. I fotoni di mega voltaggio possiedono un'energia troppo elevata per interagire in modo efficiente con il sottile strato di silicio sottostante ed attraverserebbero quindi il pannello senza depositare sufficiente energia. Pertanto, il pannello è accoppiato a uno schermo di conversione costituito da **ossisolfuro di gadolinio drogato al terbio** ($Gd_2O_2S:Tb$), un materiale ad alto numero atomico e ad alta densità.

Inoltre, al di sopra dello scintillatore, è posizionata una piastra di *build-up* in rame (spessa tipicamente 1 mm) con il duplice scopo di filtrare gli elettroni secondari contaminanti provenienti dalla testata e di fungere da mezzo di interazione primaria: i fotoni X interagiscono con il rame producendo elettroni ad alta energia per effetto Compton e produzione di coppie che penetrano nello scintillatore di gadolinio, eccitando gli atomi del reticolo. Tornando allo stato fondamentale, il terbio emette fotoni di luce visibile, con un picco di emissione nello spettro del verde (circa 545 nm).

2.2.6 Matrice di fotodiodi in silicio amorfo (a-Si)

La luce verde isotropa prodotta dallo scintillatore scende verso il secondo strato del pannello che costituisce la matrice di rivelazione vera e propria. Essa è composta da una griglia ad altissima risoluzione (1190 x 1190 pixel nell'aS1200, per un'area attiva di 40x40 cm) di fotodiodi p-i-n in **silicio amorfo idrogenato** (a-Si:H).

La scelta ingegneristica di utilizzare il silicio amorfo anziché quello cristallino (che viene comunemente utilizzato nei sensori fotografici commerciali) è dettata dalla sua immensa resistenza al danno da radiazione e dalla possibilità di fabbricare pannelli di grandi dimensioni a costi sostenibili. I fotoni visibili colpiscono lo strato intrinseco (i) del fotodiodo, cedendo la loro energia per generare coppie elettrone-lacuna: sotto l'effetto di un campo elettrico di polarizzazione inversa (tipicamente -5 V), le cariche migrano verso gli elettrodi opposti, accumulandosi sotto forma di carica elettrica statica proporzionale alla dose di radiazione assorbita in quel preciso pixel.

2.2.7 L'elettronica di lettura a matrice attiva (TFT)

Per estrarre la carica immagazzinata nei pixel del pannello, l'EPID sfrutta un'architettura a matrice attiva basata sulla tecnologia TFT (*thin film transistor*). In pratica, a ogni singolo fotodiodo viene abbinato un microscopico transistor a effetto di campo, il quale lavora esattamente come un interruttore elettronico. L'intera sequenza di lettura è gestita dal sistema Maestro del TrueBeam: poiché i transistor sono disposti a griglia, il circuito di controllo invia un impulso di tensione che attiva i TFT in modo sequenziale, una riga alla volta. Non appena questo 'interruttore' si chiude, la carica del fotodiodo si riversa lungo le linee di colonna fino a raggiungere gli amplificatori e i convertitori analogico-digitali (ADC) situati ai margini del rivelatore. Tutto questo processo si esaurisce in una frazione di secondo: è proprio tale velocità di campionamento a garantire all'MPC la capacità di

acquisire log video in tempo reale o di ricostruire immagini ad alta risoluzione durante l'erogazione di interi archi VMAT.

2.2.8 Limiti fisici e dinamiche di degradazione dell'EPID

Trattandosi del recettore finale della catena radiogena, le prestazioni dell'algoritmo MPC sono intrinsecamente e indissolubilmente vincolate alla salute fisica dell'EPID. La complessa architettura a stato solido precedentemente descritta non è immune all'usura; al contrario, è soggetta a fenomeni di degradazione non lineari e a limiti quantistici che giustificano le fluttuazioni dosimetriche studiate in questo elaborato. Per comprendere le anomalie registrate dal TrueBeam STX 2, è necessario analizzare nel dettaglio tre specifiche dinamiche fisiche:

- **Danno da radiazione a livello reticolare**

L'esposizione cronica ai fasci di megavoltaggio induce alterazioni irreversibili sia a livello macroscopico che microscopico. A livello macroscopico, la radiazione ionizzante ad alta energia degrada progressivamente la trasparenza ottica delle resine epossidiche utilizzate per accoppiare lo scintillatore alla matrice di fotodiodi, un fenomeno noto come *pixel coloring* (o imbrunimento ottico). Di conseguenza, questa opacizzazione va ad abbattere l'efficienza con cui i fotoni visibili verdi riescono a raggiungere il silicio sottostante. Se analizziamo il fenomeno su scala microscopica, ci accorgiamo che il bombardamento radiogeno provoca dei veri e propri difetti strutturali all'interno del silicio amorfo idrogenato: l'energia trasportata dai fotoni X e dagli elettroni secondari, infatti, è sufficiente a spezzare i fragili legami chimici tra silicio e idrogeno. Questo processo porta alla formazione dei cosiddetti legami pendenti, i quali iniziano a comportarsi come centri di ricombinazione non radiativa. Il risultato finale è un'inevitabile alterazione della resistività locale del materiale, che si traduce in una modifica della sensibilità dei singoli pixel.

Nella pratica clinica, questo degrado si manifesta come una "deriva fisiologica" a rampa (osservata e documentata nel presente studio): il pannello altera la sua efficienza di raccolta nel tempo, rendendo necessarie periodiche ricalibrizioni di *baseline* per azzerare l'errore sistematico accumulato.

- **Fenomeni di intrappolamento di carica: ghosting e lag**

Un limite intrinseco della tecnologia a silicio amorfo è la presenza di densità di stati localizzati all'interno della banda proibita del semiconduttore, dovuti alla natura disordinata del reticolo chimico che lo compone: quando il pannello viene irradiato, non tutte le coppie elettrone-lacuna generate vengono immediatamente raccolte dagli elettrodi ma una frazione di esse rimane intrappolata in questi stati energetici profondi.

Tali cariche intrappolate vengono rilasciate termicamente con costanti di tempo che possono variare da frazioni di secondo a svariati minuti dopo la fine dell'irradiazione. Questo fenomeno genera due artefatti distinti:

1. **Lag:** un segnale residuo che permane nei primissimi frame successivi all'irradiazione.
2. **Ghosting:** una variazione della sensibilità del pannello dipendente dalla sua storia radiologica recente (le cosiddette "immagini fantasma").

L'algoritmo MPC è programmato per applicare filtri digitali complessi volti a sottrarre matematicamente questa corrente di buio e l'effetto *ghosting*: tuttavia, se l'hardware è difettoso o se la concentrazione di difetti supera una soglia critica di compensazione, l'algoritmo fallisce, portando a letture fuori scala e innescando arresti ingiustificati.

- **Saturazione, rumore termico e rapporto segnale/rumore (SNR)**

L'aspetto fisico più cruciale per l'interpretazione dei dati di questa tesi riguarda la dipendenza del pannello dal flusso incidente. Il segnale utile raccolto dall'EPID è in competizione costante con il rumore di fondo del sistema (costituito dal rumore termico dei transistor e dalla fluttuazione statistica quantistica dei fotoni X, governata dalla statistica di Poisson).

L'affidabilità della lettura dipende interamente dal **rapporto segnale/rumore (SNR)**. Si evidenziano due possibilità antitetiche:

1. **Altissimi ratei di dose (es. modalità FFF a 2400 UM/min):** la generazione massiccia e pressoché istantanea di carica nel silicio produce un segnale talmente preponderante da rendere il rumore di fondo del tutto trascurabile. Questo massiccio bombardamento spinge il pannello verso la saturazione e, di fatto, "maschera" le micro-inefficienze di conduzione locale del silicio difettoso.
2. **Ratei di dose estremamente bassi (es. modalità imaging a 2.5 MV):** il flusso di fotoni incidenti è minimo e di conseguenza, il segnale primario generato è debolissimo. In un pannello integro, l'elettronica di amplificazione riesce a districare questo flebile segnale dal rumore ma in un pannello con difetti di cristallizzazione o derive termiche il rumore termico ed elettronico sovrasta drammaticamente il segnale utile (basso SNR): questo può portare il sistema MPC a produrre misurazioni percentuali completamente fuori scala nel tentativo di normalizzare un segnale "sporco".

Dal punto di vista pratico per il TSRM, affidare i controlli quotidiani all'EPID porta a un indiscutibile vantaggio clinico, poiché si azzera del tutto

l'errore umano legato al posizionamento dei fantocci esterni: Il pannello, infatti, è un elemento meccanicamente solidale al braccio dell'acceleratore. Questo dettaglio strutturale ci garantisce una geometria di acquisizione fissa e riproducibile al micron e di conseguenza, quando viene registrata una fluttuazione nei dati, si ha la certezza matematica che si tratti di una reale anomalia del fascio, e non di una banale imprecisione di setup da parte dell'operatore.

Proprio la natura "relativa" dei controlli dosimetrici MPC rende indispensabile la validazione incrociata con misurazioni assolute a camera a ionizzazione: trattandosi infatti di un'analisi basata sull'efficienza di raccolta di un recettore d'immagine a stato solido (il silicio amorfo del pannello EPID), l'MPC fotografa con estrema precisione l'andamento del fascio, ma resta vulnerabile al fisiologico degrado hardware del sensore stesso, rendendo essenziale lo studio longitudinale oggetto di questa tesi.

2.3 Sistema di dosimetria RW3 (riferimento esterno)

Per validare l'accuratezza e l'affidabilità del sistema automatizzato MPC, fulcro di questo studio, è stato necessario confrontare i suoi risultati con una misurazione dosimetrica indipendente, eseguita manualmente dal TSRM e dal fisico medico.

Da un punto di vista strettamente normativo, il "gold standard" internazionale per la determinazione della dose assorbita è dettato dal protocollo **IAEA TRS-398** [14]. Tale protocollo stabilisce che la misurazione di riferimento debba avvenire all'interno di un fantoccio ad acqua (water phantom). L'acqua distillata è il materiale d'elezione poiché, possedendo un numero atomico effettivo ($Z_{eff} \approx 7,4$) quasi identico a quello del tessuto muscolare umano, simula in modo ideale l'assorbimento e la diffusione dei fotoni a mega voltaggio.

Tuttavia, applicare il rigido standard del fantoccio ad acqua per la raccolta dei dati di questo studio comparativo sarebbe stato metodologicamente e clinicamente impraticabile. L'allestimento di una vasca ad acqua richiede

tempi prolungati per il posizionamento, il riempimento e la stabilizzazione termica, rendendolo uno strumento idoneo per le calibrazioni assolute annuali ma incompatibile con la necessità di effettuare controlli frequenti e ripetuti senza intralciare il normale flusso dei trattamenti radioterapici.

Per questo motivo, come standard di riferimento indipendente per questo studio, si è scelto di utilizzare il fantoccio solido acqua-equivalente **RW3 (Goettingen white water)** abbinato a una camera a ionizzazione cilindrica.

La scelta dell'**RW3** garantisce il miglior compromesso tra rigore scientifico e operatività clinica. Costituito da lastre di polistirene addizionato con circa il 2% di ossido di titanio (TiO_2), l'**RW3** replica esattamente la densità elettronica dell'acqua liquida. Questo ci ha permesso di ricreare le medesime condizioni di build-up e le stesse profondità di misurazione richieste dal protocollo TRS-398, ma con un vantaggio cruciale per lo studio: una riproducibilità geometrica del setup pressoché perfetta e tempi di esecuzione drasticamente ridotti.

Grazie all'**RW3** è stato possibile raccogliere un campione statistico ampio e robusto di misurazioni manuali (come illustrato nell'analisi dei risultati), creando una "baseline" solida e inattaccabile con cui confrontare le fluttuazioni registrate quotidianamente dal pannello EPID durante i test MPC

2.3.1 Setup geometrico per le misurazioni di riferimento

Per la raccolta dei dati dosimetrici manuali utilizzati come riferimento) in questo studio, è stato impiegato il fantoccio a lastre RW3 (PTW-Freiburg). Al fine di garantire la massima riproducibilità e la piena aderenza ai protocolli di *quality assurance*, il setup geometrico di misura è stato mantenuto rigorosamente costante per tutte le rilevazioni mensili, adottando la seguente configurazione spaziale:

- **Distanza sorgente-superficie (SSD):** 90 cm.

- **Profondità di misura (build-up):** 10 cm di lastre RW3 collocate al di sopra del rivelatore per garantire l'equilibrio elettronico del fascio.
- **Back-scatter (BS):** 5 cm di lastre solide collocate al di sotto del rivelatore per assicurare la corretta retrodiffusione.

Questo specifico posizionamento colloca il volume sensibile della camera a ionizzazione esattamente all'isocentro radiologico della macchina (distanza sorgente-asse o SAD pari a 100 cm), ricreando le condizioni di full scatter necessarie per una misurazione dosimetrica ottimale.

2.3.2 Rivelatori ed elettrometro

Come rivelatori sono state utilizzate camere a ionizzazione cilindriche tipo **Farmer** (volume sensibile 0.6 cm³), considerate il gold standard per la dosimetria assoluta. Nello specifico, analizzando i certificati di calibrazione e i log di misura, sono state alternate le camere con **SN 10383** e **SN 3400** (PTW Type 30013). Le camere sono state connesse a un elettrometro di riferimento ad alte prestazioni **PTW UNIDOS Webline**, impostato con una tensione di polarizzazione di **+400 V**.

2.4 Protocollo di misura e analisi dati

Le misurazioni sono state effettuate con periodicità mensile nell'arco temporale compreso tra il 2025 e l'inizio del 2026. Per ogni sessione di misura e per ogni energia (6, 10, 15 MV e modalità FFF), la procedura ha previsto:

1. Rilevazione dei parametri ambientali: temperatura (T) e pressione (P).
2. Acquisizione di tre letture consecutive di carica (nC) per verificare la stabilità a breve termine.
3. Calcolo del fattore di correzione $k_{(T,P)}$ secondo la formula standard [14]:

$$k_{(T,P)} = (273.15 + T)/293.15 * 1013.25/P$$

4. Normalizzazione del dato rispetto a un valore di riferimento acquisito in condizioni di calibrazione nota.

L'analisi dei risultati, presentata nel capitolo successivo, confronta l'andamento percentuale dello scostamento rilevato dal sistema MPC (intrinseco) con quello rilevato dal sistema RW3 (estrinseco), per valutarne la correlazione.

2.5 Procedura operativa giornaliera del TSRM

L'introduzione dei moderni acceleratori lineari ha modificato in modo sostanziale le mansioni del Tecnico Sanitario di Radiologia Medica (TSRM) per quanto riguarda le procedure di *quality assurance*: oggi, infatti, garantire la sicurezza meccanica e dosimetrica di una macchina radiogena non è più una questione di semplici misurazioni saltuarie. Il flusso di lavoro si è strutturato piuttosto su un doppio binario clinico: da un lato troviamo le verifiche mensili indipendenti, dall'altro una rigorosa e costante sorveglianza quotidiana.

2.5.1 Controllo dosimetrico periodico: verifica manuale con fantoccio RW3

La procedura di verifica mensile rappresenta un momento critico nella gestione del LINAC, richiedendo un intervento manuale rigoroso da parte del TSRM, in stretta collaborazione con il fisico medico. A differenza dei controlli automatizzati, l'utilizzo del fantoccio a lastre solide RW3 impone un workflow articolato:

- **Allestimento e allineamento:** il TSRM trasporta e posiziona i blocchi di polistirene RW3 sul lettino di trattamento, allineandoli tramite i laser di centratura del bunker alla distanza sorgente-superficie (SSD) di riferimento (es. 100 cm).
- **Creazione del build-up:** per misurare la dose alla profondità di riferimento (solitamente 10 cm), vengono impilate un numero

preciso di lastre sopra l'alloggiamento del rivelatore, garantendo l'equilibrio elettronico del fascio.

- **Inserimento e cablaggio della strumentazione:** una camera a ionizzazione cilindrica (tipo Farmer) viene inserita nell'apposita fresatura, evitando la formazione di strati d'aria, e cablata a un elettrometro di precisione situato esternamente al bunker.
- **Erogazione e acquisizione:** dalla console esterna, il TSRM imposta un campo standard (10x10 cm) ed eroga un numero predefinito di unità monitor (U.M.) per ciascuna energia clinica (6 MV, 10 MV, 15 MV e FFF). La carica raccolta viene successivamente convertita in dose assorbita applicando i necessari fattori correttivi ambientali.

L'intero processo richiede tra i 30 e i 45 minuti per macchinario. L'elevato dispendio temporale e la complessità del setup manuale rendono questa procedura inadatta ad essere eseguita con cadenza giornaliera poiché si finirebbe immancabilmente con l'intralciare le normali routine radioterapiche.

2.5.2 Controllo quotidiano: routine mattutina mediante MPC

Per garantire la stabilità della macchina tra un controllo mensile e l'altro, il workflow si affida alla verifica quotidiana automatizzata. Presso la nostra unità operativa, il controllo di qualità mediante Machine Performance Check è parte integrante della routine di apertura dell'acceleratore lineare. La procedura, eseguita dal TSRM prima dell'ingresso del primo paziente (solitamente tra le ore 07:30 e le 08:00), è radicalmente snellita e segue un iter estremamente codificato.

L'intera sequenza operativa inizia con la preparazione della sala: il TSRM libera il lettino da qualsiasi cuscino o supporto clinico per fissare, sul bordo del lettino stesso, la base indicizzata MPC e posizionare il fantoccio IsoCal. Essendo l'unica manovra puramente manuale della procedura, l'allestimento si risolve in appena una trentina di secondi. Spostandosi

successivamente alla console esterna, l'operatore avvia l'applicativo *Machine Performance Check*. Da quel momento in poi l'acceleratore gestisce l'acquisizione in totale autonomia, eseguendo una serie preimpostata di rotazioni (gantry e collimatore) e traslazioni del lettino, abbinate a specifiche erogazioni del fascio. Il compito del TSRM, tramite il monitor a circuito chiuso, è quello di supervisionare l'assenza di collisioni, tenendo premuto il comando di *motion enable*. Una volta concluso il ciclo, che dura in media tra i 5 e i 7 minuti, il software elabora le immagini dell'EPID e fornisce un responso cromatico molto intuitivo. Se l'interfaccia restituisce il colore verde, i parametri geometrici e dosimetrici sono nei limiti e la macchina è validata; un segnale giallo indica invece che un valore si sta avvicinando alla soglia: i trattamenti sui pazienti possono procedere, ma il fisico medico viene allertato per monitorare la deriva; se compare il rosso, scatta l'interlock: il parametro è fuori tolleranza, l'uso clinico viene bloccato ed è d'obbligo l'intervento della fisica sanitaria. Mentre i log vengono salvati in automatico nel database, l'operatore rientra nel bunker per rimuovere l'IsoCal e allestire il setup del primo paziente.

2.6 Strumentazione indipendente per i controlli giornalieri: PTW quickcheck

Per la valutazione indipendente della stabilità spaziale e dosimetrica dei fasci terapeutici, è stato impiegato il dispositivo diagnostico PTW quickcheck *weblin* [15]. Si tratta di un fantoccio planare portatile, progettato specificamente per i controlli di qualità giornalieri degli acceleratori lineari, equipaggiato con una matrice interna di camere a ionizzazione ventilate disposte lungo gli assi principali e le diagonali.

Il dispositivo, posizionato quotidianamente sul lettino di trattamento a una distanza sorgente-superficie di 100 cm e irradiato con un campo di riferimento di 20x20 cm², consente di misurare simultaneamente e in tempo reale i parametri fondamentali del fascio. Nello specifico, il sistema calcola la costanza del rendimento centrale, la planarità e la simmetria geometrica

valutata sia lungo l'asse longitudinale (radiale o *gun-target*, GT) sia lungo l'asse trasversale (*left-right*, LR).

L'impiego del quickcheck è risultato fondamentale per l'analisi dei fasci spianati convenzionali e dei fasci ad alto rateo privi di filtro perequatore. Ai fini del presente studio, i log di sistema generati dal dispositivo sono stati estratti e impiegati come valore di riferimento fisico indipendente: le misurazioni assolute del profilo spaziale sono state incrociate con gli indici di uniformità dell'algoritmo MPC, permettendo di validare la sensibilità del pannello EPID nel rilevare eventuali alterazioni geometriche dell'erogazione.

2.7 Protocollo operativo per l'acquisizione giornaliera con quickcheck

La procedura standardizzata per l'esecuzione dei controlli dosimetrici quotidiani prevede il posizionamento del dispositivo direttamente sul lettino di trattamento dell'acceleratore. Il fantoccio viene allineato perpendicolarmente all'asse del fascio sfruttando i repere laser della sala, garantendo la coincidenza tridimensionale con il centro geometrico del rivelatore; in tale configurazione, la distanza sorgente-superficie indicata dal telemetro ottico sulla scocca del dispositivo è pari a circa 97 cm. Il setup di erogazione prevede l'angolo del gantry fisso a 0° e un campo di irraggiamento aperto di 20x20 cm².

Prima di procedere con l'erogazione, è di fondamentale importanza il raggiungimento dell'equilibrio termico: lo strumento viene lasciato stabilizzare all'interno del bunker affinché i sensori integrati di temperatura e pressione atmosferica possano acquisire letture ambientali corrette, indispensabili per l'applicazione automatica dei fattori di compensazione sulle camere a ionizzazione ventilate.

Una volta acceso e posizionato, il sistema entra in modalità di acquisizione attiva: la sequenza di verifica prevede l'erogazione in successione dei vari fasci fotonici ed elettronici, tipicamente impiegando un

rateo di dose nominale di 300 MU/min. Il grande vantaggio operativo del dispositivo risiede nel riconoscimento automatico del fascio: il software interno è in grado di discriminare autonomamente i diversi irraggiamenti e le rispettive energie, confrontando istantaneamente i valori con le tolleranze preimpostate: questo consente all'operatore di eseguire l'intera batteria di test direttamente dalla console esterna, eliminando la necessità di rientrare nel bunker tra un'erogazione e l'altra. Al termine della sequenza clinica è necessario verificare sul display integrato o tramite l'interfaccia il corretto salvataggio delle letture, l'eventuale presenza di parametri fuori tolleranza e registrare infine il log definitivo per l'archiviazione e l'analisi longitudinale.

2.8 Disegno dello studio e protocollo di analisi

Per valutare l'affidabilità longitudinale del sistema MPC e investigare le derive prestazionali dell'hardware di acquisizione, è stato strutturato uno studio osservazionale retrospettivo intra-dipartimentale. L'analisi ha preso in esame i dati di controllo qualità mattutino di tre acceleratori lineari (piattaforma Varian TrueBeam, identificati come STX 1, STX 2 e TBV) operanti all'interno del medesimo istituto. L'orizzonte temporale dell'indagine è stato fissato in 18 mesi, comprendendo il periodo che va dal 1° Luglio 2024 al 31 Gennaio 2026.

La scelta di vincolare il campione a tre macchine identiche, soggette alle medesime condizioni ambientali (temperatura, umidità della sala di trattamento) e ai medesimi protocolli di calibrazione dosimetrica periodica, ha permesso di isolare le variazioni intrinseche dell'hardware, azzerando le variabili di confondimento esterne.

2.8.1 Protocollo di acquisizione ed estrazione dati

La raccolta dei dati primari si è basata sull'esecuzione routinaria del *Machine Performance Check*. Per garantire una validazione multienergetica, il protocollo di acquisizione ha previsto l'erogazione giornaliera del fascio attraverso molteplici energie, comprendendo:

- **Fasci terapeutici standard (WFF):** 6 MV, 10 MV e 15 MV.
- **Fasci ad alto rateo di dose (FFF):** 6 MV FFF e 10 MV FFF.
- **Fasci a basso rateo di dose (imaging):** 2.5 MV.

Tutte le acquisizioni sono state effettuate posizionando il fantoccio dedicato sul lettino di trattamento mediante l'apposito supporto, garantendo una riproducibilità di setup sub-millimetrica. Al termine del periodo di osservazione, il database interno di ciascun acceleratore è stato interrogato per estrarre lo storico completo delle misurazioni. I dati grezzi sono stati esportati in formato tabellare, generando set di dati indipendenti per ciascuna macchina e per ciascun livello energetico.

2.8.2 Elaborazione dati

L'elaborazione dei file ha richiesto una fase preliminare di *data cleaning* per standardizzare il dataset in vista dell'analisi statistica. I parametri target estratti per lo studio sono stati due:

1. **Beam output change [%]:** per la valutazione della deriva dosimetrica dell'asse centrale.
2. **Beam uniformity change [%]:** per la valutazione della stabilità spaziale (planarità e simmetria) del profilo del fascio.

Poiché in alcune giornate cliniche (es. a seguito di manutenzioni o reset di sistema) il test MPC è stato eseguito più volte consecutivamente, il protocollo di elaborazione ha previsto il calcolo della media aritmetica giornaliera delle misurazioni per ciascun parametro, ottenendo così un singolo valore rappresentativo per giorno solare. I dati sono stati successivamente allineati temporalmente per consentire una sovrapposizione grafica sincrona del comportamento dei tre acceleratori.

2.8.3 Metodologia di analisi statistica e validazione

Il set di dati così ripulito è stato sottoposto a due livelli di indagine:

1. **Validazione metrologica e gestione del sovra-campionamento:**

nella prima fase, le letture percentuali dell'MPC per l'energia clinica di riferimento (6 MV) sono state incrociate con le misurazioni assolute acquisite concretamente dal team del dipartimento di Fisica Sanitaria mediante dosimetria a stato solido su fantoccio a lastre. Un aspetto metodologico cruciale di questo confronto risiede nella radicale asimmetria delle frequenze di acquisizione: mentre i controlli tradizionali in fantoccio (RW3) sono soggetti a un intrinseco *sotto-campionamento* legato alla loro esecuzione mensile, l'algoritmo automatizzato MPC acquisisce dati su base rigorosamente quotidiana. Questo massiccio **sovra-campionamento** permette di ottenere una risoluzione temporale ineguagliabile, capace di intercettare derive transienti che sfuggirebbero a un controllo periodico. Per rendere i due set di dati statisticamente comparabili, i valori giornalieri dell'MPC sono stati temporalmente accoppiati alle date esatte in cui è stato eseguito il QA manuale. La concordanza tra i due metodi di misura è stata poi validata analiticamente ricorrendo al metodo di Bland-Altman (per quantificare il *bias* sistematico) e al test *t di Student* per dati appaiati, sfruttando la mole dei dati MPC per irrobustire la potenza statistica del campione.

2. **Analisi longitudinale e valutazione della stabilità:**

nella seconda fase, accertata l'affidabilità dell'algoritmo tramite il confronto con la dosimetria assoluta, lo studio si è orientato sul monitoraggio a lungo termine delle prestazioni dei tre acceleratori. L'intento di questo monitoraggio a lungo termine è duplice: da un lato definire la stabilità di base dei tre acceleratori, dall'altro tracciare il naturale invecchiamento della componentistica nell'arco di 18 mesi di attività clinica. Dal punto di vista pratico, abbiamo analizzato le fluttuazioni del *beam output* e della *beam uniformity*, correlandole allo spettro energetico e al rateo di dose. Per quantificare e confrontare la

varianza di ogni singola macchina, abbiamo scelto di utilizzare dei grafici a dispersione, impostando come limiti visivi le tolleranze cliniche e affiancandoli alle necessarie valutazioni statistiche. Una simile sorveglianza estesa ci ha permesso non solo di inquadrare il normale comportamento di *baseline* dei TrueBeam, ma anche di avere uno strumento sensibile per isolare qualsiasi deriva hardware emersa in quel lasso di tempo.

3. **Sinergia operativa**

L'integrazione di queste due metodologie di misurazione garantisce la massima sicurezza per il paziente senza gravare sui tempi clinici del reparto. L'MPC funge da "sentinella" quotidiana, capace di allertare immediatamente il TSRM di derive repentine, mentre il check mensile con RW3 funge da ancoraggio fisico assoluto, correggendo le fisiologiche alterazioni a lungo termine del sistema e fornendo un prezioso riferimento dosimetrico con cui valutare le performance della macchina.

CAPITOLO 3: RISULTATI

3.1 Validazione dosimetrica: accordo tra MPC e misurazioni assolute (RW3)

Per validare l'accuratezza del sistema automatizzato, si è proceduto a un confronto diretto tra i valori di output registrati quotidianamente dall'MPC e i controlli di costanza eseguiti con cadenza mensile utilizzando il fantoccio a lastre solide RW3. Per questa fase cruciale di validazione incrociata, si è scelto di utilizzare come campione iniziale l'acceleratore TrueBeam STX 2 e l'energia clinica standard a 6 MV.

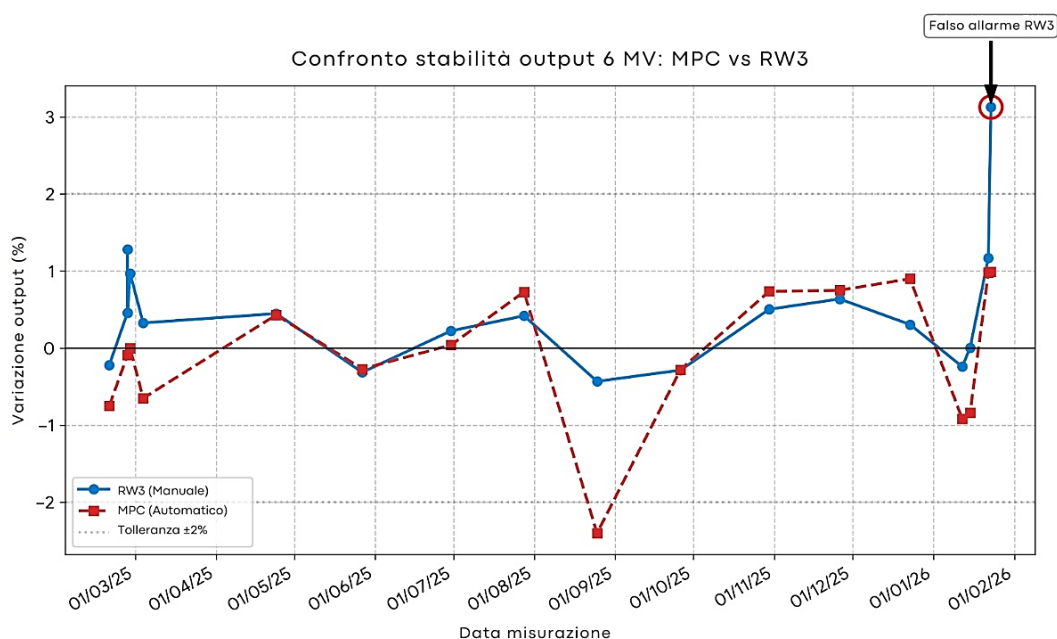


Grafico 1 - Confronto delle variazioni percentuali di output per l'energia 6 MV.
Nota: la differenza è calcolata come (MPC-RW3).

Analizzando i dati riportati nel Grafico 1, è possibile osservare l'andamento parallelo delle due metodologie di misura: rispetto ad una correlazione ideale, si nota uno scostamento medio sistematico tra le letture MPC e quelle RW3 pari a circa -0.51%. Pur rimanendo ampiamente entro le tolleranze cliniche questa differenza indica una fisiologica discrepanza di calibrazione di base tra la risposta dell'EPID e le rilevazioni della camera a ionizzazione.

Il dato di maggiore interesse clinico e tecnico, tuttavia, emerge dall'analisi di due specifici episodi di discrepanza significativa, che evidenziano i limiti intrinseci di ciascuna metodica:

- **Errori operatore-dipendenti (RW3):** in data 23/01/2026, il sistema manuale RW3 ha registrato un allarmante +3.13% ben al di fuori dei limiti di tolleranza, mentre il sistema MPC ha mantenuto un valore stabile e coerente con i trend storici (+0.99%). Questo scenario suggerisce un potenziale errore di setup nel sistema manuale (ad esempio un errato posizionamento del fantoccio o della camera), evidenziando il principale vantaggio dell'MPC: la sua **indipendenza dall'operatore**. L'automazione a geometria fissa permette di identificare e scartare i "falsi positivi" generati da errori umani durante il quality assurance mattutino.
- **La deriva recettoriale (MPC):** l'evento opposto si è verificato in data 25/08/2025 dove l'MPC ha registrato un crollo improvviso dell'output pari a -2.40% che richiedeva teoricamente un blocco clinico della macchina. Tuttavia, la misura fisica indipendente con RW3 ha smentito il calo, registrando un valore di **-0.43%**. Dopo un'accurata analisi dello storico operativo della macchina, è emerso che il 25 agosto cadeva di lunedì e che il pannello, provenendo dal fermo clinico del fine settimana, non aveva ancora raggiunto l'equilibrio termico. Questa ipotesi è inequivocabilmente confermata dal log dei controlli ripetuti quella stessa mattina: la prima erogazione a pannello freddo (ore 08:20) ha registrato un allarmante -3.01%, valore che è andato progressivamente e naturalmente rientrando verso il -2.04% nelle successive due ore grazie al fisiologico riscaldamento dei fotodiodi in silicio amorfo durante l'operatività. Inoltre, l'esclusione di questo singolo evento isolato dal campione totale altera la deviazione standard complessiva dell'STX 2 di appena lo 0.01% (da 0.59% a 0.58%), confermando la robustezza statistica del campione e isolando l'effetto termico dalle altre fisiologiche dinamiche hardware.

Per completare il quadro della validazione dosimetrica, il medesimo protocollo di confronto longitudinale per l'energia clinica standard a 6 MV è stato esteso ai restanti acceleratori in dotazione al reparto: il TrueBeam STX 1 e il TrueBeam TBV. L'obiettivo è determinare se l'algoritmo mantenga la medesima sensibilità anche in contesti di erogazione caratterizzati da storici operativi differenti.

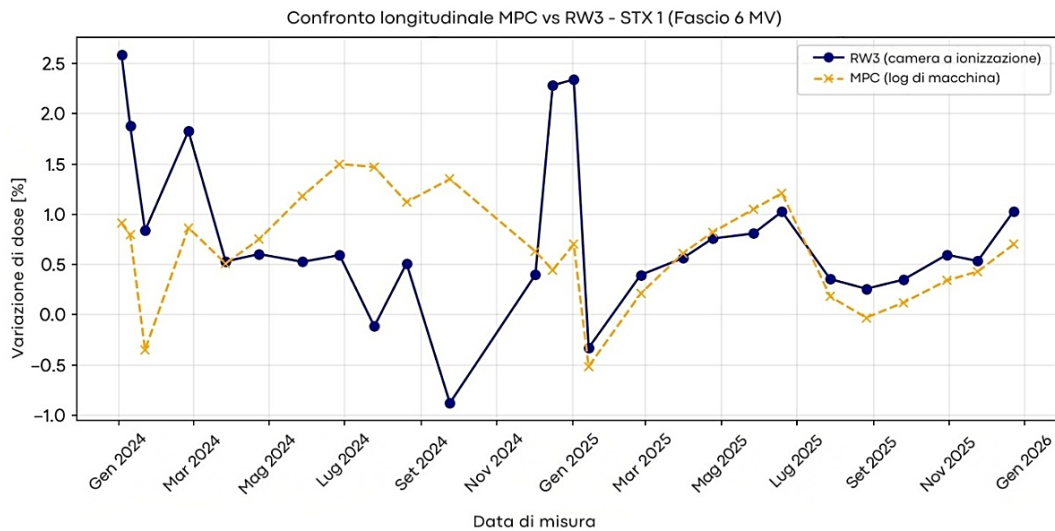


Grafico 2 - Confronto delle variazioni percentuali di output per l'energia 6 MV (acceleratore STX 1).

L'acceleratore STX 1 evidenzia una condizione di eccellente stabilità dosimetrica per l'intera durata del periodo di indagine. Come si evince dal Grafico 2, le curve relative alle misurazioni in RW3 (in blu) e all'MPC (in giallo) oscillano casualmente attorno allo zero con variazioni marginali, tipiche del fisiologico "rumore di fondo" (fluttuazioni di setup, termiche o pressorie). In questo scenario di elevata stabilità clinica, l'indice di correlazione tra le due misurazioni risulta prossimo allo zero ($r = +0.08$). Tale assenza di correlazione è un dato atteso e positivo: dimostra che, in assenza di macro-deviazioni reali nell'erogazione del fascio, le microscopiche variazioni registrate dai sensori interni di trasmissione dell'MPC sono indipendenti dalle incertezze di posizionamento geometrico e volumetrico che affliggono la misurazione manuale nel fantoccio solido.

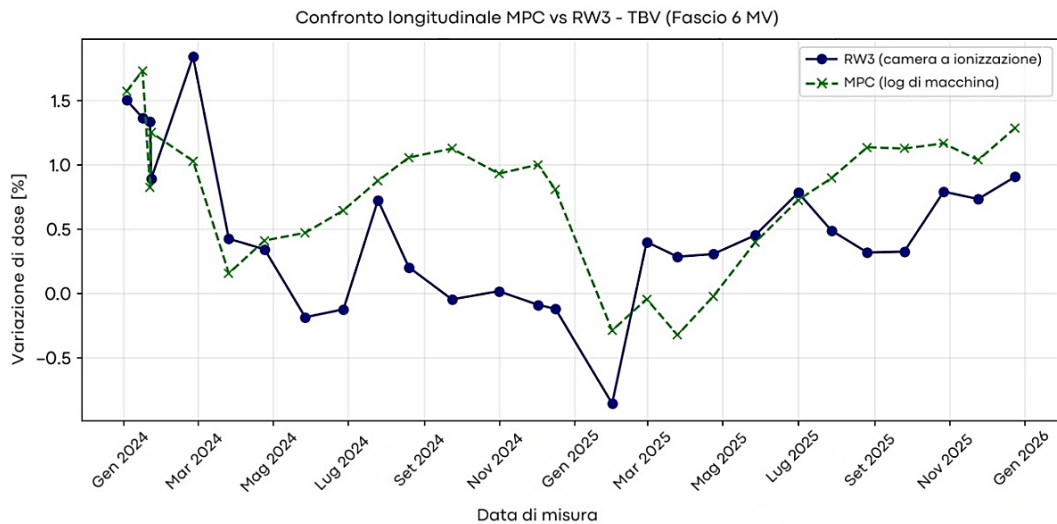


Grafico 3 - Confronto delle variazioni percentuali di output per l'energia 6 MV (acceleratore TBV).

Il comportamento dell'acceleratore TBV (Grafico 3) lo colloca in un'area intermedia poiché la macchina, pur non manifestando un pattern marcatamente erratico o picchi estremi, presenta comunque un evidente andamento accoppiato tra le misurazioni MPC e RW3 (correlazione $r = +0.51$). Entrambi i sistemi rilevano infatti lievi e lente "derive" dosimetriche nel corso dei mesi, seguite da rientri verso la baseline. Un dettaglio importante da evidenziare è un bias sistematico per cui l'MPC tende a sovrastimare la dose rispetto alla misurazione in RW3 (+0.41% di media): questo andamento conferma la sensibilità dell'MPC nell'intercettare i reali *trend* evolutivi della macchina nel lungo periodo, mantenendo tuttavia un offset di calibrazione che rende indispensabile il gold-standard dell'ispezione manuale in fantoccio.

3.1.1 Analisi multienergetica

Per garantire la completezza formale dello studio, l'indagine è stata estesa ai fasci ad alta energia (10 MV) e ai fasci *flattening filter free* (6 MV FFF, 10 MV FFF). I risultati riassunti nel Grafico 4 evidenziano un dato di estremo interesse clinico: il grado di accordo tra MPC ed RW3 è indipendente dall'energia.

3.1.2 Analisi longitudinale dei fasci ad alto dose-rate (6 MV FFF)

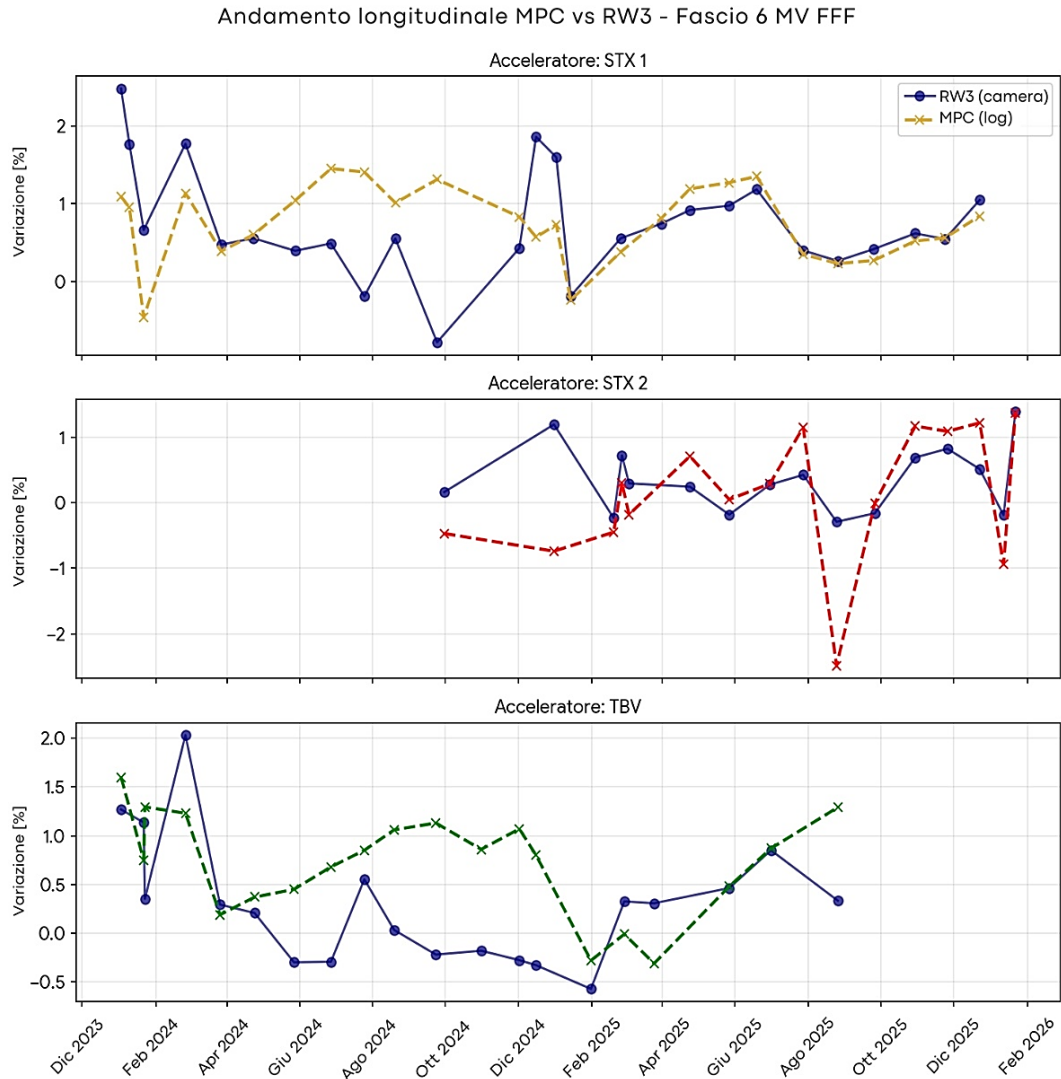


Grafico 4 - Confronto delle variazioni percentuali di output per l'energia 6 MV FFF (STX 1, STX 2, TBV).

L'analisi del fascio a 6 MV FFF riveste particolare interesse clinico, essendo l'energia di elezione per i trattamenti stereotassici ad alto gradiente di dose. Come si evince dai grafici longitudinali, la rimozione del filtro perequatore non altera in alcun modo il "pattern comportamentale" dei tre acceleratori già osservato per i fasci standard. L'STX 1 conferma una stabilità dosimetrica eccellente (con variazioni puramente casuali e correlazione vicina allo zero). L'STX 2 ripropone esattamente il medesimo andamento riscontrato a 6 MV, mantenendo un'alta correlazione positiva

($r = +0.56$) tra le cadute di dose registrate dall'MPC e quelle confermate dalla camera a ionizzazione. Questo dato è fisicamente rilevante: dimostra che l'instabilità dell'STX 2 risiede a monte della testata (verosimilmente nelle camere monitor primarie) e non è un artefatto legato alla presenza o assenza del filtro pereguate. L'acceleratore TBV, coerentemente con il proprio storico, mantiene una lenta deriva accoppiata ($r = +0.36$) dominata da un *offset* sistematico positivo.

3.1.3 Analisi longitudinale dei fasci ad alta energia (10 MV e 10 MV FFF)

Passando ai fasci dotati di maggiore potere di penetrazione il parallelismo tra le due metodiche di misura si riconferma in pieno:

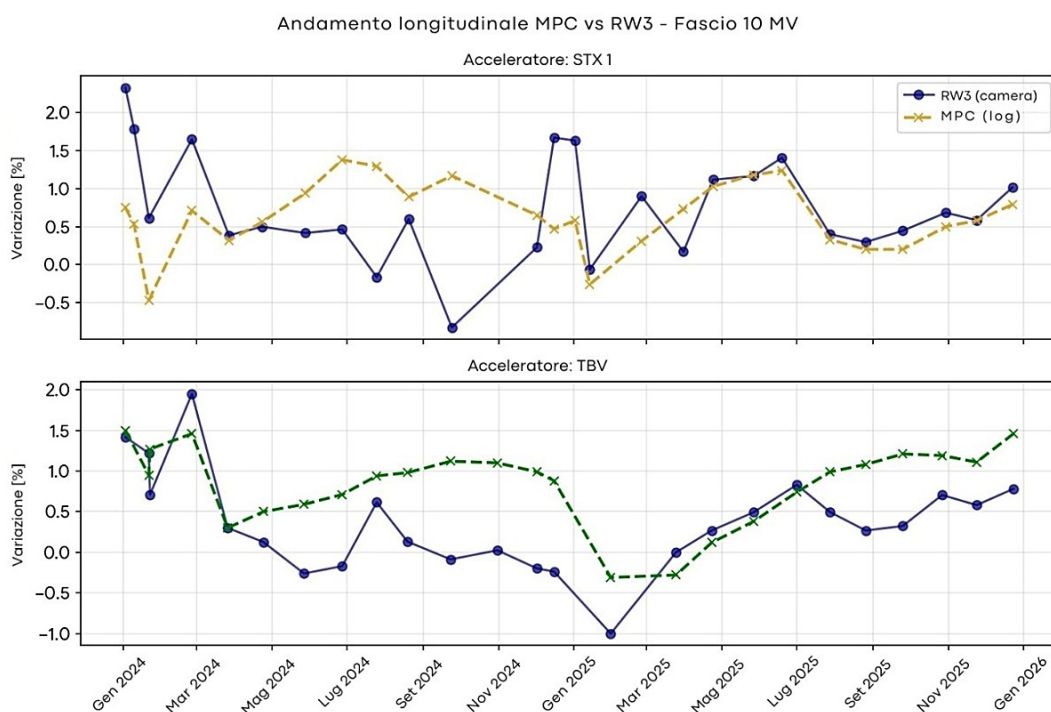


Grafico 5 - Confronto delle variazioni percentuali di output per l'energia 10 MV (STX 1, TBV).

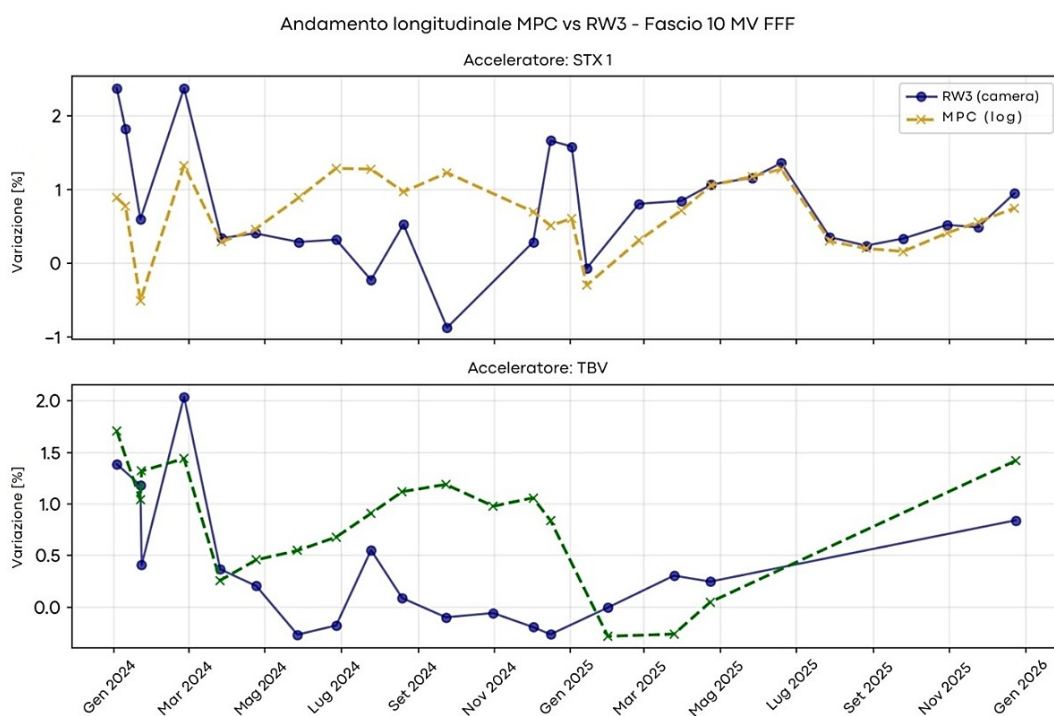


Grafico 6 - Confronto delle variazioni percentuali di output per l'energia 10 MV FFF (STX 1, TBV).

Come si può evincere dai due grafici sovrastanti (Grafico 5 e 6) sull'acceleratore TBV, in particolare, l'energia a 10 MV registra la correlazione positiva più alta dell'intero studio ($r = +0.59$): l'MPC traccia in modo millimetrico i lenti e costanti scivolamenti del rendimento lineare dell'acceleratore misurati dalla camera in RW3. Anche per queste energie, l'STX 1 si distingue per una granitica tenuta della calibrazione.

Nota metodologica sui dati dell'acceleratore STX 2: nei grafici longitudinali relativi alle energie 10 MV e 10 MV FFF, l'analisi di dettaglio è stata circoscritta ai soli acceleratori STX 1 e TBV. Nel caso specifico dell'acceleratore STX 2 (per queste energie), i campionamenti raccolti durante il *quality assurance* mensile in fantoccio RW3 si sono rivelati statisticamente insufficienti. La mancanza di un volume adeguato di misurazioni fisiche ha impedito la costruzione di una solida curva temporale di confronto. Nonostante ciò, ogni singolo dato puntuale registrato è stato regolarmente processato per poi confluire nel modello di concordanza globale di Bland-Altman.

3.2 Analisi statistica di concordanza: test T di Student e metodo Bland-Altman

Per avvalorare scientificamente la sovrapposibilità clinica tra il sistema automatizzato (MPC) e il sistema assoluto (RW3), è stato indispensabile integrare il lavoro con un'analisi statistica rigorosa, applicata alle misurazioni appaiate per l'energia 6 MV. La scelta del campione iniziale per questo stress-test statistico è ricaduta proprio sull'STX 2: a renderlo il candidato ideale è stato il suo pattern così peculiare, capace di garantire un'ampia varianza dei dati e, di conseguenza, di testare a fondo l'affidabilità dell'algoritmo.

In prima istanza, è stato applicato il **test t di Student** per dati appaiati (**paired t-test**) che ha restituito un *p-value* pari a 0.0212. Dal punto di vista della statistica inferenziale pura, questo valore indica la presenza di una differenza significativa tra le medie dei due campioni. In ambito fisico-medico, tuttavia, tale risultato era atteso e ampiamente giustificabile: esso non smentisce la capacità dell'algoritmo di tracciare fedelmente le fluttuazioni relative dell'output, ma certifica l'esistenza di un bias sistematico tra i due valori medi. Tale scostamento quantifica la discrepanza fisiologica tra una misurazione basata su un riferimento relativo pre-acquisito (la baseline dell'MPC) e una misurazione eseguita in condizioni geometriche standardizzate all'interno di un mezzo diffondente. Per rendere visivamente interpretabile questo risultato statistico, è stata prodotta la rappresentazione grafica del test t per dati appaiati (Grafico 7) composta da due pannelli complementari:

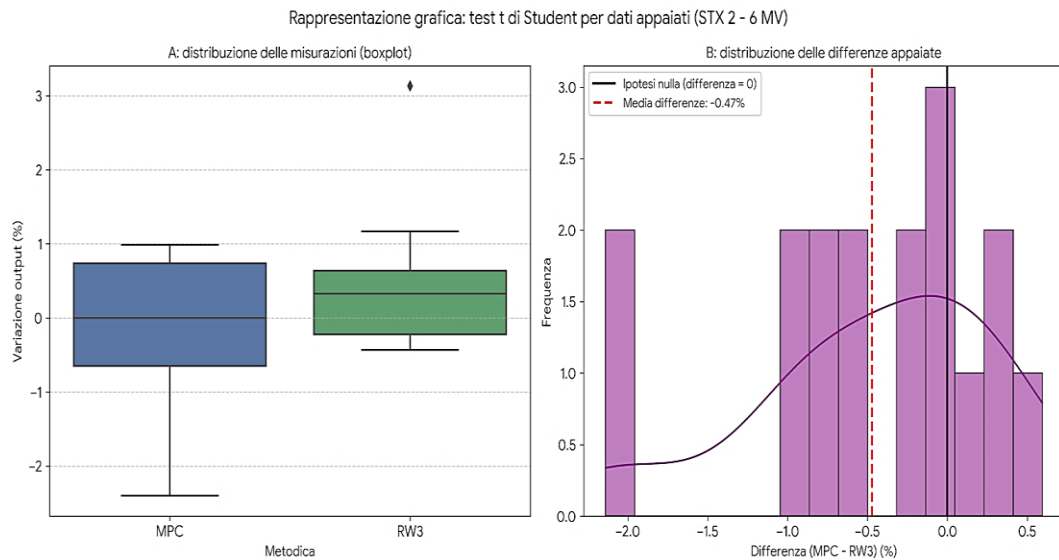


Gráfico 7 - Test t di Student sulle differenze di misurazione dell'output (MPC vs. RW3) per il fascio 6 MV sull'unità STX 2. La rappresentazione evidenzia la distribuzione degli scarti percentuali tra l'algoritmo e la dosimetria assoluta di riferimento, confermando la presenza di uno scostamento sistematico statisticamente significativo tra i due metodi di rilevazione.

- Pannello A (boxplot):** il confronto diretto tra le due distribuzioni evidenzia come l'ampiezza interquartilica (la dispersione dei dati attorno alla mediana) dell'MPC e dell'RW3 sia pressoché sovrapponibile, confermando la stabilità reciproca dei due sistemi. L'assenza di scostamenti macroscopici tra le due "box" rassicura sulla validità clinica del parallelismo.
- Pannello B (istogramma delle differenze):** questa seconda rappresentazione è l'essenza matematica del test t appaiato. La distribuzione delle differenze giornaliere (MPC - RW3) non è perfettamente centrata sullo zero (ipotesi nulla, linea nera continua), ma risulta traslata verso sinistra. L'istogramma dimostra graficamente come il $p\text{-value} < 0.05$ non indichi un fallimento dell'algoritmo, bensì quantifichi visivamente l'entità del *bias* negativo costante (-0.47 %, linea rossa tratteggiata) dovuto alla calibrazione di base del pannello in silicio.

Per superare i limiti del t-test e valutare la reale interscambiabilità clinica dei due metodi, è stata quindi condotta un'analisi di Bland-Altman. Questo

metodo rappresenta il *gold standard* in biostatistica per la validazione di un nuovo strumento di misura rispetto a una tecnica consolidata.

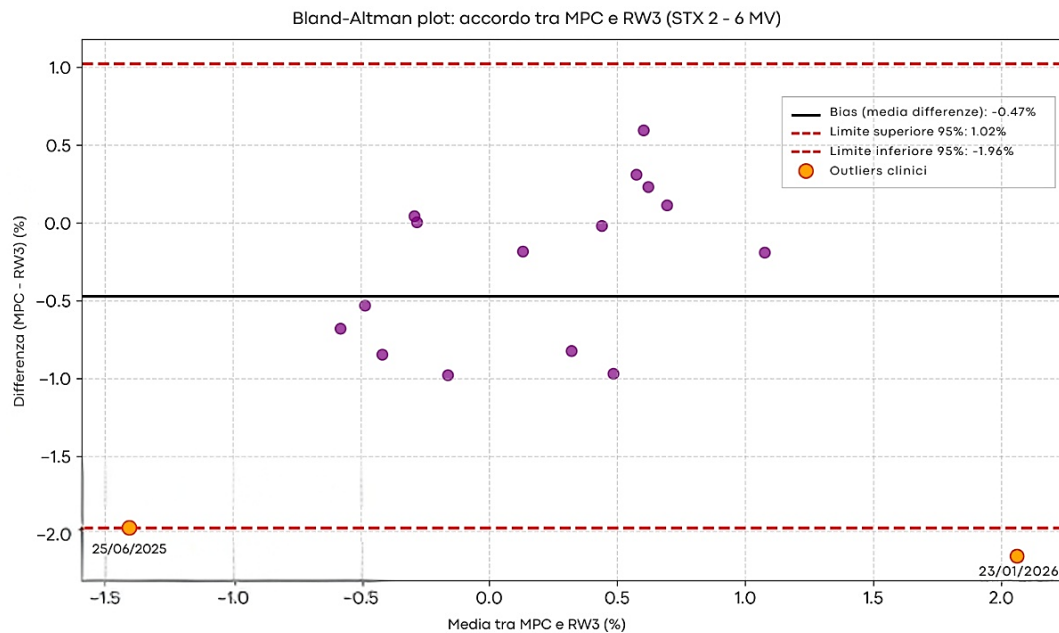


Grafico 8 - Analisi di Bland-Altman di raffronto tra MPC e RW3.

Il grafico di Bland-Altman (Grafico 8) riporta sull'asse delle ascisse la media delle due misurazioni $(MPC + RW3)/2$ e sull'asse delle ordinate la loro differenza $(MPC - RW3)$. I risultati confermano in modo eccellente l'ipotesi di studio:

- Il bias (la linea centrale continua) si attesta a -0.47%, confermando lo scostamento sistematico costante individuato nel t-test, comunque ampiamente inferiore alle tolleranze cliniche.
- La quasi totalità dei punti ricade stabilmente all'interno dei Limiti di Accordo al 95% (LoA: da -1.96% a +1.02%).

Il dato diagnostico più affascinante dell'analisi di Bland-Altman risiede tuttavia nell'identificazione degli *outlier* (i punti evidenziati esternamente ai limiti tratteggiati in rosso); il modello matematico ha infatti isolato con precisione chirurgica le uniche due date in cui l'accordo tra i sistemi è collassato:

1. 25 Agosto 2025: l'evento legato all'instabilità termica del pannello EPID "freddo", che ha generato una discrepanza isolata a trazione negativa verso il basso.
2. 23 Gennaio 2026: l'evento legato all'errore di setup operatore-dipendente sul fantoccio solido, che ha generato uno scostamento speculare verso l'alto.

In sintesi, l'analisi statistica conferma che, al netto di anomalie termiche dell'hardware o di macroscopici errori umani (immediatamente isolabili matematicamente come eccezioni), l'algoritmo MPC è uno strumento dosimetrico altamente affidabile, pienamente concorde con il protocollo RW3 e clinicamente validato per il monitoraggio quotidiano.

3.2.1 Analisi statistica globale e l'effetto di compensazione

Per completare la validazione del sistema, le medesime metriche statistiche sono state applicate all'intero *pool* di dati raccolto (comprendente tutte e tre le macchine e le quattro energie in esame, per un totale di circa 250 misurazioni accoppiate MPC-RW3).

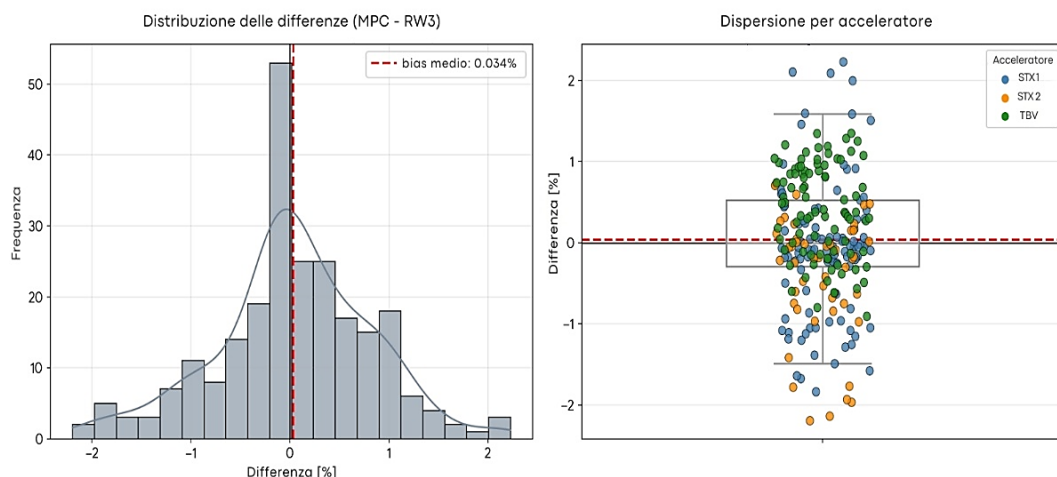


Grafico 9 - Distribuzione statistica delle differenze appaiate (scarto MPC - RW3) calcolate sull'intero set di dati. Il pannello di sinistra affianca l'istogramma delle frequenze alla relativa curva di densità. Sulla destra, invece, il boxplot ci permette di visualizzare la dispersione dei valori suddividendoli per singolo acceleratore.

Per rendere visivamente interpretabile l'esito del test statistico, è stata prodotta la rappresentazione grafica della distribuzione delle differenze appaiate (Grafico 9), composta da due pannelli complementari. Come si evince dal pannello di sinistra, la distribuzione complessiva degli scostamenti (MPC - RW3) assume un profilo quasi perfettamente gaussiano, centrato su un bias medio globale del tutto trascurabile (+0.034%). Questo bilanciamento attorno allo zero giustifica matematicamente l'ottenimento di un p-value non significativo ($p = 0.502$) nel test t di Student, suggerendo a una prima lettura un accordo assoluto tra le due metodiche.

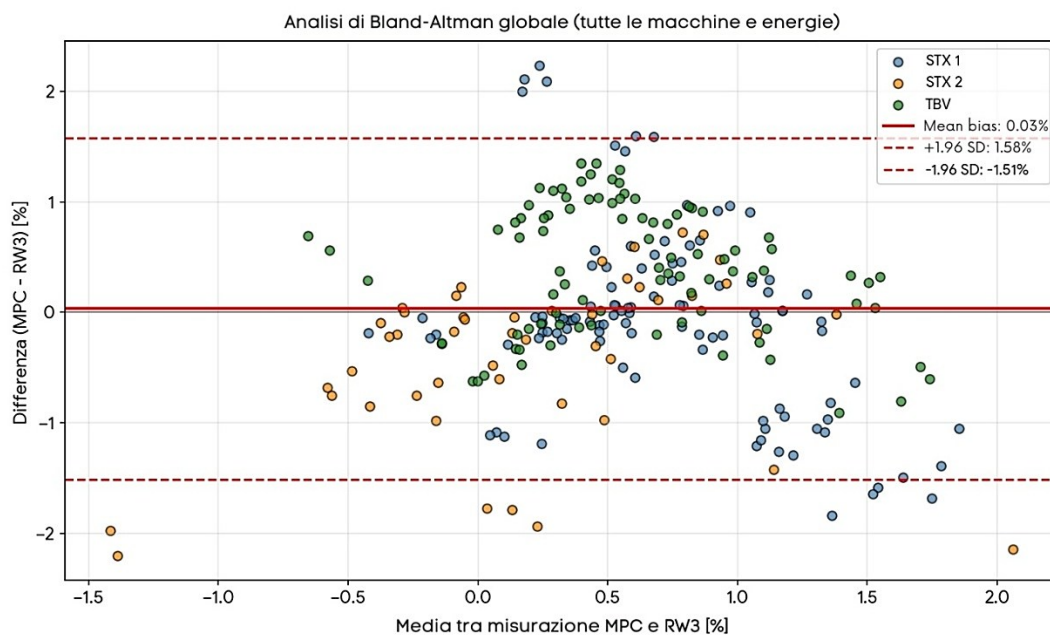


Grafico 10 - Rappresentazione globale di Bland-Altman costruita sull'intero pool a nostra disposizione (N=249). Per la lettura del grafico: sull'asse orizzontale troviamo il valore medio della coppia di misure, mentre su quello verticale lo scarto percentuale tra le due letture (MPC meno RW3). La legenda a colori ci aiuta a distinguere a colpo d'occhio la distribuzione specifica per ciascun acceleratore lineare.

L'evidenza visiva suggerita dal boxplot trova la sua validazione matematica definitiva nel grafico di Bland-Altman globale (Grafico 10). L'analisi dell'intero campione restituisce un errore sistematico medio pari a

+0.04%, un valore clinicamente perfetto, con limiti di concordanza al 95% compresi tra -1.51% e +1.58%.

Tuttavia, l'osservazione della nuvola di dispersione disaggregata per macchine conferma senza ombra di dubbio la presenza dell' "effetto di compensazione". Il bias globale prossimo allo zero non rappresenta una reale concordanza universale, ma è unicamente il risultato algebrico della media tra scostamenti sistematici di segno opposto:

- L'**acceleratore TBV** (in verde) sovrastima sistematicamente la dose rispetto alla misurazione in fantoccio solido, posizionandosi su un bias medio indipendente di **+0.39%**.
- L'**acceleratore STX 2** (in arancione) compensa perfettamente questa deviazione, sottostimando sistematicamente l'output con un bias medio di **-0.40%**.
- L'**acceleratore STX 1** (in blu), a conferma della propria granitica stabilità clinica documentata nell'analisi longitudinale, si posiziona al centro della distribuzione con un bias specifico minimo, pari a **- 0.08%**.

Questa analisi bivariata svela la reale natura del sistema automatizzato: l'algoritmo MPC si dimostra uno strumento di sensibilità formidabile nel tracciare le fluttuazioni relative e le derivate dosimetriche nel corso del tempo rincorrendo fedelmente i cali e i picchi dell'erogazione reale. Ciononostante, il valore assoluto restituito dallo strumento dipenderà in modo critico dalle condizioni termiche, elettroniche e meccaniche della singola testata in cui è integrato il pannello EPID al momento dell'acquisizione della baseline. Si conclude pertanto che, sebbene indispensabile come sentinella quotidiana per l'intercettazione dei trend anomali di macchina, il log dell'MPC richiede una validazione esterna fornita dalla periodica misurazione assoluta in fantoccio RW3.

3.3 Analisi comparativa delle energie (fotoni)

3.3.1 Analisi della stabilità: energia di riferimento (6 MV)

Validata l'affidabilità dell'algoritmo MPC rispetto ai controlli assoluti con camera a ionizzazione, lo studio è entrato nella sua fase comparativa. Il monitoraggio simultaneo e longitudinale dei tre acceleratori (TrueBeam STX 1, STX 2 e TBV) nel medesimo arco temporale ha permesso di mappare con precisione la risposta elettronica dei recettori EPID per l'energia clinica di riferimento (6 MV).

L'analisi incrociata del campione non ha restituito un comportamento univoco per l'intero dipartimento, bensì ha portato all'identificazione casuale di due pattern di invecchiamento diametralmente opposti: uno di natura fisiologica e uno di natura patologica o erratica.

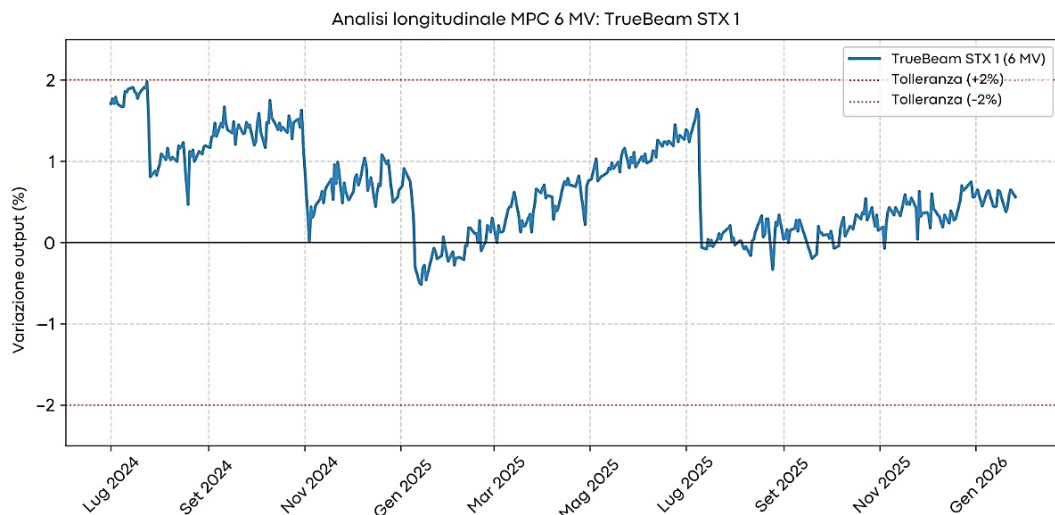


Grafico 11 - Andamento temporale delle variazioni di output per l'energia 6 MV (STX 1).

Come si può osservare dal Grafico 11, l'analisi dei tracciati relativi alla macchina STX 1 ha evidenziato in modo inequivocabile un *pattern* identificativo chiaro e prevedibile, caratterizzato da una deriva controllata dell'output dosimetrico che tende ad aumentare nel corso delle normali attività cliniche. Questo fenomeno rappresenta la visualizzazione a monitor di un processo fisico e radiologico ben noto ossia la fisiologica deriva di calibrazione delle camere monitor interne all'acceleratore: essendo i sensori

primari preposti a interrompere l'erogazione al raggiungimento delle unità monitor impostate, le camere a ionizzazione collocate nella testata del Linac subiscono nel corso dei mesi microscopiche fluttuazioni (legate all'usura della componentistica elettronica, alle dinamiche di raccolta di carica o a derive di guadagno). Tale alterazione porta la macchina a erogare un output reale che si discosta gradualmente dalla dose nominale di riferimento

L'aspetto clinicamente e gestionalmente più rilevante è la natura "a dente di sega" (o a scalini) della curva. Quando la deriva in salita si avvicina alle soglie di tolleranza prestabilite, il grafico mostra un repentino calo verticale, riportando il valore in prossimità dello zero o del *baseline* ideale. Questo "gradino" coincide temporalmente con l'intervento correttivo del fisico medico: a seguito della constatazione dello scostamento dosimetrico tramite strumentazione assoluta (fantoccio in acqua o a lastre solide RW3), l'operatore procede alla ricalibrazione fisica) delle camere monitor.

In questo scenario, l'applicativo MPC dimostra appieno la sua efficacia: non essendo la causa della variazione (come avverrebbe per un degrado del pannello EPID, i cui effetti di alterazione dell'efficienza quantica si misurano su scale temporali di gran lunga superiori), esso si limita a fotografare in modo passivo ma estremamente sensibile l'esatta dinamica della macchina, tracciando fedelmente sia lo sbandamento fisico dell'output, sia la sua istantanea correzione manuale.

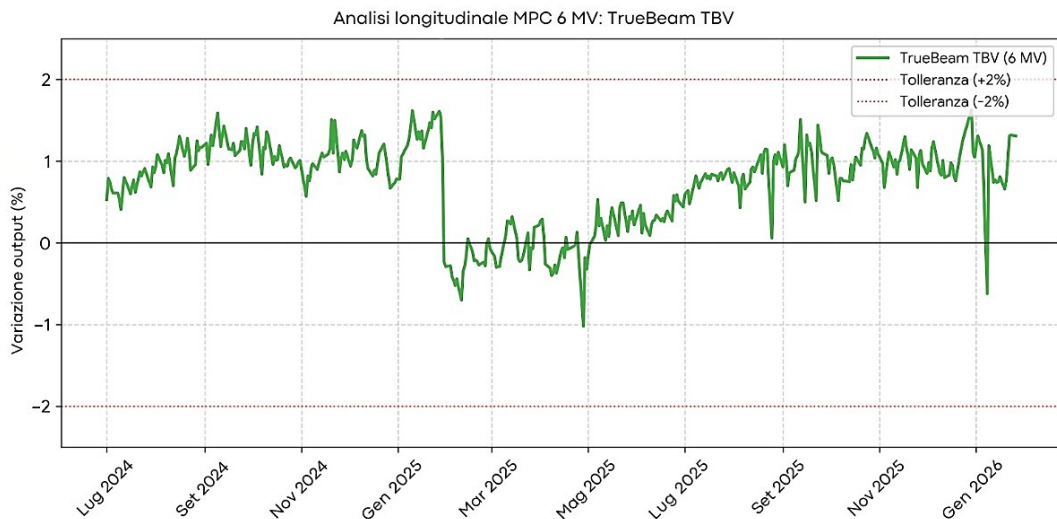


Grafico 12 - Andamento temporale delle variazioni di output per l'energia 6MV (TBV).

Analogamente, anche il TBV presenta il medesimo pattern “a dente di sega” (Grafico 12). La deriva verso l'alto avviene in modo talmente costante da risultare predicibile: è dunque possibile per il TSRM e il fisico medico pianificare periodicamente la ricalibrazione dell'acceleratore in modo tale da non intralciare in alcun modo la normale prassi clinica del reparto di Radioterapia, evitando problematiche ai medici ed ai pazienti pur garantendo sempre e comunque il controllo rigoroso e la massima efficienza dell'acceleratore.

Il quadro rassicurante e predicibile delineato da due terzi del campione di studio viene del tutto ribaltato dall'analisi della medesima energia sull'acceleratore rimanente: il TrueBeam STX 2.

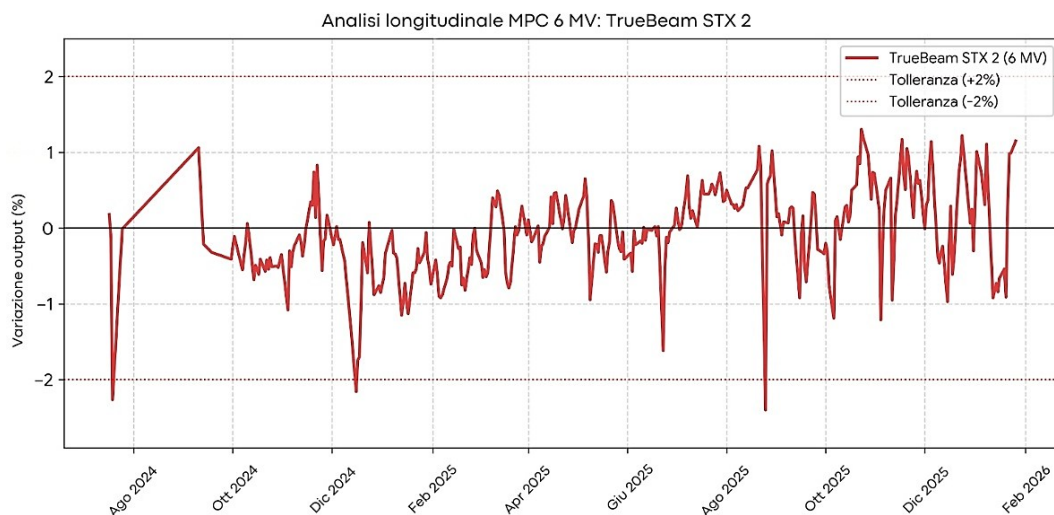


Grafico 13 - Andamento temporale delle variazioni di output per l'energia 6 MV (STX 2).

Il tracciato del Grafico 13 evidenzia chiaramente come il macchinario in esame non mostri la tipica deriva lineare legata all'usura della componentistica, ma è dominato da un andamento del tutto erratico. Invece di 'invecchiare' con gradualità, l'output è vittima di continui e imprevedibili sbalzi in entrambe le direzioni. Dal momento che manca una tendenza definibile, affidarsi alla ricalibrazione software si rivela inefficace: eseguire un *baseline reset* del pannello, infatti, non sortisce alcun beneficio a lungo termine, poiché il segnale misurato è capace di variare di oltre l'1% in un lasso di tempo brevissimo. Questa instabilità intrinseca ha generato nel corso dei 18 mesi di studio molteplici falsi inneschi e interlock mattutini.

Essendo l'STX 2 parte integrante del medesimo pool di studio (con stessa versione software MPC, stessa climatizzazione del bunker e medesima operatività), è possibile trarre una conclusione diagnostica solida: l'instabilità del rendimento non dipende da un limite algoritmico del sistema di QA, ma rappresentano il sintomo esclusivo di un'anomalia hardware residente in quello specifico acceleratore (e più in particolare nel danneggiamento delle camere monitor che avevano perso l'isolamento).

3.3.2 Analisi della stabilità: alte energie standard (10 MV, 15 MV)

Accertata la presenza di due pattern dosimetrici distinti sull'energia di riferimento, l'analisi è stata estesa alle alte energie standard, caratterizzate dalla presenza del filtro perequatore. Per valutare se la stabilità del fascio dipenda dall'energia utilizzata, è stata condotta un'analisi comparativa sulle alte energie standard. Lo scopo di questa fase è dirimente: se l'STX 2 dovesse mostrare instabilità solo a 6 MV, la problematica sarebbe imputabile a un singolo filtro del carosello. Se invece l'instabilità dovesse replicarsi su tutte le energie, il difetto andrebbe ricercato in un elemento comune e a valle dell'erogazione (ossia le camere monitor).

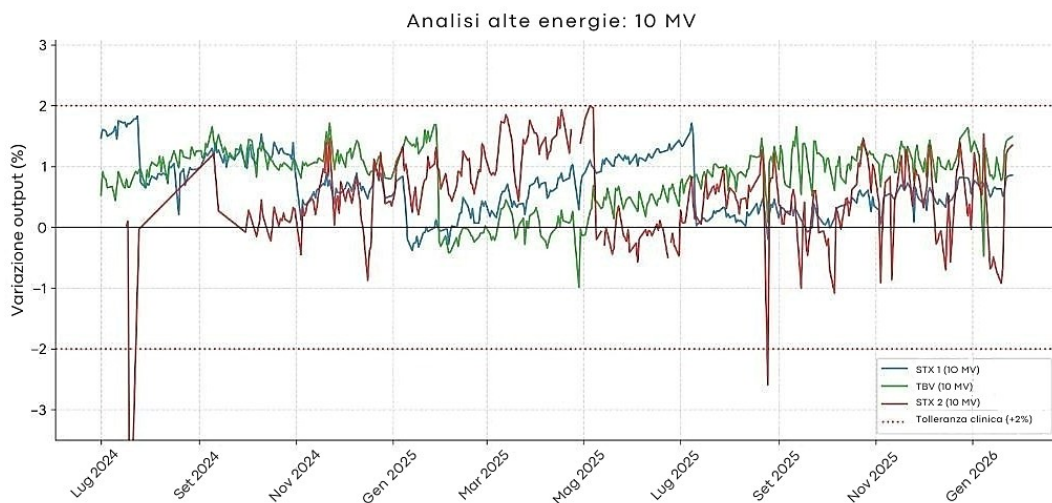


Grafico 14 - Andamento temporale delle variazioni di output per l'energia 10 MV (STX 1, STX 2, TBV).

L'indagine ha preso inizialmente in esame il fascio a 10 MV, ponendo nuovamente a confronto l'intero campione (Grafico 14). Il risultato visivo e statistico ricalca fedelmente quanto osservato per il 6 MV. I due sistemi "fisiologici" (TrueBeam STX 1 e TBV) mantengono una coerenza comportamentale impeccabile: l'output cresce gradualmente in modo parallelo a causa del progressivo danno da radiazione del silicio, toccando picchi massimi rispettivamente di +1.83% e +1.71%, per poi resettarsi in corrispondenza del baseline. Al contrario, la curva dell'STX 2 continua a non mostrare alcun trend di usura lineare, manifestando continue oscillazioni a

"rumore bianco" che si spingono fino al limite clinico del +2.00%, rendendo vana ogni logica di manutenzione predittiva.

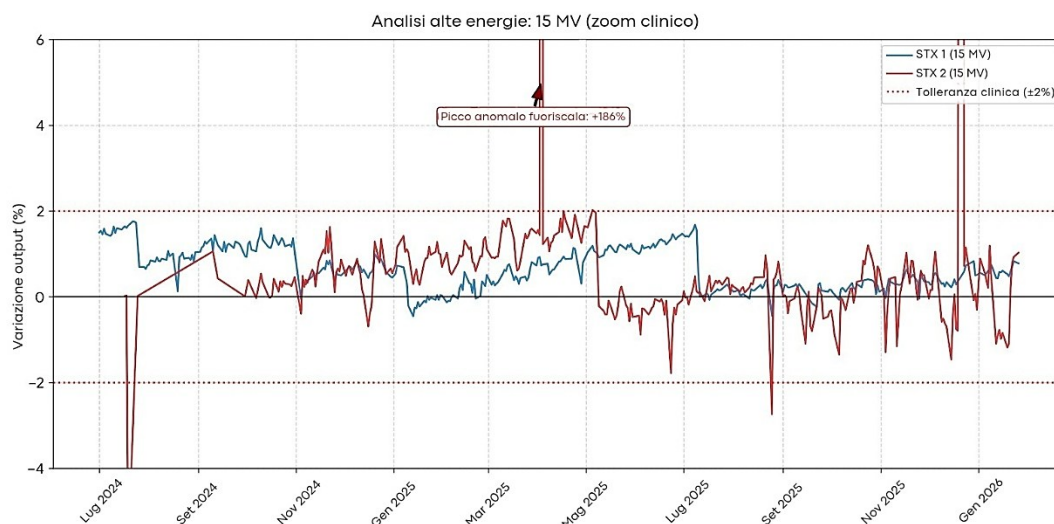


Grafico 15 - Andamento temporale delle variazioni di output per l'energia 15 MV (STX 1, STX 2)

L'analisi si è successivamente spostata sull'energia massima di **15 MV**. (Nota: il macchinario TrueBeam TBV non è stato incluso in questa specifica elaborazione in quanto privo di configurazione clinica per tale energia; il confronto è pertanto limitato a STX 1 e STX 2). Il grafico comparativo (Grafico 15) restituisce l'ennesima conferma diagnostica: il TrueBeam STX 1 prosegue la sua naturale deriva a scalini (+1.76%), confermandosi un sistema altamente affidabile; il TrueBeam STX 2, invece, non solo mantiene il suo andamento caotico di fondo, ma registra un evento critico isolato in data 3 Aprile 2025. In tale occasione, il sistema MPC ha acquisito un segnale totalmente anomalo, restituendo un valore fittizio di variazione dell'output pari a **+185.92%**.

La presenza di un artefatto di lettura di tale portata, unita alla sincronia dell'instabilità su tutti e tre i livelli energetici filtrati (6, 10 e 15 MV), consente di trarre una conclusione hardware inequivocabile: l'anomalia dell'STX 2 non è energia-dipendente. La causa risiede strutturalmente nel recettore a pannello piatto in silicio amorfo, la cui elettronica di acquisizione fallisce in modo randomico nella conversione della carica rilasciata dai fotoni incidenti.

3.3.3 Analisi dei fasci ad alto rateo di dose (modalità FFF):

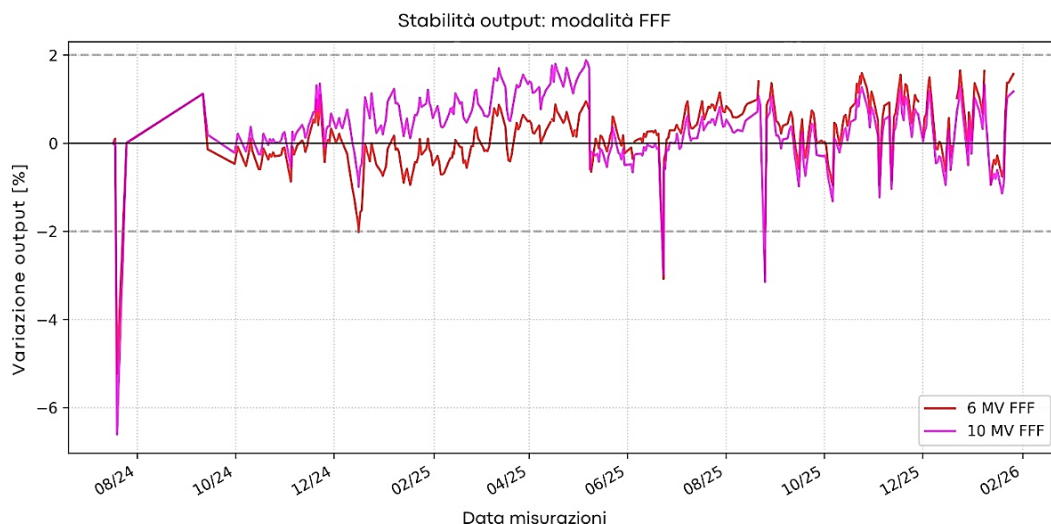


Grafico 16 - Andamento temporale delle variazioni di output per i fasci Flattening Filter Free (6 MV FFF e 10 MV FFF). I dati mostrano una stabilità dosimetrica ottimale, fondamentale per la sicurezza dei trattamenti stereotassici.

Proseguendo nell'indagine comparativa sulle prestazioni dei tre acceleratori lineari è stato necessario allargare l'analisi dosimetrica anche alle erogazioni non filtrate, specificamente i fasci 6 MV FFF e 10 MV FFF. L'inclusione di tali energie all'interno del protocollo di validazione dell'algoritmo MPC è fondamentale sia per testare la stabilità della macchina in condizioni operative estreme che per valutare la risposta dei recettori a stato solido di fronte a variazioni radicali della fluenza fotonica.

3.3.4 Razionale fisico: rateo di dose, SNR e statistica fotonica

Prima di procedere con l'interpretazione dei dati longitudinali, è necessario inquadrare le variazioni fisiche e termodinamiche introdotte dalla rimozione del filtro peregatore. Nelle modalità FFF, il componente interposto nella testata radiogena per uniformare il profilo del fascio viene traslato fuori dall'asse centrale.

Questa configurazione geometrica comporta due alterazioni primarie nella natura del fascio radiante: lavorare senza filtro peregatore comporta

infatti una profonda modifica del profilo spaziale poiché, non essendoci più un'attenuazione mirata sull'asse centrale, il fascio fotonico conserva la sua conformazione a campana originaria, governata dalla sola radiazione di *Bremsstrahlung*. L'altra conseguenza diretta è l'incremento estremo del flusso fotonico. L'assenza del filtro permette infatti di innalzare drasticamente il rateo di dose: mentre un fascio standard a 6 MV eroga nominalmente 600 Unità Monitor al minuto (UM/min), il 6 MV FFF opera a 1400 UM/min e il 10 MV FFF raggiunge il limite clinico di 2400 UM/min.

L'impatto di un simile rateo di dose sull'elettronica di bordo non è un dettaglio trascurabile poiché quando la matrice di silicio amorfo viene investita da questo flusso, si innesca la generazione istantanea di un numero altissimo di coppie elettrone-lacuna: l'effetto pratico sul semiconduttore è un'alterazione radicale del rapporto segnale/rumore. L'abbondanza di segnale utile diventa statisticamente sovrachianta, andando a minimizzare l'impatto del rumore termico dei transistor e delle correnti di buio.

3.3.5 Confronto dosimetrico per l'energia 6 MV FFF

Il primo set di dati analizzato in regime di alto rateo di dose riguarda l'energia a 6 MV FFF. Il tracciato longitudinale (Grafico 17) riporta la sovrapposizione delle variazioni percentuali di output misurate dall'MPC per i tre acceleratori in esame nell'arco dei 18 mesi.

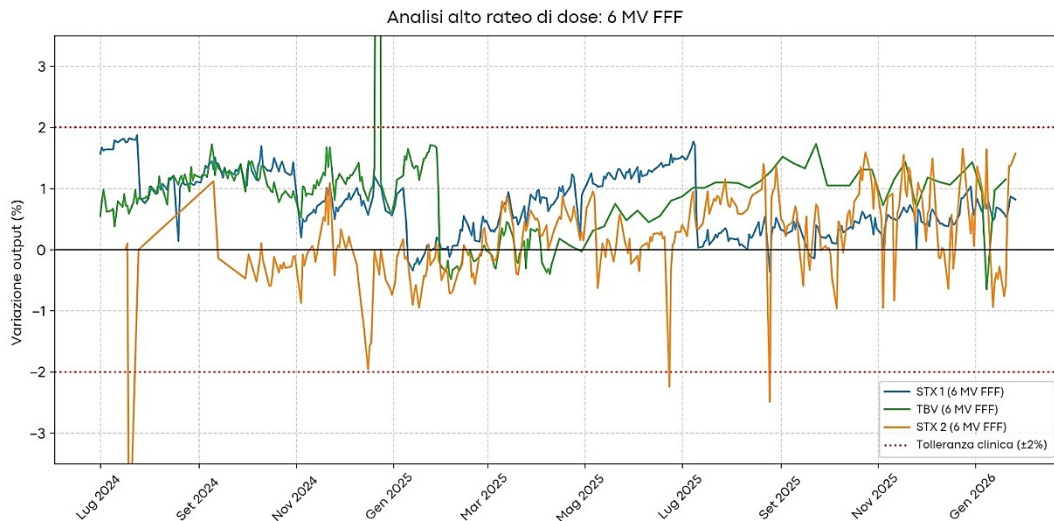


Grafico 17 - Andamento temporale delle variazioni di output per l'energia 6 MV FFF (STX 1, STX 2, TBV).

L'osservazione del grafico evidenzia la persistenza di due pattern comportamentali nettamente distinti tra le macchine.

Da un lato, il TrueBeam STX 1 e il TBV confermano una notevole sovrapposibilità delle rispettive curve, replicando fedelmente la deriva dosimetrica "a rampa" già documentata per le energie filtrate. Entrambi i sistemi registrano una perdita di efficienza di raccolta graduale e costante nel tempo, sintomo del fisiologico danno da radiazione a carico del silicio e dell'opacizzazione del collante ottico dello scintillatore. Questo andamento testimonia la coerenza metrologica dell'algoritmo MPC, in grado di tracciare l'usura del pannello indipendentemente dalla presenza del filtro perequatore.

Dall'altro lato, il TrueBeam STX 2 mantiene un andamento di natura erratica, mancando totalmente di registrare il progressivo invecchiamento del recettore. Va tuttavia evidenziato che, confrontando la dispersione dei dati rispetto all'energia 6 MV standard, si osserva una dinamica termodinamica rilevante: sottoposto al flusso di 1400 UM/min, il sistema mostra fluttuazioni meno estreme, rimanendo più stabilmente all'interno delle tolleranze cliniche del $\pm 2\%$.

3.3.6 Confronto dosimetrico per l'energia 10 MV FFF

Per verificare se l'incremento del rateo di dose fosse direttamente correlato a una maggiore stabilità di lettura, il confronto è stato esteso all'energia di 10 MV FFF, che operando a 2400 UM/min rappresenta lo stress test definitivo per il recettore a stato solido.

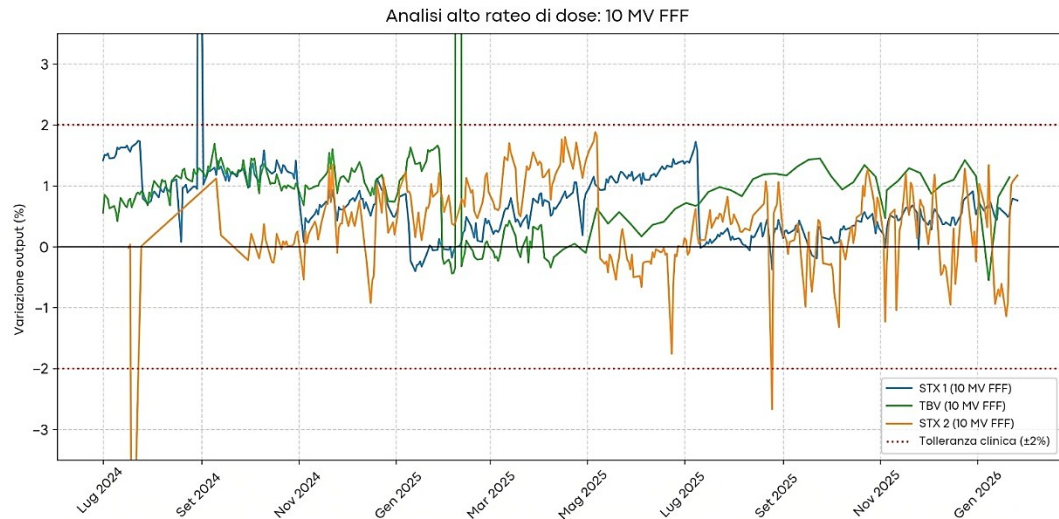


Grafico 18 - Andamento temporale delle variazioni di output per l'energia 10 MV FFF (STX 1, STX 2, TBV).

I dati illustrati nel Grafico 18 non fanno che confermare, amplificandoli, i risultati ottenuti in precedenza. Mentre gli acceleratori STX 1 e TBV continuano a mostrare una deriva lineare e quindi prevedibile (fino ai reset di manutenzione), l'STX 2 presenta una curva di rumore che appare stranamente “compressa” attorno allo zero. Interpretare correttamente questa compressione è, a mio avviso, cruciale per le conclusioni di questo studio: non bisogna infatti commettere l'errore di pensare che il recettore dell'STX 2 sia diventato improvvisamente stabile; siamo piuttosto davanti a un fenomeno di mascheramento quantistico. L'enorme fluenza fotonica sommerge i fotodiodi difettosi con una tale quantità di cariche da innalzare l'SNR a livelli estremi e questo segnale finisce per nascondere l'errore percentuale durante la conversione analogico-digitale (ADC), coprendo temporaneamente il rumore di fondo del pannello.

In sintesi, il confronto sulle energie FFF dimostra che due acceleratori su tre mantengono una coerenza diagnostica impeccabile, risentendo solo dell'usura intrinseca dei materiali. Il terzo macchinario (STX 2) esibisce invece una instabilità strutturale di lettura che non scompare, ma viene unicamente mitigata dall'incremento del rateo di dose. L'assenza di una deriva longitudinale coerente sull'STX 2 impedisce l'implementazione di logiche di QA predittive, mettendo seriamente in discussione lo stato di salute del suo recettore d'immagine.

3.4 Approfondimento fisico: effetto di "trap filling"

La riduzione dell'ampiezza delle oscillazioni percentuali registrata sull'acceleratore STX 2 in modalità 6 MV e 10 MV FFF richiede una rigorosa interpretazione basata sulla fisica dei semiconduttori. Se la matrice di silicio amorfo (a-Si) presenta difetti reticolari o alterazioni strutturali (come ipotizzato dai dati a bassa energia), il pannello è caratterizzato da un'elevata densità di "stati trappola" all'interno della banda proibita del materiale.

A ratei di dose standard (es. 600 UM/min), le coppie elettrone-lacuna generate dalla radiazione vengono in buona parte catturate da queste trappole e rilasciate in modo stocastico (generando *ghosting* e fluttuazioni erratiche nel segnale letto dai transistor TFT). Il difetto risulta quindi predominante.

Tuttavia, passando alla modalità 6 MV FFF (1400 UM/min), il flusso di fotoni incidenti sul recettore aumenta di oltre il 130%. Questa improvvisa e massiccia valanga quantistica provoca un fenomeno noto come **saturazione delle trappole (*trap filling effect*)**. L'enorme quantità di cariche generate riempie istantaneamente tutti i difetti reticolari disponibili nel silicio. Una volta che i centri di intrappolamento sono saturi, i restanti milioni di elettroni fluiscono liberamente e senza ostacoli verso gli elettrodi di raccolta.

A questo si unisce un effetto puramente algoritmico legato al **rapporto segnale/rumore**: essendo il segnale utile (il numeratore) enormemente più

grande rispetto alla modalità filtrata, il "rumore di buio" (il denominatore costante del difetto) perde il suo peso statistico. L'errore percentuale calcolato dall'algoritmo MPC viene matematicamente compresso, facendo apparire la macchina "più stabile" di quanto non sia fisicamente. La modalità FFF, dunque, non stabilizza l'STX 2, ma ne inonda l'elettronica fino a mascherarne temporaneamente le inefficienze di conduzione.

3.5 Analisi della stabilità spaziale: uniformità del profilo del fascio

La valutazione della costanza di erogazione di un acceleratore lineare non può esaurirsi nella sola analisi dell'Output (resa dosimetrica sull'asse centrale). Un fascio clinicamente accettabile deve mantenere rigorosamente costanti nel tempo anche le sue caratteristiche spaziali, riassumibili nei concetti di planarità e simmetria. Eventuali alterazioni del profilo fotonico possono indicare un degrado del target, uno spostamento millimetrico del filtro perequatore o un'anomalia nei circuiti di *steering* del fascio di elettroni primario.

3.5.1 Il parametro di uniformità nell'algoritmo MPC

A differenza dei controlli dosimetrici eseguiti con fantocci ad acqua o matrici di camere a ionizzazione (come il QA mensile o annuale), il sistema *MPC* non calcola planarità e simmetria secondo le definizioni geometriche tradizionali delle normative internazionali. Il software Varian utilizza un parametro composito denominato **beam uniformity change**.

Durante l'acquisizione, l'algoritmo confronta l'intera mappa di fluensa 2D catturata dall'EPID con l'immagine di *baseline* originaria. Il software sottrae matematicamente l'influenza dell'output centrale e valuta la deviazione quadratica media dei pixel periferici rispetto a quelli centrali. Una variazione dell'uniformità indica che la "forma" della campana del fascio si sta modificando in modo asimmetrico o si sta appiattendoinclinando in modo anomalo.

Questa metrica risulta di fondamentale importanza per l'indagine condotta in questo studio. Come ampiamente discusso, la tecnologia a silicio amorfo è soggetta a *radiation damage*. Tale danno, tuttavia, non si distribuisce mai in modo omogeneo sull'area del pannello: la porzione centrale (sempre esposta al fascio primario e a ratei di dose maggiori) subisce un degrado reticolare e un imbrunimento ottico molto più severi rispetto ai bordi. Un recettore compromesso tenderà a leggere un segnale artificialmente depresso al centro e relativamente più alto in periferia, inducendo l'algoritmo a registrare una fittizia alterazione dell'uniformità del fascio. È importante notare che, sebbene l'MPC non valuti i parametri dell'uniformità in maniera analoga ai controlli convenzionali, i due dati sono confrontabili e sostanzialmente sovrapponibili.

3.5.2 Confronto longitudinale sull'uniformità (6 MV)

Al fine di validare l'affidabilità dell'algoritmo in maniera indipendente e scorporare le derive puramente dosimetriche da eventuali anomalie geometriche dell'erogazione, l'analisi è stata estesa al profilo spaziale del fascio. I log dell'MPC relativi all'indice di uniformità sono stati valutati prima sia in termini assoluti che confrontandoli con le misurazioni giornaliere di simmetria (radiale e trasversale) registrate esternamente dalla matrice a camere a ionizzazione PTW quickcheck per i tre acceleratori lineari in esame (sull'energia 6 MV).

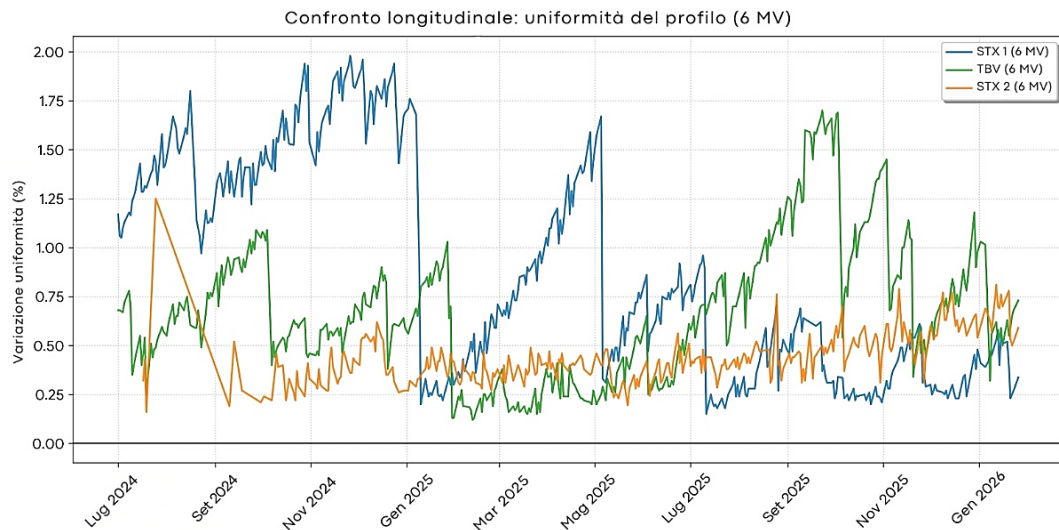


Grafico 19 - Andamento temporale della variazione percentuale dell'uniformità del fascio (planarità e simmetria combinate) misurata dall'MPC per l'energia 6 MV.

L'andamento longitudinale (Grafico 19) illustra una netta separazione nei profili di stabilità:

- **TrueBeam STX 2 e TBV:** le due macchine mostrano un comportamento esemplare. La variazione di uniformità oscilla costantemente in un range ristretto, a dimostrazione che il fascio radiogeno mantiene intatte le sue geometrie (planarità e simmetria) e che i rispettivi recettori invecchiano in modo omogeneo su tutta la loro superficie.
- **TrueBeam STX 1:** l'acceleratore in esame presenta, al contrario, un tracciato completamente slegato dalla linea di *baseline*. Oltre a esibire oscillazioni più marcate e rumorose, la curva dell'STX 2 denota un netto disallineamento sistematico (bias) verso l'alto. Questo indica che l'algoritmo MPC percepisce una deviazione continua del profilo del fascio.

3.5.3 Interpretazione fisica

La reale portata di questo dato emerge in modo ancora più evidente dall'analisi della varianza.

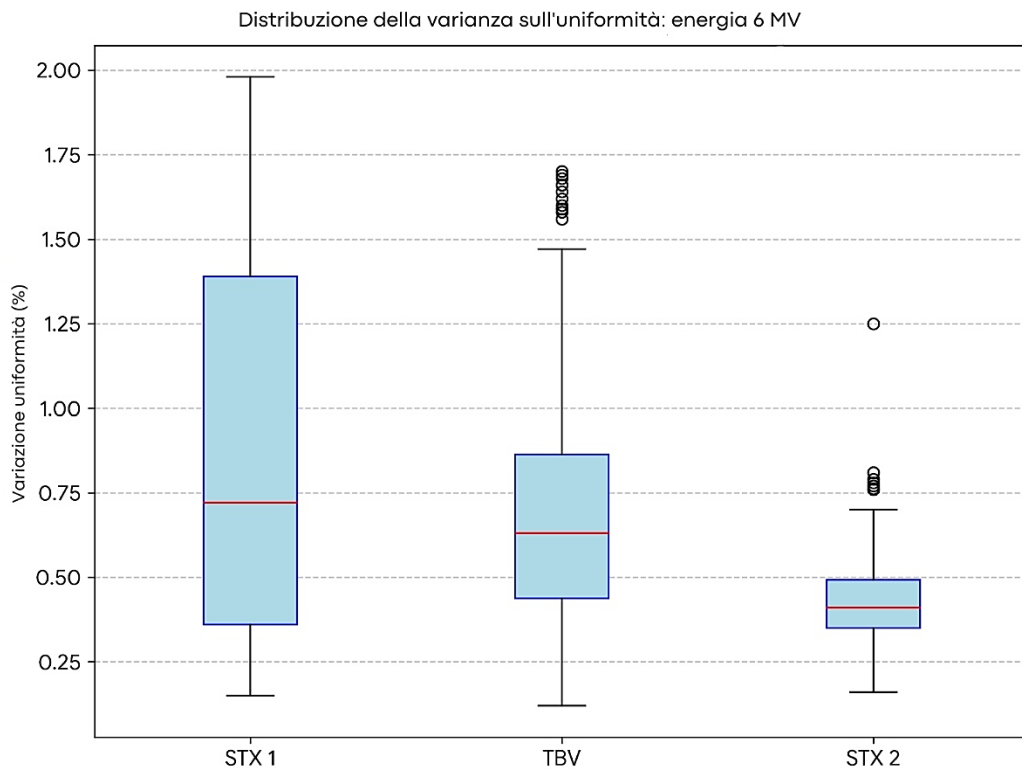


Grafico 20 – Distribuzione statistica della variazione di uniformità (STX 1, STX 2, TBV).

Osservando la distribuzione statistica del Grafico 20, risulta palese come l'STX 1 non solo abbia una dispersione dei dati (la lunghezza del box) nettamente superiore, ma la mediana stessa dell'errore di uniformità sia traslata verso valori anomali.

Fisicamente, questo non significa che il LINAC stia erogando un fascio asimmetrico o "storto": se vi fosse un problema reale allo *steering* degli elettroni o al target, i controlli dosimetrici indipendenti eseguiti fisicamente in acqua (tramite array di camere a ionizzazione) avrebbero immediatamente segnalato il guasto, bloccando i trattamenti. Tali controlli, tuttavia, risultavano nei limiti di tolleranza.

3.5.4 Confronto tra MPC e misurazioni giornaliere (quickcheck)

Confronto stabilità del profilo (6 MV)
quickcheck (simmetria) vs MPC (uniformità)

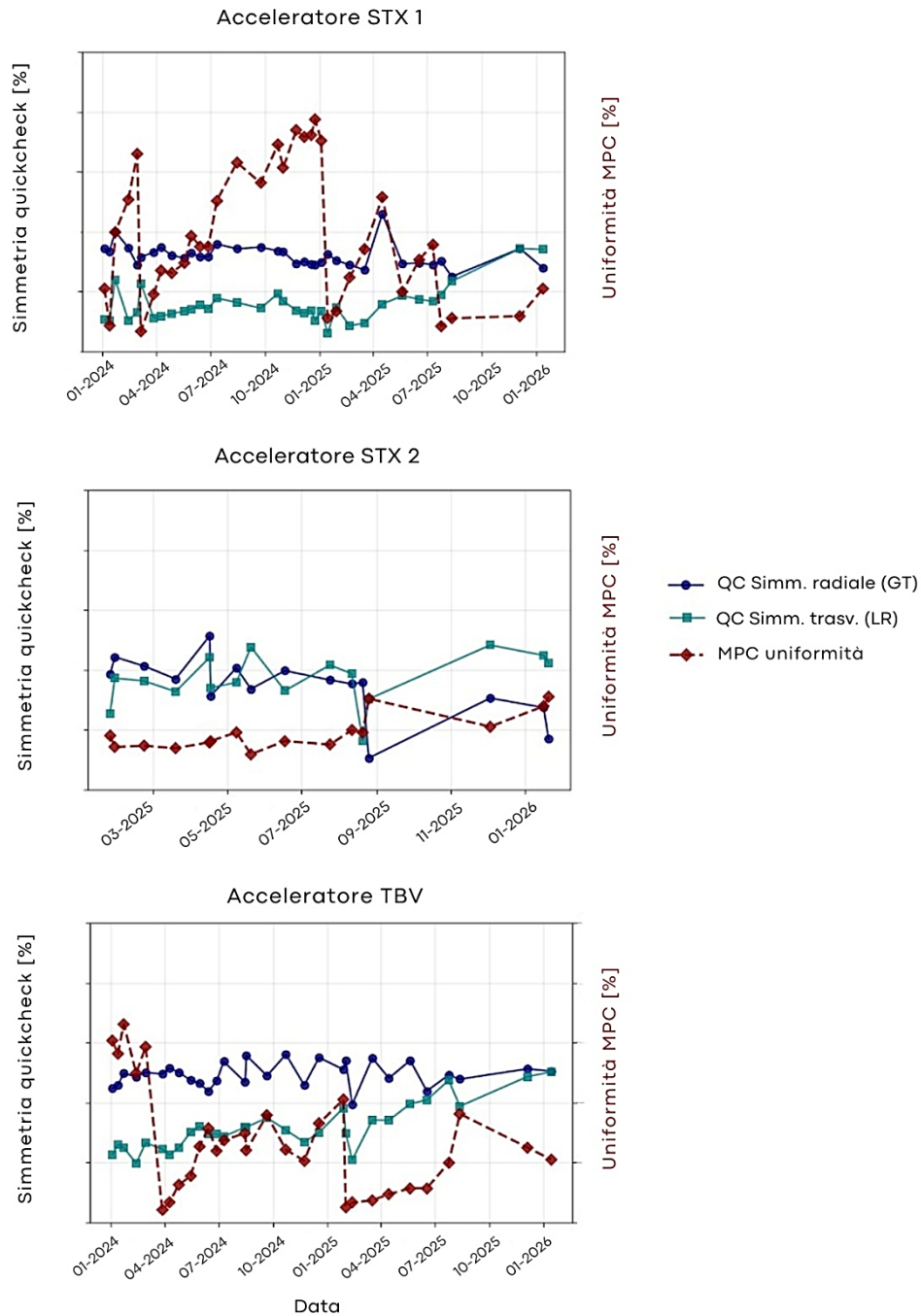


Grafico 21 - Andamento longitudinale della stabilità spaziale del fascio a 6 MV (STX 1, STX 2, TBV).
Sull'asse di sinistra è riportata la variazione percentuale della simmetria radiale e trasversale (quickcheck); sull'asse di destra la variazione di uniformità globale (MPC).

Come illustrato dal Grafico 21, dall'analisi dei tracciati longitudinali emergono tre evidenze fisiche fondamentali:

- **Stabilità intrinseca del profilo geometrico:** a differenza dell'andamento dell'output dosimetrico, precedentemente descritto come soggetto a derive periodiche a "dente di sega" dovute alla fisiologia delle camere monitori, i parametri relativi all'architettura spaziale del fascio mantengono una costanza granitica nel tempo. Le fluttuazioni della simmetria misurate dal quickcheck (linee blu e verdi) si confinano stabilmente all'interno di un range di tolleranza ristretto (tra +0.5% e +1.5%), confermando che l'integrità dei filtri e il sistema di guida magnetica non subiscono alterazioni.
- **Indipendenza dalla fluttuazione di dose:** l'analisi dell'acceleratore STX 2 ci ha fornito l'evidenza forse più significativa dell'intero studio. Nonostante questa unità sia risultata la più critica in termini di rendimento dosimetrico, il suo profilo spaziale è rimasto sempre piatto e perfettamente sovrapponibile a quello dei LINAC più stabili, confermando come le anomalie dell'STX 2 siano di natura prettamente elettronica o di calibrazione. Possiamo quindi escludere con certezza danni strutturali all'architettura fisica di formazione del fascio.
- **Sensibilità e specificità del rivelatore MPC:** osservando l'indice di uniformità calcolato dal pannello (la linea tratteggiata rossa), si nota in tutti e tre i macchinari un andamento costante, speculare alle misure esterne effettuate sul lettino. Questo parallelismo è la prova che l'algoritmo MPC riesce a separare con efficacia l'errore di dose dall'errore di forma. In parole povere, anche quando il rendimento subisce delle derive, il sistema garantisce all'operatore che la simmetria geometrica in uscita è intatta, fornendo un responso analitico assolutamente coerente con quello della strumentazione assoluta indipendente.

CAPITOLO 4: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

4.1 Sintesi dell'indagine

L'analisi longitudinale condotta in questo studio ha permesso di sviscerare le reali potenzialità e i limiti intrinseci del sistema automatizzato MPC in ambito clinico. Il confronto sistematico tra i log generati dall'algorithm EPID e le misurazioni fisiche indipendenti ha delineato un quadro estremamente coerente del comportamento della strumentazione su tre acceleratori lineari caratterizzati da diversi stati di usura e stabilità. Come evidenziato dai risultati, il sistema MPC si è rivelato uno strumento dalla sensibilità notevole nel monitorare le fluttuazioni relative della macchina: la sua capacità di intercettare le derive delle camere monitor e, al contempo, confermare che il fascio resti spazialmente invariato, ne giustifica ampiamente l'uso nei controlli giornalieri. Inoltre, la rapidità di esecuzione (circa 5 minuti) e l'automazione del processo garantiscono una standardizzazione del dato giornaliero che riduce drasticamente l'errore operatore-dipendente.

Tuttavia, è fondamentale sottolineare, in perfetto accordo con le specifiche del costruttore, che l'applicativo MPC non è fornito, né certificato, come un sistema di dosimetria assoluta: esso esegue esclusivamente misurazioni di tipo relativo basate sul confronto con un'istantanea di riferimento acquisita in precedenza. Ne consegue che ogni fluttuazione, offset o condizione sub-ottimale presente al momento del salvataggio della *baseline* verrà matematicamente normalizzata e incorporata dal sistema come "zero ideale". Pertanto, l'onere della validazione dosimetrica ricade interamente sulla singola struttura clinica. L'impiego dell'MPC non può in alcun modo sostituire il giudizio insindacabile fornito dalla misurazione assoluta periodica mediante camera a ionizzazione in fantoccio ad acqua o solido, l'unica procedura in grado di garantire la tracciabilità della dose erogata ai protocolli primari standard.

In conclusione, si ritiene l'MPC uno strumento di *quality assurance* quotidiana estremamente sensibile: la sua introduzione nella routine clinica migliora significativamente il monitoraggio del Linac e la predittività dei

guasti, ma il suo utilizzo risulta clinicamente sicuro e metodologicamente corretto solo qualora sia integrato, validato e subordinato a un solido programma di dosimetria periodica indipendente, gestito e supervisionato dal fisico medico.

4.2 Limiti dello studio e prospettive future

Per quanto l'analisi condotta abbia restituito evidenze solide, è doveroso riconoscerne i limiti metodologici. Lo studio è di natura puramente retrospettiva, basandosi su dati consolidati in un periodo storico predefinito. Inoltre, l'indagine si è focalizzata in modo esclusivo sull'architettura hardware proprietaria Varian (TrueBeam e aS1200), il che rende i risultati fisici non immediatamente traslabili sulle architetture EPID di altri *vendor* (es. Elekta o CyberKnife).

Ciononostante, il quadro tracciato apre prospettive di sviluppo straordinarie nel campo della qualità in Radioterapia: il volume di dati giornalieri generato dall'MPC (che include variazioni di output, geometria dei collimatori, traslazioni del lettino e uniformità) costituisce un *dataset* ideale per l'implementazione di algoritmi di intelligenza artificiale e *machine learning*.

Gli sviluppi futuri di questo lavoro potrebbero orientarsi verso la stesura di un modello predittivo: addestrando una rete neurale a riconoscere pattern precoci di instabilità come quelli isolati sull'STX 2 a bassa energia, diventerebbe possibile passare da una manutenzione reattiva (intervento a guasto avvenuto) a una manutenzione predittiva. Il sistema potrebbe allertare il team di Fisica Sanitaria della fine della vita utile del pannello EPID con settimane di anticipo rispetto all'insorgenza di *interlock* bloccanti.

4.3 Conclusione finale

In ultima analisi, il confronto eseguito in questo lavoro ha ampiamente dimostrato la robustezza del sistema MPC in accordo con i QA convenzionali, ma con un importante cambio di paradigma concettuale:

l'MPC non deve infatti essere inteso meramente come un dosimetro automatizzato che verifica lo stato di salute del LINAC, bensì come un sistema olistico e chiuso, le cui fluttuazioni termodinamiche e statistiche raccontano l'esatto stato di usura dell'hardware che esegue la misurazione stessa. Comprendere la firma fisica del rumore all'interno dei dati di output e uniformità fornisce al dipartimento di Fisica Sanitaria lo strumento definitivo per garantire non solo l'accuratezza dosimetrica, ma la continuità operativa essenziale per la cura del paziente oncologico.

BIBLIOGRAFIA

1. Decreto Legislativo 31 luglio 2020, n. 101. Attuazione della direttiva 2013/59/Euratom, che stabilisce norme fondamentali di sicurezza relative alla protezione contro i pericoli derivanti dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti. *Gazzetta Ufficiale della Repubblica Italiana*, Serie Generale n. 201 del 12-08-2020, Supplemento Ordinario n. 29.
2. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*. 2009;36(9):4197-4212.
3. Benedict SH, Yenice KM, Constine LS, Kruse W, Murphy CG, Papiez L, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Medical Physics*. 2010;37(8):4078-4101.
4. Clivio A, Vanetti E, Rose S, Nicolini G, Belosi MF, Cozzi L, et al. Evaluation of the Machine Performance Check application for TrueBeam Linac. *Radiation Oncology*. 2015;10:97.
5. Li Y, Netherton T, Nitsch PL, Gao S, Klopp AH, Balter PA, et al. Independent validation of machine performance check for the Halcyon and TrueBeam linacs for daily quality assurance. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2018;19(4):375-382.
6. Varian Medical Systems. *The TrueBeam System Architecture: Maestro Synchronous Control*. Technical White Paper. Palo Alto, CA: Varian Medical Systems.
7. Varian Medical Systems. *TrueBeam System Reference Guide*. Varian Medical Systems, Palo Alto, CA.

8. Karzmark CJ, Nunan CS, Tanabe E. *Medical electron accelerators*. McGraw-Hill; 1993.
9. Varian Medical Systems. *TrueBeam Machine Performance Check Reference Guide (V2.7)*. Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA, 2017.
10. Varian Medical Systems. *TrueBeam Machine Performance Check Reference Guide (V4.0)*. Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA, 2025.
11. Varian Medical Systems. *TrueBeam Machine Performance Check (MPC) Training Materials*. Varian Oncology Systems.
12. Grace K, Marco V, Marco P. Validation of Machine Performance Check (MPC) Beam Output Change on Two TrueBeam Linac Systems. *African Journal of Medical Physics*. 2020;3(1):38-47.
13. Nigam J, Kumar P, Singh PP, Silambarasan NS, Navitha S. Evaluation and validation of the machine performance check application for TrueBeam 2.5 Linac. *Indian Journal of Science and Technology*. 2020;13(14):1470-1475.
14. Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. *Technical Reports Series No. 398*. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA); 2000.
15. PTW Freiburg. *QUICKCHECK webline User Manual*. PTW Freiburg GmbH.

RINGRAZIAMENTI

Desidero ringraziare il Professor Marco Valenti per avermi assegnato questo progetto, per avermi guidato nel percorso, per la gentilezza e la disponibilità dimostrata e per i preziosi consigli forniti durante la stesura del lavoro: a lui vanno la mia immensa gratitudine e la stima più profonda.

Desidero esprimere la mia gratitudine anche nei confronti del Professor Lucio Alticozzi che, sebbene non abbia potuto far parte di questo lavoro come correlatore, è stato fondamentale sia in termini pratici che di supporto: il suo atteggiamento positivo e propositivo sono stati importantissimi per me, soprattutto nelle fasi iniziali della stesura della tesi.

Ringrazio di cuore anche le figure portanti del mio corso di laurea: il Professor Gabriele Polonara, il Dottor Luigi Lariccia, il Dottor Daniele Aramini e la Dottoressa Federica Marchetti per il sostegno, l'affiancamento e la pazienza dimostrata in questi anni.

Un ringraziamento particolare va anche a tutto il personale dei SOD di Fisica Sanitaria e di Radioterapia dell'Azienda Ospedaliera Universitaria delle Marche per avermi permesso la sperimentazione, l'acquisizione dei dati e per avermi fornito gli strumenti adatti alla compilazione di questo lavoro.

Infine, abbandonando per un momento il tono accademico, desidero dedicare questa tesi alla mia famiglia: non sono stato né un figlio né un fratello semplice e nonostante questo, nei momenti più bui della mia vita, ho potuto sempre e comunque fare affidamento su di loro. Vorrei che sapeste che senza di voi non sarei riuscito ad arrivare fino a qui e che vi devo tutto, davvero tutto.

Dedico questa tesi anche alla mia compagna Ludovica, che mi ha sostenuto in questo iter giorno dopo giorno, con una positività e con un'energia che spesso ho faticato a trovare in me stesso verso la fine di questo percorso. Per avermi supportato e sopportato con infinito amore e infinita pazienza (soprattutto) ritengo che questo traguardo appartenga anche a lei.

E in ultimo, ma non per importanza, dedico questa tesi alla mia cucciola Zelda, che mi ha fatto sperimentare un tipo di felicità che non ipotizzavo si potesse mai provare fin dal primissimo giorno. Non trovo parole adatte a descrivere il sentimento che mi lega a te se non: sei la cosa più bella che mi sia mai capitata.