

Report AIFM

PROTOCOLLO PER IL CONTROLLO DELLA QUALITÀ DEI SISTEMI PER PIANIFICAZIONE RADIOTERAPICA (RTPS)

*A cura del:
Gruppo di Lavoro per il controllo della qualità
delle prestazioni dei sistemi computerizzati per
la pianificazione dei trattamenti radioterapici*



N.7 (2011)

Supplemento alla Rivista Fisica in Medicina n.1-2/2011
Direttore Responsabile: Fabrizio Levrero
Aut. n. 24 del 18-11-1994 - Tribunale di Genova
Editore: Omicron Editrice
Via Imperiale 43/1 - 16143 Genova

Curatori

Maria Grazia Brambilla *A.O. Ospedale Niguarda Ca' Granda, Milano*
Angelo Monti *A.O. Ospedale Niguarda Ca' Granda, Milano*

Autori:

CONTROLLI NON DOSIMETRICI

Referente: Simonato Franca *Istituto Oncologico Veneto, Padova*

Autori del documento:

Luigi Fontan *Azienda ULSS n. 9, Treviso*
Valeria Mongioj *Istituto Nazionale Tumori, Milano*
Francesca Pietrobon *Azienda ULSS n. 1, Belluno*
Simonetta Salviato *Azienda ULSS n. 12, Venezia-Mestre*
Franca Simonato *Istituto Oncologico Veneto, Padova*
Lanfranco Stea *Azienda ULSS n. 12, Venezia-Mestre*

TECNICHE CONVENZIONALI CON FASCI DI FOTONI

Referente: Gianluca Montanari, A.O. San Gerardo, Monza

Autori del documento:

Danilo Aragno *A.O. San Camillo Forlanini, Roma*
Maria Grazia Brambilla *A.O. Ospedale Niguarda Ca' Granda, Milano*
Carlo Giordano *Ospedale "G. da Saliceto", Piacenza*
Francesco Lucio *ASO S. Croce e Carle, Cuneo*
Laura Mantovani *I.R.C.C.S. Policlinico San Matteo di Pavia, Pavia*
Gianluca Montanari *A.O. San Gerardo, Monza*
Gabriella Pasquali *IRCCS Fondazione S. Maugeri, Pavia*
Roberta Rauco *A.O. San Camillo Forlanini, Roma*
Piero Schiapparelli *E. O. Ospedali Galliera, Genova*
Elena Vaccara *Ospedale S. Martino, Genova*
Elena Villaggi *Ospedale "G. da Saliceto", Piacenza*

TECNICHE STEREOTASSICHE E ROTAZIONALI

Referente: Fausto Declich *A.O. Ospedale "A. Manzoni", Lecco*

Autori del documento:

Chiara Bassetti *Policlinico di Monza – Monza*
Antonella Compagnucci *Ospedale "Careggi" - Firenze*
Fausto Declich *A.O. Ospedale "A. Manzoni", Lecco*
Marianna Loi *Ospedale Oncologico Azienda U.S.L. 8 - Cagliari*
Marco Mapelli *Policlinico di Monza – Monza*
Sergio Porru *Ospedale Oncologico Azienda U.S.L. 8 - Cagliari*
Serena Russo *Ospedale "Careggi" - Firenze*
Paolo Salmoiraghi *Cliniche Humanitas-Gavazzeni - Bergamo*

Ringraziamenti

Ringraziamo i colleghi del Servizio di Fisica Medica dell'Istituto di Radiooncologia del Kaiser Franz Josef Spital di Vienna, per i Consigli nella predisposizione di alcune tabelle contenute nel capitolo 2.

INDICE

INTRODUZIONE	9
1. CONTROLLI NON DOSIMETRICI	11
1.1 INTRODUZIONE.....	11
1.2 FANTOCCI	12
1.3. PROCEDURE OPERATIVE PER LA MISURAZIONE DEI PARAMETRI	15
1.3.1 - <i>Descrizione anatomica</i>	15
1.3.2 - <i>Strutture anatomiche</i>	33
1.3.3 - <i>Registrazione di immagini multimodali</i>	44
1.3.4 - <i>DRR</i>	65
1.3.5 - <i>Stampe, Plot e DVH</i>	70
APPENDICE: FANTOCCIO SEMI-ANTROPOMORFO PER LA REGISTRAZIONE DI STUDI MULTIMODALI	82
SCHEDA PER LA SEGNALAZIONE DI ERRORI O IMPRECISIONI O INAPPLICABILITÀ	84
BIBLIOGRAFIA	85
2. CONTROLLI PER TECNICHE CONVENZIONALI CON FASCI DI FOTONI	86
2.1 PREMESSA	86
2.2 STRUMENTAZIONE E CRITERI PER LA SUA SCELTA	86
2.2.1 <i>Introduzione</i>	86
2.2.2 <i>Strumentazione per le misure di dose assoluta</i>	87
2.2.3 <i>Strumentazione per le misure di curve di dose in profondità e profili</i>	88
2.2.3.1 <i>Considerazioni generali</i>	88
2.2.3.2 <i>Tipi di rivelatori disponibili e loro caratteristiche principali</i>	90
2.2.4 <i>Strumentazione per le misure di fattori di rendimento e fattori di trasmissione dei modificatori del fascio</i>	92
2.2.5 <i>Conclusioni</i>	93
2.3 ANALISI DEI DATI E CRITERI DI ACCETTAZIONE	96
2.3.1 <i>Introduzione</i>	96
2.3.2 <i>Metodi di analisi dei dati</i>	96

2.3.2.1	<i>La differenza di dose</i>	96
2.3.2.2	<i>La distanza di accordo, RW_{50} e δ_{50-90}</i>	98
2.3.2.3	<i>L'indice gamma</i>	100
2.3.2.4	<i>Il limite di confidenza</i>	101
2.3.3	<i>- Criteri di accettabilità</i>	102
2.4	DESCRIZIONE DEI TEST E LORO ELENCO	106
2.4.1	<i>Descrizione generale dei test</i>	106
2.4.1.1	<i>Test fondamentali</i>	109
2.4.1.2	<i>Test aggiuntivi</i>	112
2.4.1.3	<i>Test di consistenza interna</i>	118
2.5	TEST PERIODICI.....	131
	SCHEDA RIASSUNTIVA DEI CONTROLLI	134
	SCHEDA PER LA SEGNALAZIONE DI ERRORI O IMPRECISIONI O INAPPLICABILITÀ	135
	BIBLIOGRAFIA	136
3.	CONTROLLI PER TECNICHE STEREOTASSICHE E ROTAZIONALI	139
3.1	PREMESSA	139
3.2	STRUMENTAZIONE DI MISURA	139
3.3	DESCRIZIONE DEI TEST PER I COLLIMATORI CONICI.....	141
3.3.1	<i>Test fondamentali - Descrizione dei controlli e schede di registrazione</i>	142
3.3.2	<i>Test aggiuntivi - Descrizione dei controlli e schede di registrazione</i>	144
3.3.3	<i>Test di consistenza interna dell' algoritmo - Descrizione dei controlli e schede di registrazione</i>	146
3.4	DESCRIZIONE DEI TEST PER μ MLC.....	148
3.4.1	<i>Test fondamentali - Descrizione dei controlli e schede di registrazione</i>	149
3.4.2	<i>Test aggiuntivi Descrizione dei controlli e schede di registrazione</i>	151

3.4.3 <i>Test di consistenza interna -</i> <i>Descrizione dei controlli e schede di registrazione</i>	155
3.5 ALGORITMI DI CALCOLO IN PRESENZA DI DISOMOGENEITÀ	159
3.6 TEST SPECIFICI PER L'ARCOTERPIA	160
3.6.1 <i>Test di consistenza interna -</i> <i>Descrizione dei controlli e schede di registrazione</i>	161
3.7 INFORMAZIONI AGGIUNTIVE AL CALCOLO DELLA DOSE	165
3.8 LOCALIZZAZIONE STEREOTASSICA	170
SCHEDA RIASSUNTIVA DEI CONTROLLI	176
APPENDICE: SIMULAZIONE MONTE CARLO DI UN FASCIO COLLIMATO DA μMLC	177
SCHEDA PER LA SEGNALAZIONE DI ERRORI O IMPRECISIONI O INAPPLICABILITÀ	182
BIBLIOGRAFIA	183
GLOSSARIO	185

Introduzione

Le attuali tecniche applicate nei trattamenti di radioterapia convenzionali o innovativi richiedono un considerevole utilizzo dei sistemi di pianificazione computer-assistita (*Radiotherapy Treatment Planning Systems, RTPS*). La scelta di questo strumento, ormai indispensabile per il lavoro di tutti i giorni in un servizio di radioterapia anche di modeste dimensioni, dovrebbe essere effettuata principalmente in base a esigenze di tipo clinico e l'algoritmo implementato dovrebbe per conseguenza essere noto e riconosciuto come efficace nelle situazioni prevalentemente incontrate nella pratica clinica del centro.

Il punto chiave nell'uso di questi sistemi è rappresentato dalla modellizzazione al loro interno delle apparecchiature per radioterapia in dotazione. Dal punto di vista squisitamente dosimetrico, si tratta di un complesso procedimento articolato in diverse fasi: dall'acquisizione dei dati dosimetrici richiesti, all'inserimento dei dati, sino al confronto tra dato misurato e dato calcolato in prefissate condizioni e alle conseguenti conclusioni sull'utilizzabilità clinica del prodotto. Nel lavoro di ottimizzazione, esiste poi una non meno importante componente riguardante l'inserimento dei dati e delle immagini del paziente, la segmentazione delle strutture, la registrazione multimodale e la valutazione del piano; ciascuna di queste attività va accuratamente controllata al fine di assicurare l'affidabilità del substrato anagrafico ed eidologico su cui l'RTPS deve lavorare.

L'evoluzione degli RTPS è stata caratterizzata da livelli di complessità crescenti, finalizzati a far fronte alle varie modalità di trattamento nelle procedure di lavoro quotidianamente applicate. La complessità di tali sistemi è legata principalmente al maggior livello di accuratezza degli algoritmi implementati per il calcolo della dose e per la modellizzazione delle ricostruzioni effettuate sui dati di imaging disponibili.

È quindi necessario effettuare dei controlli sulle prestazioni degli RTPS, considerando ogni singola caratteristica che possa influire sul risultato finale. Il livello di controlli da eseguire deve tenere conto di tutte le tecniche implementate presso il centro nel quale il sistema è stato installato e potrà quindi essere di difficoltà variabile.

Per quanto riguarda il nostro paese in particolare, inoltre, esistono anche ben precisi obblighi di legge, in vigore ormai da alcuni anni, relativi alle diverse apparecchiature per radioterapia e che includono anche gli RTPS, ai quali è necessario ottemperare.

Negli ultimi anni sono stati prodotti molti documenti da autorevoli Associazioni internazionali – i cui riferimenti verranno citati nelle pagine successive - riguardanti i controlli sulle prestazioni degli RTPS. Si tratta di materiale spesso molto dettagliato, ricco di riferimenti bibliografici, nel quale i test da effettuare, i criteri sulla base dei quali tali prove sono state progettate e le tolleranze da usare sono accuratamente descritti.

L'applicazione di questi documenti richiede un notevole impegno in termini di risorse umane, tecnologiche e temporali, inoltre è spesso necessario ricorrere ad un loro condensato, estraendo da ciascun documento i test che meglio soddisfano l'esigenza locale, poiché l'applicazione puntuale e completa dei protocolli citati può risultare difficilmente realizzabile.

Le ditte che forniscono il prodotto spesso non offrono un supporto adeguato nella fase di commissioning del sistema e l'utilizzatore si trova in difficoltà per verificare le sue reali prestazioni, compresi gli eventuali punti di criticità.

Fatte salve le precedenti considerazioni, allo scopo di soddisfare il naturale desiderio di sintesi e di individuare i controlli raccomandabili per l'accettazione e l'impiego in ragionevole sicurezza di questi sistemi, il documento propone delle indicazioni di base riguardanti i tipi dei test da effettuare, le modalità della loro esecuzione e le tolleranze a essi relative, unitamente ad alcuni particolari suggerimenti sulla strumentazione da impiegare.

L'orientamento fondamentale è stato quello di classificare i controlli in base alla loro finalità e alla loro importanza e di adeguare le modalità di lavoro e la strumentazione necessaria anche a realtà con limitate risorse.

Dopo una breve introduzione su ciascun argomento, i controlli sono elencati e riportati in forma di schede di lavoro in cui le singole fasi di esecuzione sono descritte per punti essenziali, con l'intento di rendere più agevole il lavoro e sostenere coloro che lo devono eseguire, specialmente nel delicato periodo precedente all'entrata in funzione clinica dell'RTPS.

Il presente documento è pertanto costituito da tre parti: la prima riguardante i controlli di tipo non dosimetrico, la seconda i controlli dosimetrici nelle condizioni di trattamento convenzionali con fasci di fotoni e la terza i controlli dosimetrici e geometrici in trattamenti di tipo stereotassico con acceleratore lineare e collimatori addizionali.

1. Controlli non dosimetrici

1.1. Introduzione

La preparazione di un trattamento con un sistema di pianificazione dedicato richiede l'impiego di programmi o moduli di programmi che, pur non eseguendo il calcolo della dose, sono comunque di primaria importanza per lo svolgimento di questa complessa procedura. Essi riguardano l'inserimento dei dati e delle immagini del paziente, la segmentazione delle strutture, la registrazione di immagini multi-modali e la valutazione del piano.

Questa parte del manuale tratta i controlli di qualità per le operazioni di tipo non dosimetrico eseguite dall'RTPS.

Come è stato proposto dalle pubblicazioni Internazionali [1.1, 1.2, 1.3] il numero dei controlli richiesti per verificare la corretta funzionalità delle procedure non dosimetriche svolte dagli RTPS è notevolmente elevato, ma la necessità di minimizzare i tempi di lavoro da dedicare a tale attività costringe l'utente a dover selezionare tra tutti i più significativi e, talvolta, anche i più facilmente eseguibili.

Lo scopo di questo lavoro è quindi proporre i controlli di base che possano costituire l'ossatura di un protocollo pratico e realizzabile di controlli di qualità.

Il gruppo di lavoro AIFM che ha prodotto questo documento ritiene inoltre utile fornire indicazioni relative alle modalità operative per l'esecuzione dei controlli: a questo scopo sono state predisposte istruzioni dettagliate delle modalità esecutive, schede per la registrazione dei risultati e schede riassuntive dell'esito dei controlli con una struttura affine ai manuali di qualità. Inoltre tutti gli studi CT, RM o PET di fantocci antropomorfi e geometrici (alcuni virtuali) utilizzati dai componenti del gruppo per effettuare i controlli sono stati depositati nello spazio collaborativo offerto dalla AIFM e possono essere facilmente scaricati all'indirizzo http://77.220.64.154/ACollab/sign_in.php da chiunque sia iscritto all'Associazione Italiana di Fisica Medica. Questo permetterà a chi sottopone il proprio RTPS a questo protocollo di avere gli stessi strumenti di valutazione di chi l'ha proposto, soprattutto nel caso in cui il risultato del controllo debba essere confrontato con i limiti stabiliti dal protocollo stesso.

Come specificato nei protocolli internazionali [1.2, 1.3, 1.4, 1.5] alcuni test, "type test", dovrebbero essere eseguiti dalla ditta fornitrice ed altri, i "site test", dall'utente. I "type test" hanno lo scopo di verificare la conformità del sistema o dell'apparecchiatura ai requisiti specifici richiesti, mentre i "site test", detti anche test di accettazione, vengono eseguiti dopo l'installazione e hanno lo scopo di verificare che lo specifico sistema installato sia conforme ai requisiti richiesti nel capitolato. Questi ultimi sono tanto più necessari quanto più l'RTPS si interfaccia ad altri sistemi informativi presenti nella struttura. Questo protocollo nelle schede riassuntive dei risultati specifica quali controlli dovrebbero essere eseguiti dalla ditta e quali dovrebbero essere eseguiti dall'utente, anche a seguito di aggiornamenti del software.

Nel paragrafo 1.2 vengono elencati e brevemente descritti i fantocci utilizzati dal gruppo e presenti nello spazio web AIFM.

Nel paragrafo 1.3 sono descritte le procedure operative per l'esecuzione dei controlli. I controlli sono suddivisi in 5 diverse tipologie: descrizione anatomica, strutture anatomiche, registrazione di immagini multimodali, DRR, DVH e stampe.

L'appendice A descrive in dettaglio il fantoccio semi-antropomorfo utilizzato per testare principalmente il software della registrazione di immagini multimodali.

Per chi utilizza questo protocollo e desidera dare un contributo al suo miglioramento, gli autori hanno predisposto una scheda di segnalazione di eventuali errori o imprecisioni o inapplicabilità presenti nel testo, consapevoli delle difficoltà di trattare in maniera esaustiva ed aggiornata una materia così complessa e in continua evoluzione.

1.2 Fantocci

Le diverse tipologie dei controlli non dosimetrici comportano l'utilizzo di numerosi studi di fantocci geometrici, antropomorfi e matematici. Come viene specificato nell'introduzione, tali studi sono scaricabili dallo spazio collaborativo della AIFM che si trova all'indirizzo web http://77.220.64.154/ACollab/sign_in.php. Le immagini sono in formato DICOM in quanto si è assunto che la connettività tra le varie modalità di acquisizione delle immagini e l'RTPS adotti questo standard.

Nella tabella seguente viene presentato l'elenco degli studi, specificando: il numero identificativo, il nome dei file utilizzato nel sito, il tipo di fantoccio e i parametri del protocollo di acquisizione.

Tabella 1

N.	Nome file	Tipo di fantoccio	Protocollo di scansione reale o virtuale
01	FOV1 e FOV2	Fantoccio matematico Contiene un parallelepipedo omogeneo (valore del pixel 0) $100 \times 200 \times 50 \text{mm}^3$ (X x Z x Y secondo il sistema di coordinate della TC) immerso in fondo omogeneo (valore del pixel -1000)	Dimensione pixel: 1mm x 1mm (FOV1) e 0,5mm x 0,5mm (FOV2). Spaziatura tra le sezioni: 5mm
02	SEZIONIDUPLICATE	Fantoccio matematico come il precedente FOV1	Dimensione pixel: 1mm x 1mm. Spaziatura tra le sezioni: 5mm. Una sezione è duplicata
03	VARIEDISTANZE	Fantoccio matematico Contiene un parallelepipedo omogeneo (valore del pixel 0) $100 \times 200 \times 73 \text{mm}^3$ immerso in fondo omogeneo (valore del pixel -1000).	Studio con 11 sezioni diversamente distanziate: 5, 7 e 10mm
04	300SEZIONI	Fantoccio matematico con 300 sezioni	Non significativo
05	HFS,FFS,HFP,FFP	Fantoccio antropomorfo	Quattro studi TC di un fantoccio antropomorfo con repere sull'occhio destro, introdotto nel FOV della TC in ognuna delle 4 posizioni possibili
06	PER_DRR	Il fantoccio matematico di dimensione $100 \times 200 \times 100 \text{mm}^3$ In alcune sezioni sono riportati degli oggetti a forma circolare di 5mm di diametro. Sulle due sezioni estreme e sulla sezione centrale sono riportati oggetti indicanti il lato sinistro, destro, frontale e posteriore del fantoccio per verificare eventualmente le posizioni indicate nel RTPS. I numeri TC creati sono :+2000 per gli oggetti circolari; -1000 per i rettangoli che contengono le scritte; 1000 per il rettangolo nella sezione centrale; 0 in tutti gli altri punti.	101 sezioni distanziate di 1mm. La dimensione del pixel è di $0.5 \times 0.5 \text{mm}^2$.

N.	Nome file	Tipo di fantoccio	Protocollo di scansione reale o virtuale
07	CATPHAN	CATPHAN	Una scansione TC del fantoccio con spessore della sezione di 5mm e dimensione del pixel di $0.5 \times 0.5 \text{mm}^2$
08	CTDI	CTDI	Studio TC: distanza tra le sezioni di 5mm, dimensioni pixel di $0.35 \times 0.35 \text{mm}^2$
09	TC2mm	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio TC: spessore sezione 2mm, FOV 240mm, dimensione pixel $0.47 \times 0.47 \text{mm}^2$, asse fantoccio parallelo asse lettino
10	TC4mmLL	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio TC: spessore sezione 4 mm, FOV 400mm, dimensione pixel $0.94 \times 0.94 \text{mm}^2$, asse fantoccio ruotato di circa 5° in direzione latero-laterale
11	TC4mmAP	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio TC: spessore sezione 4 mm, FOV 400mm, dimensione pixel $0.94 \times 0.94 \text{mm}^2$, asse fantoccio ruotato di circa 5° in direzione antero-postero
12	RM	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio RM: TR 500 ms, TE 11 ms, matrice 256×256 , spessore sezione 4 mm con 0.2 mm gap, dimensione pixel $0.98 \times 0.98 \text{mm}^2$ asse fantoccio parallelo asse lettino
13	TC_PET	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio TC con tomografo TC/PET: spessore sezione 4.25mm, dimensione pixel $0.98 \times 0.98 \text{mm}^2$, FOV 500 mm, asse fantoccio parallelo asse lettino
14	PET_TC	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio PET con tomografo TC/PET: matrice 256×256 , spessore sezione 4.25 mm, dimensione pixel $0.98 \times 0.98 \text{mm}^2$, asse fantoccio parallelo asse lettino
15	TC_3.3.3	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio TC: spessore sezione 4mm, dimensione pixel $0.68 \times 0.68 \text{mm}^2$

N.	Nome file	Tipo di fantoccio	Protocollo di scansione reale o virtuale
16	PET_3.3.3	Fantoccio semi-antropomorfo (vedi Appendice A)	Studio PET con tomografo TC/PET: matrice 256x256, spessore sezione 4.25 mm dimensione pixel 0.98x0.98mm ²
17	FANT_CIRS	Fantoccio CIRS con forma antropomorfa della pelvi, di dimensioni 270mm in direzione antero-postero e 330mm in direzione latero-laterale. E' dotato di 17 inserti di forma cilindrica con diametro della base di 30.5mm	Studio TC: distanza tra le sezioni 3mm, dimensione pixel 0.94x0.94mm ² , asse fantoccio parallelo asse lettino
18	FANT_CIRS_IRR	Fantoccio CIRS come il precedente	Studio TC: distanza tra le sezioni 3mm, dimensione pixel 0.94x0.94mm ² , asse fantoccio ruotato in direzione latero-laterale

1.3 Procedure operative per la misurazione dei parametri

1.3.1 - Descrizione anatomica

- Introduzione
- Descrizione dei controlli e schede di registrazione
- 1.3.1.1 Lo stesso paziente due volte
- 1.3.1.2 Lo stesso paziente con due diverse descrizioni anatomiche
- 1.3.1.3 Congruenza della scansione TC – Due set di immagini
- 1.3.1.4 Congruenza della scansione TC – Diversi FOV
- 1.3.1.5 Congruenza della scansione TC – Sezioni duplicate
- 1.3.1.6 Variazione della distanza tra sezioni nella stessa scansione
- 1.3.1.7 Massimo numero di sezioni TC
- 1.3.1.8 Corretta visualizzazione dell'orientamento del paziente
- 1.3.1.9 Integrità geometrica delle sezioni
- 1.3.1.10 Rappresentazione numeri TC
- 1.3.1.11 Geometria delle immagini ricostruite
- 1.3.1.12 Integrità delle immagini che provengono da altre modalità diagnostiche
- Scheda riassuntiva dei controlli

Introduzione

Per descrizione anatomica si intendono quei processi che permettono all'RTPS di individuare e riconoscere correttamente il soggetto su cui poi interverranno le definizioni di strutture anatomiche e quindi gli algoritmi di registrazione e di calcolo. Per questa fase preliminare, sono suggeriti alcuni controlli che, in parte, possono essere anche demandati al produttore del sistema. Altri controlli, invece, indagano la connettività dell'RTPS rispetto alle diverse modalità di acquisizione delle immagini: l'utente può controllare le caratteristiche intrinseche del suo sistema mediante l'impiego dei fantocci matematici e fisici a disposizione nel sito AIFM oppure acquisire immagini soddisfacenti i test proposti con gli apparecchi di imaging che ha a disposizione per un approccio di tipo integrale.

Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.1 - Lo stesso paziente due volte
SCOPO DEL CONTROLLO	Acquisire informazioni sul comportamento del sistema quando lo stesso paziente viene inserito due volte
CONDIZIONI DI PROVA	Introduzione pazienti nell'RTPS
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	L'inserimento con lo stesso ID è impossibile
TOLLERANZA	
MODALITÀ OPERATIVA	
1. Introdurre lo stesso paziente due volte nel database dell'RTPS	
2. Registrare la risposta del sistema	

Scheda di registrazione

1.3.1.1 - Lo stesso paziente due volte		
Condizioni	Risultato	
Introdurre nell'RTPS due pazienti tipo Xxxx Yyyy 20021972 Xxxx Yyyy 20021972	<input type="checkbox"/> non possibile/warning	tipo warning:
	<input type="checkbox"/> non possibile/no warning	
	<input type="checkbox"/> possibile/warning	tipo warning:
	<input type="checkbox"/> possibile/no warning	

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.2 - Lo stesso paziente con due diverse descrizioni anatomiche
SCOPO DEL CONTROLLO	Acquisire informazioni sul comportamento del sistema quando vengono inserite due descrizioni anatomiche
CONDIZIONI DI PROVA	Introduzione pazienti nell'RTPS
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	L'inserimento con diverse descrizioni anatomiche è possibile
TOLLERANZA	
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Introdurre una seconda descrizione anatomica (secondo studio) di un paziente già presente nell'archivio 2. Verificare che l'RTPS avverta di sovrascrivere e/o associare al paziente una nuova descrizione 	

Scheda di registrazione

1.3.1.2 - Lo stesso paziente con due diverse descrizioni anatomiche		
Condizioni	Risultato	
Introdurre nell'RTPS due pazienti tipo Xxxx Yyyy 20021972 mammella Xxxx Yyyy 20021972 utero	<input type="checkbox"/> non possibile/warning	tipo warning:
	<input type="checkbox"/> non possibile/no warning	
	<input type="checkbox"/> possibile/warning	tipo warning:
	<input type="checkbox"/> possibile/no warning	

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.3 - Congruenza della scansione TC – Due serie di immagini con lo stesso ID e nome del paziente
SCOPO DEL CONTROLLO	Acquisire informazioni sul comportamento del sistema quando vengono inserite due descrizioni anatomiche con lo stesso ID e lo stesso nome
CONDIZIONI DI PROVA	Introduzione nell'RTPS dei dati paziente contenuti nella TC
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Impossibilità del doppio inserimento dello stesso ID
TOLLERANZA	
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC con lo stesso nome paziente e codice ID. 2. Verificare che l'RTPS fornisca adeguato messaggio. 3. Può essere necessario ripetere il test distinguendo l'anagrafica dal codice ID per poter verificare quale dei due elementi (se non entrambi) comportano la perdita di univocità del dato. 	

Scheda di registrazione

1.3.1.3 - Congruenza della scansione TC – Due serie di immagini con lo stesso ID e nome del paziente	
Condizioni	Risultato
ID paziente	<input type="checkbox"/> presenza messaggio
Cognome-nome paziente	<input type="checkbox"/> assenza messaggio

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.4 - Congruenza della scansione TC – Diversi FOV
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare che l'RTPS determini correttamente le dimensioni degli oggetti, qualsiasi sia l'apertura del FOV.
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC con due FOV diversi di fantoccio geometrico
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Coincidenza delle dimensioni
TOLLERANZA	± 1 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC con due FOV diversi e con il pixel di dimensioni massime 1×1 mm² nella sezione trasversa e inviarli all'RTPS. Per tale controllo sono disponibili nel sito AIFM gli studi FOV1 e FOV2 relativi a un fantoccio matematico di dimensioni $100 \times 200 \times 50$ mm³ 2. Misurare con il ruler le dimensioni del fantoccio su sezioni con FOV diversi e confrontarle con il valore reale. 	

Scheda di registrazione

1.3.1.4 - Congruenza della scansione TC – Diversi FOV		
Condizioni		Risultato
FOV1:	Dimensioni reali	Dimensioni misurate
FOV2:	Dimensioni reali	Dimensioni misurate

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.5 - Congruenza della scansione TC – Sezioni duplicate
SCOPO DEL CONTROLLO	L’RTPS non deve accettare studi che hanno sezioni con la stessa posizione
CONDIZIONI DI PROVA	Introduzione serie immagini TC con sezioni duplicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Impossibile
TOLLERANZA	Nessuna
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> Inviare all’RTPS una serie di immagini TC dello stesso paziente, alcune delle quali duplicate. Per l’esecuzione di questo controllo è disponibile nel sito AIFM lo studio SEZIONIDUPLICATE che possiede due sezioni con la stessa posizione Verificare che l’RTPS non consenta la pianificazione del trattamento e che fornisca adeguato messaggio di errore 	

Scheda di registrazione

1.3.1.5 - Congruenza della scansione TC – Sezioni duplicate	
Condizioni	Risultato
Sezioni duplicate	<input type="checkbox"/> presenza messaggio d’errore <input type="checkbox"/> assenza messaggio d’errore

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.6 - Determinazione delle distanze cranio-caudali quando le sezioni dello stesso studio non sono equidistanti
SCOPO DEL CONTROLLO	L'RTPS deve sempre effettuare correttamente la ricostruzione del volume indipendentemente dalla distanza tra le sezioni ed eventualmente segnalarlo
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di un fantoccio generico con diversa distanza tra le sezioni
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	$\pm 1\text{mm}$
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC con distanza tra le sezioni diversa ed inviarlo all'RTPS. Per l'esecuzione di questo controllo è disponibile nel sito AIFM lo studio VARIE DISTANZE che consiste in una serie contenente 11 sezioni di spessore 0,1mm. Le sezioni sono diversamente distanziate: 5, 7 e 10 mm. L'oggetto all'interno è un parallelepipedo omogeneo (valore del pixel 0) $100 \times 200 \times 73 \text{ mm}^3$ (X x Z x Y) immerso in fondo omogeneo (valore del pixel -1000). Osservare eventuali messaggi da parte dell'RTPS 2. Misurare con il ruler l'estensione cranio-caudale della ricostruzione coronale e sagittale del volume dello studio 	

Scheda di registrazione

1.3.1.6 - Determinazione delle distanze cranio-caudali quando le sezioni dello stesso studio non sono equidistanti	
Condizioni	Risultato
Fantoccio	Segnalazione da parte dell'RTPS <input type="checkbox"/> assenza messaggio <input type="checkbox"/> presenza messaggio
Estensione dello studio nella direzione cranio-caudale reale [mm]	Ricostruzione sagittale misurata [mm]
	Ricostruzione coronale misurata [mm]

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.7 - Massimo numero di sezioni TC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare il comportamento dell'RTPS quando viene inserito un numero di sezioni superiore al numero massimo
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di fantoccio/paziente con numero di sezioni elevato
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Indicato dalle caratteristiche tecniche dell'RTPS
TOLLERANZA	
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Identificare se l'RTPS nella versione in uso presenta un limite massimo di sezioni TC 2. Acquisire un set di immagini TC del fantoccio superiore al limite massimo (se noto) oppure superiore a 200 se il limite non è noto. È disponibile nel sito AIFM lo studio 300SEZIONI che possiede 300 sezioni. 3. Controllare la possibilità/impossibilità d'impiego della serie di immagini 4. Nel caso la serie di immagini non sia utilizzabile, controllare se esiste la possibilità di selezionarle 	

Scheda di registrazione

1.3.1.7 - Massimo numero di sezioni TC		
Condizioni	Risultato	
n. max di sezioni previsto dall'RTPS	<input type="checkbox"/> utilizzabili in import	<input type="checkbox"/> non utilizzabili in import
	<input type="checkbox"/> utilizzabili in creazione fasci	<input type="checkbox"/> non utilizzabili in creazione fasci
	<input type="checkbox"/> utilizzabili in calcolo dose	<input type="checkbox"/> non utilizzabili in calcolo dose
n. di sezioni acquisite	<input type="checkbox"/> utilizzabili in visualizzazione	<input type="checkbox"/> non utilizzabili in visualizzazione
	<input type="checkbox"/> selezionabili	<input type="checkbox"/> non selezionabili

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.8 - Corretta visualizzazione dell'orientamento del paziente
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare che l'RTPS riconosca correttamente l'orientamento delle immagini acquisite e della loro ricostruzione. Verificare se consente di modificare il posizionamento
CONDIZIONI DI PROVA	Per ciascuna delle quattro diverse modalità di posizionamento sul lettino (HFS, FFS, HFP, FFP), acquisizione TC di fantoccio sul quale si possano chiaramente distinguere la destra dalla sinistra, la parte anteriore dalla parte posteriore, la parte inferiore dalla parte superiore
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Marcare il fantoccio con reperi che consentano di identificare la destra o la sinistra, la parte anteriore o la parte posteriore, la parte superiore o la parte inferiore oppure utilizzare un fantoccio antropomorfo dotato di un reperi per distinguere la destra dalla sinistra 2. Acquisire quattro serie di immagini TC del fantoccio nelle posizioni HFS, FFS, HFP, FFP. Per l'esecuzione di questo controllo sono disponibili nel sito AIFM gli studi HFS, FFS, HFP, FFP (fantoccio simulante distretto encefalico con reperi sull'occhio destro) 3. Trasferire le immagini all'RTPS 4. Controllare la rappresentazione dell'orientamento del paziente nelle sezioni trasverse e nelle sezioni ricostruite sagittalmente e coronalmente 	

Scheda di registrazione

1.3.1.8 - Corretta visualizzazione dell'orientamento del paziente	
Condizioni	Risultato
<input type="checkbox"/> craniocaudale/supino (HFS)	<input type="checkbox"/> rappresentazione corretta
<input type="checkbox"/> craniocaudale/prono (HFP)	<input type="checkbox"/> rappresentazione corretta
<input type="checkbox"/> caudocraniale/supino (FFS)	<input type="checkbox"/> rappresentazione corretta
<input type="checkbox"/> caudocraniale/prono (FFP)	<input type="checkbox"/> rappresentazione corretta

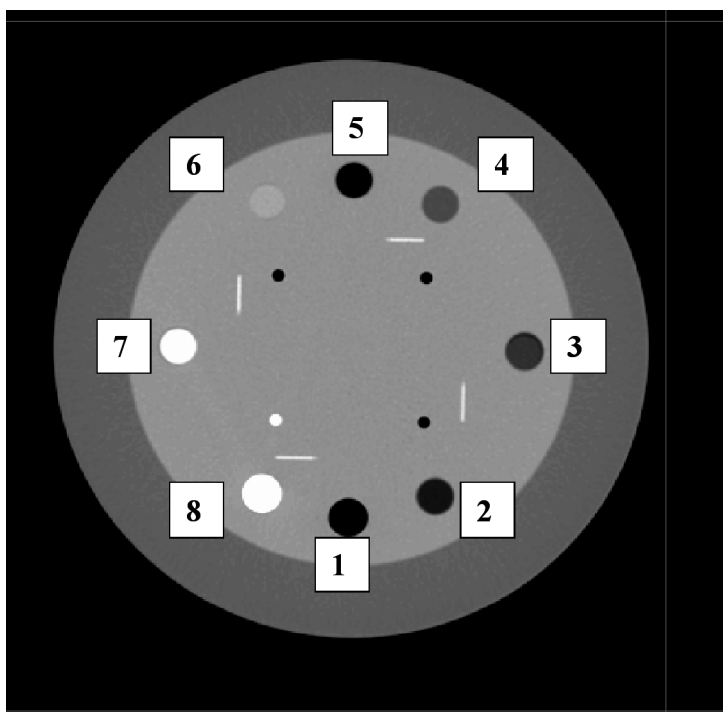
Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.9 - Integrità geometrica delle sezioni
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare che le dimensioni geometriche di oggetti presenti nell'immagine trasferita siano corrette
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di un fantoccio geometrico di dimensioni note
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	± 1 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire uno studio TC di un fantoccio geometrico di dimensioni note. La dimensione del pixel deve essere inferiore a $1 \times 1 \text{ mm}^2$. E' disponibile nel sito AIFM lo studio di un fantoccio geometrico FANT_CIRS di dimensioni 270mm in direzione antero-posteriore e 330mm in direzione latero-laterale 2. Misurare le dimensioni del fantoccio con il ruler e confrontarle con il valore reale 	

Scheda di registrazione

1.3.1.9 - Integrità geometrica delle sezioni	
Condizioni	Risultato
Dimensione antero-posteriore reale [mm].....	misura su RTPS [mm]
Dimensione latero-laterale reale [mm].....	misura su RTPS [mm].....

Fantoccio CATPHAN



inserto	HU TC
Air (1)	-989 ± 4
PMP (2)	-183 ± 2
LDPE (3)	-95 ± 2
Polystyrene (4)	-38 ± 2
Air (5)	-982 ± 3
Acrylic (6)	121 ± 2
Delrin (7)	349 ± 4
Teflon (8)	957 ± 2

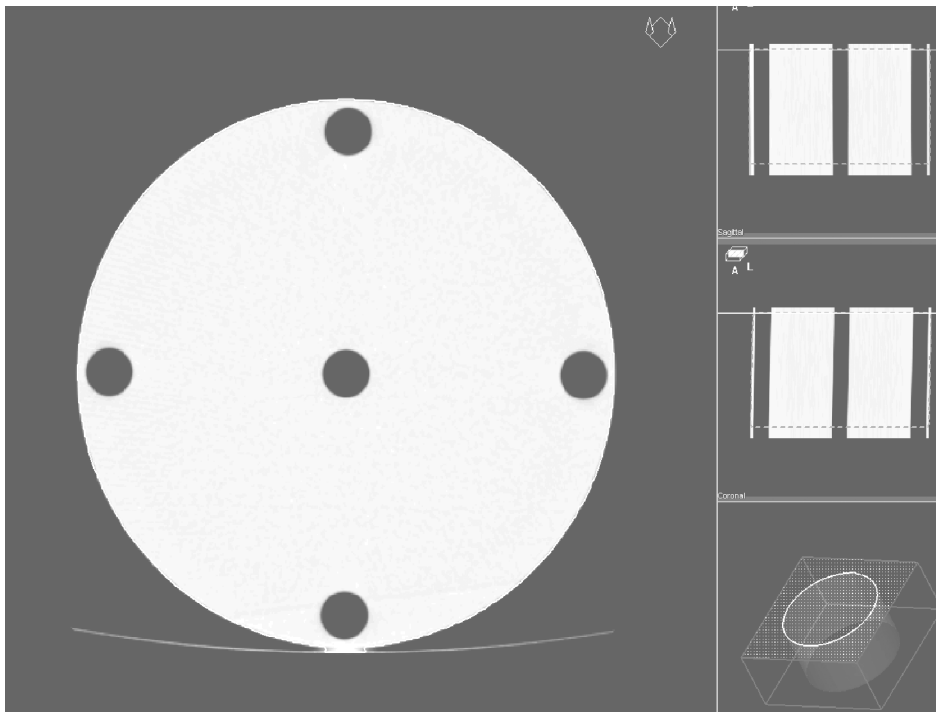
Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.11 - Geometria delle immagini ricostruite
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare che le dimensioni geometriche della immagine ricostruita siano corrette
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di un fantoccio con strutture parallele
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	± 2 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC del fantoccio con strutture interne parallele (può essere utilizzato il fantoccio per la misura del CTDI in TC che prevede al suo interno inserti a distanze note) ed inviarlo all'RTPS. È disponibile nel sito AIFM uno studio del fantoccio. 2. Effettuare delle ricostruzioni sui piani trasversali, sagittali e coronali 3. Misurare con il ruler le distanze note tra gli inserti 	

Scheda di registrazione

1.3.1.11 - Geometria delle immagini ricostruite	
Condizioni	Risultato
Assiale - distanza reale ore 12 ed ore 6 [mm]:mm
Assiale - distanza reale ore 3 ed ore 9 [mm]:mm
Coronale - distanza reale centro vs destra [mm]:mm
Coronale - distanza reale centro vs sinistra [mm]:mm
Sagittale - distanza reale centro vs alto [mm]:mm
Sagittale - distanza reale centro vs basso [mm]:mm

Fantoccio CTDI



Assiale - distanza reale ore 12 ed ore 6 [mm]:	140
Assiale - distanza reale ore 3 ed ore 9 [mm]:	140
Coronale - distanza reale centro vs destra [mm]:	140
Coronale - distanza reale centro vs sinistra [mm]:	140
Sagittale - distanza reale centro vs alto [mm]:	140
Sagittale - distanza reale centro vs basso [mm]:	140

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.1.12 - Integrità delle immagini che provengono da altre modalità diagnostiche
SCOPO DEL CONTROLLO	Le immagini acquisite con modalità diverse devono essere trasferite all'RTPS rispettando i corretti rapporti ed orientamenti geometrici. Tale controllo deve essere eseguito su studi prodotti dalle diagnostiche che sono impiegate nella pratica clinica perché con esso si valuta anche la qualità geometrica della diagnostica stessa.
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione di un fantoccio con marker visibili per la diagnostica utilizzata
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	± 2 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Tale controllo dovrebbe essere eseguito per tutte le modalità diagnostiche utilizzate nella definizione del PTV e degli OAR. La descrizione del test si riferisce alla diagnostica RM 2. Utilizzare un fantoccio che possieda markers esterni o interni visibili nelle modalità sia TC e RM ed eventualmente utilizzare anche un localizzatore stereotassico. La posizione dei markers rispetto a un qualsiasi sistema di coordinate deve essere nota con la precisione del millimetro 3. Acquisire uno studio TC utilizzando il protocollo impiegato nella pratica clinica. Tale protocollo dovrà avere i seguenti requisiti minimi: distanza tra le sezioni 3mm, dimensione del pixel 1x1mm². 4. Inviare la serie all'RTPS 5. Determinare le coordinate dei markers sull'RTPS e calcolare la differenza vettoriale rispetto a un'origine che può essere rappresentata da un marker o dall'origine del sistema di coordinate stereotassico, se si è utilizzato il localizzatore stereotassico 6. Acquisire serie di immagini RM del fantoccio con reperi radiopachi con i protocolli utilizzati nella pratica clinica. 7. Inviare le serie all'RTPS 8. Determinare le coordinate dei markers radiopachi sull'RTPS e calcolare la differenza vettoriale rispetto all'origine che può essere rappresentata da un marker o dall'origine del sistema di coordinate stereotassico, se si è utilizzato il localizzatore stereotassico. 	

Scheda di registrazione

1.3.1.12 - Integrità delle immagini che provengono da altre modalità diagnostiche										
Coordinate dei markers sul fantoccio (in mm) differenza vettoriale reale rispetto all'origine					Coordinate dei markers (in mm) TC e differenza vettoriale misurata rispetto all'origine Protocollo					
Punto n.	X	Y	Z	Δr	Punto n.	X	Y	Z	Δr	
1					1					
2					2					
3					3					
4					4					
5					5					
Coordinate dei markers (in mm) RM e differenza vettoriale misurata rispetto all'origine Protocollo n. 1					Coordinate dei markers (in mm) RM e differenza vettoriale misurata rispetto all'origine Protocollo n. 2					
Punto n.	X	Y	Z	Δr	Punto n.	X	Y	Z	Δr	
1					1					
2					2					
3					3					
4					4					
5					5					

DATA:	RTPS/Versione:
-------	----------------

Scheda riassuntiva dei controlli

Tipo di prova:

- Prova di accettazione o di collaudo.
 Prova di verifica o di stato.
 Prova di mantenimento o di costanza.

	Parametro	Ditta fornitrice	Utente	Esito del controllo	
				positivo	negativo
<input type="checkbox"/>	1.3.1.1. Lo stesso paziente due volte	*			
<input type="checkbox"/>	1.3.1.2. Lo stesso paziente con due diverse descrizioni anatomiche	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.3. Congruenza della scansione Due serie di immagini	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.4. Congruenza della scansione Diversi FOV	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.5. Congruenza della scansione Sezioni duplicate	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.6. Variazione della distanza tra sezioni nella stessa scansione	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.7. Massimo numero di sezioni TC	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.8. Orientamento del paziente	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.9. Integrità geometrica delle sezioni	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.10. Rappresentazione numero TC	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.11. Geometria delle immagini ricostruite	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.1.12. Integrità delle immagini che provengono da altre modalità diagnostiche	*	*		

Note: _____

Data: _____

L'Esperto in Fisica Medica: _____

1.3.2 - Strutture anatomiche

- Introduzione
- Descrizione dei controlli e schede di registrazione
- 1.3.2.1 Identificazione univoca delle strutture
- 1.3.2.2 Associazione univoca di particolari proprietà dei contorni
- 1.3.2.3 Numero massimo di contorni per struttura anatomica
- 1.3.2.4 Contornamento automatico
- 1.3.2.5 Contornamento manuale
- 1.3.2.6 Importazione dei contorni
- 1.3.2.7 Espansione mediante l'aggiunta di un margine
- 1.3.2.8 Invalidazione del calcolo di dose in caso di modifica dei contorni
- 1.3.2.9 Strutture interpolate
- Scheda riassuntiva dei controlli

Introduzione

In questa parte del protocollo vengono proposti test che hanno lo scopo di verificare le operazioni eseguite dall'RTPS sulle strutture anatomiche. Esse riguardano la loro delineazione, la ricostruzione in piani diversi, la espansione e la determinazione dei volumi. Anche per l'esecuzione di questi test sono disponibili studi di fantocci geometrici, antropomorfi e matematici che possono essere scaricati dal sito della AIFM.

Gli RTPS presenti in commercio utilizzano differenti algoritmi matematici per eseguire le varie operazioni. Essi, a parità di richiesta, portano a risultati diversi, come è chiaramente descritto anche nella letteratura recente [1.16]. Nel protocollo proposto vengono stabilite delle tolleranze che tengono conto della variabilità dei risultati ottenuti dai diversi RTPS.

Lo scopo di alcuni test non è solo verificare che il proprio RTPS soddisfi i requisiti stabiliti, ma soprattutto rendere l'utente consapevole delle operazioni eseguite dal sistema.

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.1 - Identificazione univoca delle strutture
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare che una determinata struttura anatomica sia univocamente definita e che non possa essere associata ad uno studio diverso da quello per il quale è stata creata
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione di uno studio TC e di un altro studio TC o RM o PET di un fantoccio antropomorfo e contornamento di strutture interne
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Identificazione univoca delle strutture
TOLLERANZA	Nessuna
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due studi di un fantoccio antropomorfo, o due TC o una TC e una RM o PET. Possono essere utilizzati gli studi TC2mm e RM del sito della AIFM 2. Registrare i due studi 3. Disegnare nel primo studio una struttura 4. Creare nel medesimo studio una struttura con lo stesso nome 5. Verificare il comportamento dell'RTPS 6. Creare per il secondo studio una struttura con lo stesso nome 7. Verificare il comportamento dell'RTPS 	

Scheda di registrazione

1.3.2.1 - Identificazione univoca delle strutture	
Condizioni	Risultato
Struttura nel primo studio	Accetta due strutture con lo stesso nome nello stesso studio? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>
Struttura nel secondo studio	Accetta due strutture con lo stesso nome nei due diversi studi? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.2 - Associazione univoca di particolari proprietà dei contorni
SCOPO DEL CONTROLLO	Alcune strutture hanno proprietà particolari attribuibili ad una sola struttura, come ad esempio, il contorno esterno. Verificare il comportamento dell'RTPS nel caso in cui la proprietà del contorno esterno siano attribuite a due diverse strutture
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione di studio TC generico e contornamento di strutture interne
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Una sola struttura può avere le proprietà del contorno esterno
TOLLERANZA	Nessuna
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire uno studio TC generico 2. Creare una struttura con la proprietà del contorno esterno 3. Verificare il comportamento dell'RTPS quando si cerca di creare un'altra struttura con la proprietà del contorno esterno 	

Scheda di registrazione

1.3.2.2 - Identificazione univoca delle strutture	
Condizioni	Risultati
Creazione struttura contorno esterno	<p>Accetta due strutture con nome diverso e proprietà di contorno esterno?</p> <p style="text-align: center;">Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/></p>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.3 - Numero di contorni per struttura anatomica
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare che il numero massimo di contorni per struttura creato all'interno dell'intero studio TC e il numero massimo di strutture che può essere definito all'interno di ciascuna sezione sia adeguato.
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione studio TC generico e contornamento di strutture interne
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Non specificato
TOLLERANZA	Numero max contorni per struttura anatomica almeno 100 e numero massimo strutture per sezione almeno 25.
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire uno studio TC qualsiasi con un numero di sezioni molto elevato 2. Creare una struttura anatomica e disegnare sulle diverse sezioni una gran quantità di contorni e verificare che l'RTPS sia in grado di accettare almeno 100 contorni 3. Se il numero di contorni accettato è inferiore a 100, verificare <ol style="list-style-type: none"> a. quale è il valore massimo b. il comportamento dell'RTPS quando si eccede il valore massimo. 4. All'interno di una singola sezione creare una gran quantità di diverse strutture anatomiche e verificare che l'RTPS sia in grado di accettare almeno 25 strutture 5. Se il numero di strutture accettato è inferiore a 25, verificare <ol style="list-style-type: none"> a. quale è il valore massimo b. il comportamento dell'RTPS quando si eccede il valore massimo. 	

Scheda di registrazione

1.3.2.3 - Numero di contorni per struttura anatomica	
Condizioni	Risultati
Strutture su più sezioni	Il numero massimo dei contorni per struttura è superiore a 100? Sì <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/> Se inferiore a 100, qual è il valore massimo? Come si comporta l'RTPS quando si eccede il valore massimo?
Strutture in una sezione	Il numero massimo di strutture per sezione è superiore a 25? Sì <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/> Se inferiore a 25, qual è il valore massimo? Come si comporta l'RTPS quando si eccede il valore massimo?

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.4 - Contornamento automatico
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare il corretto funzionamento del software di contornamento automatico degli organi. E' evidente che le dimensioni della struttura disegnata dipendono da come è impostata la soglia
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di fantoccio geometrico e contornamento del profilo esterno e di una struttura interna
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Dimensione reale degli oggetti contornati
TOLLERANZA	±2mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire uno studio TC di un fantoccio geometrico con dimensione del pixel inferiore a 1x1mm². Può essere utilizzato lo studio FANT_CIRS presente nel sito della AIFM, costituito da un'unica scansione TC di un fantoccio CIRS descritto in Tab. 1 2. In una sezione disegnare automaticamente il contorno esterno e la struttura interna con maggior contrasto rispetto al fondo 3. Utilizzando il ruler misurare le dimensioni delle strutture lungo le direzioni degli assi principali e confrontarle con le dimensioni reali degli oggetti disegnati 4. Variare i valori di soglia dei numeri TC per il contornamento automatico e verificare l'effetto sulle dimensioni rilevate degli oggetti 	

Scheda di registrazione

1.3.2.4 - Contornamento automatico	
Condizioni	Risultati
Contornamento automatico del profilo esterno e di una struttura interna con le soglie di default Dimensioni reali del contorno esterno [mm]:	Dimensioni determinate dal software [mm]:
Dimensioni reali della struttura interna [mm]:	Dimensioni determinate dal software [mm]:
Contornamento automatico del profilo esterno e di una struttura interna con le soglie che migliorano il contrasto Dimensioni reali del contorno esterno [mm]:	Dimensioni determinate dal software [mm]:
Dimensioni reali della struttura interna [mm]:	Dimensioni determinate dal software [mm]:

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.5 - Contornamento manuale
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare il corretto funzionamento del software di contornamento manuale tramite l'uso del mouse. E' evidente che le dimensioni della struttura disegnata dipendono da come sono impostati i parametri di visualizzazione dell'immagine (WL e WW).
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di fantoccio geometrico e contornamento del profilo esterno e di una struttura interna
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Dimensione reale degli oggetti contornati
TOLLERANZA	±2mm
MODALITÀ OPERATIVA 1. Acquisire uno studio TC di un fantoccio geometrico con dimensione del pixel inferiore a 1x1mm ² . Può essere utilizzato lo studio FANT_CIRS presente nel sito della AIFM, costituito da un'unica scansione TC di un fantoccio CIRS descritto in Tab. 1 2. Disegnare manualmente sulla sezione con il mouse il profilo esterno ed un contorno interno 3. Misurare le dimensioni degli oggetti utilizzando il ruler del software e confrontarle con le dimensioni reali 4. Variare i valori di soglia dei numeri TC per il contornamento automatico. Verificare che la forma e la dimensione dei contorni non dipenda dal verso di inserimento dei punti (orario o antiorario)	

Scheda di registrazione

1.3.2.5 - Contornamento manuale	
Condizioni	Risultati
Contornamento manuale con il mouse del profilo esterno e di una struttura interna ottimizzando la WL e WW Dimensioni reali della struttura interna [mm]:	Dimensioni determinate dal software [mm]: Dimensioni determinate dal software [mm]: Vi è dipendenza dal verso di inserimento ? Sì <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.6 - Importazione dei contorni
SCOPO DEL CONTROLLO	Durante il processo di pianificazione del trattamento possono essere utilizzati diversi RTPS. Per esempio il contornamento può essere eseguito con un sistema e il calcolo della dose con un altro. E' di cruciale importanza verificare che i contorni vengano correttamente trasferiti.
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di un fantoccio geometrico o semi-antropomorfo e contornamento di strutture interne
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	Nessuna
MODALITÀ OPERATIVA	
<p>1. Per l'esecuzione di questo test può essere utilizzato lo studio TC del fantoccio semiantropomorfo TC2mm. Supponiamo di avere due sistemi A e B, dove il sistema A deve trasferire i contorni al sistema B.</p> <p>2. Nel sistema A in uno studio TC che contiene un numero elevato di immagini creare un numero sufficientemente elevato di strutture (e.g. 25) e trasferire le strutture al sistema B</p> <p>3. Verificare che tutte le strutture siano arrivate al sistema B, i nomi delle strutture siano arrivati correttamente, il numero di punti che costituiscono i contorni sia mantenuto o ridotto a un valore accettabile e strutture disgiunte vengano trasferite integralmente e che la forma delle strutture sia corretta</p>	

Scheda di registrazione

1.3.2.6 - Importazione dei contorni	
Condizioni	Risultati
Trasferimento delle strutture dal sistema A al sistema B	Tutte le strutture sono arrivate al sistema B? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>
	I nomi delle strutture sono arrivati correttamente? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>
	Se è stato ridotto il numero di punti che costituisce una struttura, qual è il massimo numero di punti che viene trasferito?
	Le strutture disgiunte vengono trasferite correttamente? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>
	La forma delle strutture è corretta? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.7 - Espansione di una struttura mediante l'aggiunta di un margine
SCOPO DEL CONTROLLO	Questo test ha il compito di verificare la funzionalità dell'operazione di espansione di un volume disegnato. L'RTPS può offrire diverse modalità di espansione di un contorno e ciascuna deve essere verificata. Valutare, inoltre, il calcolo del volume della struttura originale e della struttura espansa.
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di un fantoccio geometrico o semiantropomorfo e contornamento di una struttura interna
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Dimensione del margine, volume della struttura disegnata
TOLLERANZA	Margine: ± 1 mm, volume espanso: $\pm 10\%$
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire uno studio TC di un fantoccio non omogeneo con dimensione del pixel inferiore a 1×1 mm² dotato di una struttura a forma di cilindro. Può essere utilizzato lo studio TC2mm presente nel sito della AIFM relativo al fantoccio semiantropomorfo descritto in appendice. 2. Disegnare su più sezioni manualmente il contorno del cilindro e calcolarne il volume. Gli RTPS in commercio utilizzano diversi algoritmi per calcolare il volume. Tramite un banale calcolo manuale identificare quale algoritmo viene utilizzato nel proprio RTPS 3. Espandere il contorno di 5, 7 e 10 mm e calcolarne il volume 4. Verificare che la forma della struttura espansa sia corretta (valutazione qualitativa) 5. Valutare quantitativamente il risultato dell'espansione nei tre piani ortogonali e confrontare il valore del volume espanso calcolato dall'RTPS con il calcolo manuale 	

Scheda di registrazione

1.3.2.7 - Espansione mediante l'aggiunta di un margine	
Condizioni	Risultati
Contornamento di un cilindro	Cilindro contornato: Altezza [mm] diametro della base [mm] Volume [mm]
	Cilindro espanso: La figura espansa mantiene la forma? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>
	Altezza [mm] $\Delta 5$ mm $\Delta 7$ mm $\Delta 10$ mm
	Diametro della base [mm] $\Delta 5$ mm $\Delta 7$ mm $\Delta 10$ mm
	Volume [mm ³] $\Delta 5$ mm $\Delta 7$ mm $\Delta 10$ mm

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.8 - Invalidazione del calcolo in caso di modifica dei contorni
SCOPO DEL CONTROLLO	Nel caso di modifica di un contorno dopo aver già calcolato la distribuzione di dose, l'RTPS deve invalidare il calcolo del DVH e dei volumi.
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione studio TC qualsiasi e contornamento di strutture interne
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Ricalcolo delle dosi e dei volumi
TOLLERANZA	Nessuna
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire uno studio TC qualsiasi 2. Disegnare più strutture anatomiche 3. Pianificare un trattamento che coinvolga le strutture 4. Ritornare nel modulo del contornamento e modificare una o più strutture 5. Verificare che l'RTPS notifichi l'avvenuta modifica delle strutture e rielabori i dati per la determinazione dei volumi e delle dosi. 	

Scheda di registrazione

1.3.2.8 - Invalidazione del calcolo in caso di modifica dei contorni	
Condizioni	Risultati
Contornamento di una forma qualsiasi e modifica	L'RTPS invia un messaggio di avvenuta modifica dei contorni? Sì <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/> Ricalcola le dosi e i volumi? Sì <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.2.9 - Strutture interpolate
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare il comportamento dell'RTPS quando dei contorni sono creati per interpolazione tra una sezione e l'altra.
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC di un fantoccio geometrico e contornamento di strutture interne
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	Dimensione reale degli oggetti
TOLLERANZA	$\pm 2\text{mm}$
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire uno studio TC di un fantoccio non omogeneo con dimensione del pixel inferiore a $1 \times 1 \text{mm}^2$. Il fantoccio deve essere posizionato con l'asse longitudinale ruotato rispetto all'asse del lettino di circa 5° e deve contenere una struttura a forma cilindrica. Per questo controllo può essere utilizzato lo studio FANT_CIRS_LL presente nel sito della AIFM. 2. Contornare ogni quattro sezioni una struttura a forma cilindrica presente all'interno del fantoccio 3. In almeno una sezione non contornata creare la struttura per interpolazione e verificare la correttezza dell'operazione eseguita confrontando il contorno creato con la forma ellissoidale del cilindro. 	

Scheda di registrazione

1.3.2.9 - Strutture interpolate	
Condizioni	Risultati
Contornamento del cilindro ogni quattro sezioni ed esecuzione dell'interpolazione Asse maggiore e asse minore del cilindro come appaiono nella sezione trasversa obliqua non contornata dello studio TC [mm]	Asse maggiore e asse minore del cilindro determinato per interpolazione [mm]

DATA:	RTPS/Versione:
-------	----------------

Scheda riassuntiva dei controlli

Tipo di prova:

- Prova di accettazione o di collaudo
- Prova di verifica o di stato.
- Prova di mantenimento o di costanza

	Parametro	Ditta fornitrice	Utente	Esito del controllo	
				positivo	negativo
<input type="checkbox"/>	1.3.2.1. Identificazione univoca delle strutture	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.2. Associazione univoca di particolari proprietà dei contorni	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.3. Numero dei contorni per struttura anatomica	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.4. Contornamento automatico	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.5. Contornamento manuale	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.6. Importazione dei contorni	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.7. Espansione mediante l'aggiunta di un margine	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.8. Invalidazione del calcolo in caso di modifica dei contorni	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.2.9. Strutture interpolate	*	*		

Note: _____

Data: _____ L'Esperto in Fisica Medica: _____

1.3.3 - Registrazione di immagini multimodali

- Introduzione
- Descrizione dei controlli e schede di registrazione
 - Algoritmo basato su punti omologhi
- 1.3.3.1 Misurazione del target registration error (TRE), registrazione intramodale TC/TC
- 1.3.3.2 Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM
- 1.3.3.3 Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET
- 1.3.3.4 Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC
- 1.3.3.5 Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC
 - Algoritmo basato sulla mutua informazione
- 1.3.3.6 Misurazione di TRE, registrazione intramodale TC/TC
- 1.3.3.7 Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM
- 1.3.3.8 Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET
- 1.3.3.9 Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC
- 1.3.3.10 Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC
 - Algoritmo basato sull'accoppiamento di superfici
- 1.3.3.11 Misurazione di TRE, registrazione intramodale TC/TC
- 1.3.3.12 Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM
- 1.3.3.13 Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET
- 1.3.3.14 Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC
- 1.3.3.15 Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC
 - Scheda riassuntiva dei controlli

Introduzione

Con il termine **registrazione di immagini** si intende la determinazione dell'allineamento spaziale tra immagini raffiguranti uno stesso oggetto, acquisito con la medesima o con differenti modalità diagnostiche, utilizzando il sistema di coordinate del dispositivo di trattamento o altro dispositivo di localizzazione [1.14].

L'allineamento non deve necessariamente essere perfetto, ma deve essere adeguato al problema clinico posto. Per determinare se la registrazione è stata eseguita adeguatamente è necessario valutare il grado di allineamento [1.6].

La qualità dell'allineamento deriva dalla definizione di registrazione: determinazione di una trasformazione che allinei punti di un oggetto in un'immagine con i corrispondenti punti dell'oggetto nell'altra immagine. La scelta di valutare in tal modo l'allineamento semplifica il problema e consente un confronto tra gli algoritmi di calcolo [1.6].

Attualmente i pacchetti software per registrazione di immagini appartenenti agli RTPS in commercio sono algoritmi in grado di allineare immagini mediante rototraslazioni rigide. A tali algoritmi si rivolgono i controlli descritti di seguito.

Gli algoritmi di registrazione rigida possono essere distinti in tre tipologie essenziali (breve descrizione del rationale di ciascuna tipologia, per dettagli si rimanda alla letteratura):

algoritmo basato sui punti omologhi (point-based algorithm)

Il calcolo della trasformazione T per allineare due immagini viene ottenuta a partire dall'identificazione di punti 3D corrispondenti.

Tali punti fiduciali corrispondenti sono chiamati "omologhi" e sono marker esterni applicati sulla cute o interni (anatomici) appartenenti alle immagini. Identificati i punti omologhi si ricava la trasformazione di corpo rigido che allinei tali punti (rotazione, traslazione e ricerca della distanza minima tra essi). A tale categoria appartiene la registrazione di studi in ambiente stereotassico che impiega i marker contenuti in un casco localizzatore per radioterapia stereotassica [1.7, 1.8, 1.14].

algoritmo basato sulla mutua informazione (mutual information matching)

La trasformazione T viene ottenuta massimizzando la quantità di informazioni condivise tra due set di immagini. La misura di registrazione per immagini multimodali assume che regioni simili (simili valori di grigio) in un'immagine corrispondano a regioni nella seconda immagine che pure consistano di valori simili di grigio (anche se di diverso valore di quelli nella prima immagine): il rapporto dei valori di grigio per tutti i punti corrispondenti in una certa regione per entrambe le immagini varia poco, la varianza media di questo rapporto per tutte le regioni è minimizzata per raggiungere la registrazione [1.7, 1.8, 1.10, 1.11, 1.15].

algoritmo basato sull'accoppiamento di superfici (surface matching)

La trasformazione T viene ottenuta a partire dall'identificazione di contorni e superfici di oggetti nelle immagini, che sono talvolta meglio distinguibili rispetto ai marker anatomici o esterni. Si estraggono quindi i contorni esterni per costruire due superfici equivalenti. Lo studio secondario viene mosso iterativamente intorno allo studio primario valutando ogni volta la somma delle distanze per ciascuna orientazione (funzione costo: somma delle distanze minima) [1.8, 1.13, 1.14].

Valutazione dell'allineamento:

Valutazione di un errore di registrazione chiamato Target Registration Error (TRE). La parola target suggerisce che l'errore venga valutato in una posizione anatomica che è l'obiettivo di una diagnosi e/o terapia:

$$TRE = T(p) - q$$

dove p punto nella prima immagine, q nella seconda, T trasformazione che registra la prima immagine sulla seconda. La differenza tra i due vettori che rappresentano il punto trasformato ed il punto corrispondente danno l'errore di registrazione.

TRE normalmente varia con la posizione entro il volume di interesse. In assenza di punti facilmente individuabili (marker) appartenenti al Target possono esserne scelti altri purché distribuiti lungo l'intero volume del fantoccio [1.6, 1.12].

Determinazione di TRE (Target Registration Error)

Effettuare il calcolo del centroide dei punti scelti automaticamente, se l'algoritmo possiede la routine, anziché valutarlo "a vista", poiché esso è difficile da identificare a causa della risoluzione finita delle immagini digitali e per la presenza di rumore in esse: si devono definire delle soglie di intensità dei livelli di grigio per stabilire l'appartenenza o meno di alcuni voxel al marker o bersaglio confrontando le distanze dei voxel di bordo più lontani con le dimensioni fisiche dei marker e dei volumi bersaglio[1.10].

Calcolato il centroide tra i voxel che appartengono a ciascun marker o volume bersaglio, TRE può essere calcolato nella direzione assiale Z, nel piano immagine (direzione transassiale) P e nello spazio S [1.17].

$$TRE_{\Delta Z} = \frac{1}{N} \sum_1^N \sqrt{(z_i - z_i')^2}$$

$$TRE_{\Delta P} = \frac{1}{N} \sum_1^N \sqrt{(x_i - x_i')^2 + (y_i - y_i')^2}$$

$$TRE_{\Delta S} = \frac{1}{N} \sum_1^N \sqrt{(x_i - x_i')^2 + (y_i - y_i')^2 + (z_i - z_i')^2}$$

dove (x_i, y_i, z_i) sono le coordinate di un generico marker nello studio di riferimento e (x_i', y_i', z_i') le coordinate trasformate nello studio secondario dopo la registrazione, N rappresenta il numero totale di marker scelti.

Il seguente protocollo descrive alcuni test di base al fine di valutare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione appartenente all'RTPS.

Per eseguire le prove sono stati utilizzati studi del fantoccio semi-antropomorfo per la registrazione multimodale acquisito con diverse modalità diagnostiche. In appendice A viene dettagliatamente descritto il fantoccio utilizzato, mentre nella Tab.1 sono riportati i protocolli di acquisizione impiegati per le diverse modalità diagnostiche.

Tutte le prove elencate sono state eseguite dal gruppo di lavoro impiegando le tre tipologie di algoritmo descritte nell'introduzione.

Nel fantoccio sono stati identificati alcuni marker ben visualizzabili rispetto al fondo e distribuiti lungo tutto il volume di interesse. La valutazione di TRE è stata eseguita in ogni caso "a vista".

Algoritmo di registrazione basato sui punti omologhi (*Point-based Algorithm*)

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.1 - Misurazione del target registration error (TRE), registrazione intramodale TC/TC al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'identificazione di punti omologhi per studi TC/TC
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 1.5 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica ed inviarli al modulo dell'RTPS per la registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e TC_PET. 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC con dimensione del voxel inferiore come studio primario 3. Individuare i punti omologhi (o punti fiduciali) nei due studi scegliendo il numero minimo indicato dal software (SW) 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati, identificare almeno tre punti facilmente distinguibili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali. 5. Calcolare <i>TRE S</i> 	

Scheda di registrazione

1.3.3.1 - Misurazione del target registration error (TRE), registrazione intramodale TC/TC al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW.....	<i>TRE ΔS (mm)</i>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.2 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'identificazione di punti omologhi per studi TC/RM
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC, RM del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intermodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 2.5 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC ed una serie di immagini RM del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. Se si impiegano le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e RM identificare, come punti omologhi, marker interni visualizzabili con entrambe le metodiche. 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC come studio primario e lo studio RM come secondario 3. Individuare i punti omologhi nei due studi scegliendo il numero minimo indicato dal SW 4. Selezionare una finestra di visualizzazione (W/L) per ciascun studio adatta a visionare, negli oggetti bersaglio all'interno del fantoccio, punti facilmente identificabili e riportarne le coordinate 5. Calcolare <i>TRE S</i> 	

Scheda di registrazione

1.3.3.2 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione primario/secondario: WL/ WW...../	<i>TRE ΔS (mm)</i>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.3 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'identificazione di punti omologhi per studi TC/PET
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC. PET del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intermodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 2.5 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC ed una serie di immagini PET del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica ed inviarli al modulo dell'RTPS per la registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC_1.3.3.3 e PET_1.3.3.3 dove il fantoccio è dotato di reperi esterni caldi visibili con entrambe le metodiche 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC come studio primario e lo studio PET come secondario 3. Individuare i punti omologhi nei due studi scegliendo il numero minimo indicato dal SW 4. Selezionare una finestra di visualizzazione (W/L) per ciascuno studio adatta a visionare, negli oggetti bersaglio all'interno del fantoccio, punti facilmente distinguibili dal fondo e riportarne le coordinate 5. Calcolare <i>TRE S</i> 	

Scheda di registrazione

1.3.3.3 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione primario/secondario: WL/ WW/	<i>TRE ΔS (mm)</i>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.4 - Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'identificazione di punti omologhi per studi TC/TC con rotazione (rotazione latero-laterale LL)
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa orientazione LL (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 1.5 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con diversa orientazione (imporre una rotazione di circa 5 gradi in direzione latero-laterale allo studio secondario) e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC_PET e TC4mmLL 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC senza rotazione come studio primario 3. Individuare i punti omologhi (o punti fiduciali) per la registrazione con lo studio secondario scegliendo il numero minimo indicato dal SW 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati, identificare punti facilmente distinguibili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare <i>TRE S</i> 	

Scheda di registrazione

1.3.3.4 - Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC	
Condizioni	Risultati
Direzione rotazione (LL) studio primario (gradi) studio secondario (gradi) Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW.....	<i>TRE ΔS (mm)</i>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.5 - Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione TC/TC sull'identificazione di punti omologhi per studi con rotazione (rotazione antero-posteriore AP)
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa orientazione AP del fantoccio (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 1.5 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione intramodale con diversa orientazione (imporre una rotazione di circa 5 gradi nella direzione antero-posteriore allo studio secondario) ed inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC_PET e TC4mmAP 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC senza rotazione come studio primario 3. Individuare i punti omologhi (o punti fiduciali) per la registrazione con lo studio secondario scegliendo il numero minimo indicato dal SW 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati, identificare almeno tre punti facilmente distinguibili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare <i>TRE S</i> 	

Scheda di registrazione

1.3.3.5 - Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC	
Condizioni	Risultati
Direzione rotazione (AP) studio primario (gradi) studio secondario (gradi) Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW	<i>TRE ΔS (mm)</i>

**Algoritmo di registrazione basato sulla mutua informazione
(Mutual Information Matching)**

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.6 - Misurazione del target registration error (TRE), registrazione intramodale TC/TC al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sulla mutua informazione per studi TC/TC
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	$TRE \leq 2$ mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e TC_PET. 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC con dimensione del voxel inferiore come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati, identificare almeno tre punti facilmente distinguibili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare $TRE \leq S$ 	

Scheda di registrazione

1.3.3.6 - Misurazione del target registration error (TRE), registrazione intramodale TC/TC al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW	$TRE \Delta S$ (mm)

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.7 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sulla mutua informazione per studi TC/RM
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC, RM del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intermodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	$TRE \ S \ 3 \text{ mm}$
MODALITÀ OPERATIVA <ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC ed una serie di immagini RM del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e RM. 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio 4. Selezionare una finestra di visualizzazione (W/L) per ciascuno studio adatta a visionare, negli oggetti bersaglio all'interno del fantoccio, punti facilmente identificabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare $TRE \ S$ 	

Scheda di registrazione

1.3.3.7 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con le finestre di visualizzazione primario/secondario: WL/ WW/	$TRE \ \Delta S \ (mm)$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.8 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sulla mutua informazione per studi TC/PET
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC, PET del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intermodali).
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 3-4 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC ed una serie di immagini PET del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e PET_TC. 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio. 4. Selezionare una finestra di visualizzazione (W/L) per ciascuno studio adatta a visionare, negli oggetti bersaglio all'interno del fantoccio, punti facilmente identificabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare <i>TRE S</i> 	

Scheda di registrazione

1.3.3.8 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione primario/secondario: WL/..... WW...../.....	<i>TRE ΔS (mm)</i>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.9 - Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sulla mutua informazione per studi TC/TC con rotazione (rotazione latero-laterale LL)
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa orientazione LL del fantoccio (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 2.5 mm
MODALITÀ OPERATIVA <ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con diversa orientazione e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini (imporre una rotazione di circa 5 gradi nella direzione latero-laterale allo studio secondario). È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC_PET e TC4mmLL. 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC senza rotazione come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio. 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati ed identificare, negli oggetti bersaglio, punti facilmente identificabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali. 5. Calcolare <i>TRE S</i> 	

Scheda di registrazione

1.3.3.9 - Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC	
Condizioni	Risultati
Direzione rotazione (L/L) studio primario (gradi) studio secondario (gradi) Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW	<i>TRE ΔS (mm)</i>

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.10 - Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sulla mutua informazione per studi TC/TC con rotazione (rotazione antero-posteriore AP)
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizioni TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa orientazione AP del fantoccio (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 2.5 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con diversa orientazione e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini (imporre una rotazione di circa 5 gradi nella direzione antero-posteriore allo studio secondario). È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC_PET e TC4mmAP. 2. Eseguire la registrazione selezionando lo studio TC senza rotazione come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio. 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati ed identificare, negli oggetti bersaglio, punti facilmente identificabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali. 5. Calcolare TRE S 	

Scheda di registrazione

1.3.3.10 - Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC	
Condizioni	Risultati
Direzione rotazione (AP) studio primario (gradi) studio secondario (gradi) Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW	<i>TRE ΔS (mm)</i>

Algoritmo di registrazione basato sull'accoppiamento di superfici (*Surface Matching*)

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.11 - Misurazione del target registration error (TRE), registrazione intramodale TC/TC al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'accoppiamento di superfici per studi TC/TC
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	$TRE \leq 3 \text{ mm}$
MODALITÀ OPERATIVA <ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e TC_PET. 2. Eseguire il contornamento del profilo esterno del fantoccio nelle due serie di immagini e di altre superfici interne, se l'algoritmo lo richiede, selezionando lo studio TC con dimensione del voxel inferiore come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati, identificare almeno tre punti facilmente distinguibili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare $TRE \leq 3$ 	

Scheda di registrazione

1.3.3.11 - Misurazione del target registration error (TRE), registrazione intramodale TC/TC al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW	$TRE \Delta S (mm)$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.12 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'accoppiamento di superfici per studi TC/RM
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC, RM del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intermodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	$TRE \leq 3 \text{ mm}$
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire una serie di immagini TC ed una serie di immagini RM del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e RM. 2. Eseguire il contornamento del profilo esterno del fantoccio nelle due serie di immagini e di altre superfici interne, se l'algoritmo lo richiede, selezionando lo studio TC come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio 4. Selezionare una finestra di visualizzazione (W/L) per ciascuno studio adatta a visionare, negli oggetti bersaglio all'interno del fantoccio, almeno tre punti facilmente identificabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare $TRE \leq 3$ 	

Scheda di registrazione

1.3.3.12 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/RM al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione primario/secondario: WL/..... WW...../.....	$TRE \Delta S (mm)$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.13 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET al variare della dimensione del voxel
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'accoppiamento di superfici per studi TC/PET
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC, PET del fantoccio semi-antropomorfo con diversa dimensione del voxel (acquisizioni intermodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	TRE_S 3-4 mm
MODALITÀ OPERATIVA <ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire un set di immagini TC ed un set di immagini PET del fantoccio per registrazione multimodale con protocolli di acquisizione impiegati nella routine clinica e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini. È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC2mm e PET_TC. 2. Eseguire il contornamento del profilo esterno del fantoccio nelle due serie di immagini e di altre superfici interne, se l'algoritmo lo richiede, selezionando lo studio TC come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio. 4. Selezionare una finestra di visualizzazione (W/L) per ciascuno studio adatta a visionare, negli oggetti bersaglio all'interno del fantoccio, almeno tre punti facilmente identificabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali 5. Calcolare TRE_S 	

Scheda di registrazione

1.3.3.13 - Misurazione di TRE, registrazione intermodale TC/PET al variare della dimensione del voxel	
Condizioni	Risultati
Dimensioni voxel: studio primario (mm ³) studio secondario (mm ³) Elaborazione con finestre di visualizzazione primario/secondario: WL/ WW...../	$TRE_{\Delta S}$ (mm)

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.14 - Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'accoppiamento di superfici per studi TC/TC con rotazione (rotazione latero-laterale LL)
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC del fantoccio semi-antropomorfo con diversa orientazione LL del fantoccio (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	<i>TRE S</i> 3 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due set di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con diversa orientazione e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini (imporre una rotazione di circa 5 gradi nella direzione latero-laterale allo studio secondario). È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC_PET e TC4mmLL. 2. Eseguire il contornamento del profilo esterno del fantoccio nelle due serie di immagini e di altre superfici interne, se l'algoritmo lo richiede, selezionando lo studio TC senza rotazione come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio. 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati, identificare almeno tre punti facilmente visualizzabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali. 5. Calcolare TRE S 	

Scheda di registrazione

1.3.3.14 - Misurazione di TRE in studi con rotazione latero-laterale (LL), registrazione intramodale TC/TC	
Condizioni	Risultati
Direzione rotazione (LL) studio primario (gradi) studio secondario (gradi)	<i>TRE ΔS (mm)</i>
Elaborazione con finestre di visualizzazione:	
WL	
WW	

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.3.15 - Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'accuratezza dell'algoritmo di registrazione basato sull'accoppiamento di superfici per studi TC/TC con rotazione (rotazione antero-posteriore AP)
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisizione TC, del fantoccio semi-antropomorfo con diversa orientazione AP del fantoccio (acquisizioni intramodali)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
ACCURATEZZA	TRE S 3 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire due serie di immagini TC del fantoccio per registrazione multimodale con diversa orientazione e inviarli al modulo dell'RTPS per registrazione di immagini (imporre una rotazione di circa 5 gradi nella direzione antero-posteriore allo studio secondario). È consigliabile impiegare le acquisizioni presenti nel sito TC_PET e TC4mmAP. 2. Eseguire il contornamento del profilo esterno del fantoccio nelle due serie di immagini e di altre superfici interne, se l'algoritmo lo richiede, selezionando lo studio TC senza rotazione come studio primario. Lanciare il SW in modalità automatica. 3. Se l'algoritmo è di tipo semiautomatico, valutare "a vista" la bontà della registrazione e proseguire interattivamente finché non si ottiene un buon allineamento degli oggetti bersaglio. 4. Selezionare la medesima finestra di visualizzazione (W/L) per visionare i due studi registrati, identificare almeno tre punti facilmente visualizzabili dal fondo e riportarne le coordinate lungo gli assi principali. 5. Calcolare TRE S 	

Scheda di registrazione

1.3.3.15 - Misurazione di TRE in studi con rotazione antero-posteriore (AP), registrazione intramodale TC/TC	
Condizioni	Risultati
Direzione rotazione (AP) studio primario (gradi) studio secondario (gradi)	TRE ΔS (mm)
Elaborazione con finestre di visualizzazione: WL WW.....	

DATA:	RTPS/Versione:
-------	----------------

Scheda riassuntiva dei controlli

Tipo di prova:

- Prova di accettazione o di collaudo
- Prova di verifica o di stato.
- Prova di mantenimento o di costanza

	Parametro	Ditta fornitrice	Utente	Esito del controllo	
				positivo	negativo
<input type="checkbox"/>	1.3.3.1. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata su punti omologhi		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.2. Misurazione di TRE con registrazione intermodale TC/RM basata su punti omologhi		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.3. Misurazione di TRE con registrazione intermodale TC/PET basata su punti omologhi		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.4. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata su punti omologhi rotazione LL		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.5. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata su punti omologhi rotazione AP		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.6. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata sulla mutua informazione		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.7. Misurazione di TRE con registrazione intermodale TC/RM basata sulla mutua informazione		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.8. Misurazione di TRE con registrazione intermodale TC/PET basata sulla mutua informazione		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.9. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata sulla mutua informazione. rotazione LL		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.10. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata sulla mutua informazione. rotazione AP		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.11. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata sull'accoppiamento di superfici		*		

	Parametro	Ditta fornitrice	Utente	Esito del controllo	
				positivo	negativo
<input type="checkbox"/>	1.3.3.12. Misurazione di TRE con registrazione intermodale TC/RM basata sull'accoppiamento di superfici		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.13. Misurazione di TRE con registrazione intermodale TC/PET basata sull'accoppiamento di superfici		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.14. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata sull'accoppiamento di superfici, rotazione LL		*		
<input type="checkbox"/>	1.3.3.15. Misurazione di TRE con registrazione intramodale TC/TC basata sull'accoppiamento di superfici, rotazione AP		*		

Note: _____

Data: _____

L'Esperto in Fisica Medica: _____

1.3.4 - DRR

- Introduzione
- Descrizione del controllo e scheda di registrazione
- Scheda riassuntiva dei controlli

Introduzione

Le immagini DRR (Digitally Reconstructed Radiographs) sono in genere ottenute utilizzando un algoritmo per il *ray tracing* dei dati del volume TC da una sorgente di radiazione (virtuale) al piano usato per l'immagine DRR. Per ogni pixel definito sul piano dell'immagine (perpendicolare al raggio centrale del fascio e definito ad una data distanza sorgente film) il *ray tracing* aggiunge l'attenuazione calcolata per i voxel lungo il raggio. Il livello di grigio della DRR (virtual film) è ricavato in funzione dell'attenuazione totale.

Per un esame quantitativo di tipo geometrico delle immagini DRR, si può procedere con la verifica della linearità e della divergenza (rapporto di forma) impiegando un fantoccio matematico messo a disposizione per questo test.

La verifica della divergenza e della linearità si basa sulle seguenti affermazioni di carattere geometrico:

- dato un piano ortogonale all'asse di proiezione, punti del piano che appartengono ad una retta passante per il centro, nel piano proiettato giacciono sulla stessa retta (per semplicità, la retta considerata è la diagonale);
- non ci deve essere distorsione nella forma della proiezione del fantoccio sui piani di proiezione.

Descrizione del controllo

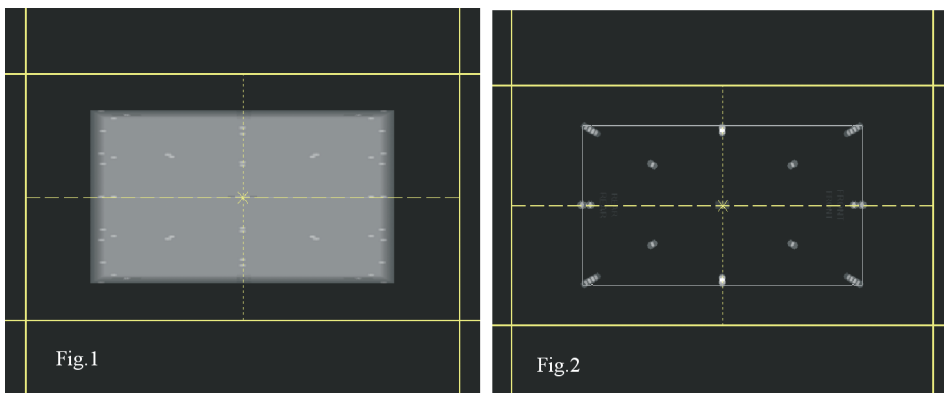
PARAMETRO	1.3.4.1 - Linearità e divergenza
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica della divergenza e della linearità delle DRR
CONDIZIONI DI PROVA	Acquisire lo studio del fantoccio matematico PER_DRR (presente nel sito AIFM) con markers ben definiti
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORE DI RIFERIMENTO	angolo =26.6°, rapporto di forma (d_1/d_2) = 0.5
TOLLERANZA	Max var angolare: +/-1°, max var rapp di forma: 0.02

MODALITÀ OPERATIVA

1. Acquisire lo studio del fantoccio matematico denominato PER_DRR. Le caratteristiche dello studio sono riportate di seguito

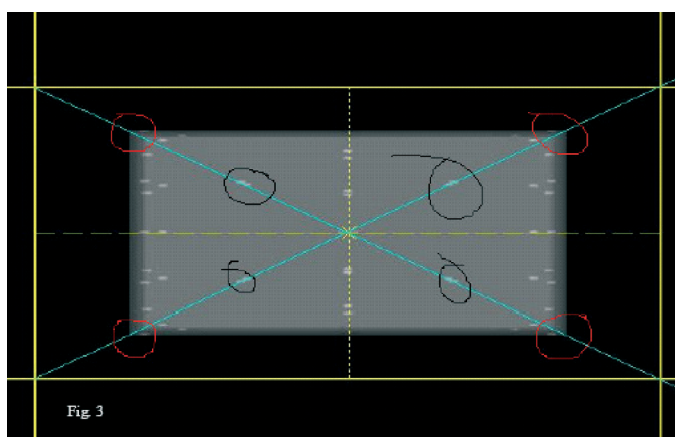
<i>Caratteristiche del fantoccio matematico</i>	<i>Caratteristiche dello studio</i>
<p><i>Il fantoccio ha dimensione 100x200x100mm³ (coordinate TC)</i></p> <p><i>In alcune sezioni sono riportati degli oggetti a forma circolare di 5 mm di diametro. Sulle due sezioni estreme e sulla sezione centrale sono riportati oggetti indicanti lato sinistro, destro, frontale e posteriore del fantoccio per verificare eventualmente le posizioni indicate nell'RTPS.</i></p> <p><i>I numeri TC creati sono :</i></p> <p><i>+2000 HU per gli oggetti circolari;</i></p> <p><i>-1000 HU per i rettangoli che contengono le scritte;</i></p> <p><i>1000 HU per il rettangolo nella sezione centrale;</i></p> <p><i>0 HU in tutti gli altri punti.</i></p>	<p><i>Il fantoccio è costituito da 101 sezioni distanziate di 1 mm.</i></p> <p><i>La dimensione del pixel è di 0.5 x 0.5mm²</i></p>

2. Creazione delle immagini DRR. Inserire due campi applicati al centro del fantoccio nel punto (0,0,0) e con SSD=1000mm:
- un campo simmetrico di dimensioni 300x150mm² il cui lato maggiore è parallelo al lato maggiore del fantoccio (gantry=90° e lettino=0°) che chiameremo DRR1 (Fig. 1)
 - un campo non complanare delle stesse dimensioni (gantry = 90° o 270° e lettino = 90°) che chiameremo DRR2 (Fig. 2).

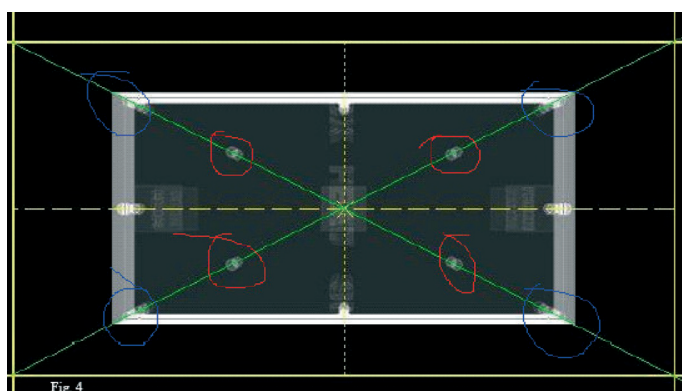


3. Agire sulle densità dei grigi per ottimizzare la visione dei pallini e degli spigoli nelle due proiezioni.

4. Sulla DRR1, verificare che i vertici del rettangolo (cerchi in rosso) e il centro delle proiezioni degli oggetti circolari (cerchi in nero) giacciono sulle diagonali tracciate a partire dai vertici del campo (vedi Fig. 3).



5.



Sulla DRR2, analogamente a quanto eseguito sulla DRR1, verificare che i vertici del rettangolo (individuati dai cerchi in blu) e il centro delle proiezioni degli oggetti circolari (individuati dai cerchi in rosso) giacciono sulle diagonali tracciate a partire dai vertici del campo (vedi Fig. 4).

6. Sulla DRR2, misurare le distanze d_1 e d_2 tra i centri degli oggetti circolari più esterni, come indicato in Fig. 5, e verificare che $d_1/d_2=1/2$. Misurare l'angolo α visualizzato in figura e verificare che sia pari a 26.6° .

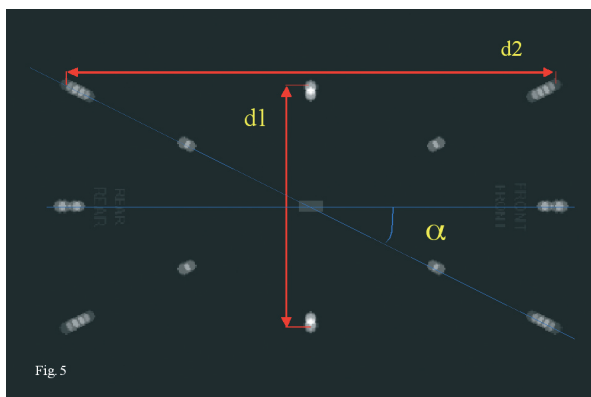


Fig. 5

7. Ripetere la procedura per un altro valore di SSD.

Scheda di registrazione

1.3.4.1 - Linearità e divergenza	
Condizioni	Risultati
SSD = mm;	
Sulla DRR1, verificare che i vertici del rettangolo (cerchi in rosso) e il centro delle proiezioni degli oggetti circolari (cerchi in nero) giacciono sulle diagonali tracciate a partire dai vertici del campo	<p>I vertici dei rettangolo e il centro delle proiezioni degli oggetti circolari giacciono sulle diagonali?</p> <p>Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/></p> <p>Se no,</p> <p>indicando con p_1 p_n le misure della/delle distanza/e tra i vertici dei rettangoli e/o il centro delle proiezioni dei pallini dalle diagonali si deve ottenere che:</p> <p>p_1 p_n 1 mm</p>
Sulla DRR2, sui centri degli oggetti circolari indicati in figura (più esterni), misurare le distanze d_1 e d_2 e l'angolo α formato congiungendo il centro del pallino con il centro del campo applicato rispetto all'asse orizzontale del campo (vedi Fig. 5).	<p>d_1 = mm ; d_2 = mm</p> <p>$d_1/d_2 =$;</p> <p>deve essere: $d_1/d_2 = 0.5 \pm 0.02$</p> <p>angolo $\alpha =$ °</p> <p>deve essere: $\alpha - 26.6^\circ < 1^\circ$</p>

DATA:	RTPS/Versione:
-------	----------------

Scheda riassuntiva dei controlli

Tipo di prova:

- Prova di accettazione o di collaudo.
- Prova di verifica o di stato.
- Prova di mantenimento o di costanza.

	Parametro	Ditta fornitrice	Utente	Esito del controllo	
				positivo	negativo
<input type="checkbox"/>	1.3.4.1. Linearità e divergenza	*	*		

Note: _____

Data: _____ **L'Esperto in Fisica Medica:** _____

1.3.5 - Stampe, Plot e DVH

- Introduzione
- Descrizione dei controlli e schede di registrazione

1.3.5.1 Trasferimento dei dati:

1.3.5.1.a Stampe di documentazione del trattamento e R&V

1.3.5.1.b Stampe di plot e curve di dose

1.3.5.2 Stampe dei BEV e grafici bidimensionali delle sezioni trasverse

1.3.5.3 Istogrammi dose-volume:

1.3.5.3.a Diverse normalizzazioni

1.3.5.3.b Determinazione dei volumi

1.3.5.3.c Corrispondenza con distribuzione di dose

- Scheda riassuntiva dei controlli

Introduzione

Documentazione del trattamento e trasferimento dei dati

I dati ricavati dal piano elaborato all'RTPS possono essere trasferiti in due modi: si possono inserire i dati manualmente sul LINAC servendosi di una copia cartacea su cui vengono scritti tutti i dati forniti dall'RTPS, oppure i dati sono inviati direttamente (attraverso la rete) al LINAC o al sistema Record & Verify (R&V).

Nel primo caso possono verificarsi errori di trascrizione dei dati, che si minimizzano facendo eseguire la verifica a due osservatori diversi. Nel secondo caso, pur essendo molto ridotta la possibilità di errori casuali, rimane l'eventualità di un errore sistematico.

Per evitare errori sistematici, in entrambi i casi sarà necessario predisporre una serie di controlli legati ai dati riportati, identificando i parametri ritenuti indispensabili sui reports stessi.

Nel caso riguardante l'invio dei dati direttamente al LINAC o al R&V, si possono utilizzare i piani standard e verificare la correttezza della trasmissione dei dati al software di gestione del LINAC. La trasmissione può avvenire tramite file di formato DICOM RTP o proprietario delle ditte produttrici dei software utilizzati. In particolare è necessario verificare che i valori dei parametri geometrici e dosimetrici del trattamento, impostati al LINAC, corrispondano esattamente a quanto è stato pianificato all'RTPS. Particolare attenzione deve essere posta qualora l'RTPS ed il LINAC utilizzino sistemi di coordinate del gantry, del collimatore e del lettino tra loro differenti.

Stampe e plot con curve di dose

Nelle stampe dei BEV e nei disegni bidimensionali della distribuzione della dose si individuano due parti: una parte geometrica, che comprende disegni in scala, ed una che descrive brevemente i dati del trattamento. Alcune voci devono essere necessariamente riportate nelle stampe dei BEV e dei disegni bidimensionali della distribuzione di dose.

Riguardo alle valutazioni sulla parte geometrica, si possono eseguire prove sulla consistenza delle scale graduate (orizzontali e verticali, se presenti) o, in alternativa, confrontare la corrispondenza fra una misura valutata a video (ruler) ed una misura valutata sulla stampa. Un'altra prova utile potrebbe essere quella di disegnare a monitor righe parallele sia in orizzontale che in verticale, per poi confrontarne il parallelismo sulla stampa. Si consiglia di eseguire tali prove successivamente ad ogni operazione che si effettui sulla stampante o sul plot (cambio cartuccia o testina di stampa).

Accanto alla stampa dei contorni e delle isodosi sono riportati, in sintesi, alcuni dati riguardanti il trattamento ed il paziente. È necessario controllare che tali dati siano corretti e soprattutto corrispondenti a quelli che, in forma più estesa, sono riportati nelle stampe di documentazione del trattamento.

Istogrammi Dose Volume (DVH) e statistica delle dosi

L'analisi del DVH consente una veloce valutazione del piano di trattamento, ma è necessario applicare correttamente l'algoritmo di calcolo della matrice di dose in funzione delle dimensioni dei contorni di interesse (ROI), altrimenti si possono compiere anche errori grossolani. Un elemento piuttosto sensibile è dato dal minimo numero di punti (ognuno dei quali è rappresentativo di un volume elementare di tessuto) e dalla loro distribuzione, rispetto ai quali si calcola la dose. Inoltre esistono diversi tipi di DVH: diretto, cumulativo e differenziale, ma non tutti sono sempre implementati sullo stesso RTPS. Accanto alla rappresentazione del DVH viene fornita una statistica delle dosi che può avere un campionamento diverso. L'unico modo per conoscere il tipo di campionamento, sia dei DVH che delle statistiche di dose, è quello di consultare il manuale. In ogni caso deve essere verificata l'affidabilità del campionamento.

Normalizzazione

Per verificare l'affidabilità dei DVH per i diversi tipi di normalizzazione si possono creare degli studi-campione piuttosto semplici su fantoccio geometrico nel quale è disegnato un target di forma cubica. Vengono elaborati due piani standard semplici, il primo con quattro campi a box ed il secondo con un solo campo provvisto di cuneo, si normalizza secondo i diversi metodi consentiti dall'RTPS e si verifica la corrispondenza tra le distribuzioni di dose e i diversi DVH che si ottengono. Se l'RTPS lo consente, per ogni tipo di normalizzazione calcolare i DVH integrali e differenziali.

Un'altra valutazione si può ottenere esaminando lo stesso piano prescritto con dosi eguali, ma normalizzato su punti appartenenti a piani diversi e quindi confrontando i diversi DVH ottenuti.

Volumi

Oltre che per la distribuzione di dose, occorre valutare un DVH anche per la capacità di stimare correttamente i volumi delle strutture interessate, comprese quelle strutture che si ottengono da operazioni di somma e/o sottrazione fra diversi volumi. In tal caso si possono disegnare strutture geometriche all'interno del fantoccio geometrico, di dimensioni note e definite singolarmente, e verificare se il DVH è in grado di fornire risposte appropriate (ad esempio somma di due strutture eguali, oppure ricavare il volume di una struttura definita all'interno di un'altra).

Corrispondenza con dose rappresentata

La corrispondenza fra le isodosi disegnate e i valori del DVH dipende in gran parte dalla risoluzione della matrice selezionata per il calcolo della distribuzione di dose e, dove possibile, da quella selezionata per il calcolo del DVH. Ipotizzando di scegliere la griglia più fine in entrambi i casi, si può elaborare un piano in cui uno specifico livello di dose (per esempio un valore di dose percentuale pari a 95%) circonda il target. In tal caso dal DVH dovrebbe risultare che il 100% del target ha come dose minima il 95% della dose prescritta, mentre l'isodose del 96% esclude almeno qualche parte di target, visibile sia con le isodosi che con il DVH.

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.5.1a - Trasferimento dei dati sulle stampe di documentazione del trattamento e al R&V
SCOPO DEL CONTROLLO	Consistenza dei dati impostati con i dati stampati dall'RTPS e trasferiti al LINAC
CONDIZIONI DI PROVA	Piani standard
STRUMENTI ED ACCESSORI IMPIEGATI	Studio TC generico, copie cartacee
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORI DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	Nessuna
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Realizzare all'RTPS dei piani standard. 2. Verificare la consistenza tra i valori dei parametri definiti in fase di pianificazione e i valori dei parametri trasferiti sia alle stampe che al LINAC, direttamente o tramite il R&V. 	

Scheda di registrazione

1.3.5.1.a - Trasferimento dei dati sulle stampe di documentazione del trattamento al R&V				
Condizioni	Risultati			
Dati	Trasferimento alle stampe		Trasferimento al LINAC o R&V	
Versione software del RTPS	Si	No	Non necessario	
Dati del paziente (nome, data di nascita, numero di identificazione ID, etc.)	Si	No	Si	No
Dati relativi all'acquisizione delle immagini su cui si è elaborato il piano	Si	No	Non necessario	
Dati della macchina di trattamento, modalità ed energia di ogni fascio	Si	No	Si	No
Parametri geometrici del fascio (dimensioni, MLC, collimatore, gantry, etc)	Si	No	Si	No
Isocentro di ogni fascio	Si	No	Si	No
Posizione in SSD o SDA di ogni fascio	Si	No	Si	No
Presenza e posizione di eventuali cunei e blocchi	Si	No	Si	No
Algoritmo di calcolo	Si	No	Non necessario	
Utilizzo del calcolo di correzione per la non omogeneità	Si	No	Non necessario	
Misure della griglia di dose	Si	No	Non necessario	
Posizione e dose di punti noti	Si	No	Non necessario	
Tipo di normalizzazione	Si	No	Non necessario	
Calcolo delle MU	Si	No	Si	No
Identificazione del piano con data e ora in cui è stato eseguito	Si	No	Non necessario	

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.5.1.b - Trasferimento dei dati sulle stampe e plot con curve di dose
SCOPO DEL CONTROLLO	Consistenza dei dati impostati con i dati riportati dall'RTPS sulla stampa del plot
CONDIZIONI DI PROVA	Piani standard
STRUMENTI ED ACCESSORI IMPIEGATI	Studio TC generico, copie cartacee
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione ed a ogni aggiornamento del software
VALORI DI RIFERIMENTO	Coincidenza
TOLLERANZA	Nessuna
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Realizzare all'RTPS dei piani standard. 2. Verificare la consistenza tra i valori dei parametri definiti in fase di pianificazione e i valori dei parametri trasferiti ai plot. 	

Scheda di registrazione

1.3.5.1.b - Trasferimento dei dati sulle stampe e plot con curve di dose		
Condizioni	Risultati	
Dati	Traferimento alle stampe e plot	
Grafici di distribuzione della dose con orientazione della sezione trasversa riprodotta	Si	No
Fattore di scala sia nelle stampe dei BEV che nei disegni della distribuzione di dose	Si	No
Grafici schematici dei campi con eventuali intersezioni nei plot della distribuzione di dose	Si	No
Presenza ed orientamento di eventuali cunei o blocchi sia nei BEV che nei plot della distribuzione di dose	Si	No
Strutture del paziente nelle stampe delle isodosi ed eventualmente nei BEV	Si	No
Collocazione di eventuali markers e punti di dose sia nei BEV che nei plot della distribuzione di dose	Si	No

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.5.2 - Stampe dei BEV e grafici bidimensionali delle sezioni trasverse
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica della correttezza delle dimensioni riportate
CONDIZIONI DI PROVA	Stampa finale del piano con dati e plot
STRUMENTI ED ACCESSORI IMPIEGATI	Studio TC di un fantoccio geometrico, ruler dell'RTPS, righello graduato
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione.e ad ogni cambio cartucce e/o testine di stampa
VALORI DI RIFERIMENTO	Coincidenza con le dimensioni reali
TOLLERANZA	±1 mm
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilizzare lo studio TC di un fantoccio geometrico nel quale è stata disegnata, una struttura relativamente estesa a forma rettangolare di dimensioni note. 2. Impostare un campo diretto. 3. Stampare il BEV e una sezione trasversa del fantoccio. 4. Verificare che le dimensioni del campo nel BEV, in scala, corrispondano alle dimensioni impostate. 5. Valutare le dimensioni della struttura come viene visualizzata a monitor e sulla stampa e confrontarle con le dimensioni reali. 6. Verificare nella stampa delle sezioni il parallelismo dei lati della struttura rettangolare. 	

Scheda di registrazione

1.3.5.2 - Stampe dei BEV e grafici bidimensionali delle sezioni trasverse		
Condizioni	Risultati	
BEV: dimensioni del campo impostato mm	Dimensione misurate sulla carta mm	
Dimensioni della struttura nella sezione trasversa mm	Dimensioni misurate a monitor mm	Dimensioni sulla cartamm
Parallelismo dei lati del parallelogramma	Si	No

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.5.3.a - Istogrammi dose-volume: diverse normalizzazioni
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la correttezza del DVH per diverse normalizzazioni della distribuzione di dose
CONDIZIONI DI PROVA	Piani standard: box di 4 campi e piano con un solo fascio con cuneo
STRUMENTI ED ACCESSORI IMPIEGATI	Fantoccio geometrico con un target di dimensione 20x20x20mm ³ .
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamenti del software
VALORI DI RIFERIMENTO	Coincidenza fra distribuzione di dose e DVH
TOLLERANZA	±2% (Δ)
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Nello studio del fantoccio geometrico impostare due piani standard: box di 4 campi e fascio con cuneo centrati nel baricentro del target. 2. Impostare la griglia di calcolo più fine consentita (almeno 2x2 mm²). 3. Normalizzare i trattamenti all'isocentro e impostare la dose prescritta. 4. Scegliere due punti, uno sulla sezione dell'isocentro e l'altro non coplanare. 5. Calcolare i rapporti tra dose nei punti e dose all'isocentro per ciascun piano. 6. Per ogni piano calcolare il DVH integrale, con i parametri che vengono mediamente utilizzati, per la normalizzazione all'isocentro, per la normalizzazione nel punto coplanare all'isocentro e per la normalizzazione nel punto non coplanare all'isocentro. 7. Confrontare i DVH dei trattamenti normalizzati all'isocentro con i trattamenti normalizzati nei due punti, verificando che il rapporto delle dosi minima, media e massima del target per i piani normalizzati nei punti e all'isocentro, siano consistenti con i rapporti precedentemente calcolati. 	

Scheda di registrazione

1.3.5.3.a - Istogrammi dose-volume: diverse normalizzazioni			
Condizioni	Risultati		
Box			
Rapporto tra dose nel punto complanare all'isocentro e dose all'isocentro	Δ (dose minima)	Δ (dose media)	Δ (dose massima)
Rapporto tra dose nel punto non complanare all'isocentro e dose all'isocentro	Δ (dose minima)	Δ (dose media)	Δ (dose massima)
Campo diretto con cuneo:			
Rapporto tra dose nel punto complanare all'isocentro e dose all'isocentro	Δ (dose minima)	Δ (dose media)	Δ (dose massima)
Rapporto tra dose nel punto non complanare all'isocentro e dose all'isocentro	Δ (dose minima)	Δ (dose media)	Δ (dose massima)

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.5.3.b - Determinazione dei volumi
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica della correttezza dei volumi calcolati e di eventuali volumi che derivano da operazioni booleane
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo del DVH
STRUMENTI ED ACCESSORI IMPIEGATI	Fantoccio con strutture geometriche, anche interne, di dimensione nota. Una struttura deve avere la dimensione di circa 20x20x20mm ³ .
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione
VALORI DI RIFERIMENTO	Coincidenza con volumi reali
TOLLERANZA	±2% (Δ)
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilizzare lo studio TC di un fantoccio geometrico, che comprenda strutture interne a forma geometrica semplice e di volume noto. Una struttura deve avere la dimensione di circa 20x20x20mm³. Se è possibile determinare il DVH su volumi che derivano da operazioni booleane, disegnare anche due volumi che si intersecano. 2. Impostare un piano di trattamento qualsiasi e calcolare la dose con griglia fine (2x2mm²) 3. Calcolare il DVH impostando i parametri più fini. 4. Valutare il volume delle strutture semplici ed eventualmente delle strutture somma, intersezione e sottrazione e confrontarlo con il volume reale. 	

Scheda di registrazione

1.3.5.3.b - Determinazione dei volumi	
Condizioni	Risultati
Volume struttura semplice 20x20x20 mm ³ .	Volume calcolato dall'RTPS mm ³
Volume struttura somma mm ³	Volume calcolato dall'RTPS mm ³
Volume struttura intersezione mm ³	Volume calcolato dall'RTPS mm ³
Volume struttura sottrazione mm ³	Volume calcolato dall'RTPS mm ³

Descrizione del controllo

PARAMETRO	1.3.5.3.c - Istogrammi dose-volume: corrispondenza con distribuzione di dose
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica della correttezza del calcolo della dose
CONDIZIONI DI PROVA	Piano standard: box di 4 campi
STRUMENTI ED ACCESSORI IMPIEGATI	Studio TC di un fantoccio geometrico che presenti una struttura target a forma di parallelepipedo.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione e ad ogni aggiornamento del software
VALORI DI RIFERIMENTO	Coincidenza fra distribuzione di dose e DVH
TOLLERANZA	±2% (Δ)
MODALITÀ OPERATIVA 1. Impostare sullo studio del fantoccio un piano con quattro campi a box in modo che l'isodose del 95% circoscriva completamente il target. 2. La griglia di calcolo deve essere almeno di 2x2mm ² . 3. Calcolare il DVH impostando i parametri più fini. 4. Confrontare la compatibilità della distribuzione della dose con il DVH e la statistica delle dosi	

Scheda di registrazione

1.3.5.3.c - Istogrammi dose-volume: corrispondenza con distribuzione di dose	
Condizioni	Risultati
Nell'istogramma di tipo integrale, il 100% del volume è al 95% della dose prescritta	= %
Nella statistica delle dosi la dose minima è il 95% della dose prescritta	= %

DATA:	RTPS/Versione:
-------	----------------

Scheda riassuntiva dei controlli

Tipo di prova:

- Prova di accettazione o di collaudo
- Prova di verifica o di stato.
- Prova di mantenimento o di costanza

	Parametro	Ditta fornitrice	Utente	Esito del controllo	
				positivo	negativo
<input type="checkbox"/>	1.3.5.1.a - Trasferimento dei dati sulle stampe di documentazione del trattamento e al R&V	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.5.1.b - Trasferimento dei dati sui plot e sulle stampe di dose	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.5.2 - Stampe dei BEV e grafici bidimensionali delle sezioni trasverse	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.5.3.a - Istogrammi dose-volume diverse normalizzazioni	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.5.3.b - Determinazione dei volumi	*	*		
<input type="checkbox"/>	1.3.5.3.c - Istogrammi dose-volume corrispondenza con distribuzione di dose	*	*		

Note: _____

Data: _____

L'Esperto in Fisica Medica: _____

Appendice: Fantoccio semi-antropomorfo per la registrazione di studi multimodali

I test sono stati effettuati impiegando un fantoccio costituito da un contenitore ed una base circolare in plexiglas al cui interno è collocato un teschio in plastica che si estende dalla base cranica al vertice. La calotta è separabile dalla base cranica la quale invece è solidale alla base di appoggio circolare.



Fig. A-1. Fantoccio costituito da contenitore e base circolare in plexiglas con all'interno teschio in plastica che si estende dalla base cranica al vertice. Nel contenitore esterno sono applicati marker radiopachi visibili solo nelle acquisizioni TC



Fig. A-2. La calotta del teschio è separabile dalla base cranica la quale invece è solidale alla base di appoggio circolare. All'interno del teschio si trova una struttura in plexiglas costituita da una base su cui giacciono un parallelepipedo, un cono ed una sfera con bacchetta di aggancio alla base. Le strutture geometriche sono in plexiglas.

All'interno del teschio si trova una struttura in plexiglas costituita da una base su cui giacciono un parallelepipedo di dimensione $20 \times 20 \times 40 \text{ mm}^3$, un cono con diametro alla base di 25mm e altezza 40mm, una sfera di diametro 25mm con bacchetta di aggancio alla base e un cilindro con diametro alla base di 20mm e altezza 30mm. Le strutture geometriche sono i "volumi bersaglio" al cui interno sono stati scelti dei punti facilmente identificabili per le modalità diagnostiche RM e PET.

I volumi bersaglio sono oggetti "freddi" cioè in plexiglas. L'identificazione dei

volumi bersaglio avviene per contrasto tra oggetto freddo e fondo ottenuto riempiendo con acqua distillata e mezzi di contrasto (differenti a seconda della modalità diagnostica) il contenitore in plexiglas che viene fissato ermeticamente con viti alla base circolare.

Nel fantoccio sono stati identificati alcuni marker ben visualizzabili rispetto al fondo e distribuiti lungo tutto il volume di interesse.

Per le scansioni TC2mm, TC_4mmLL, TC4mmAP e TC_PET sul contenitore esterno sono presenti sette marker radiopachi applicati al contenitore in plexiglas mediante nastro adesivo che possono venire impiegati come punti “omologhi” per la registrazione di immagini mediante punti fiduciali.

Per le scansioni TC_1.3.3.3 e PET_TC_1.3.3.3 sul contenitore esterno sono applicati, in aggiunta ai sette marker precedentemente descritti, reperi ottenuti con tubicini di diametro esterno 2mm e interno 1,5mm: tali tubicini sono stati riempiti con ^{18}F per essere impiegati per la registrazione TC/PET mediante punti omologhi.

I liquidi di riempimento dipendono dal tipo di modalità diagnostica utilizzata:

- *modalità diagnostica Tomografia Computerizzata (TC)*: acqua distillata
- *modalità diagnostica Risonanza Magnetica (RM)*: acqua distillata con solfato di rame (1 grammo disciolto in un litro di acqua)
- *modalità diagnostica Tomografia ad Emissione di Positroni (PET)*: acqua distillata e fluoro 18 (90 MBq in circa 3 litri di acqua)

Scheda per la segnalazione di errori o imprecisioni o inapplicabilità

Data,

Nome e Cognome	Ente di appartenenza
RTPS e versione	Numero del controllo a cui fa riferimento la segnalazione (specificare la versione del documento)
Segnalazione:	

Inviare la scheda alla persona referente per la stesura del documento per i controlli non dosimetrici:

dr.ssa Franca Simonato

Servizio di Fisica Sanitaria

Istituto Oncologico Veneto - Padova

e-mail: franca.simonato@ioveneto.it

Bibliografia

- [1.1] Radiation Therapy Committee Task Group 23, Radiation treatment planning verification, Rep. AAPM 55, (1995)
- [1.2] Quality assurance of treatment planning systems, practical examples for non-IMRT photon beams, ESTRO, (2004)
- [1.3] IAEA, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, Technical Reports Series No. 430, IAEA, Vienna (2004)
- [1.4] IAEA, Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems, TEDOC Series. No. 1540, IAEA, Vienna (2007)
- [1.5] IEC Technical Report, Medical electrical equipment-Glossary of defined terms, TR60788, 2004-02
- [1.6] Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes D J. Medical Image Registration, CRC press, cap. 6: 117-139 (2004)
- [1.7] Hill DLG, Batchelor PG, Holden M, Hawkes DJ. Medical image registration. Phys Med Biol, 46:R1-R45 (2001)
- [1.8] Kessler ML, Pitluck S, Petti P, Castro JR. Integration of multimodality imaging data for radiotherapy treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 21: 1653-1667 (1991).
- [1.9] Klabbbers B, de Munk J, Slotman B, Langendijk H, de Bree R, Hoekstra O, Boellaard R, Lammertsma A. Matching PET and CT scans of the head and neck area: development of method and validation. Med Phys, 29, 10: 2230-2238 (2002)
- [1.10] Lavelly W, Scarfone C, Cevikalp H, Rui Li, Byrne D, Cmelak A, Dawant B., Price R, Hallahan D, Fitzpatrick. Phantom validation of coregistration of PET and CT for image-guided radiotherapy. Med Phys, 31, 5: 1083-1092 (2004)
- [1.11] Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multi-modality image registration by maximization of mutual information. IEEE Proceedings of MMBIA '96, 14-22 (1996)
- [1.12] Mutic S, Dempsey J, Bosch W, Low D, Drzymala R, Chao C, Goddu M, Cutler P, Purdy J. Multimodality image registration quality assurance for conformal three-dimensional treatment planning. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 51, 1: 255-260 (2001)
- [1.13] Pelizzari CA, Chen GTY, Spelbring DR, Weichselbaum RR, Chen CT. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. J Comput Assist Tomogr 13: 20-26. (1989)
- [1.14] Pelizzari CA. Registration of three-dimensional medical image data. ICRU News 1994; 1: 4-14. (1994)
- [1.15] Pluim J PW, Maintz JB A, Viergever MA. Mutual information based registration of medical images: a survey. IEEE Transactions on medical imaging, 20, Y: 1-17 (2003)
- [1.16] Pooler et al. Evaluation of margining algorithms in commercial treatment planning systems, Radiotherapy and Oncology 86 43-47 (2008)
- [1.17] Rizzo G, Castiglioni I, Arienti R, Cattaneo GM, Landoni C, Artioli D, Gilardi MG, Messa C, Reni M, Ceresoli GL, Fazio F. Automatic registration of PET and CT studies for clinical use in thoracic and abdominal conformal radiotherapy . QJ Nucl. Med. Mol. Imaging, 49, 3: 267-279 (2005)

2. Controlli per tecniche convenzionali con fasci di fotoni

2.1 Premessa

La verifica delle prestazioni dosimetriche in un RTPS è naturalmente fondamentale per la predisposizione di piani di trattamento applicabili con sicurezza nella pratica clinica.

La risposta del sistema va controllata in casi con difficoltà crescente che tengano in considerazione, nel modo più completo possibile, le diverse geometrie d'irradiazione che un trattamento radioterapico può contemplare, sia in termini di conformazione dei fasci che in termini di modalità di ingresso nel paziente o in un mezzo in grado di simularlo.

Verranno in questa sede presi in considerazione esclusivamente i trattamenti di radioterapia 3D-conformazionale effettuata con fotoni di alta energia prodotti da acceleratori lineari o unità per telecobaltoterapia. Per trattamenti con fotoni a piccoli campi, si rimanda alla corrispondente unità all'interno del documento.

In generale, i test riportati nel Cap. 2.4 hanno, come nel caso di alcune delle pubblicazioni citate in bibliografia [2.8, 2.15, 2.17, 2.21, 2.22, 2.23, 2.39, 2.48, 2.51], lo scopo principale di verificare i limiti degli algoritmi per il calcolo della dose, valutando in che misura la ricostruzione della distribuzione in varie condizioni geometriche e dosimetriche sia aderente al dato sperimentale.

La prima parte della presente unità comprende una serie di osservazioni e orientamenti per la scelta e l'utilizzo ottimale della strumentazione necessaria ai controlli; la seconda parte tratta diffusamente delle modalità di analisi dei dati sperimentali e delle tolleranze da applicare nei confronti tra dato misurato e dato calcolato; la terza parte, infine, propone una serie di test, classificati secondo il tipo di prestazione che si intende verificare sul sistema .

2.2 Strumentazione e criteri per la sua scelta

2.2.1 Introduzione

Lo scopo del paragrafo consiste nel fornire suggerimenti per la scelta e per l'uso degli strumenti più idonei alle misure da effettuare, considerando i vantaggi e gli svantaggi dei diversi tipi di rivelatore a disposizione.

Sarebbe auspicabile che i produttori di RTPS fornissero indicazioni sulle modalità di acquisizione dei dati per caratterizzare i fasci e sulla strumentazione da utilizzare, in funzione di come tali dati vengano poi elaborati nell'algoritmo di calcolo. Informazioni incomplete o ambigue, infatti, possono portare a una modellizzazione carente dell'unità di trattamento nel sistema di calcolo, con la conseguente necessità di riprocessamento dei dati sperimentali e/o di acquisizione di nuovi dati.

Nel caso non possa essere seguita la procedura indicata, si raccomanda di discuterne con il produttore o chi lo rappresenta (venditore) [2.15].

L'insieme dei dati misurati (sia quelli richiesti per la caratterizzazione dei fasci, sia quelli acquisiti per il controllo dei dati in uscita) deve essere "autoconsistente" [2.17, 2.21, 2.47]. Ciò significa che tutte le misure relative e assolute dovrebbero essere acquisite nello stesso periodo e nelle medesime condizioni, anche per consentire rinormalizzazioni e combinazioni. In particolare per ogni parametro (dose percentuale in profondità (DPP), profilo, ecc) le acquisizioni dovrebbero essere effettuate nella stessa sessione di misura con lo stesso tipo di rivelatore, o nel minor intervallo di tempo possibile dopo aver controllato la stabilità delle DPP e dei profili di un campo di riferimento. È buona pratica acquisire le misure di controllo con una risoluzione spaziale adeguata al tipo di misura, eventualmente maggiore di quella utilizzata per i dati necessari all'implementazione dei fasci nel sistema; le profondità di misura potranno inoltre essere anche diverse rispetto a quelle utilizzate per l'implementazione. Tutto ciò è finalizzato alla valutazione delle procedure di interpolazione, di estrapolazione e di calcolo usate dal sistema.

Le dimensioni dei rivelatori giocano un ruolo particolarmente importante nella caratterizzazione delle unità radianti nel sistema di pianificazione, in quanto è necessario che la fluensa della radiazione sia quanto più possibile uniforme lungo le loro sezioni; a seconda del rivelatore a disposizione, sarà quindi opportuno valutare la minima dimensione di campo per la quali sia possibile utilizzarlo.

Anche l'orientamento del rivelatore è da tenere in considerazione, in quanto la sua risposta può cambiare in funzione dell'angolo di incidenza del fascio o in relazione alla particolare geometria dei campi (e.g. misura di fattori di rendimento per campi rettangolari). Inoltre la quantità di cavo irradiato costituisce un ulteriore elemento di attenzione.

Da ultimo, le dimensioni del fantoccio dovrebbero estendersi almeno 5 cm oltre i bordi del campo di radiazione e 5 cm oltre la profondità di misura [2.20].

Le indicazioni sotto riportate sono applicabili alle misure effettuate su acceleratori lineari e alle unità per telecobaltoterapia. In quest'ultimo caso, poiché l'unità radiante è caratterizzata dall'assenza di fluttuazioni a breve termine e di pulsazione del fascio, alcune osservazioni potranno essere non considerate.

2.2.2 Strumentazione per le misure di dose assoluta

La misura di dose assoluta in condizioni di riferimento (per esempio campo 10 cm x 10 cm a 10 cm di profondità) deve essere effettuata con una camera a ionizzazione tarata secondo le indicazioni di un protocollo internazionale, scelto fra i numerosi disponibili, alcuni dei quali sono citati in bibliografia [2.1, 2.20]. Tali documenti, solitamente, fanno esplicito riferimento al tipo di camera a ionizzazione da utilizzare, con considerazioni dettagliate riguardo la sua geometria, il suo volume sensibile e le sue caratteristiche elettriche; sovente i fattori correttivi da apportare alla misura sono tabulati addirittura in funzione di modello e costruttore della camera a ionizzazione stessa.

Per le determinazioni della dose assoluta è quindi conveniente affidarsi completamente al protocollo prescelto, facendovi riferimento anche per la scelta del dispositivo di misura.

Per ottenere misure di dose assoluta a profondità diverse da quella di riferimento si dovrebbero utilizzare la DPP per le tecniche a distanza sorgente-cute fissa e il TPR o il TMR per le tecniche isocentriche [2.20].

In ogni caso, la dose assoluta misurata in condizioni differenti da quelle di riferimento, ma comunque in una regione a basso gradiente di dose (tipicamente a 10 cm di profondità), può essere ottenuta effettuando la misura puntuale e normalizzandola al valore conseguito in condizioni di riferimento nella stessa sessione di misura [2.15].

Per le misure di dose assoluta in presenza di modificatori del fascio quali i filtri a cuneo, si raccomanda di allineare l'asse della camera a ionizzazione cilindrica perpendicolarmente alla direzione del gradiente.

2.2.3 Strumentazione per le misure di curve di dose in profondità e profili

2.2.3.1 Considerazioni generali

Per l'acquisizione dei profili e delle curve di dose in profondità, i rivelatori più comunemente utilizzati sono camere a ionizzazione e diodi montati sul braccio di un fantoccio ad acqua motorizzato. L'alimentazione e il movimento del rivelatore sono quindi gestiti tramite elaboratore e software dedicati.

Solitamente le misure sono normalizzate con le letture di un dosimetro di riferimento posizionato nel campo, in aria, e in una posizione in cui sia ragionevole presumere che le misure dei rivelatori di campo non siano perturbate. In tale modo, è possibile tener conto delle fluttuazioni del rendimento a breve termine dell'acceleratore e dell'indeterminazione della misura dovuta alla bassa statistica di conteggio. In alcuni sistemi di misura, per gli acceleratori lineari, è possibile prelevare il segnale delle camere monitor dell'unità radiante stessa e riferire a queste le determinazioni del rivelatore di campo. Nel caso in cui il campo sia di dimensioni limitate al punto di non consentire l'uso di un rivelatore di riferimento e non sia possibile correlare le misure al segnale delle camere interne dell'acceleratore, la misura dovrà essere effettuata esclusivamente utilizzando dei tempi di misura sufficientemente lunghi (dell'ordine del secondo).

I profili dovrebbero essere misurati almeno 5 cm oltre le dimensioni geometriche del fascio [2.39] in modo da poter correttamente stimare l'entità della dose sotto i dispositivi di collimazione.

È in ogni caso possibile che il sistema di pianificazione computer-assistita che si intende utilizzare richieda un'ulteriore estensione delle misure. In relazione alla tipologia del sistema di pianificazione, è possibile che venga richiesto di acquisire i profili solo per una fissata direzione; in tale caso, si deve decidere quale utilizzare

(e.g. direzione di movimento dei delimitatori più vicini alla superficie d'ingresso del fascio oppure direzione del gradiente del cuneo) e acquisire tutte le misure in modo omogeneo [2.26].

Per rimuovere eventuali artefatti, i dati grezzi possono essere sottoposti a un'azione di smoothing [2.17] e i profili centrati e resi simmetrici per minimizzare gli errori di misura.

Per quanto attiene il passo di scansione, le misure in fantoccio possono essere effettuate, se il sistema lo consente, variando il passo in funzione della posizione. Nella regione ad alto gradiente conviene utilizzare una risoluzione pari a 1 mm; una risoluzione inferiore, in genere, non dà luogo a miglioramenti nella stima della penombra. Il passo di scansione può essere aumentato nelle regioni a basso gradiente. A tale proposito, si ricorda che alcuni software deputati alla gestione dei sistemi di acquisizione motorizzati consentono di interpolare i dati a un passo inferiore a quello di acquisizione; tale operazione è da evitarsi, poiché potrebbe mascherare qualche importante dettaglio sulla curva analizzata (e.g. influenza del filtro omogeneizzatore sull'aspetto del profilo a basse profondità e per energie elevate).

Relativamente alle curve di dose in profondità, si raccomanda l'effettuazione delle scansioni dalla profondità verso la superficie del fantoccio, al fine di minimizzare l'effetto dell'aderenza dell'acqua sulla superficie del rivelatore, che potrebbe falsare il dato sperimentale.

Inoltre, l'utilizzo di camere a ionizzazione cilindriche o sferiche, soprattutto per le misure di dose percentuale in profondità, richiede un'attenta considerazione del punto effettivo di misura [2.20, 2.26, 2.28, 2.35, 2.52].

Prima del suo utilizzo, tutta la strumentazione (rivelatori, fantoccio ad acqua motorizzato) deve essere sottoposta a controllo [2.21, 2.26]. In particolare, si devono verificare l'accuratezza e la linearità del posizionamento del rivelatore (per esempio misurando con una scala graduata lo spostamento da un punto fisso), la ripetibilità (per esempio valutando la posizione del bordo del campo in acquisizioni ripetute in diversi sensi di spostamento) e l'effetto della velocità dei movimenti (che possono produrre perturbazioni della superficie dell'acqua). Particolare attenzione deve essere posta sulle escursioni verticali del rivelatore e della vasca contenente l'acqua; il movimento verticale della vasca in particolare può avere ripercussioni importanti sulle misure richieste a distanza sorgente-superficie del fantoccio consistentemente differenti da quelle di riferimento (100 o 90 cm, in genere), che alcuni sistemi per pianificazione richiedono e la cui accuratezza in tali condizioni il costruttore del fantoccio in genere tende a non garantire.

A ogni utilizzo del fantoccio, è bene controllare che i movimenti orizzontali e verticali del rivelatore siano paralleli e perpendicolari alla superficie dell'acqua. Il controllo per i movimenti orizzontali può essere effettuato spostando il rivelatore sulla superficie dell'acqua o aiutandosi con linee di riferimento disegnate sul fantoccio stesso (in genere, i vari modelli prevedono linee di riferimento orizzontali e verticali già serigrafate sulla vasca).

Il posizionamento va effettuato in modo che gli spostamenti del rivelatore lungo gli assi principali intercettino la proiezione del reticolo di campo.

Il livello dell'acqua deve essere costantemente verificato perché l'evaporazione dell'acqua modifica distanza e profondità di misura [2.26].

È buona norma mettere in atto una procedura di controllo periodico dei rivelatori utilizzati, che preveda per esempio una radiografia di controllo (almeno al momento dell'acquisizione e ogni volta che si sospetti un malfunzionamento), test periodici mediante sorgente di controllo, interconfronti con la strumentazione tarata e di riferimento per il centro, valutazione di parametri elettrici quali corrente di perdita, risposta in condizioni di saturazione o meno, effetti della ricombinazione.

2.2.3.2 Tipi di rivelatori disponibili e loro caratteristiche principali

Come già accennato, le dimensioni dei rivelatori hanno importanti ricadute sulla stima delle regioni che presentano elevati gradienti di dose e in particolare sulle regioni di penombra, dove un'elevata risoluzione spaziale diviene una caratteristica estremamente interessante.

A tale proposito, si ricorda che le camere a simmetria cilindrica con una lunghezza del volume sensibile maggiore rispetto al diametro dovrebbero essere posizionate in modo da esporre sempre la dimensione minore nella direzione di acquisizione del profilo.

Per la misura dei profili un'alternativa alle camere a ionizzazioni convenzionali può essere rappresentata pertanto da microcamere [2.34, 2.36] o diodi. Per le microcamere, comunque, sarà necessario prestare attenzione all'influenza della risposta all'effetto dell'irraggiamento del loro stelo e cavo, particolarmente evidente per dimensioni del campo dell'ordine dei 15 cm x cm 15 e oltre [2.3, 2.7].

Per misure accurate nella regione di raggiungimento delle condizioni di equilibrio elettronico sulle curve di dose in profondità, sarebbe preferibile utilizzare una camera a ionizzazione a elettrodi piani e paralleli *well guarded*, con una piccola separazione tra gli elettrodi e prestando attenzione all'effetto polarità [2.20, 2.29]. In questa regione l'accuratezza della ricostruzione della distribuzione di dose, infatti, può essere influenzata dall'incertezza del dato misurato [2.15].

I rivelatori a semiconduttore [2.37, 2.45, 2.54], pur presentando una dipendenza dall'energia dei fasci fotonici, sono particolarmente adatti per l'acquisizione dei profili in virtù della buona risoluzione spaziale che possono offrire, caratteristica specialmente utile nella zona di penombra [2.13, 2.30, 2.36, 2.37, 2.40, 2.46]. La composizione energetica del fascio – influenzata da profondità, dimensioni del campo [2.26] e presenza di modificatori del fascio – è infatti contenuta lungo il profilo [2.23] ed ha quindi effetto trascurabile sulla sensibilità del rivelatore.

Un'altra importante dipendenza – più contenuta nei rivelatori a semiconduttore di più recente progettazione [2.18, 2.37, 2.40]- presentata dai rivelatori a semiconduttore è quella dall'angolo di incidenza del fascio, che può avere conseguenze

importanti nei casi in cui si debbano applicare delle condizioni di misura estreme (e.g. acquisizioni in aria a distanze molto limitate dalla sorgente) o comunque inusuali.

I rivelatori a semiconduttore presentano anche una dipendenza dal rateo [2.43] e le loro misure vanno in genere corrette per un fattore, anche se non molto elevato, determinato per confronto con una camera a ionizzazione a pari condizioni d'irraggiamento.

Esistono rivelatori allo stato solido particolari, quali quelli a diamante naturale [2.5, 2.10, 2.16, 2.30, 2.37, 2.49, 2.50, 2.54], con ottime prestazioni in termini di risoluzione spaziale e di indipendenza dall'energia. Il loro utilizzo nella dosimetria dei fasci è ben documentato e i fattori correttivi per la dipendenza dal dose rate sono noti [2.4, 2.19, 2.31, 2.41, 2.42, 2.49] ed in generale piuttosto contenuti [2.4], ma devono essere valutati attentamente, tramite confronto con le acquisizioni di una camera a ionizzazione. La corrente di buio dei rivelatori a diamante naturale è in genere piuttosto elevata e ne va tenuto debito conto nel caso in cui le posizioni di misura comportino dosi non particolarmente elevate.

Un altro tipo di rivelatore che può essere usato sono le camere a ionizzazione a riempimento liquido [2.7, 2.54], che, pur avendo un volume sensibile molto limitato (0.002 cm^3), proprio a causa della forma fisica del materiale di riempimento, forniscono, a parità di condizioni di irraggiamento con una camera a ionizzazione convenzionale, un segnale elevato. Sono quindi utili soprattutto nel caso di campi di tipo stereotassico, dove la risoluzione spaziale richiesta è elevata e il rendimento del fascio ridotto. La tensione di alimentazione di questi dispositivi è piuttosto elevata (800 V) e richiedono unità di alimentazione addizionali rispetto a quelle convenzionalmente usate.

La dosimetria con pellicole radiografiche può rivelarsi particolarmente utile nei casi in cui i profili di dose debbano essere acquisiti in condizioni in cui sia precluso l'utilizzo del fantoccio ad acqua (e.g. nel caso di incidenza parziale del fascio sul fantoccio, in presenza di disomogeneità o nelle zone di interfaccia). È comunque una procedura di delicata implementazione, per l'elevato numero di fattori dai quali dipende la risposta del rivelatore, per le condizioni di trattamento che sono spesso critiche [2.25, 2.29] e per la necessità di taratura, legata alla non linearità di risposta. A ciò si aggiunge che, in molti centri, è ormai impossibile trattare questi tipi di rivelatori per la pressoché completa rimozione dei dispositivi di sviluppo automatici.

Le pellicole radiocromiche [2.12, 2.29] hanno, da qualche tempo, praticamente soppiantato quelle radiografiche tradizionali. Si tratta di dispositivi autosviluppanti, il cui stoccaggio e uso sono piuttosto semplificati. Particolare accortezza è comunque necessario avere nella loro gestione, in modo da evitarne inutili esposizioni alla luce ambientale o manipolazioni indelicate che influenzerebbero la misura. Come per le pellicole radiografiche, è necessario determinare la curva di risposta in funzione della dose. La lettura delle pellicole radiocromiche è effettuata mediante scan-

ner e la risposta dipende dalla direzione della scansione in relazione alla direzione di spalmatura del materiale sensibile sul suo supporto. Vanno accuratamente determinate anche le prestazioni dello scanner, come l'omogeneità di risposta, la velocità di scansione che potrebbe non essere costante e, soprattutto, la regione a risposta lineare, che può consistentemente influire sull'intervallo di dose di utilizzo delle pellicole radiocromiche.

Poiché sia le pellicole radiografiche che le radiocromiche impongono l'effettuazione delle misure in materiale differente dall'acqua, sarà necessario tenere opportunamente conto della densità elettronica del fantoccio nel sistema di pianificazione oppure trasformare gli spessori in questione in termini di equivalenza all'acqua.

2.2.4 Strumentazione per le misure di fattori di rendimento e fattori di trasmissione dei modificatori del fascio

Le condizioni di misura di tali fattori sono solitamente indicate nella documentazione a corredo del sistema di pianificazione e sono comunque note in letteratura. Si raccomanda, in ogni caso, di prestare attenzione all'uniformità del campo di radiazione nel volume del rivelatore per i campi piccoli (inferiori a 5 cm x 5 cm). Nel caso in cui i profili dell'unità radiante considerata evidenzino un pronunciato andamento a "V" [2.20], si consiglia di prestare particolare attenzione, poiché esso in genere varia considerevolmente con la profondità e le dimensioni del campo. Camere cilindriche o a ditale di volume esteso e camere a elettrodi piani e paralleli dovrebbero quindi essere evitate.

Inoltre, campi di elevate dimensioni (oltre 15 x 15 cm x cm) sono caratterizzati dalla presenza di un'elevata quantità di radiazione diffusa di bassa energia. Il rivelatore scelto non dovrà quindi presentare una sovra-risposta alle basse energie.

Da ultimo, bisognerà prestare attenzione alla scelta del rivelatore per campi di piccole dimensioni [2.34, 2.36, 2.44], dove la mancanza di equilibrio elettronico laterale può rappresentare un problema.

Per i campi con cuneo il rivelatore dovrebbe avere dimensioni più piccole possibili nella direzione del gradiente. A tale scopo, si consiglia l'uso di una camera a ionizzazione cilindrica o a ditale, di volume sensibile ridotto, utilizzata con asse perpendicolare alla direzione del gradiente, dopo aver controllato la coincidenza dell'asse centrale del fascio, del collimatore e del cuneo [2.20]. Le misure di rendimento in presenza del cuneo utilizzate per calcolare il fattore di trasmissione corrispondente dovrebbero essere ottenute come media delle acquisizioni con posizione del collimatore pari a 0° e 180° [2.14].

Il valore della trasmissione dei blocchi dipende dalla distanza del punto di misura dal bordo dell'area schermata, pertanto si consiglia l'uso di una camera a ionizzazione di piccole dimensioni [2.14].

2.2.5 Conclusioni

Come evidenziato nella trattazione precedente, è difficile individuare un unico tipo di rivelatore che sia adeguato per ogni tipo di misura e per tutti le dimensioni dei campi. Nelle seguenti tabelle, perciò, vengono proposte alcune informazioni che possono essere utili per un orientamento nella scelta del rivelatore maggiormente adatto per l'acquisizione dei dati richiesti per l'implementazione dei fasci di fotoni di alta energia in uso in radioterapia nell'RTPS e per la validazione delle prestazioni di quest'ultimo. Sono escluse dalle tabelle le pellicole radiografiche e radiocromiche, il cui utilizzo non è in genere previsto di routine per le finalità sopra indicate. La Tabella 2-I indica le prestazioni di alcuni tipi di rivelatori, come riassunto di quanto esposto nel presente paragrafo. La Tabella 2-II riporta invece le tipologie di misura per le quali i vari rivelatori sono maggiormente indicati. Da ultimo, la Tabella 2-III propone la dotazione minima necessaria affinché l'acquisizione e il controllo di un RTPS possano essere affrontati; le indicazioni qui fornite andranno comunque compendiate dall'utilizzatore con le informazioni contenute nel manuale dell'RTPS o fornite dal venditore.

Tab. 2-I

Parametro	Tipo di rivelatore				
	Camera a ditale di volume ridotto (e.g. 0.125 cm ³)	Micro camera	Camera riempimento liquido	Rivelatore a diamante	Semi-conduttore
Risoluzione spaziale	0	+1	+2	+1	+2
Sensibilità alle basse energie	0	0	0	+2	-2
Dipendenza dal rateo di dose	+2	+2	+1	-1	-1
Stabilità della risposta	+2	+2	+1	-1	-1
Dipendenza dalla temperatura	-2*	-2*	0	0	-1

Legenda: -1: svantaggioso
 0: non mostra vantaggi o svantaggi particolari
 +1: vantaggioso
 +2: molto vantaggioso

* l'introduzione del fattore di correzione per le condizioni ambientali [2.20], che tiene conto della differenza tra i valori dei parametri pressione e temperatura al momento dell'esecuzione delle misure e quelli di riferimento, consente di ridimensionare l'entità della dipendenza indicata in tabella.

Tab. 2-II

Tipo di misura	Tipo di rivelatore					
	Camera di volume medio (e.g. 0.6 cm ³)	Camera di volume ridotto (e.g. 0.125 cm ³)	Micro-camera	Camera a riempimento liquido	Rivelatore a diamante	Semi conduttore*
Dose assoluta	+2	+1	0	---	---	---
Curve di dose in profondità (campi aperti inferiori a 3 x 3 cm x cm)	-2	-1	+1	+2	+2	+2
Curve di dose in profondità (campi aperti e con cono superiori o pari a 3 x 3 cm x cm)	-2	+1	+2	+2	+2	+1 (sino a 5 x 5 cm x cm) 0 (oltre 5 x 5 cm x cm; si consiglia attento confronto con camera a ionizzazione)
Profili di dose (campi aperti inferiori a 3 x 3 cm x cm)	-2	-1	+1	+2	+2	+2
Profili di dose (campi aperti e con cono superiori o pari a 3 x 3 cm x cm)	-2	+1	-1	+2	+2	+2
Fattori di rendimento e trasmissione (campi aperti inferiori a 3 x 3 cm x cm)	-2	-1	-2	-1	+2	-2 (se compensato) +2 (se non compensato)
Fattori di rendimento e trasmissione (campi aperti e con cono tra 3 x 3 cm x cm (inclusi) e 10 x 10 cm x cm)	0	+1	+1	+1	+2	+2
Fattori di rendimento e trasmissione (campi aperti e con cono superiori o pari a 10 x 10 cm x cm)	0	+2	+1	+1	+2	+1 (se compensato) -2 (se non compensato)

Legenda: -2: molto svantaggioso

-1: svantaggioso

0: non mostra vantaggi o svantaggi particolari

+1: vantaggioso

+2: molto vantaggioso

* il semiconduttore s'intende compensato, se non diversamente indicato

Tab. 2-III

Tipo di rivelatore	Finalità
Camera di volume medio (standard di riferimento interno)	Dose assoluta
Camera di volume ridotto	Campi da 3 x 3 cm x cm a 40 x 40 cm x cm <ul style="list-style-type: none"> • Curve in profondità • Fattori di rendimento e trasmissione Campi da 5 x 5 cm x cm a 40 x 40 cm x cm <ul style="list-style-type: none"> • Profili di dose (salvo indicazioni differenti del produttore dell'RTPS)
Semiconduttore non compensato	Campi inferiori o pari a 3 x 3 cm x cm <ul style="list-style-type: none"> • Curve in profondità • Fattori di rendimento e trasmissione Campi inferiori o pari a 5 x 5 cm <ul style="list-style-type: none"> • Profili di dose

2.3 Analisi dei dati e criteri di accettazione

2.3.1 Introduzione

È ampiamente riconosciuto [2.6, 2.15, 2.21, 2.38] che l'incertezza relativa alla dose somministrata al volume bersaglio dovrebbe essere compresa nell'intervallo tra il 7 e il 10% ad un livello di confidenza del 95% (2SD); ciò significa che l'incertezza complessiva (1SD) sulla dose media erogata nel punto di prescrizione dovrebbe essere compresa nell'intervallo tra il 3 e 5%.

Tenendo conto di tutte le fasi che compongono il processo che porta all'erogazione della dose al volume bersaglio, al fine di soddisfare il criterio sopra citato, l'ICRU 42 [2.24] propone come tolleranza complessiva nel calcolo della dose il 2% in regioni a basso gradiente e uno scostamento massimo di 2 mm tra dose calcolata e dose misurata nelle regioni ad alto gradiente.

In successive pubblicazioni [2.15, 2.17, 2.21, 2.27, 2.47, 2.51] questi criteri sono stati rivisti, e in taluni casi modificati, anche per tener conto di incertezze legate a tecniche più complesse d'irradiazione che col tempo sono diventate di impiego comune in radioterapia (e.g. presenza di disomogeneità, filtri, blocchi, campi asimmetrici, etc).

Bisogna poi aggiungere che i criteri di accettabilità differenti, che si trovano tra una pubblicazione e l'altra, sono spesso dovuti al diverso modo in cui viene acquisita la dose di riferimento che può essere la dose locale [2.51], la dose ad una determinata profondità sull'asse del fascio o la dose alla profondità del punto massimo per un determinato campo (di solito 10 cm x 10 cm [2.2]).

Altro aspetto non trascurabile è il fatto che quando si sottopone un sistema di calcolo ad un confronto rispetto ad un dato misurato, lo stesso dato misurato è affetto da un'incertezza che comprende l'incertezza relativa ai parametri geometrici dell'acceleratore lineare (e.g. accuratezza nella posizione dei collimatori); una differenza sulla larghezza a metà altezza riscontrata tra il profilo misurato e quello calcolato non è quindi necessariamente attribuibile all'RTPS che, soprattutto se basato su un modello, non potrà mai tenere conto di questo aspetto.

2.3.2 Metodi di analisi dei dati

2.3.2.1 La differenza di dose

Per confrontare la dose calcolata nel punto i -esimo con quella misurata si può usare il rapporto come espresso dalla relazione seguente:

$$(1) \quad d(i) = \frac{D_c(i)}{D_m(i) * \frac{D_{ref}}{D_m(ref)}}$$

dove

- $D_c(i)$ è la dose calcolata nel punto i -esimo per un fissato numero di unità monitor (UM) (e.g. 100)
- $D_m(i)$ è la dose misurata nel punto i -esimo per un fissato numero di UM (e.g. 100)
- $D(ref)$ è la dose alla profondità di riferimento (e.g. 10 cm) per il campo di riferimento (e.g. 10 cm x 10 cm) misurata nella prova di stato dell'unità di trattamento ed utilizzata come dose di riferimento per il sistema di calcolo, sempre per un fissato numero di UM (e.g. 100)
- $D_m(ref)$ è la dose misurata nella condizione di riferimento al momento della misura di $D_m(i)$

Il rapporto $\frac{D_{ref}}{D_m(ref)}$ serve a rendere indipendente il confronto tra dose calcolata e dose misurata dalle fluttuazioni del rendimento dell'unità di trattamento.

La (1) può anche essere espressa come differenza relativa o percentuale dalla relazione:

$$(2) \quad \delta(i) = (d(i) - 1)$$

o

$$(2bis) \quad \delta(i)\% = (d(i) - 1) * 100$$

La (2) rappresenta il confronto tra dose calcolata e dose misurata normalizzata alla dose locale (Venselaar et al.) [2.51].

È anche possibile esprimere la (2) utilizzando come dose di riferimento un altro valore D_{norm} (e.g. la dose rispetto al campo di riferimento alla profondità del massimo TG23) utilizzando il fattore N:

$$(3) \quad N = \frac{D_m(i)}{D_{norm}} * \frac{D_{ref}}{D_m(ref)}$$

dove D_{norm} rappresenta la dose scelta come riferimento per la normalizzazione già moltiplicata per $\frac{D_{ref}}{D_m(ref)}$ e quindi già resa indipendente dalle fluttuazioni di rendimento dell'unità di trattamento.

In termini più generali quindi la (2) può essere scritta come:

$$(4) \quad \delta(i)_{norm} = N * (d(i) - 1)$$

o

$$(4bis) \quad \delta\%_{norm} = N * (d(i) - 1) * 100$$

da cui risulta evidente che se per D_{norm} è stata scelta la dose locale allora $N=1$ e la (2) e la (4) coincidono.

Il criterio di dose è soddisfatto quando il valore assoluto della (4) o (4bis) è minore o uguale ad un certo valore che chiamiamo Δd preso come differenza di dose massima accettabile.

2.3.2.2 La distanza di accordo, RW_{50} e δ_{50-90}

In regioni ad alto gradiente (e.g. lungo i bordi di un campo) l'applicazione semplice del criterio della differenza di dose potrebbe portare a scostamenti molto elevati sia per l'incertezza sperimentale con cui viene determinata la posizione del punto di misura sia, come detto nella parte introduttiva di questo paragrafo, per le tolleranze meccaniche sul posizionamento dei collimatori. Nella Fig. 6 è riportato un esempio di un confronto tra un profilo e lo stesso profilo traslato di 1 mm; questa situazione si potrebbe verificare considerando l'incertezza nel posizionamento del collimatore. Nella Fig. 7 è riportato il rapporto tra le dosi così come espresso dalla relazione (1). Dal grafico si nota che nella regione di gradiente, ovvero ai bordi del campo, il rapporto tra le dosi assume valori che superano l'1.3, che significa, utilizzando la relazione (2), differenze di più del 30%.

Oltre al metodo della differenza di dose esiste un altro criterio per il confronto tra dose calcolata e dose misurata, la cui applicazione risulta molto utile nel caso di analisi di profili di dose in cui siano presenti dei gradienti elevati, chiamato "distanza di accordo" (DTA, *Distance To Agreement*).

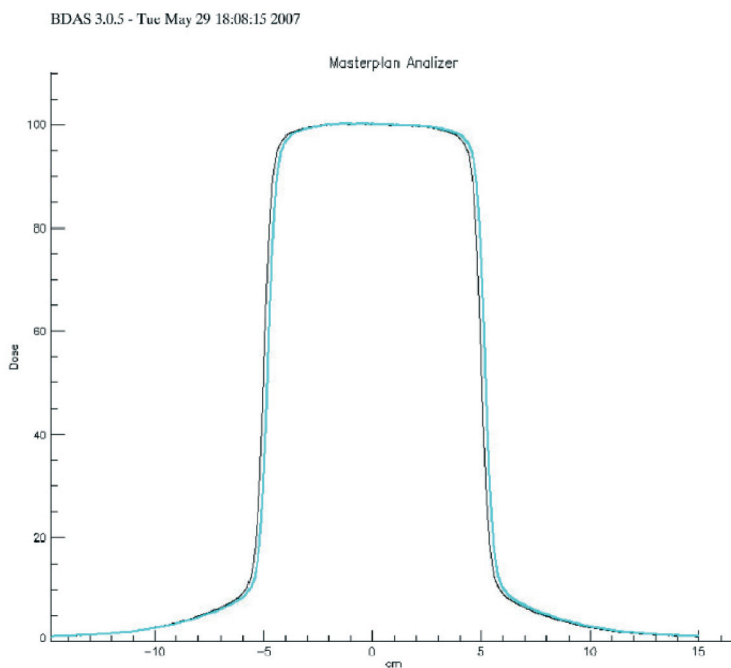


Fig. 6 profili traslati di 1 mm

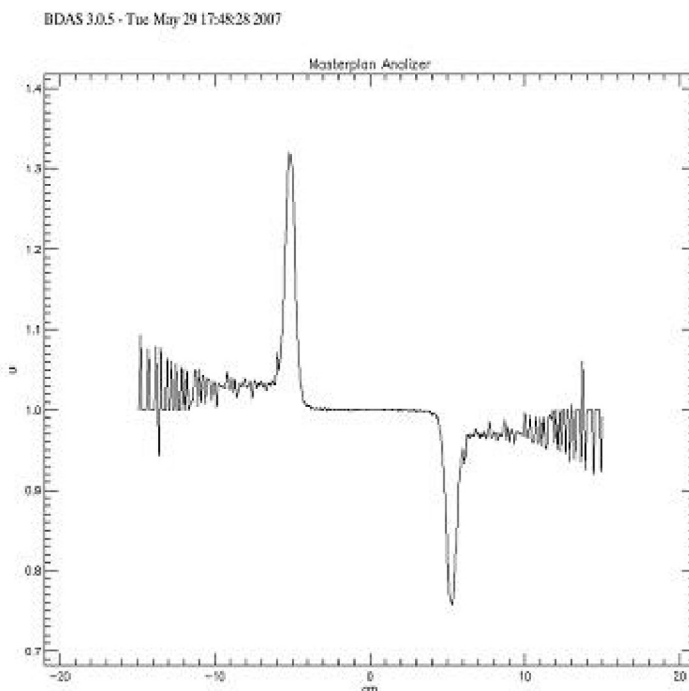


Fig. 7 rapporto di dose

$$(5) \quad D_c(i + \Delta x) = D_m(i) * \frac{D_{ref}}{D_m(ref)}$$

dove il Δx nella (5) rappresenta appunto la DTA.

Analogamente a quanto indicato per il criterio di dose, il criterio della distanza di accordo sarà soddisfatto per quei valori di Δx che soddisfino la (5) e che risultino minori o uguali ad un certo valore Δr considerato come distanza massima accettabile.

Altri due parametri che si possono utilizzare nel confronto dei profili di dose sono RW_{50} e δ_{50-90} .

Il primo rappresenta la larghezza a metà altezza del profilo relativamente al valore sull'asse, mentre il secondo rappresenta la distanza tra i punti del profilo aventi rispettivamente valore 50% e 90% nella regione di penombra rispetto al valore sull'asse.

Ciascuno di questi criteri non descrive in modo completo l'accordo fra dose calcolata e misurata, essendo limitato all'indicazione di uno scostamento in termini di dose percentuale nel punto considerato oppure di uno scostamento in termini di distanza fra isodosi.

2.3.2.3 L'indice gamma

Esiste un terzo criterio introdotto per la prima volta da Low et al.[2.32] nel 1998, poi rivisto e rifinito da Depuydt et al.[2.11] nel 2002 e ancora da Low [2.33] nel 2003.

Questo criterio sintetizza in un'unica relazione il criterio della differenza di dose e della distanza di accordo.

Indicata con $D_m(i)$ e con $D_c(t)$ rispettivamente la dose misurata nel punto i -esimo e la dose calcolata nel punto t -esimo e indicando con $r(t)$ la distanza di t da i ovvero $r_i(t) = t - i$ si ha che:

$$(6) \quad \gamma(i) = \min_{\forall t} \sqrt{\left(\frac{\delta_i(t)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r_i(t)}{\Delta r}\right)^2}$$

dove analogamente alla (2)

$$(7) \quad \delta_i(t) = d_i(t) - 1$$

con

$$(8) \quad d_i(t) = \frac{D_c(i + r_i(t))}{D_m(i) * \frac{D_{ref}}{D_m(ref)}}$$

e dove Δd e Δr sono rispettivamente la tolleranza scelta sull'incertezza di dose e sullo spostamento.

Per comprendere meglio come la (6) inglobi sia il criterio della differenza di dose che quello della distanza di accordo e quale dovrebbe essere il valore di $\gamma(i)$ quando le tolleranze su Δd e Δr sono simultaneamente verificate si faccia il seguente ragionamento. Si supponga di applicare solo il criterio della differenza di dose; in questo caso $r_i(t)$ deve essere 0 e quindi $t=i$; in questa ipotesi si vede subito che la (6) diventa:

$$(9) \quad \gamma(i) = \left(\frac{|\delta(i)|}{\Delta d}\right)$$

Essendo in questo caso $\delta(i)$ proprio quello della (2) affinché il criterio di dose sia soddisfatto si deve avere che $|\delta(i)| \leq \Delta d$ e quindi sostituendo nella (9) si ha che $\gamma(i) \leq 1$.

Lo stesso discorso si applica supponendo di utilizzare il solo criterio della distanza di accordo, nel qual caso sostituendo la (5) al numeratore della (8), dalla (7) si ha che $\delta_i(t)=0$ e quindi la (6) diventa:

$$(10) \quad \gamma(i) = \left(\frac{|r_i(t)|}{\Delta r}\right)$$

da cui si deduce che per soddisfare il criterio della distanza di accordo si deve avere che $r_i(t) \leq \Delta r$ e quindi sostituendo nella (10) si ha che $\gamma(i) \geq 1$.

Il criterio dell'indice gamma espresso dall'equazione (6) è soddisfatto quando $\gamma(i) \geq 1$; l'equazione (6) con $\gamma(i)=1$ rappresenta il luogo geometrico dei punti contenuti nell'ellisse avente come semiassi rispettivamente Δd e Δr e quindi il criterio è soddisfatto quando il punto calcolato si trova all'interno dell'ellisse dove il valore di riferimento (la dose misurata) si trova nell'origine degli assi.

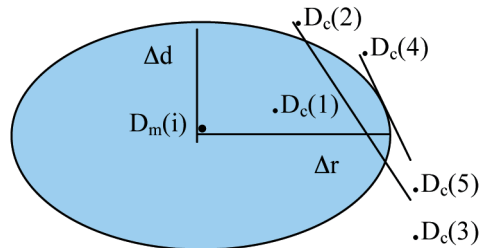


Fig. 8

Nella formulazione successiva introdotta nel 2002 furono considerate diverse situazioni intermedie rispetto alla sola condizione D_c dentro o fuori all'ellisse come mostrato in Fig. 8. Ulteriori formulazioni introdussero il concetto di passaggio successivo al primo controllo utilizzando il ripopolamento dei dati calcolati; quest'ultimo può talvolta portare a un miglioramento del valore dell'indice γ ottenuto, anche se questo criterio non sempre è da tutti accettato.

Un'altra considerazione da fare a proposito dell'indice γ è che le stesse considerazioni fatte nei paragrafi precedenti sul valore preso a riferimento per la normalizzazione nel confronto fra le dosi è applicabile alla parte (7) che compare nella (6) allo stesso identico modo. Quindi anche in questo caso si può scegliere un punto di normalizzazione differente dalla dose locale o addirittura decidere di passare dalla normalizzazione alla dose locale. alla normalizzazione. alla dose rispetto all'asse, quando i valori delle dosi che si stanno valutando sono al di sotto di una certa soglia prestabilita per esempio il 7% [2.15].

2.3.2.4 Il limite di confidenza

Quando si devono confrontare una serie di punti in situazioni simili per esempio una DPP o un profilo ad una data profondità, è maggiormente significativo stabilire un criterio che sia in grado di valutare complessivamente il gruppo di dati poiché l'analisi punto a punto diverrebbe praticamente insostenibile. A questo proposito, nel 1998 Welleweerd et al. [2.53] introdussero il concetto di limite di confidenza.

In questo caso non viene considerata la deviazione del singolo dato con il valore di riferimento, ma il limite di confidenza così definito:

$$(11) \quad \Delta = | \text{deviazione media} | + 1.5 \text{ SD}$$

Il valore che si confronta con quelli di riferimento è costituito da una componente sistematica (la deviazione media) ed una casuale (la deviazione standard, SD). Il valore di 1.5 è stato ritenuto da Venselaar [2.51] un compromesso che tiene adeguatamente conto del peso da attribuire all'errore casuale rispetto a quello sistematico. Lo stesso concetto che inizialmente era stato introdotto solo per la differenza di dose può essere esteso allo stesso modo al concetto di distanza di accordo e quindi anche all'indice gamma [2.15].

2.3.3 Criteri di accettabilità

Nel Booklet 7 dell'ESTRO [2.15] e ancor prima nel lavoro di Venselaar [2.51] sono state individuate 4 regioni, con limiti di riferimento differenti in ognuna di esse, anche in funzione della complessità del trattamento (presenza di filtri a cuneo, schermature, campi asimmetrici, etc.) e schematizzate nella Fig. 9.

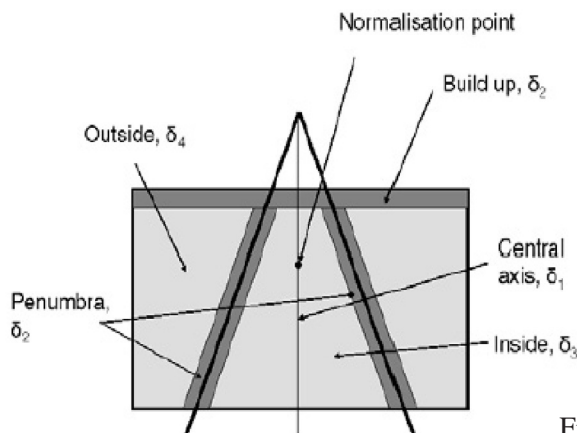


Fig. 9 (da [2.15])

- Regione 1: punti lungo l'asse del fascio in regione a basso gradiente e alta dose oltre la profondità del massimo di dose.
- Regione 2: punti lungo l'asse del fascio e al di fuori di esso nella regione di build-up e di penombra (regioni ad alto gradiente). Questa regione include, nel caso della presenza di disomogeneità, anche le regioni di interfaccia
- Regione 3: punti all'interno del fascio (80% della dimensione geometrica) e al di fuori dell'asse (regione a basso gradiente).
- Regione 4: punti al di fuori del fascio (80% della dimensione geometrica) o al di sotto di schermature, collimatori limitatori di campo e collimatori multilamellari in regioni a bassa dose e a basso gradiente (e.g. al di sotto di una certa soglia rispetto alla dose sull'asse centrale del campo aperto e alla stessa profondità).

Alle quattro regioni di cui sopra si possono aggiungere, come fatto da Venselaar [2.51] e poi dal Booklet 7 ESTRO [2.15] anche RW_{50} e δ_{50-90} .

I valori di riferimento nelle quattro regioni oltre a RW_{50} e a δ_{50-90} sono riportati nella Tabella 2-IV che è tratta dal Booklet 7 dell'ESTRO.

Tabella 2-IV da [2.15]

	regione	tolleranza		
		geometria semplice in fantoccio omogeneo	geometria complessa (cuneo, schermature, campi asimmetrici, disomogeneità)	geometria più complessa definita come combinazione di almeno due geometrie complesse
δ_1	asse centrale, alta dose basso gradiente	2%	3%	4%
δ_2^*	regione di build-up e penombra, regioni alta dose alto gradiente	10% o 2 mm	15% o 3 mm	15% o 3 mm
δ_3	fuori dall'asse del fascio nella regione ad alta dose e basso gradiente	3%	3%	4%
δ_4^{**}	al di fuori del campo nella regione a bassa dose e basso gradiente	30% (3%)	40% (4%)	50% (5%)
RW_{50}^{***}	larghezza a metà altezza, alta dose alto gradiente	1% o 2 mm	1% o 2 mm	1% o 2 mm
δ_{50-90}	distanza tra 90 e 50% della dose al massimo lungo il profilo	2 mm	3 mm	3 mm

* si utilizza l'uno o l'altro valore di tolleranza a seconda che si impieghi il criterio della differenza di dose o della distanza di accordo (DTA)

** si utilizza l'uno o l'altro valore di tolleranza a seconda che si impieghi come dose di normalizzazione la dose locale (tolleranza più alta) o la dose rispetto al centro del campo alla stessa profondità dei punti da confrontare

***la differenza percentuale si utilizza per campi superiori ai 20 cm

Nella Fig. 10 sono riportate le stesse zone schematizzate in Fig. 9 per una DPP e per un profilo di dose ad una data profondità.

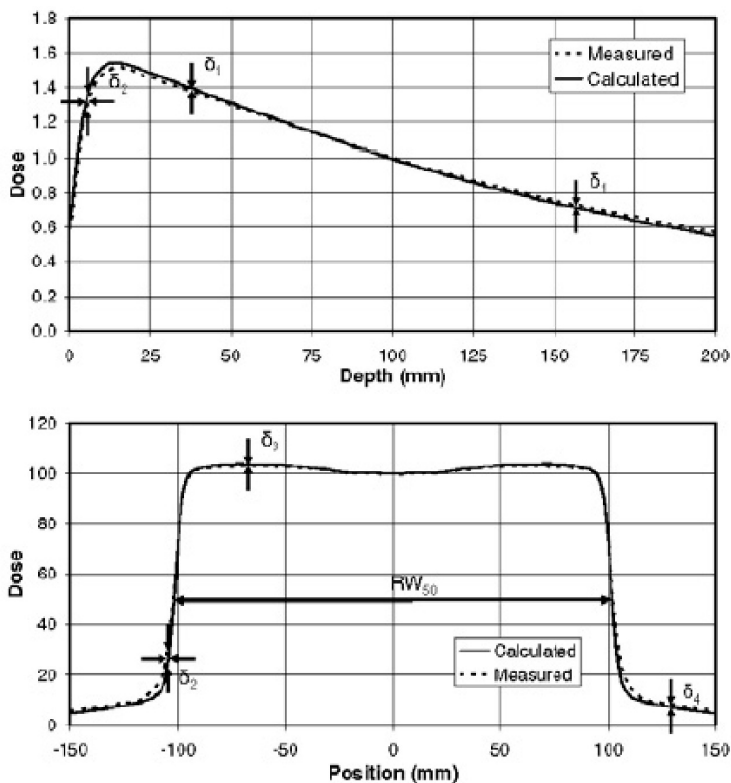


Fig. 10 (da [2.15])

Applicando il criterio dell'indice gamma si potrebbe utilizzare la combinazione delle tolleranze per le varie zone descritte in tabella ottenendo un unico valore per l'analisi di un intero profilo come quello schematizzato in Fig. 10.

Nella situazione descritta nella colonna 3 della Tabella 2-IV (fantoccio omogeneo) si può procedere all'analisi dell'intero profilo utilizzando cautelativamente l'indice gamma con tolleranze del 2% e 2 mm. Utilizzando poi un valore di soglia rispetto alla dose al centro del campo aperto (che definisce il criterio per passare dalla normalizzazione locale alla normalizzazione rispetto al centro del campo aperto alla stessa profondità per (e.g. 7% come suggerito dal Booklet 7 ESTRO) si può inglobare anche l'analisi della regione 4 utilizzando gli stessi valori % definiti per le regioni 1 e 2.

Quando si utilizza l'indice gamma per l'analisi dei profili è opportuno utilizzare profili espressi in dose assoluta; in questo modo l'indice gamma ottenuto comprende anche l'informazione sul calcolo delle UM.

Un esempio è riportato in Fig. 11 dove si sono confrontati due profili acquisiti a 10 cm di profondità (DSA = 100 cm) con una geometria costituita da un campo di 10 x 10 cm² *off plane* (5 cm offaxis in entrambe le direzioni) e dove i profili sono stati riportati in dose assoluta con il grafico dell'indice gamma rappresentato dalla distribuzione in rosa.

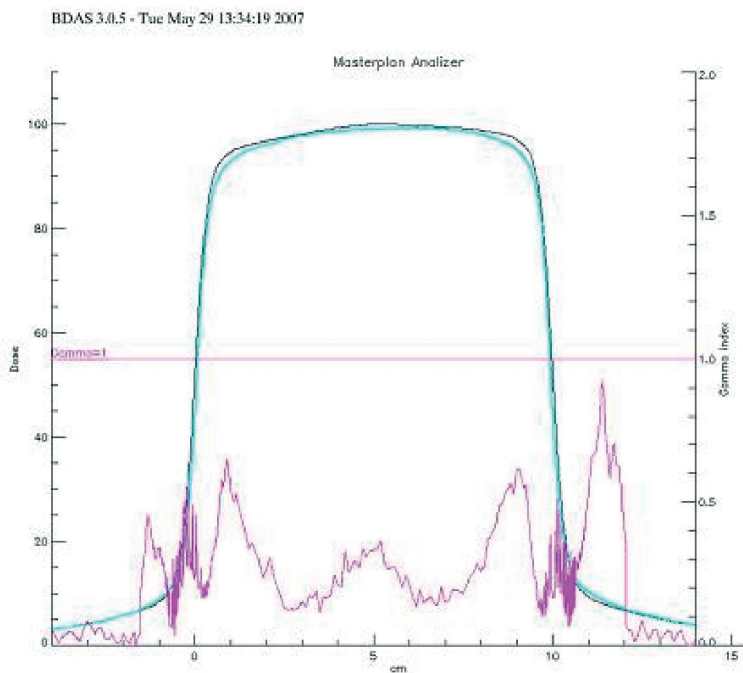


Fig. 11 (grafico ottenuto utilizzando il software BDAS
sviluppato da G. Alberta - Nuclital)

A titolo di esempio, è possibile applicare il criterio del limite di confidenza alla statistica che è risultata dall'analisi del grafico di figura 11 utilizzando l'indice γ . In tal caso, avendo per l'indice γ un valore medio pari a 0.244 e una deviazione standard 0.185; con l'applicazione della relazione (11), si ottiene che $\Delta(\gamma)=0.5215$, che è al di sotto del valore di riferimento (per il $\Delta(\gamma)$ è <1).

2.4 Descrizione dei test e loro elenco

2.4.1 Descrizione generale dei test

È possibile individuare 3 gruppi di test:

- a TEST FONDAMENTALI:
- b TEST AGGIUNTIVI
- c TEST DI CONSISTENZA INTERNA

Il primo gruppo è costituito da un insieme di controlli senza i quali non è possibile procedere oltre nelle indagini sulla risposta dell'RTPS e che vanno analizzati per ogni unità radiante che sia stata configurata in esso.

Il secondo gruppo costituisce un gruppo di analisi più approfondite e completa i precedenti, fornendo un quadro globale delle prestazioni dosimetriche del sistema.

Il terzo gruppo, infine, considera test che rivelano la risposta del sistema in corrispondenza di situazioni specifiche, a prescindere dalle caratteristiche dell'unità radiante considerata.

Per ogni test si richiede il confronto tra dato misurato e dato calcolato in termini di:

- trasmissione della dose in profondità
- profili del fascio nelle due direzioni principali e alla profondità di raggiungimento dell'equilibrio elettronico, 5, 10 e 20 cm

Esprimendo le curve sopra indicate in termini assoluti, come dose/UM è possibile inserire nel controllo anche la verifica sul calcolo delle UM. In tale modo vengono stimati gli eventuali errori dell'RPTS sia per il calcolo delle distribuzioni della dose che per il calcolo delle UM.

In casi particolari, può essere richiesta anche la distribuzione della dose in uno o più piani.

Tutte le dimensioni dei campi sono specificate all'isocentro.

Nella tabella che segue è riportato uno schema riassuntivo di tutti i test.

Tab. 2-V

PARAMETRO	CONDIZIONI D'IRRAGGIAMENTO	PERIODICITÀ	TOLLERANZA
TEST FONDAMENTALI			
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm	Campi di configurazione Campi particolari DSP = ___ cm – campi aperti e con tutti i cunei (in tutte le direzioni)	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
TEST AGGIUNTIVI			
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10, cm 20 cm	10 cm x 10 cm DSP =100 cm, min, max - campo aperto e con cuneo max	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm	20 cm x 5 cm e 5 cm x 20 cm DSP = ___ cm - campo aperto e con tutti i cunei (in tutte le direzioni)	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
Profilo lungo la direzione non schermata, profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	15 cm x 15 cm DSP = ___ cm – blocco centrale	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10, cm 20 cm	10 cm x 10 cm asimmetrico (x1=0, x2=10 cm, y1=0, y2=10 cm) DSP = ___ cm - campo aperto e con tutti i cunei	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm	10 cm x 10 cm asimmetrico (x1=10 cm, x2=0, y1=10 cm, y2=0) DSP = ___ cm – tutti i cunei	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm	10 cm x 10 cm con MLC DSP = ___ cm – campo aperto	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP Profili (lungo gli assi principali e lungo due direzioni parallele che intercettano le lamelle). Solo a profondità di 10 cm.	15 cm x 15 cm DSP = ___ cm – 3 lamelle centrali	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV

PARAMETRO	CONDIZIONI D'IRRAGGIAMENTO	PERIODICITÀ	TOLLERANZA
TEST DI CONSISTENZA INTERNA			
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm	10 cm x 10 cm incidenza del fascio non perpendicolare DSP = ___ cm –	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm	10 cm x 10 cm incidenza del fascio parziale DSP = ___ cm –	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm	15 cm x 15 cm DSP = ___ cm - campo con blocchi	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
DPP (misurata in alta risoluzione)	10 cm x 10 cm DSP = ___ cm – campo aperto	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
Dose assoluta	10 cm x 10 cm in presenza di disomogeneità	Accettazione prova di stato	3%
DPP Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	10 cm x 10 cm in presenza di disomogeneità	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
TEST PERIODICI			
UM - tempi di trattamento	Piano di riferimento	mensile	0%
Distribuzione di dose	Piano di riferimento	mensile	sovrapposizione

2.4.1.1 Test fondamentali

Introduzione

Come detto al punto 2.4.1, questi test costituiscono un gruppo di verifiche di base dal risultato delle quali dipende la possibilità di proseguire oltre nella valutazione delle prestazioni dell'RTPS. Nel caso i risultati dei test siano inaccettabili, è necessario rivedere completamente la modellizzazione dell'unità radiante predisposta nel sistema.

I test vanno eseguiti nelle stesse condizioni d'irraggiamento richieste dal sistema per la configurazione delle unità radianti (e.g. medesima distanza sorgente-superficie del fantoccio DSP) e vengono effettuati per:

- 2.4.1.1.a. dimensioni del campo richieste come fondamentali dal sistema per la configurazione dell'unità radiante. Il test va eseguito per ogni energia e per ogni unità radiante
- 2.4.1.1.b. dimensioni di campo piccole (e.g. 3 cm x 3 cm) e/o campi particolari che non siano compresi tra quelli al punto precedente, ma che si rivelino di particolare importanza per le tecniche di trattamento implementate presso il centro in cui l'RTPS è installato.

Le schede per la registrazione dei controlli sotto riportate in questo e nei paragrafi successivi sono state predisposte per valutazioni effettuate mediante gli indici indicati in Tab. 2-IV. Nel caso in cui si intenda procedere utilizzando l'analisi tramite l'indice γ (paragrafo 2.3.2.3), sarà necessario predisporre delle schede simili che prevedano l'indicazione delle tolleranze utilizzate per la dose, la distanza di accordo, il numero di punti analizzati, la percentuale minima di tali punti che soddisfino l'analisi per la quale si ritiene positivo il risultato e i risultati, espressi in termini della percentuale dei punti analizzati che ha effettivamente soddisfatto l'analisi.

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.1.a. e b. - Curve di dose in profondità per campi fondamentali o particolari
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	<input type="checkbox"/> Come descritte per la configurazione della unità radiante <input type="checkbox"/> Campi particolari
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della curva di dose in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Curva di dose in profondità misurata in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA 1. Calcolare con l'RTPS la curva di dose in profondità 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato	

Scheda di registrazione

2.4.1.1.a. e b. - Curve di dose in profondità per campi fondamentali o particolari	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	$\delta_1 =$ $\delta_2 =$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.1.a. e b. - Profili per campi fondamentali o particolari
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	<input type="checkbox"/> Come descritte per la configurazione della unità radiante <input type="checkbox"/> Campi particolari
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo del profilo nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di cettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Profili misurati in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS il profilo alla profondità di raggiungimento delle condizioni di equilibrio elettronico, a 5 cm, a 10 cm e a 20 cm 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.4.1.1.a. e b. - Profili per campi fondamentali o particolari	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
10 m	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

2.4.1.2 Test aggiuntivi

Introduzione

Questo secondo gruppo di test completa l'analisi iniziata dai test descritti al paragrafo precedente, mostrando la risposta dell'RTPS a diverse condizioni d'irraggiamento comunemente rintracciabili nella pratica clinica. I test possono essere eseguiti in condizioni di acquisizione libera, purché pertinente al parametro indagato. La distanza sorgente-superficie del fantoccio, in particolare, non è vincolata.

2.4.1.2.a. campo 10 cm x 10 cm a tre differenti distanze sorgente-superficie del fantoccio.

Le tre distanze dovranno comprendere:

- distanza isocentrica (e.g. 100 cm per gli acceleratori lineari convenzionali)
- minima distanza cui il telemetro dell'apparecchiatura è consegnato dalla ditta fornitrice come calibrato; tale distanza dovrà quindi corrispondere alla minima distanza utilizzabile clinicamente. Solitamente tale distanza è circa 80 cm per gli acceleratori lineari convenzionali
- massima distanza cui vengono effettuati trattamenti particolari (e.g. trattamenti cranio-spinali, trattamenti estesi delle catene linfonodali, come campi a "Y rovesciata" o "a gamba di cane"). Solitamente tale distanza è pari a 120-130 cm.

Il controllo va eseguito con campo aperto e con il cuneo di maggior angolo disponibile sull'apparecchiatura.

2.4.1.2.b. campo aperto 20 cm x 5 cm e campo 5 cm x 20 cm, rettangolari elongati a una fissata distanza sorgente-superficie del fantoccio.

2.4.1.2.c. campo 20 cm x 5 cm e campo 5 cm x 20 cm, rettangolari elongati a una fissata distanza sorgente-superficie del fantoccio con tutti i cunei disponibili sull'apparecchiatura. Nel caso in cui sia possibile inserire il cuneo lungo diverse direzioni, ripetere il test per tutte le direzioni di inserimento possibili.

2.4.1.2.d. campo esteso, e.g. 15 cm x 15 cm, in presenza di un blocco centrale di dimensioni proiettate all'isocentro pari a 5 cm x L cm, dove L sia una lunghezza superiore alla dimensione del campo di 3 cm circa (il blocco deve sostanzialmente estendersi in una direzione per tutta la dimensione del campo). Il controllo prevede la valutazione dei soli profili lungo la direzione non schermata.

2.4.1.2.e. campo 10 cm x 10 cm con asimmetria di 5 cm su entrambi i lati con dimensioni $x_1=0$ cm, $x_2=10$ cm, $y_1=0$ cm e $y_2=10$ cm. La curva di dose in profondità dovrà essere eseguita al centro geometrico del campo aperto, ovvero in corrispondenza di $x_2 = 5$ cm, e $y_2 = 5$ cm. Il controllo va eseguito con campo aperto e con tutti i cunei disponibili sull'apparecchiatura.

2.4.1.2.f. campo 10 cm x 10 cm con asimmetria di 5 cm su entrambi i lati con dimensioni $x_1=10$ cm, $x_2=0$ cm, $y_1=10$ cm e $y_2=0$ cm. La curva di

dose in profondità dovrà essere eseguita al centro geometrico del campo aperto, ovvero in corrispondenza di $x_1 = -5$ cm e $y_1 = -5$ cm. Il controllo va eseguito esclusivamente con tutti i cunei disponibili sull'apparecchiatura.

2.4.1.2.g. campo quadrato 10 cm x 10 cm realizzato con collimatore multilamellare (MLC).

2.4.1.2.h. campo 15 cm x 15 cm con la presenza delle 3 lamelle centrali del MLC nel campo come indicato in figura sotto riportata, che si riferisce a un MLC standard con dimensioni della lamella proiettate all'isocentro pari a 1 cm. Nel caso di dimensioni inferiori, utilizzare un numero di lamelle che corrisponda a una schermatura di circa 2 cm in direzione craniale e circa 1 cm in direzione caudale, approssimando per eccesso (e.g. nel caso di lamelle che comportino una proiezione all'isocentro pari a 0.4 cm, usare 5 lamelle in direzione craniale e 3 in direzione caudale). La curva di dose in profondità deve essere misurata al centro del campo. I profili devono essere misurati per una singola profondità e.g. 10 cm lungo gli assi principali (tratteggio grande in colore nero nella figura) e lungo due direzioni a essi paralleli; la direzione parallela all'asse x deve portarsi al centro della seconda lamella inserita nel campo comportando uno spostamento fuori asse pari a 0.5 cm, mentre la direzione parallela all'asse y deve portarsi a 2 cm dalla punta delle lamelle inserite nel campo comportando uno spostamento fuori asse pari a 5 cm. La posizione della direzione di scansione parallela all'asse y può essere indifferentemente scelta in corrispondenza del banco di lamelle che definisce x_1 o x_2 .

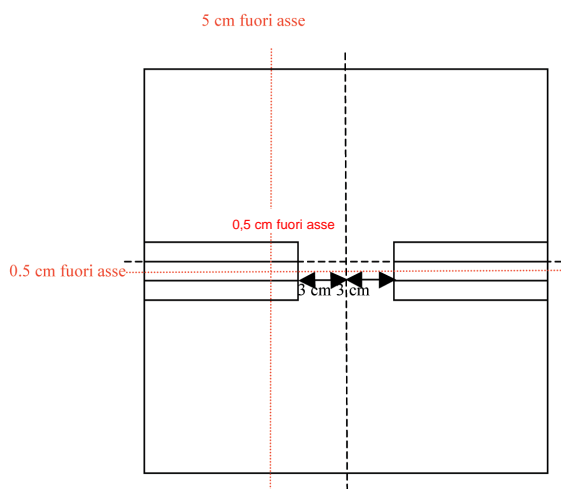


Fig.12

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.2.a., b., c., e., f. e g. – Curve di dose in profondità per diverse condizioni d’irraggiamento
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	<input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm con DSP diverse <input type="checkbox"/> 20 cm x 5 cm aperto o con cuneo <input type="checkbox"/> 5 cm x 20 cm aperto o con cuneo <input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm con asimmetria <input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm realizzato con MLC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della curva di dose in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell’hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Curva di dose in profondità misurata in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l’RTPS la curva di dose in profondità 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.4.1.2.a., b., c., e., f. e g. – Curve di dose in profondità per diverse condizioni d’irraggiamento	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
X1 = cm X2 cm	
Y1 = cm Y2 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
Angolo collimatori = °	
Angolo gantry = °	
Cuneo = °	
MLC: <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO	

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.2.a., b., c., d., e., f. e g. - Profili per diverse condizioni d'irraggiamento
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	<input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm con DSP diverse <input type="checkbox"/> 20 cm x 5 cm aperto o con cuneo <input type="checkbox"/> 5 cm x 20 cm aperto o con cuneo <input type="checkbox"/> 15 cm x 15 cm con blocco centrale <input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm con asimmetria <input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm realizzato con MLC
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo dei profili nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Profili misurati in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS il profilo alla profondità di raggiungimento delle condizioni di equilibrio elettronico, a 5 cm, a 10 cm e a 20 cm 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.4.1.2.a., b., c., d., e., f. e g. - Profili per diverse condizioni d'irraggiamento	
<input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm X1 = cm X2 = cm Y1 = cm Y2 = cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = ° Cuneo = ° MLC: <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
10 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.2.h. - Curva di dose in profondità e profili con MLC
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	Presenza di alcune lamelle nel campo d'irradiazione
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della curva di dose in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Curva di dose in profondità e profili in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA	<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS la curva di dose in profondità e i profili a 10 cm 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato

Scheda di registrazione

2.4.1.2.h. - Curva di dose in profondità e profili	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm Y1 = cm Y2 = cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	.
DPP	$\delta_1 = \dots\dots\dots$ $\delta_2 = \dots\dots\dots$
Profilo X	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
Profilo Y	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

2.4.1.3 Test di consistenza interna

Introduzione

Si tratta di verifiche volte a comprendere il comportamento del sistema in condizioni sostanzialmente indipendenti dall'unità radiante. Essa dovrà essere utilizzata in condizioni definite, generalmente piuttosto complesse, come la presenza di disomogeneità, l'incidenza non normale, etc.

I test possono essere eseguiti in condizioni di acquisizione libera, purché pertinente al parametro indagato. La distanza sorgente-superficie del fantoccio, in particolare, non è vincolata.

2.4.1.3.a. campo 10 cm x 10 cm con angolo di incidenza pari a 45° o 315°. Curva di dose in profondità e profili vanno eseguiti rispettivamente parallelamente e perpendicolarmente all'asse del fascio. Qualora l'RTPS o il software di gestione del fantoccio ad acqua non dovessero supportare le modalità di acquisizione suddette, curve di dose in profondità e profili potranno essere ottenuti in modo tale da ricavare informazioni equivalenti sulla distribuzione della dose in profondità e in piani fissati (e.g. la curva di dose in profondità potrà essere perpendicolare alla superficie del fantoccio e i profili in piani paralleli a essa).

2.4.1.3.b. campo 10 cm x 10 cm parzialmente incidente sul fantoccio, in modo che l'asse del fascio si trovi a 2.5 cm di distanza dal bordo del fantoccio. Per l'acquisizione delle curve di dose in profondità, procedere come di consueto. Per l'acquisizione completa dei profili sino al piano di uscita dal fantoccio, possono essere previste due modalità di lavoro:

- mantenere la testata in posizione verticale ed eseguire le misure mediante pellicola radiografica o radiocromica in fantoccio solido acqua-equivalente oppure in materiale plastico per il quale sia nota la correlazione con l'acqua, in modo da effettuare le acquisizioni a profondità corrispondenti a quelle desiderate in acqua. Le misure andranno eseguite previa taratura del dispositivo prescelto.
- ruotare la testata a 90° o a 270°, compatibilmente con l'ingombro del dispositivo sperimentale, ed eseguire scansioni perpendicolari all'asse del fascio. Nella scelta della profondità, sarà necessario tenere presente che i primi cm di misura sono costituiti da una parete della vasca del fantoccio ad acqua, generalmente in plexiglas, e quindi sarà necessario operare la conversione in acqua per determinare la profondità corretta.

- 2.4.1.3.d. campo 10 cm x 10 cm. Confrontare la parte di salita della curva di dose in profondità acquisita con rivelatore a elevata risoluzione spaziale con la corrispondente porzione dell'omologa curva calcolata.
- 2.4.1.3.e. campo 10 cm x 10 cm in presenza di disomogeneità costituite da cilindri in materiale ad alto Z e in materiale polmone-equivalente (e.g. sughero) di diametro approssimativamente pari a 5-6 cm. Il cilindro andrà disposto in fantoccio d'acqua con l'asse parallelo alla superficie dell'acqua, posto a una profondità superiore a quella di raggiungimento delle condizioni di equilibrio elettronico (e.g. 5 cm). Confrontare la dose assoluta misurata con la camera a ionizzazione oltre la disomogeneità a profondità fissate, pari per esempio a 10 e 20 cm con quelle calcolate dal sistema in analoga posizione in fantoccio che simuli le condizioni sperimentali. Un confronto più completo sarà costituito da curve in profondità e profili a profondità fissate acquisiti a partire da 1-2 cm sotto la disomogeneità. A seconda dell'algoritmo di calcolo implementato sull'RTPS, la gestione delle disomogeneità potrà essere completamente differente e, per conseguenza, portare a risultati molto diversi tra loro. Si ritiene quindi necessario che il suddetto confronto venga eseguito per tutti gli algoritmi che si intendono utilizzare in presenza di disomogeneità.

Una geometria analoga potrà essere ottenuta in fantoccio plastico acqua-equivalente con inserti costituiti da strati di spessore fissato di materiale ad alto Z e polmone equivalente (rispettivamente alluminio e sughero). Disposizioni adeguate di plastica acqua-equivalente e disomogeneità potranno consentire l'acquisizione dei medesimi dati sopra descritti.

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.a. e b. - Curve di dose in profondità per incidenza non perpendicolare o parziale
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	<input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm incidenza non perpendicolare <input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm incidenza parziale
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della curva di dose in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Curva di dose in profondità misurata in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS la curva di dose in profondità 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.a. e b. - Curve di dose in profondità per incidenza non perpendicolare o parziale	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	
Campo = cm x cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
Angolo collimatori = °	
Angolo gantry = °	
Direzione di acquisizione	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
<input type="checkbox"/> parallela all'asse del fascio	
<input type="checkbox"/> altro	
(descrizione	

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.a. e b. - Profili per incidenza non perpendicolare o parziale
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	<input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm incidenza non perpendicolare <input type="checkbox"/> 10 cm x 10 cm incidenza parziale
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo dei profili nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Profili misurati in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS il profilo alla profondità di raggiungimento delle condizioni di equilibrio elettronico, a 5 cm , a 10 cm e a 20 cm 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.a. e b. - Profili per incidenza non perpendicolare o parziale	
	<input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = ° Direzione di acquisizione <input type="checkbox"/> perpendicolare all'asse del fascio <input type="checkbox"/> altro (descrizione) 	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
10 m	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.c. - Curve di dose in profondità con blocchi
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	<input type="checkbox"/> Fig. 13 <input type="checkbox"/> Fig. 14 <input type="checkbox"/> Fig. 15 <input type="checkbox"/> Fig. 16
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della curva di dose in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Curva di dose in profondità misurata in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA 1. Calcolare con l'RTPS la curva di dose in profondità 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.c. - Curve di dose in profondità con blocchi	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
Campo = cm x cm	
Angolo collimatori = °	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
Angolo gantry = °	

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.c. - Profili con blocchi
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTP	<input type="checkbox"/> Fig. 13 <input type="checkbox"/> Fig. 14 <input type="checkbox"/> Fig. 15 <input type="checkbox"/> Fig. 16
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo dei profili in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Profili misurati in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS il profilo alla profondità di raggiungimento delle condizioni di equilibrio elettronico, 5 cm , 10 cm e 20 cm 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.c. - Profili con blocchi		<input type="checkbox"/> asse x	<input type="checkbox"/> asse y
Condizioni	Risultato		
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °			
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$	$\delta_3 = \dots\dots\dots$	
	$\delta_4 = \dots\dots\dots$	$\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$	
	$RW_{50} = \dots\dots\dots$		
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$	$\delta_3 = \dots\dots\dots$	
	$\delta_4 = \dots\dots\dots$	$\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$	
	$RW_{50} = \dots\dots\dots$		
10 m	$\delta_2 = \dots\dots\dots$	$\delta_3 = \dots\dots\dots$	
	$\delta_4 = \dots\dots\dots$	$\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$	
	$RW_{50} = \dots\dots\dots$		
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$	$\delta_3 = \dots\dots\dots$	
	$\delta_4 = \dots\dots\dots$	$\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$	
	$RW_{50} = \dots\dots\dots$		

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.d. - Regione di raggiungimento dell'equilibrio elettronico sulla curva di dose in profondità
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	Come per 2.4.1.1.a
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della curva di dose in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Curva di dose in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA 1. Calcolare con l'RTPS la curva di dose in profondità 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.d. - Regione di raggiungimento dell'equilibrio elettronico sulla curva di dose in profondità	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	$\delta_2 = \dots\dots\dots$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.e. - Dose assoluta in presenza di disomogeneità
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	10 x 10 cm x cm in presenza di disomogeneità
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della dose assoluta nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Dose assoluta misurata in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	3%
MODALITÀ OPERATIVA 1. Calcolare con l'RTPS la curva di dose in profondità 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.e. - Dose assoluta in presenza di disomogeneità	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = ° Tipo di disomogeneità: <input type="checkbox"/> bassa densità <input type="checkbox"/> alta densità Profondità di misura cm Scostamento % tra dose assoluta calcolata e dose assoluta misurata =

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.e. - Curva di dose in profondità in presenza di disomogeneità
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	10 x 10 cm x cm in presenza di disomogeneità
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo della curva di dose in profondità nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Curva di dose in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA 1. Calcolare con l'RTPS la curva di dose in profondità 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.e. - Curva di dose in profondità in presenza di disomogeneità	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = ° Tipo di disomogeneità: <input type="checkbox"/> bassa densità <input type="checkbox"/> alta densità Distanza dal primo punto di misura di disomogeneità cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$ $\delta_2 = \dots\dots\dots$

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.4.1.3.e. - Profili in presenza di disomogeneità
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	10 cm x 10 cm in presenza di disomogeneità
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dato misurato e dato calcolato nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo dei profili nelle condizioni sopra indicate
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	Profili misurati in fantoccio nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV
MODALITÀ OPERATIVA 1. Calcolare con l'RTPS il profilo alla profondità di raggiungimento delle condizioni di equilibrio elettronico, 5 cm, 10 cm e 20 cm 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello misurato utilizzando gli strumenti di analisi disponibili 3. Registrare il risultato	

Scheda di registrazione

2.4.1.3.e. - Profili in presenza di disomogeneità <input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = ° Tipo di disomogeneità: <input type="checkbox"/> bassa densità <input type="checkbox"/> alta densità	
Profondità = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
Profondità = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
Profondità = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

2.5 Test periodici

Introduzione

Oltre all'insieme dei test richiesti per l'utilizzo clinico del software, è necessario introdurre una serie di verifiche che hanno lo scopo di monitorare le prestazioni dell'RTPS nel tempo e dopo l'installazione di nuove versioni.

Come indicato da vari documenti [2.15, 2.21, 2.23], è bene frammentare il prodotto elaborato dall'RTPS nelle sue componenti fondamentali, quali il calcolo e la rappresentazione della distribuzione della dose, il calcolo dei tempi di trattamento o delle UM. Andranno eseguiti quindi test specifici riguardanti ciascuno di questi aspetti del piano di trattamento generato. Per quanto concerne l'ultimo punto, ovvero i controlli relativi al trasferimento delle informazioni ai sistemi ausiliari, si rimanda al Cap. 1.

Una prima serie di controlli andrà eseguita sulle UM o i tempi di trattamento e sulle distribuzioni della dose calcolata. Sarà quindi necessario predisporre più piani di trattamento, per differenti distretti corporei e a diversi gradi di difficoltà, che costituiscano l'insieme di dati di riferimento rispetto ai quali confrontarsi periodicamente. Nel caso in cui le apparecchiature implementate sull'RTPS e le tecniche adottate nel centro siano molteplici, il numero di piani potrebbe essere considerevolmente elevato; in tal caso spetta all'utente eseguirli tutti o selezionare tra di essi i più significativi, sulla base per esempio di una loro frequente applicazione. L'eventuale scelta potrà essere fatta dopo un periodo di controlli di ragionevole durata, nel quale valutare quali tipi di piani siano corrispondenti alle tecniche maggiormente applicate. Una possibile alternativa è la creazione di gruppi di piani di riferimento e l'uso in successione di ciascuno di essi nelle varie sessioni di controlli. In questo modo, sarà possibile utilizzare l'intera serie dei piani di riferimento, diluendoli su un tempo maggiore della periodicità del controllo, e mantenere un numero limitato di piani da impiegare come test in ogni sessione.

Per il confronto tra curve di isodose, si suggerisce di usare, quando possibile, strumenti di lavoro disponibili su molti RTPS che consentano la sottrazione di distribuzioni di dose e possano garantire un risultato obiettivo, non influenzato dalla capacità visiva dell'esecutore del test (e.g. analisi a vista della sovrapposizione tra distribuzioni di dose relative a piani diversi) o dalle prestazioni delle periferiche (e.g. monitor o stampante/plotter).

La periodicità indicata è mensile [2.9, 2.47]; essa potrà essere eventualmente ridotta sulla base di un documentato numero di controlli a esito positivo.

Nel caso in cui uno o più controlli diano risultato non compreso nelle tolleranze previste, saranno necessari test più approfonditi, quali quelli riportati nei precedenti paragrafi. I test dovranno concentrarsi sui dati relativi alla specifica unità radiante implementata nell'RTPS coinvolta e sulle condizioni d'irraggiamento previste dal piano per il quale il test sia fallito (e.g. presenza di modificatori del fascio, posizioni della testata o del tavolo porta-paziente, ...). L'analisi, se possibile, potrà essere eseguita in collaborazione con il personale del servizio di assistenza tecnica della ditta che commercializza l'RTPS.

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.5 - UM/tempi di trattamento
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	Come da piano di riferimento
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dati calcolati in due differenti momenti nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo delle UM o dei tempi di trattamento
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	Mensile
VALORE DI RIFERIMENTO	Piano di riferimento
TOLLERANZA	0%
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS i tempi di trattamento o le UM per il piano di riferimento prescelto 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello calcolato al momento della predisposizione del piano di riferimento 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.5 - UM/tempi di trattamento	
Condizioni	Risultato
Codifica del piano di riferimento	
N/descrizione	Scarto % =
N/descrizione	Scarto % =
N/descrizione	Scarto % =
N/descrizione	Scarto % =
N/descrizione	Scarto % =

Azione da intraprendere o intrapresa in caso di risultato negativo

.....

.....

.....

.....

.....

Descrizione del controllo

PARAMETRO	2.5 - Distribuzione della dose
CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	Come da piano di riferimento
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare la congruenza tra dati calcolati in due differenti momenti nelle condizioni sopra indicate
CONDIZIONI DI PROVA	Calcolo delle UM o dei tempi di trattamento
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	Mensile
VALORE DI RIFERIMENTO	Piano di riferimento
TOLLERANZA	Sovrapposizione
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcolare con l'RTPS la distribuzione della dose in uno o più strati per il piano di riferimento prescelto 2. Confrontare il risultato ottenuto con quello calcolato al momento della predisposizione del piano di riferimento 3. Registrare il risultato 	

Scheda di registrazione

2.5 - Distribuzione della dose	
Condizioni	Risultato
Codifica del piano di riferimento	
N/descrizione	Sovrapposizione: <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
N/descrizione	Sovrapposizione: <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
N/descrizione	Sovrapposizione: <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
N/descrizione	Sovrapposizione: <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
N/descrizione	Sovrapposizione: <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO

<p>Azione da intraprendere o intrapresa in caso di risultato negativo</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>
--

DATA:	RTPS/Versione:
-------	----------------

Scheda riassuntiva dei controlli

Tipo di prova:

- Prova di accettazione o di collaudo
- Prova di verifica o di stato.
- Prova di mantenimento o di costanza

	Parametro	Esito del controllo	
		positivo	negativo
	Test fondamentali		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.1.a. e b. - Curve di dose in profondità per campi fondamentali o particolari		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.1.a. e b. - Profili per campi fondamentali o particolari		
	Test aggiuntivi		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.2.a., b., c., e., f., g. – Curve di dose in profondità per diversi setup		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.2.a., b., c., d., e., f., g. - Profili per diversi setup		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.2.h. - Curva di dose in profondità e profili con MLC		
	Test di consistenza interna		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.a. e b. - Curve di dose in profondità per incidenza non perpendicolare o parziale		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.a. e b. - Profili per incidenza non perpendicolare o parziale		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.c. - Curve di dose in profondità con blocchi		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.c. - Profili con blocchi		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.d - Curva di dose in profondità nella zona di buildup		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.e - Dose assoluta in presenza di disomogeneità		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.e - Curva di dose profonda in presenza di disomogeneità		
<input type="checkbox"/>	2.4.1.3.e - Profili in presenza di disomogeneità		
	Test periodici		
<input type="checkbox"/>	2.5 - UM/tempi di trattamento		
<input type="checkbox"/>	2.5 - Distribuzione della dose		

Note:

Data: _____

L'Esperto in Fisica Medica: _____

Scheda per la segnalazione di errori o imprecisioni o inapplicabilità

Data,

Nome e Cognome	Ente di appartenenza
RTPS e versione	Numero del controllo a cui fa riferimento la segnalazione (specificare la versione del documento)
Segnalazione:	

Inviare la scheda alla persona referente per la stesura del documento per le tecniche convenzionali con fasci di fotoni:

dr. Gianluca Montanari

A.O. San Gerardo - Monza

e-mail: g.montanari@hsgerardo.org

Bibliografia

- [2.1] AAPM Report No.51. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimeter og high-energ photon and electron beams, *Med. Phys.* 26(9):1847-1870, 1999
- [2.2] AAPM Report No.55. Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification, Radiation Therapy Committee Task Group #23, edited by D. Miller. American Institute of Physics,College Park, MD, 1995
- [2.3] Agostinelli S, Garelli S, Piergentili M, Foppiano F. Response to high-energy photons of PTW31014 PinPoint ion chamber with a central aluminum electrode. *Med. Phys.* 35(7):3293-3301, 2008
- [2.4] Bucciolini M. et al., Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and filed size. *Med. Phys.* 30(8):2149-2154, 2003
- [2.5] Bucciolini M. et al. Diamond dosimetry: outcomes of the CANDIDO and CONRAD INFN projects. *Nucl. Instr. Met. In Physics Research A Vol. 552: 189-196, 2005*
- [2.6] Brahme A, Chavaudra J, Landberg T, et al. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. *Acta Oncol (Stockholm)* 1988;(Suppl. 1):1-76.
- [2.7] Calvo O et al. Characterization of Small Volume Ion Chambers for Absolute Dosimetry. *Med. Phys.* 36(6):2602, 2009
- [2.8] Camargo P. et al., Implementation of a quality assurance program for computerized treatment planning systems, *Med. Phys.* 34(7):2827-2836, 2007
- [2.9] Dahl RA. et al. A quality assurance program for monitor unit calculation. *Med. Phys.* 17(1): 103-105, 1990
- [2.10] De Angelis et al. An investigation of the operating characteristics of two PTW diamond detectors in photon and electron beams. *Med. Phys.* 29(2): 248-254, 2002
- [2.11] Depuydt T., Van Esch A. and Huyskens D.P. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother. Oncol.* 62: 309-319, 2002
- [2.12] Devic S. et al. Dosimetric properties of improved GafChromic film for seven different digitizers. *Med. Phys.* 31(9): 2392-2401, 2004
- [2.13] Djouguela A. et al. Dosimetric characteristics of an unshielded p-type Si diode: linearity, photon energy dependence and spatial resolution. *Z. Med. Phys.* 2008 18(4): 301-306
- [2.14] ESTRO Booklet 3, Monitor Unit Calculation For High Energy Photon Beams, ESTRO, 1997
- [2.15] ESTRO Booklet 7, Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams, ESTRO, 2004
- [2.16] Fidanzio A et al. A PTW-diamond detector: dose rate and particle type dependence. *Med. Phys.* 27(11): 2589-2593, 2000
- [2.17] Fraass B et al., American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med. Phys.* 25(10):1773-1829, 1998
- [2.18] Griessbach I. et al. Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams. *Med. Phys.* 32(12):3750-3754, 2005
- [2.19] Hoban PW et al. Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of

- a 6 MV photo photon beam. *Phys. Med. Biol.* 39(8):1219-1229, 1994
- [2.20] IAEA TRS 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, International Atomic Energy Agency, 2004
- [2.21] IAEA TRS 430, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, International Atomic Energy Agency, 2004
- [2.22] IAEA-TEDOC 1540, Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems, International Atomic Energy Agency, 2007
- [2.23] IAEA-TEDOC 1583, Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques, International Atomic Energy Agency, 2008
- [2.24] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons. ICRU Report 42. Baltimore, MD: ICRU, 1987
- [2.25] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). ICRU Report 64, Dosimetry of high-energy photon beams based on standards of absorbed dose to water, International Commission on Radiation Unit and Measurement, 2001
- [2.26] IPEM Report 81, Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy, The Institute of Physics and Engineering in Medicine, 1999
- [2.27] IPEMB Report 68, A guide to commissioning and quality control of treatment planning systems, The Institute of Physics and Engineering in Medicine, 1996.
- [2.28] Kawrakow I. On the effective point of measurement in megavoltage photon beams. *Med Phys.* 33(6):1829-39, 2006
- [2.29] Khan F., The Physics of Radiation Therapy, Second Edition, Williams & Wilkins, 2003.
- [2.30] Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med. Phys.* 30(3):341-34, 2003
- [2.31] Laub WU et al. Energy and dose rate dependence of a diamond detector in the dosimetry of 4–25 MV photon beams. *Med. Phys.* 24(4): 535-536, 1997
- [2.32] Low D.A., Harms W.B., Mutic S. and Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25(5): 656-661, 1998
- [2.33] Low D.A. and Dempsey, J.F. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 30(9): 2455-2464, 2003
- [2.34] Martens C, Wagter CD, Neve WD. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity modulated radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 45(9): 2519-2530, 2000
- [2.35] McEwen MR, Kawrakow I, Ross CK. The effective point of measurement of ionization chambers and the build-up anomaly in MV x-ray beams. *Med. Phys.* 35(3):950-8, 2008
- [2.36] McKerracher C et al. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Phys. Med. Biol.* 44(9): 2143-2160, 1999
- [2.37] McKerracher C et al. Notes on the construction of solid-state detectors. *Radiother. Oncol.* 79(3): 348-351, 2006
- [2.38] Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A. What degree of accuracy is required and can

- be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother. Oncol.* 8: 237-252, 1987
- [2.39] NCS Report 15, Quality assurance of 3-D treatment planning systems for external photon and electron beams, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, 2006
- [2.40] Rikner G., Grussel E., General specification for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 32(9):1109-1117, 1987
- [2.41] Rustgi SN. Evaluation of the dosimetric characteristics of a diamond detector for photon beam measurements. *Med. Phys.* 22(5): 567-570, 1995
- [2.42] Rustgi SN, Frye D. Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector. *Med. Phys.* 22(12): 2117-2121, 1995
- [2.43] Saini A.S. et al. Dose rate and SSD dependence of commercially available diode detectors. *Med. Phys.* 31(4): 914-924, 2004
- [2.44] Sanchez-Doblado F. et al. A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beam. *Physica Medica* 2007, 23:58-66
- [2.45] Sauer O. et al. Measurements of output factors for small photon beams. *Med. Phys.* 34(6): 1983-1988, 2007
- [2.46] Scherf C. et al. Silicon diode as an alternative to diamond detectors in depth dose curves and profile measurements of photon and electron radiation. *Strahlentherapie und Onkologie* 2009, 185(8): 530-536
- [2.47] SSRPM Recommendations n 7, Quality control of treatment planning systems for teletherapy, Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, 1999
- [2.48] Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:261-273
- [2.49] Vatnitsky et al. Application of a natural diamond detector for the measurement of relative dose distributions in radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*; 38(1):173-184, 1993
- [2.50] Vatnitsky et al. Diamond detector dosimetry for medical applications. *Radiat. Prot. Dosimetry* 47(1-4): 515-518, 1993
- [2.51] Venselaar J.L.M., Welleweerd J. and Mijnheer B.J. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.* 60: 191-201, 2001
- [2.52] Wang LL, Rogers DW. The replacement correction factors for cylindrical chambers in high-energy photon beams. *Phys Med Biol.* 54(6):1609-20, 2009
- [2.53] Welleweerd J, van der Zee W. Dose calculation for asymmetric fields using Plato version 2.01. Abstract in: Proc. Annual ESTRO Meeting, Edinburgh. *Radiother Oncol* 1998;48(Suppl. 1):134
- [2.54] Westermark M. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 45(3): 685, 2000

3. Controlli per tecniche stereotassiche e rotazionali

3.1 Premessa

In questa sezione viene affrontato il problema del commissioning e dei controlli di qualità degli RTPS nell'ambito delle tecniche di tipo stereotassico e in generale di tipo rotazionale. Si tratta o di sistemi dedicati espressamente alla radioterapia stereotassica o anche di RTPS convenzionali in grado di gestire le tecniche di arcoterapia, in alcuni casi anche di tipo dinamico, cioè con movimenti continui delle lamelle del MLC al variare dell'angolo del gantry.

I temi specifici sono:

- la scelta della strumentazione di misura
- i test per l'utilizzo di collimatori conici e micro-MLC (μ MLC);
- test specifici per la modalità di arcoterapia;
- test per il modulo di localizzazione stereotassica.

Per i test si adottano gli stessi metodi di analisi dei dati e gli stessi criteri d'accettazione indicati nella parte relativa alle tecniche convenzionali.

3.2 Strumentazione di misura

Nell'ambito delle tecniche di radioterapia stereotassica si utilizzano tipicamente campi di piccole dimensioni che determinano particolari difficoltà nelle acquisizioni sperimentali dei dati dosimetrici di base necessari per il commissioning dell'RTPS.

La scelta dei rivelatori per dosimetria di piccoli campi di radiazione è condizionata dai seguenti problemi:

- mancanza di equilibrio elettronico laterale;
- presenza di elevati gradienti di dose;
- presenza di una limitata area di omogeneità nei campi di irradiazione;
- diversa composizione spettrale dei fasci di irradiazione rispetto a quella relativa ai grandi campi.

Le risposte di dosimetri differenti, come camere a ionizzazione e rivelatori a stato solido e a diamante, risentono in maniera diversa di tali problematiche. Nel caso di camere a ionizzazione cilindriche, ad esempio, la lunghezza della cavità pone un limite inferiore alle dimensioni dei campi di radiazione misurabili dal momento che i profili trasversi di dose dei campi di piccola dimensione presentano una forma ogivale.

Il problema delle dimensioni del rivelatore è essenziale anche per la mappatura spaziale del fascio. Ci si può attendere che nessuno dei rivelatori a riempimento d'aria arrivi alla risoluzione spaziale richiesta. I rivelatori a semiconduttore presentano una risoluzione migliore, ma non sono adatti per misure accurate di dose assoluta. In questo caso, infatti, l'ipotesi di piccola cavità che non perturba la fluenza degli elettroni non è rispettata in quanto l'interazione dei fotoni può avvenire direttamen-

te nel silicio e gli elettroni generati possono perdere tutta la loro energia nel rivelatore stesso. Inoltre il fattore di calibrazione, che consente il passaggio dalla risposta del rivelatore alla dose in acqua, dipende, in maniera non trascurabile, dalla qualità spettrale del fascio. Nei campi di piccole dimensioni la componente di radiazione diffusa di bassa energia è minore rispetto a quanto si verifica nelle condizioni di calibrazione. La variazione della qualità del fascio impone quindi la necessità di rivelatori con risposta indipendente dall'energia.

Infine si consideri il fatto che nei campi di piccole dimensioni anche un piccolo errore di posizionamento del rivelatore può comportare un errore significativo sulla valutazione della dose, e tale effetto è maggiore per i rivelatori di più piccola dimensione. Per quanto attiene più specificamente agli obiettivi del presente lavoro, è opportuno dare in primo luogo delle indicazioni per l'effettuazione delle misure dosimetriche necessarie per il commissioning di un RTPS in ambito di stereotassi. L'ambito è quello delle misure di dosimetria relativa, come curve di dose in profondità, profili di dose, fattori di campo.

Le microcamere a ionizzazione a riempimento d'aria attualmente disponibili arrivano a volumi sensibili fino 0.007 cc, dell'ordine di 1/100 rispetto ad una camera tipo Farmer (0.6 cm³). I problemi principali di tali rivelatori sono la dipendenza di risposta dall'effetto polarità e dalla corrente di perdita. Per quanto riguarda l'effetto di polarità, nel caso delle misure puntuali, si può introdurre una correzione eseguendo misure ad entrambe le polarità. La corrente di perdita è critica quando il punto di misura è in zone di dose molto bassa (sotto i collimatori o le lamelle), dove il segnale è dell'ordine della corrente di perdita. L'effetto può dare luogo ad una sottostima della dose dell'ordine del 3% [3.17, 3.18].

I diodi al silicio hanno come caratteristica favorevole un'elevata risoluzione spaziale ed un'alta sensibilità, ma a causa dell'elevato numero atomico del silicio tendono a dare una risposta maggiore per i fotoni di bassa energia e per effetto della elevata densità del silicio a sovrastimare gli output factor dei campi piccoli [3.3]. Come già indicato nella parte relativa alle tecniche convenzionali, l'effetto di sovrastima per i fotoni di bassa energia si può ritenere trascurabile per la misura dei profili, mentre deve essere valutato attentamente per la misura delle curve di dose in profondità.

Nel caso dei diodi di piccole dimensioni, commercializzati per misure di questo tipo, l'effetto di sovrastima per i fotoni di bassa energia è limitato e il rivelatore si presta per la misura di profili, curve di dose in profondità e fattori di output, come evidenziato anche dal lavoro riportato in appendice (Simulazione Monte Carlo di un fascio collimato da μm lc).

I rivelatori a diamante hanno caratteristiche favorevoli in termini di risoluzione spaziale e di indipendenza dall'energia essendo tessuto equivalenti, benché debbano essere pre-irradiati prima di ogni utilizzo e, come già indicato nella parte relativa alle tecniche convenzionali, si debba tenere conto della dipendenza dal rateo di dose [3.3, 3.12].

3.3 Descrizione dei test per i collimatori conici

Per quanto riguarda gli RTPS per trattamenti stereotassici con collimatori conici, come detto nella premessa si adottano gli stessi metodi di analisi dei dati e criteri d'accettazione indicati al paragrafo 2.3.3.

Di nuovo è possibile individuare 3 gruppi di test:

- a) TEST FONDAMENTALI
- b) TEST AGGIUNTIVI
- c) TEST DI CONSISTENZA INTERNA

Tali test sono relativi alla modalità di trattamento a campi statici. Per la modalità di trattamento ad arco si rimanda a quanto riportato nel Cap. 3.6.

Per ogni test si richiede il confronto tra dato misurato e dato calcolato in termini di:

- trasmissione della dose in profondità
- profili del fascio nelle due direzioni principali e alle profondità di raggiungimento dell'equilibrio elettronico, 5, 10 e 20 cm
- rendimento nelle condizioni di misura normalizzato rispetto a quello del campo di riferimento
- distribuzione della dose in un piano, per alcune situazioni particolari.

Tab. 3-I

PARAMETRO	CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	PERIODICITÀ	TOLLERANZA
TEST FONDAMENTALI			
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Condizioni usate per la configurazione dell'unità radiante	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
TEST AGGIUNTIVI			
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Collimatore intermedio DSP =100 cm e 80 cm	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
TEST DI CONSISTENZA INTERNA			
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Collimatore e DSP qualsiasi Fascio incidente a 45° o 315°	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV

3.3.1 Test fondamentali - Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

TEST	3.3.1 - Curve di dose in profondità e profili per campi fondamentali
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica modalità di trattamento a campi statici
CONDIZIONI DI PROVA	I test vanno eseguiti nelle condizioni di misura richieste dal sistema per la configurazione delle unità radianti (e.g. medesima distanza sorgente-superficie del fantoccio)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA Per ogni collimatore conico utilizzato, confrontare le DPP e i profili di dose sperimentali, ottenuti ad almeno quattro profondità ($d = d_{max}$, 5 cm, 10 cm, 20 cm), con i dati analoghi elaborati dall'RTPS.	

Scheda di registrazione

3.3.1 - Curve di dose in profondità per campi fondamentali	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
Diametro collimatore = cm	
Angolo collimatori = °	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
Angolo gantry = °	

Scheda di registrazione

3.3.1 - Profili per campi fondamentali <input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Diametro collimatore = cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
10 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

3.3.2 Test aggiuntivi - Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

TEST	3.3.2 - Curve di dose in profondità e profili per diverse DSP
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica del calcolo della dose per diverse DSP
CONDIZIONI DI PROVA	Utilizzare il collimatore conico di diametro intermedio tra quello minimo e quello massimo e due differenti DSP. Le due distanze dovranno essere: <ul style="list-style-type: none"> • distanza isocentrica (100 cm) • 80 cm.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA Confrontare le DPP e i profili di dose sperimentali, ottenuti ad almeno quattro profondità ($d = d_{max}$, 5 cm, 10 cm, 20 cm) con i dati analoghi elaborati dall'RTPS.	

Scheda di registrazione

3.3.2 - Curve di dose in profondità per diverse DSP	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
Diametro collimatore = cm	
Angolo collimatori = °	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
Angolo gantry = °	

Scheda di registrazione

3.3.2 - Profili per diverse DSP		<input type="checkbox"/> asse x	<input type="checkbox"/> asse y
Condizioni	Risultato		
Unità radiante DSP = cm Diametro collimatore = cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °			
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$ RW ₅₀ =		
5 cm	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$ RW ₅₀ =		
10 cm	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$ RW ₅₀ =		
20 cm	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$ RW ₅₀ =		

3.3.3 Test di consistenza interna dell'algoritmo - Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

TEST	3.3.3 - Curve di dose in profondità e profili per incidenza obliqua
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica del calcolo della dose per angoli di incidenza diversi da 0°.
CONDIZIONI DI PROVA	Utilizzare fasci con angolo di incidenza di 45° o 315°. Acquisire la DPP e i profili parallelamente e perpendicolarmente all'asse del fascio. Qualora il fantoccio ad acqua non permettesse di effettuare scansioni lungo tali assi, il confronto può essere effettuato lungo le direzioni permesse dal sistema.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. I test possono essere eseguiti in condizioni di acquisizione libera, purché pertinente al parametro indagato. La DSP, in particolare, non è vincolata. 2. Confrontare le DPP e i profili di dose sperimentali, ottenuti ad almeno quattro profondità ($d = d_{max}, 5 \text{ cm}, 10 \text{ cm}, 20 \text{ cm}$) con i dati analoghi elaborati dall'RTPS. 	

Scheda di registrazione

3.3.3 - Curve di dose in profondità per incidenza obliqua	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
Diametro del collimatore = cm	
Angolo collimatori = °	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
Angolo gantry = °	
Angolo di incidenza = °	

Scheda di registrazione

3.3.3 - Profili per incidenza obliqua <input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Diametro del collimatore = cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = ° Angolo di incidenza = °	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
10 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

3.4 Descrizione dei test per μmlc

Per quanto riguarda gli RTPS in grado di gestire collimatori μMLC si adottano gli stessi metodi di analisi dei dati e criteri d'accettazione indicati nella parte relativa ai coni.

Tab. 3-II

PARAMETRO	CONDIZIONI DI IRRAGGIAMENTO	PERIODICITÀ	TOLLERANZA
TEST FONDAMENTALI			
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Condizioni usate per la configurazione dell'unità radiante	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
TEST AGGIUNTIVI			
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Campo di dimensioni intermedie DSP = 100 cm e 80 cm	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Campo aperto con le 3 lamelle centrali inserite, a 1,5 cm da asse DSP = 90 cm	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
TEST DI CONSISTENZA INTERNA			
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Collimatore e DSP qualsiasi Fascio incidente a 45° o 315°	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV
PDD Profili a profondità di: dmax, 5 cm, 10 cm 20 cm	Collimatore e DSP qualsiasi Fascio parzialmente incidente	Accettazione prova di stato	Tabella 2-IV

3.4.1 Test fondamentali - Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

TEST	3.4.1 - Curve di dose in profondità e profili per campi fondamentali
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica modalità di trattamento a campi statici
CONDIZIONI DI PROVA	I test vanno eseguiti nelle condizioni di misura richieste dal sistema per la configurazione delle unità radianti (e.g. medesima distanza sorgente-superficie del fantoccio)
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA	
Per tutte le dimensioni del μMLC richieste dal sistema per la configurazione dell'unità radiante confrontare le DPP ed i profili di dose sperimentali, ottenuti ad almeno quattro profondità ($d = d_{\text{max}}, 5 \text{ cm}, 10 \text{ cm}, 20 \text{ cm}$) con i dati analoghi elaborati dall'RTPS.	

Scheda di registrazione

3.4.1 - Curve di dose in profondità per campi fondamentali	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
Campo = cm x cm	
Angolo collimatori = °	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
Angolo gantry = °	

Scheda di registrazione

3.4.1 - Profili per campi fondamentali <input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
10 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

3.4.2 Test aggiuntivi - Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

TEST	3.4.2.1 - Curve di dose in profondità e profili per diverse DSP
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica del calcolo della dose per diverse DSP
CONDIZIONI DI PROVA	Utilizzare un campo di dimensione intermedia (e.g.: 5 cm x 5 cm per un μ MLC con campo massimo dell'ordine di 10 cm x 10 cm) e due differenti DSP. Le due distanze dovranno essere: <ul style="list-style-type: none"> • distanza isocentrica (100 cm) • 80 cm.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA Confrontare le DPP e i profili di dose sperimentali, ottenuti ad almeno quattro profondità (d = dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm) con i dati analoghi elaborati dall'RTPS.	

Scheda di registrazione

3.4.2.1 - Curve di dose in profondità per diverse DSP	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 =$
Diametro collimatore = cm	
Angolo collimatori = °	$\delta_2 =$
Angolo gantry = °	

Scheda di registrazione

3.4.2.1 - Profili per diverse DSP		<input type="checkbox"/> asse x	<input type="checkbox"/> asse y
Condizioni	Risultato		
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °			
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$		
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$		
10 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$		
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$		

Descrizione del controllo

TEST	3.4.2.2 - Curve di dose in profondità e profili per campo irregolare
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica del calcolo della dose per campi di forma irregolare
CONDIZIONI DI PROVA	Utilizzare un campo tutto aperto ad eccezione delle 3 lamelle centrali del μ MLC che entrano nel campo (bordo delle lamelle a una distanza di 1.5 cm dall'asse), DSP = 90 cm.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e Profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA	
<p>I profili devono essere eseguiti per una singola profondità e.g. 10 cm lungo gli assi principali e lungo due direzioni a essi parallele; la direzione parallela all'asse x deve portarsi al centro della seconda lamella inserita nel campo comportando uno spostamento fuori asse pari a metà della larghezza della lamella all'isocentro, mentre la direzione parallela all'asse y deve portarsi a 1 cm dalla punta delle lamelle inserite nel campo comportando uno spostamento fuori asse pari a 2.5 cm. La posizione della direzione di scansione parallela all'asse y può essere indifferentemente scelta in corrispondenza del banco di lamelle che definisce x1 o x2.</p>	

Scheda di registrazione

3.4.2.2 - Curve di dose in profondità per campo irregolare	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	$\delta_1 = \dots\dots\dots$ $\delta_2 = \dots\dots\dots$
DSP = cm	
Diametro del collimatore = cm	
Angolo collimatori = °	
Angolo gantry = °	

Scheda di registrazione

3.4.2.2 - Profili per campo irregolare <input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ RW ₅₀ =
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ RW ₅₀ =
10 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ RW ₅₀ =
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ RW ₅₀ =

3.4.3 Test di consistenza interna

- Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

TEST	3.4.3.1 - Curve di dose in profondità e profili per incidenza obliqua
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica del calcolo della dose per angoli di incidenza diversi da 0°.
CONDIZIONI DI PROVA	Utilizzare un campo di dimensioni intermedie e con angolo di incidenza di 45° o 315°. Acquisire la curva di dose in profondità e i profili rispettivamente parallelamente e perpendicolarmente all'asse del fascio. Qualora il fantoccio ad acqua non permettesse di effettuare scansioni lungo tali assi, il confronto può essere effettuato lungo le direzioni permesse dal sistema.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. I test possono essere eseguiti in condizioni di acquisizione libera, purché pertinente al parametro indagato. La DSP, in particolare, non è vincolata. 2. Confrontare le DPP e i profili di dose sperimentali, ottenuti ad almeno quattro profondità (d = d_{max}, 5 cm, 10 cm, 20 cm) con i dati analoghi elaborati dall'RTPS. 	

Scheda di registrazione

3.4.3.1 - Curve di dose in profondità per incidenza obliqua	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	
DSP = cm	$\delta_1 = \dots\dots\dots$
Diametro del collimatore = cm	
Angolo collimatori = °	$\delta_2 = \dots\dots\dots$
Angolo gantry = °	
Angolo di incidenza = °	

Scheda di registrazione

3.4.3.1 - Profili per incidenza obliqua <input type="checkbox"/> asse x <input type="checkbox"/> asse y	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °	
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
5 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
10 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$
20 cm	$\delta_2 = \dots\dots\dots$ $\delta_3 = \dots\dots\dots$ $\delta_4 = \dots\dots\dots$ $\delta_{50-90} = \dots\dots\dots$ $RW_{50} = \dots\dots\dots$

Descrizione del controllo

TEST	3.4.3.2 - Curve di dose in profondità e profili per incidenza parziale
SCOPO DEL CONTROLLO	Verifica del calcolo della dose per campi a incidenza parziale.
CONDIZIONI DI PROVA	Utilizzare un campo di dimensioni intermedie parzialmente incidente sul fantoccio, in modo che l'asse del fascio si trovi a una distanza dal bordo del fantoccio di circa $\frac{1}{4}$ dell'apertura massima in direzione laterale del MLC. Acquisire la DPP e i profili.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	DPP e profili misurati in fantoccio ad acqua nelle condizioni sperimentali indicate
TOLLERANZA	Tab. 2-IV paragrafo 2.3.3
MODALITÀ OPERATIVA	
<ol style="list-style-type: none"> 1. I test possono essere eseguiti in condizioni di acquisizione libera, purché pertinente al parametro indagato. La DSP, in particolare, non è vincolata. 2. Per l'acquisizione completa dei profili sino al piano di uscita dal fantoccio, possono essere previste due modalità di lavoro: <ol style="list-style-type: none"> a) mantenere la testata in posizione verticale ed eseguire le misure mediante pellicola radiografica o radiocromica in fantoccio solido acqua-equivalente oppure in materiale plastico per il quale sia nota la correlazione con l'acqua, in modo da effettuare le acquisizioni a profondità corrispondenti a quelle desiderate in acqua. Le misure andranno eseguite previa calibrazione del dispositivo prescelto. b) utilizzare il fantoccio ad acqua, disponendo il gantry a 90° o a 270°, compatibilmente con l'ingombro del dispositivo sperimentale, ed eseguire scansioni perpendicolari all'asse del fascio. Nella scelta della profondità, sarà necessario tenere presente che i primi cm di misura sono costituiti da una parete della vasca del fantoccio ad acqua, generalmente in plexiglas, e quindi sarà necessario operare la conversione in acqua per determinare la profondità corretta. 	

Scheda di registrazione

3.4.3.2 - Curve di dose in profondità per incidenza parziale	
Condizioni	Risultato
Unità radiante DSP = cm Diametro del collimatore = cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = ° Angolo di incidenza = °	$\delta_1 =$ $\delta_2 =$

Scheda di registrazione

3.4.3.2 - Profili per incidenza parziale		<input type="checkbox"/> asse x	<input type="checkbox"/> asse y
Condizioni	Risultato		
Unità radiante DSP = cm Campo = cm x cm Angolo collimatori = ° Angolo gantry = °			
Profondità (dmax) = cm	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$ RW ₅₀ =		
5 cm	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$ RW ₅₀ =		
10 cm	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$ RW ₅₀ =		
20 cm RW ₅₀ =	$\delta_2 =$ $\delta_3 =$ $\delta_4 =$ $\delta_{50-90} =$		

3.5 Algoritmi di calcolo in presenza di disomogeneità

Nell'ambito dei trattamenti eseguiti con piccoli campi, il problema della correzione per le disomogeneità appare di peculiare interesse soprattutto nel caso della radioterapia stereotassica del polmone. In tale specifica situazione, infatti, i noduli neoplastici (densità elettronica relativa prossima a 1) aventi dimensioni relativamente piccole sono immersi nel tessuto polmonare (densità elettronica relativa prossima a 0.3).

Per la pianificazione di trattamenti stereotassici è possibile utilizzare RTPS "dedicati", che in taluni casi sono equipaggiati con algoritmi di correzione per le disomogeneità meno evoluti, oppure RTPS "convenzionali" che spesso offrono l'opzione tra diversi algoritmi di correzione.

Il requisito cruciale cui dovrebbe soddisfare l'algoritmo di calcolo dell'RTPS per applicazioni stereotassiche polmonari è quella di modellizzare con sufficiente accuratezza la condizione di assenza di equilibrio elettronico laterale all'interfaccia tra mezzi con brusca variazione della densità elettronica relativa (tessuto polmonare ipodenso/nodulo denso). Diversamente si riscontrerebbe nella distribuzione di dose calcolata una sottostima dell'ampiezza della penombra e una sovrastima della copertura del volume bersaglio, con conseguente errore per difetto nel calcolo delle UM. A tale proposito è stato dimostrato [3.1, 3.22] che in presenza di interfaccia tra materiali a diversa densità, gli algoritmi [3.2] di convoluzione/sovrapposizione (tipo *Collapsed Cone*) sono più affidabili rispetto agli algoritmi basati su *Pencil Beam*, che implementano metodi di correzione quali: *Equivalent Path Length (EPL)*, *Batho*, *Equivalent TAR*. Il Report AAPM TG 65 [3.1] suggerisce, nel caso del polmone, di privilegiare l'impiego di algoritmi del primo tipo o di algoritmi basati su calcolo Monte Carlo. Altri autori [3.13, 3.15] concludono, addirittura, che l'impiego di algoritmi semplici quali EPL e Batho è sconsigliabile.

Nei lavori sopra citati, il confronto delle prestazioni dei vari algoritmi avviene rispetto ai risultati di simulazione Monte Carlo [3.6, 3.9, 3.22] o alle misure sperimentali [3.4, 3.8, 3.10, 3.11, 3.14, 3.16, 3.21]. Per quanto riguarda la valutazione delle distribuzioni di dose 2D e la quantificazione dell'allargamento della penombra per effetto della disomogeneità polmonare, è utile suggerire l'impiego di pellicole radiocromiche [3.21]. Rispetto alle pellicole radiografiche tradizionali, questo rivelatore appare ottimale per l'indipendenza della sua risposta sia all'energia della radiazione, sia alle dimensioni del campo [3.5].

Per quanto riguarda la verifica sperimentale della qualità degli algoritmi di calcolo in relazione alla presenza di disomogeneità quando vengono utilizzati piccoli campi di radiazione, non si ritiene di dover suggerire test significativamente diverso dal test 2.4.1.3.e, dove, invece di utilizzare il campo 10 cm x 10 cm, dovrà essere impiegato il collimatore conico di diametro intermedio tra quello minimo e quello massimo e il campo 5 cm x 5 cm per il μ MLC.

3.6 Test specifici per l'arcoterapia

Per i trattamenti di arcoterapia sono indicati dei test di consistenza interna dell'algoritmo da applicarsi su pazienti test (immagini TC), piuttosto che su fantocci geometrici. Per quanto riguarda la scelta del distretto anatomico su cui effettuare le prove, si consiglia di orientarsi in funzione del campo di utilizzo prevalente del sistema: la testa per sistemi prevalentemente utilizzati in ambito di stereotassi intracranica, il torace per trattamenti stereotassici body, in modo da poter evidenziare eventuali problemi correlati con la presenza delle disomogeneità polmonari.

Le prove possono essere effettuate sia con sistemi per collimatori conici, che per collimatori multi-lamellari.

Tab. 3-III

PARAMETRO	CONDIZIONI DI VALUTAZIONE	PERIODICITÀ	TOLLERANZA
TEST DI CONSISTENZA INTERNA			
UM/Gy Distribuzione della dose	Arco di 30° e somma di campi statici a 5° Campo di dimensioni intermedie Tutti gli algoritmi di calcolo; anche in presenza di disomogeneità	Accettazione prova di stato	Corrispondenza delle UM/Gy e sovrapponibilità delle distribuzioni della dose
UM/Gy Distribuzione della dose	Campo di diverse aperture con PTV di forma regolare e irregolare. Discretizzazione a diversi livelli: minimo, 3°, 5° e 10° Anche in presenza di disomogeneità	Accettazione prova di stato	N.A.

3.6.1 Test di consistenza interna Descrizione dei controlli e schede di registrazione

Descrizione del controllo

TEST	3.6.1.1 - Verifica dell'algoritmo di calcolo in modalità arcoterapia
SCOPO DEL CONTROLLO	Si vuole verificare che il sistema non effettui in modalità arcoterapia semplificazioni inaspettate dell'algoritmo di calcolo.
CONDIZIONI DI PROVA	<p>Effettuare due piani che dovrebbero dare risultati identici in termini di distribuzione di dose e di UM totali:</p> <ul style="list-style-type: none"> • un arco di 30°, con angolo di partenza a 0° e angolo di arrivo a 30°, impostando per esempio il calcolo ogni 5° (qualora tale parametro possa essere variato). • una somma di campi statici corrispondenti: nel caso in cui sia selezionato il calcolo ogni 5°, i campi saranno 0°, 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°. <p>Effettuare la verifica con campo di dimensioni intermedie nell'intervallo tipico di utilizzo del sistema.</p> <p>Confrontare le UM/Gy e le distribuzioni di dose, se disponibile; verificare con software per film-dosimetria la corrispondenza tra le due griglie di dose. In alternativa effettuare un'analisi con indice dei profili e delle DPP.</p>
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	-----
TOLLERANZA	I risultati devono risultare sovrapponibili (eventuali discrepanze devono essere valutate ed eventualmente segnalate alla ditta fornitrice del sistema al fine di individuare il problema e provvedere ad effettuare le correzioni)
MODALITÀ OPERATIVA	
Provare a ripetere il confronto con tutti gli algoritmi di calcolo disponibili, con o senza correzione per le disomogeneità ed eventualmente con i diversi algoritmi di correzione per le disomogeneità	

Scheda di registrazione

3.6.1.1 - Verifica dell'algoritmo in modalità arcoterapia	
Condizioni	Risultato
Unità radiante	UM/Gy per arco =
Campo/Dimensione collimatore = cm x cm/cm	UM/Gy per somma campi statici =
Angolo collimatori = °	Corrispondenza tra griglie di dose (SI/NO/parziale)
	In alternativa: Risultato analisi con indice γ per DPP =
	Risultato analisi con indice γ per profili =

Descrizione del controllo

TEST	3.6.1.2 - Verifica della dipendenza dal numero di campi statici con cui viene approssimato il campo ad arco
SCOPO DEL CONTROLLO	Nel caso l'RTPS permetta di variare il numero di campi statici con cui viene approssimato il campo ad arco, si vuole verificare l'impatto sull'accuratezza di calcolo di tale fattore e quindi individuare il valore per il quale gli scostamenti rispetto al valore minimo impostabile siano non significativi.
CONDIZIONI DI PROVA	Impostare un arco di 30° con isocentro posto ad una profondità dell'ordine di 5 cm. Calcolare con i seguenti livelli di discretizzazione: ad esempio nel caso di un sistema che abbia come valore minimo 1°, impostare: 1°, 3°, 5°, 10°. Verificare le discrepanze in termini di UM/Gy e di distribuzione di dose rispetto al calcolo con il valore minimo: se disponibile, confrontare le griglie di dose misurate e calcolate o almeno i profili effettuando un'analisi con indice γ dei profili, utilizzando uno studio TC per ciascuno dei distretti anatomici per il quale si intende utilizzare il sistema.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	-----
TOLLERANZA	Per questo test non vengono indicati dei criteri di accettabilità, dato che serve all'utilizzatore per valutare il comportamento del proprio sistema e impostare dei parametri di calcolo appropriati per l'utilizzo nelle diverse condizioni cliniche.
MODALITÀ OPERATIVA Poiché nella verifica in oggetto risulta significativa l'incidenza della qualità dell'algoritmo in uso, si consiglia di ripetere la verifica con differenti condizioni di apertura del μ MLC con PTV di forma cilindrica (campo rettangolare) e PTV di forma irregolare, di grande dimensione e di piccola dimensione. A seconda del campo di impiego dell'RTPS, il test dovrebbe poi essere effettuato anche in presenza di disomogeneità.	

Scheda di registrazione

3.6.1.2 - Verifica della dipendenza dal numero di campi statici con cui viene approssimato il campo ad arco	
Condizioni	Risultato
Unità radiante Campo/Dimensione collimatore = cm x cm/cm Angolo collimatori = °	
Livello di discretizzazione pari a 3°	UM/Gy = Corrispondenza tra griglie di dose (SI/NO/parziale) In alternativa: Risultato analisi con indice γ per DPP = Risultato analisi con indice γ per profili =
Livello di discretizzazione pari a 5°	UM/Gy = Corrispondenza tra griglie di dose (SI/NO/parziale) In alternativa: Risultato analisi con indice γ per DPP = Risultato analisi con indice γ per profili =
Livello di discretizzazione pari a 10°	UM/Gy = Corrispondenza tra griglie di dose (SI/NO/parziale) In alternativa: Risultato analisi con indice γ per DPP = Risultato analisi con indice γ per profili =

3.7 Informazioni aggiuntive al calcolo della dose

Vengono di seguito descritti alcuni test utili per verificare che l'RTPS dia le corrette indicazioni relativamente ad alcuni parametri che hanno notevole impatto nell'implementazione di tecniche ad arco, in particolare per quegli RTPS dedicati a μ MLC montati come collimatori aggiunti. Tipicamente si tratta di sistemi nei quali vi è scarsa integrazione tra sistemi di controllo del μ MLC e il LINAC.

Tab. 3-IV

PARAMETRO	CONDIZIONI DI VERIFICA	PERIODICITÀ	TOLLERANZA
TEST DI CONSISTENZA INTERNA			
Minime UM per un arco di 30°. Segnalazione per condizioni di velocità di movimentazione delle lamelle prossime alla massima consentita	Calcolo con arco di 30° e impostate minime UM erogabili dal linac. Calcolo velocità di movimento delle lamelle durante un arco di 5°.	Accettazione prova di stato	Corrispondenza delle minime UM per arco di 30° e corrette segnalazioni
Condizioni di collisione rilevate sul linac	Calcolo di piani in condizioni di presunto impatto.	Accettazione prova di stato	Corrette segnalazioni

Descrizione del controllo

TEST	3.7.1 - Corretta indicazione delle caratteristiche di erogazione del LINAC e del μ MLC
<p>SCOPO DEL CONTROLLO - Nei trattamenti di arcoterapia dinamica, in particolare quelli ad alto grado di conformazione nei quali si fa uso di combinazione di archi con lamelle conformate rispetto al PTV ed archi con schermatura di organi critici, è spesso necessario pianificare archi di trattamento con poche UM per grado. Al contrario, in trattamenti di tipo stereo-tassico, è spesso necessario pianificare archi di trattamento con molte UM per grado. Questo dà luogo tipicamente a due generi di problemi:</p> <ul style="list-style-type: none"> • il LINAC, soprattutto se di vecchia concezione, ha un intervallo limitato di UM/grado erogabili e l'utilizzatore deve essere correttamente avvertito riguardo all'eventuale impossibilità di erogazione degli archi pianificati; • nel caso di archi con valori di UM/grado vicini al limite inferiore, si hanno velocità di rotazione del gantry elevate. Di conseguenza anche il μMLC, che ha un limite massimo di velocità nella movimentazione delle lamelle, potrebbe non essere in grado di effettuare la movimentazione prevista delle lamelle, così come pianificato dall'RTPS. <p>Per quanto riguarda il rapporto UM/grado, se l'RTPS dispone di un controllo di tale parametro e permette di impostare l'intervallo entro cui può variare, è elementare controllare che il sistema dia dei messaggi di errore qualora fossero impostati archi con un valore di UM/grado al di fuori dell'intervallo specificato. Per quanto riguarda l'indicazione della velocità massima di movimentazione delle lamelle, se l'RTPS dispone di tale controllo, bisogna verificarne in pratica il corretto funzionamento.</p>	
<p>CONDIZIONI DI PROVA Predisporre un arco di 30°, con le UM minime erogabili dal LINAC su tale arco. Qualora il sistema lo permetta, impostare un calcolo ogni 5°, altrimenti se tale parametro non è regolabile, ragionare sul valore predefinito per tale parametro. Calcolare poi lo spostamento effettuabile dalle lamelle nel tempo impiegato ad effettuare un arco di 5° (o il valore impostato dal sistema) alla massima velocità di movimentazione, considerando che gli spostamenti delle lamelle non avvengono all'isocentro ma nella posizione alla distanza sorgente-lamelle. Impostare uno spostamento tra la posizione iniziale e quella dopo 5°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • inferiore a tale valore, • esattamente uguale a tale valore. • maggiore di tale valore. 	
<p>PERIODICITÀ DEL CONTROLLO In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro</p>	
<p>VALORE DI RIFERIMENTO -----</p>	
<p>TOLLERANZA</p> <p>Verificare che nella configurazione dell'RTPS il parametro della velocità angolare del gantry corrisponda a quella direttamente misurabile sul LINAC impostando un arco di 30° con le minime UM erogabili.</p> <p>Verificare che l'RTPS segnali la condizione critica nel movimento delle lamelle soltanto per lo spostamento a velocità maggiore di quella di quella massima consentita.</p>	

Scheda di registrazione

3.7.1 - Verifica della corretta indicazione delle caratteristiche di erogazione del LINAC e del μMLC	
Condizioni	Risultato
Unità radiante Campo/Dimensione collimatore = cm x cm/cm Arco = 30° Minime UM erogabili dal LINAC su 30° = °	Minime UM erogabili su 30° calcolate dall'RTPS =
Unità radiante Campo = cm x cm/cm Massima velocità di movimentazione delle lamelle (cm/s) = Spostamento effettuabile dalle lamelle nel tempo impiegato a compiere un arco di 5° (o°) =	Segnalazione per velocità inferiore alla massima consentita (SI/NO) Segnalazione per velocità uguale alla massima consentita (SI/NO) Segnalazione per velocità superiore alla massima consentita (SI/NO)

Descrizione del controllo

TEST	3.7.2 - Sistema per gestione delle condizioni di collisione tra collimatore e lettino/paziente
SCOPO DEL CONTROLLO	Se il sistema dispone di un modello software per la valutazione degli urti, tale sistema dovrebbe essere sottoposto ad una verifica dell'affidabilità.
CONDIZIONI DI PROVA	Si propone di testare il sistema in modo semplice, utilizzando come paziente ad esempio un fantoccio geometrico molto esteso sia in direzione cranio-caudale, sia in direzione latero-laterale. Ciò può essere realizzato, ad esempio, utilizzando più blocchi di polistirolo per tagliasagome. Si deve verificare in pratica, con opportune simulazioni in sala di trattamento, che ci sia corrispondenza con le posizioni di impatto calcolate dall'RTPS.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	-----
TOLLERANZA	Corretto funzionamento del sistema.

Scheda di registrazione

La scheda di registrazione sotto riportata andrà modificata nel caso si desideri effettuare un numero di test più elevato di quello per le quali è stata predisposta.

3.7.2 - Verifica del sistema della gestione degli urti collimatore-lettino/paziente	
Condizioni	Risultato
Descrizione delle condizioni di irraggiamento (simulazione 1)	Collisione presente (SI/NO)
Descrizione delle condizioni di irraggiamento (simulazione 2)	Collisione presente (SI/NO)
Descrizione delle condizioni di irraggiamento (simulazione 3)	Collisione presente (SI/NO)

3.8 Localizzazione stereotassica

Al fine di verificare l'accuratezza dell'RTPS nella determinazione delle coordinate stereotassiche di un punto, sono stati definiti i seguenti test, per l'esecuzione dei quali risulta indispensabile disporre di:

- sistema di immobilizzazione (per encefalo o body) con localizzatore stereotassico dedicato;
- fantoccio costituito da una scatola oppure un qualsiasi oggetto con superficie rigida. È possibile realizzare un fantoccio avente una forma composita (e.g.: parallelepipedi con diverse dimensioni, oggetti con forme irregolari) sui quali poter disporre dei reperi distribuiti spazialmente in modo irregolare;
- reperi radiopachi di piccole dimensioni (diametro 1 mm);
- TC di simulazione;
- sistema di verifica portale, pellicola radiografica o *plate* digitale o *electronic portal imaging device* (EPID).

Inoltre, al fine di garantire il risultato del test, è necessario preventivamente verificare:

- l'integrità e la rigidità del localizzatore stereotassico, l'assenza di giochi tra esso ed il sistema di immobilizzazione;
- il corretto allineamento dei laser del linac, in modo da poter effettuare con buona accuratezza l'allineamento del localizzatore.

Prima di entrare nel merito delle verifiche proposte si ritiene opportuno precisare quanto segue:

- 1) L'accuratezza della localizzazione stereotassica dipende fortemente anche dai limiti imposti dalla modalità diagnostica utilizzata (si pensi, ad esempio, alla distorsione geometrica introdotta dalla RM). I test proposti servono soltanto per valutare l'accuratezza dell'algoritmo di localizzazione stereotassica in condizioni ideali, cioè in assenza di distorsioni geometriche del dispositivo di imaging utilizzato.
- 2) L'accuratezza della localizzazione stereotassica dell'isocentro in presenza di una rotazione dell'oggetto test non garantisce necessariamente l'accuratezza dosimetrica di un piano di trattamento, che dipende invece anche dalla "balistica" di irraggiamento, ovvero dall'orientazione dei fasci rispetto all'oggetto test. Nel caso in cui l'RTPS non effettui la correzione, occorre valutarne l'effetto sulla distribuzione di dose risultante dal piano di trattamento.

Tab. 3-IV

PARAMETRO	CONDIZIONI DI VERIFICA	PERIODICITÀ	TOLLERANZA
TEST DI CONSISTENZA INTERNA			
Confronto tra posizione effettiva e calcolata di reperi radio-opachi	Posizionamento di reperi radio-opachi in vari punti su fantoccio. Calcolo di piani in condizioni libere con isocentri nei punti occupati dai suddetti reperi	Accettazione prova di stato	1 mm
Condizioni di collisione rilevate sul linac	Posizionamento di reperi radio-opachi in vari punti su fantoccio. Calcolo di piani in condizioni libere con isocentri nei punti occupati dai suddetti reperi. Imposizione di rotazioni attorno ad almeno uno dei tre assi principali (6°) e nuovo calcolo analogo al precedente	Accettazione prova di stato	1 mm

Descrizione del controllo

TEST	3.8.1 - Verifica dell'accuratezza della localizzazione stereotassica di un punto
<p>SCOPO DEL CONTROLLO Verificare l'accuratezza della localizzazione stereotassica dell'isocentro dei campi/archi di trattamento da parte dell'RTPS in esame.</p>	
<p>CONDIZIONI DI PROVA</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Collocare sulla superficie di un fantoccio (per esempio una lastra di plexiglas, un pezzo di polistirolo per tagliasagome) alcuni reperi radiopachi in posizioni possibilmente non simmetriche. Vincolare il fantoccio al sistema di immobilizzazione mediante maschera termoplastica o con nastro adesivo (tale sistema sarà di seguito denominato "oggetto test"). Vincolare il localizzatore stereotassico al sistema di immobilizzazione. 2. Effettuare una scansione TC dell'oggetto test con spessore di strato non superiore a 2 mm (raccomandato 1 mm) e contigue avendo cura di allineare le scale graduate del localizzatore con i centratori luminosi della TC. Adeguare il campo di vista dell'immagine in modo da comprendere tutto il localizzatore. 3. Dopo aver importato le immagini nell'RTPS, simulare un piano di trattamento posizionando l'isocentro in corrispondenza dei reperi radiopachi sul fantoccio ricavandone così le coordinate stereotassiche (X,Y,Z). Nel caso il reperi radiopaco sia visibile su più immagini, collocare l'isocentro in corrispondenza di quella centrale; in tal modo l'errore introdotto è inferiore a metà dello spessore della sezione TC. 4. Collocare al linac l'oggetto test e il localizzatore stereotassico sullo stativo stereotassico dedicato ed allineare il centratore stereotassico rispetto ai laser. È importante che il fantoccio rimanga vincolato al sistema di immobilizzazione per tutta la durata del test. 5. Allineare il centro delle scale graduate del localizzatore stereotassico con i laser del linac. 6. Effettuare la centratura dell'isocentro secondo le coordinate stereotassiche (X,Y,Z). 7. Osservare la posizione dell'isocentro individuato dai laser rispetto al reperi radiopaco collocato sul fantoccio che rappresenta la posizione vera dell'isocentro: misurare la distanza x (latero-laterale), y (antero-posteriore), z (cranio-caudale) del laser rispetto al reperi radiopaco. 	
<p>PERIODICITÀ DEL CONTROLLO In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro</p>	
<p>VALORE DI RIFERIMENTO -----</p>	
<p>TOLLERANZA Per ogni isocentro verificato deve essere simultaneamente x, y, z 1 mm. Ciò garantisce che la localizzazione dell'isocentro è accurata entro una sfera di raggio 1 mm.</p>	

Scheda di registrazione

La scheda di registrazione sotto riportata andrà modificata nel caso si desideri effettuare un numero di test più elevato di quello per le quali è stata predisposta.

3.8.1 - Verifica dell'accuratezza della localizzazione stereotassica di un punto	
Condizioni	Risultato
Descrizione delle condizioni di posizionamento (repere 1)	Δx (latero-laterale) = Δy (antero-posteriore) = Δz (cranio-caudale) =
Descrizione delle condizioni di posizionamento (repere 2)	Δx (latero-laterale) = Δy (antero-posteriore) = Δz (cranio-caudale) =
Descrizione delle condizioni di posizionamento (repere 3)	Δx (latero-laterale) = Δy (antero-posteriore) = Δz (cranio-caudale) =

Descrizione del controllo

TEST	3.8.2 - Verifica dell'invarianza per rotazioni delle coordinate stereotassiche
SCOPO DEL CONTROLLO	Verificare l'influenza delle rotazioni accidentali dell'oggetto test sull'accuratezza della localizzazione stereotassica, simulando così un errore di posizionamento o un movimento accidentale del paziente durante la fase di acquisizione delle immagini.
CONDIZIONI DI PROVA	Utilizzando il medesimo oggetto test di cui alla verifica precedente, impartire ad esso una piccola rotazione rispetto al lettino della TC (circa 6°) in una sola o in più direzioni (<i>roll</i> = rotazione nel piano assiale, <i>pitch</i> = rotazione nel piano sagittale, <i>yaw</i> = rotazione nel piano coronale). Acquisire una scansione TC come descritto nel test di verifica di cui sopra e quantificare l'entità della rotazione dell'oggetto test mediante misure trigonometriche. Dette (X,Y,Z) le coordinate di un marker dell'oggetto test, ricavare per esso le nuove coordinate (X',Y',Z') procedendo come nei punti 1-3 della verifica 3.8.1.2.
PERIODICITÀ DEL CONTROLLO	In fase di accettazione o dopo ogni aggiornamento del software o dell'hardware che possa influire sul calcolo del parametro
VALORE DI RIFERIMENTO	-----
TOLLERANZA	Verificare che, per ogni marker individuabile sulle immagini TC, sia $ X' - X \leq 1 \text{ mm}$, $ Y' - Y \leq 1 \text{ mm}$ e $ Z' - Z \leq 1 \text{ mm}$. Ciò garantisce che l'RTPS è in grado di correggere a meno di 1 mm un'eventuale rotazione dell'oggetto test e che quindi le coordinate stereotassiche sono invarianti per rotazioni.

Osservazione: Nel caso in cui le precedenti condizioni non siano soddisfatte, la localizzazione stereotassica non può essere effettuata correttamente e si deve concludere che l'RTPS non è in grado di correggere un'eventuale rotazione dell'oggetto test. In questo caso, nelle condizioni cliniche, il paziente deve essere riallineato prima di procedere ad una nuova acquisizione delle immagini.

Scheda di registrazione

3.8.2 - Verifica dell'invarianza per rotazioni delle coordinate stereotassiche	
Condizioni	Risultato
Descrizione delle condizioni di posizionamento	
Coordinate del punto prescelto: X Y Z	$ X' - X = \dots\dots\dots$
Rotazione impostata: roll = pitch = yaw =	$ Z' - Z = \dots\dots\dots$

DATA:	RTPS/Versione:
-------	----------------

Scheda riassuntiva dei controlli

Tipo di prova:

- Prova di accettazione o di collaudo
 Prova di verifica o di stato.
 Prova di mantenimento o di costanza

	Parametro	Esito del controllo	
		positivo	negativo
	Collimatori conici		
<input type="checkbox"/>	3.3.1 - Curve di dose in profondità e profili per campi fondamentali		
<input type="checkbox"/>	3.3.2 - Curve di dose in profondità e profili per diverse DSP		
<input type="checkbox"/>	3.3.3 - Curve di dose in profondità e profili per incidenza obliqua		
	Collimatori μMLC		
<input type="checkbox"/>	3.4.1 - Curve di dose in profondità e profili per campi fondamentali		
<input type="checkbox"/>	3.4.2.1 - Curve di dose in profondità e profili per diverse DSP		
<input type="checkbox"/>	3.4.2.2 - Curve di dose in profondità e profili campo irregolare		
<input type="checkbox"/>	3.4.3.1 - Curve di dose in profondità e profili per incidenza obliqua		
<input type="checkbox"/>	3.4.3.2 - Curve di dose in profondità e profili per incidenza parziale		
	Test specifici per arcoterapia		
<input type="checkbox"/>	3.6.1.1 - Verifica dell'algoritmo di calcolo in modalità arcoterapia		
<input type="checkbox"/>	3.6.1.2 - Verifica della dipendenza dal numero di campi statici con cui viene approssimato il campo ad arco		
	Informazioni aggiuntive al calcolo della dose		
<input type="checkbox"/>	3.7.1 - Corretta indicazione delle caratteristiche di erogazione del LINAC e del μ MLC		
<input type="checkbox"/>	3.7.2 - Sistema per gestione degli urti tra collimatore e lettino/paziente		
	Localizzazione stereotassica		
<input type="checkbox"/>	3.8.1 - Verifica dell'accuratezza della localizzazione stereotassica di un punto		
<input type="checkbox"/>	3.8.2 - Verifica dell'invarianza per rotazioni delle coordinate stereotassiche		

Note: _____

Data: _____

L'Esperto in Fisica Medica: _____

Appendice: simulazione Monte Carlo di un fascio collimato da μ MLC

È possibile utilizzare pacchetti di simulazione già sviluppati presso centri di ricerca come ad esempio Geant o EGS4 (*Electron-Gamma-Shower*) [3.20]; il codice BEAM [3.19] è un codice user-friendly, sviluppato a partire dal codice EGS4, nel quale è possibile simulare fasci di elettroni o fotoni, previa la conoscenza dei dati fisico-geometrici dell'acceleratore.

L'impiego di tecniche di simulazione può consentire la verifica della valutazione della dose rilasciata in particolari configurazioni critiche ed il controllo della validità di assunzioni fatte sul comportamento dei rivelatori con adeguata accuratezza.

Il codice deve avvalersi di modelli per il trasporto della radiazione quanto più accurati possibile.

L'impiego di questa tecnica di simulazione consente di ottenere una risposta riguardante le grandezze dosimetriche d'interesse per una configurazione ideale non perturbata, come al contrario succede per quella sperimentale.

Il codice EGS4 è analogico, ovvero permette di seguire ciascuna particella (sia che si tratti di fotoni e/o di particelle cariche) dal momento in cui viene generata fino alla fine della sua storia. EGS4 è in grado di simulare le interazioni delle particelle all'interno dei materiali; in generale la simulazione consiste nel seguire i percorsi delle particelle calcolandone le coordinate spaziali, le componenti dell'impulso e dell'energia, e nel trasportare le stesse particelle, generandone le interazioni e aggiornandone periodicamente lo stato. Dato che la simulazione è ottenuta mediante processi statistici, per ottenere una buona accuratezza nei risultati occorre avere un numero elevato di eventi da analizzare, cioè un grande numero di particelle da far interagire con la materia. Tutto ciò risulta assai dispendioso in tempo e l'analisi singola risulterebbe pressoché impossibile.

Per quanto riguarda i fotoni, data la loro natura, non può essere determinato un comportamento medio, pertanto dovranno essere seguiti uno ad uno. In questo modo si riescono ad ottenere tempi di calcolo relativamente brevi per numeri di storie consistenti.

Mentre per quanto riguarda le particelle cariche, per ovviare i problemi causati dall'indagine deterministica, si utilizza la seguente approssimazione: il rilascio di energia della particella carica, uguale per ogni particella a parità di energia, viene reso continuo lungo il tragitto; si fa uso cioè dell'approssimazione di rilascio continuo CSDA (*Continuos slowing down approximation*). Il metodo, detto anche delle "storie condensate", sulla base del valore del potere d'arresto totale (collisionale più radiattivo), esegue i campionamenti delle perdite di energia su un breve segmento di traccia, detto comunemente STEP.

La particella può dar luogo anche ad interazioni singole nelle quali vengono creati fotoni di frenamento e raggi δ (elettroni atomici liberati per urto dagli elettroni primari) al di sopra di una certa soglia energetica: a seguito dell'interazione, l'elettrone primario perde energia e cambia anche direzione.

Questo processo è discreto e la statistica gioca il ruolo fondamentale.

Per ottimizzare quanto più possibile il tempo di calcolo, nella fase iniziale, il programma crea una mappatura caratterizzata da una serie di dati fisici, nella quale si tabulano le sezioni d'urto e le perdite di energia.

Per quanto riguarda il trasporto della radiazione nella materia in EGS4, i meccanismi attivati per l'interazione dei fotoni con la materia, nell'intervallo di energie di interesse sono: l'effetto fotoelettrico, l'effetto Compton, la produzione di coppie. Ciascuno di questi processi è accompagnato da effetti secondari come l'emissione di elettroni Auger e radiazione di fluorescenza (nell'effetto fotoelettrico), elettroni di rinculo (nell'effetto Compton), e annichilazione susseguente di positroni (nella produzione di coppie). Le varie sezioni d'urto sono tabulate sulla base dei loro relativi modelli teorici.

La simulazione di un processo fisico ha inizio quando una particella viene generata nella subroutine iniziale creata dall'utente o in un'interazione nel corso del processo di trasporto, ed ha fine quando la particella:

- lascia il volume sensibile definito dall'utente;
- sparisce in una interazione (se fotone);
- ha energia cinetica inferiore a quella di una soglia fissata dall'utente, al di sotto della quale l'energia è considerata assorbita localmente.

La simulazione di un evento comprende una serie di stadi successivi che si possono così schematizzare:

- valutazione della probabilità che il processo avvenga, eseguita attraverso il campionamento della sezione d'urto totale del processo;
- generazione dello stato finale dopo l'interazione, mediante il campionamento della sezione d'urto differenziale del processo;
- calcolo di alcune quantità medie caratteristiche dei processi considerati "quasi continui" (CSDA) come la perdita di energia o la diffusione multipla (particelle cariche).

La scelta dello step per le particelle cariche è un'operazione delicata, alla quale concorrono vari fattori. Il segmento deve essere abbastanza lungo perché in esso si verifichino tante collisioni da giustificare la teoria delle deflessioni multiple e l'utilizzo del potere d'arresto come valore medio (limite inferiore). Mentre, per quanto riguarda la teoria di Molière, non essendo considerata alcuna perdita di energia durante le deflessioni ed essendo trascurati gli spostamenti dalla direzione di incidenza nel piano perpendicolare ad essa, si ha la necessità di piccoli "steps". Inoltre per quanto riguarda il processo di perdita continua di energia, la necessità di considerare l'energia approssimativamente costante in un singolo intervallo, pone ancora una limitazione superiore allo *step*. Questo deve garantire una procedura di calcolo non eccessivamente lenta, ma anche una sufficiente accuratezza nel tracciamento delle particelle e nell'attraversamento nelle regioni di confine tra i diversi materiali.

Ci sono alcuni parametri del codice Monte Carlo che devono essere impostati per stabilire un corretto funzionamento della simulazione: PCUT (*Photon CUT*) e ECUT (*Electron CUT*) rappresentano rispettivamente l'energia totale minima dei fotoni e degli elettroni trasportati, mentre AP e AE sono la soglia energetica richiesta per la creazione di particelle secondarie. Generalmente i valori impostati possono essere i seguenti: PCUT=AP=10keV, e ECUT=AE=700keV.

Geometria della linea del fascio

Per riprodurre ed indagare teoricamente le condizioni sperimentali d'interesse, occorre riprodurre la linea del fascio dell'acceleratore lineare (Fig. A-1). Il fascio di fotoni viene prodotto per frenamento di un fascetto parallelo di elettroni. Al di sotto di tutti i dispositivi presenti nell'acceleratore per la formazione del fascio, viene inserito il dispositivo multi-lamellare (Fig.A-2), con lamelle generalmente di tungsteno, responsabili della formazione dei piccoli campi. In presenza di μ MLC vengono generalmente impiegati fasci di fotoni da 6MV.

Risultati

I parametri fisici scelti per la simulazione devono essere ottimizzati confrontando gli andamenti della dose in profondità e dei profili trasversali sulla base delle misure sperimentali effettuate senza collimatore μ MLC per campi quadrati di lato pari a 5 cm e 10 cm.

È stata analizzata la distribuzione spettrale del fascio prima del passaggio attraverso il μ MLC (Fig.A-3a) e dopo (Fig.A-3b); lo spettro mostra un leggero indurimento dopo il passaggio attraverso il collimatore e presenta un picco a 511 keV più pronunciato per campi di piccole dimensioni dovuto alla creazione di coppie elettrone-positrone nel tungsteno di cui sono costituite le lamelle.

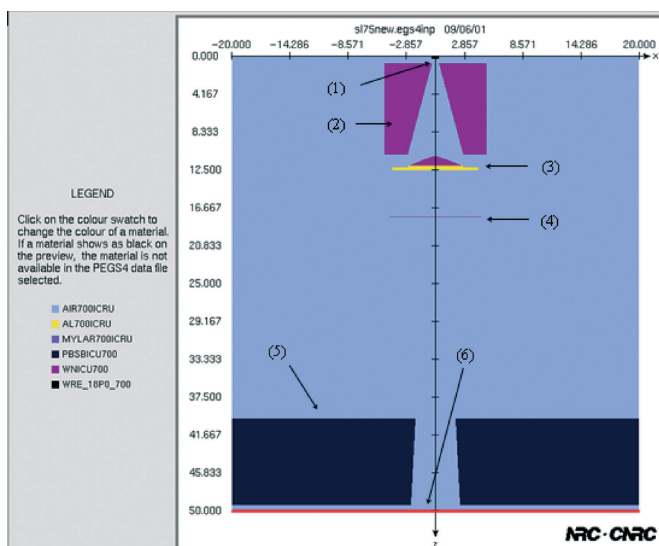


Fig. A-1: ricostruzione della testata di un acceleratore utilizzando il programma BEAM.

- (1) target,
- (2) collimatore primario,
- (3) filtro omogeneizzatore,
- (4) camere di monitoraggio,
- (5) secondo livello di collimatori convenzionali,
- (6) spazio delle fasi I

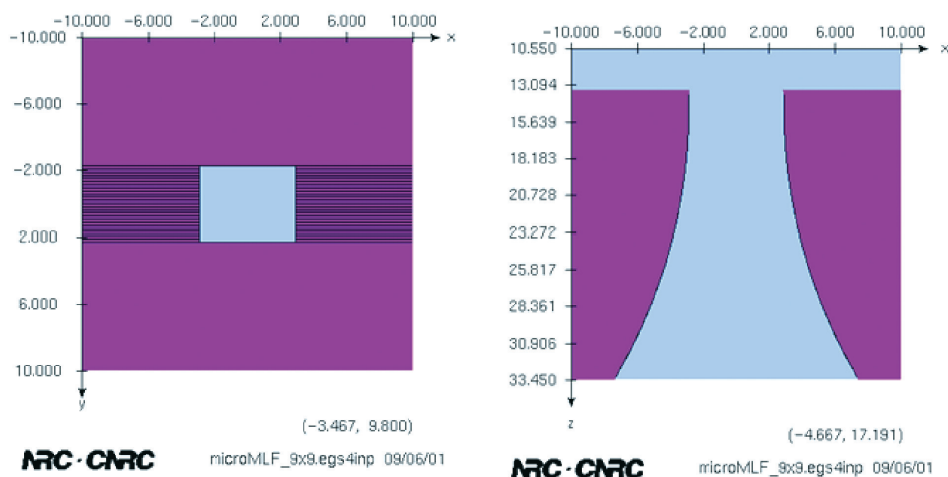


Fig. A-2: rappresentazione di un collimatore μ MLC nel programma BEAM.
 A sinistra è riportata la proiezione sul piano orizzontale,
 a destra quella sul piano verticale.

Il fascio di fotoni risulta contaminato da elettroni aventi energia media 1.5 MeV ed energia massima 6 MeV, che quindi saranno presenti in acqua fino a 3 cm. nell'approssimazione csda dell'ICRU 37.

Per tutti i campi indagati in presenza di collimatore micro-multi-lamellare, sia le distribuzioni di dose in profondità che i profili trasversi simulati sono in buon accordo con i dati misurati entro gli errori sperimentali e statistici; ciò dimostra che la simulazione della linea del fascio è stata effettuata in maniera adeguata e può essere quindi utilizzata per la determinazione di ulteriori grandezze dosimetriche [3.7]. In Fig. A- 4a è mostrato il confronto tra le curve di dose in profondità misurate con il rivelatore stereotassico a semiconduttore e quelle calcolate con il metodo Monte Carlo per campi di lato pari a 5 cm e 2 cm, mentre in Fig. A-4b vengono riportati i profili trasversi per un campo 3x3 cm².

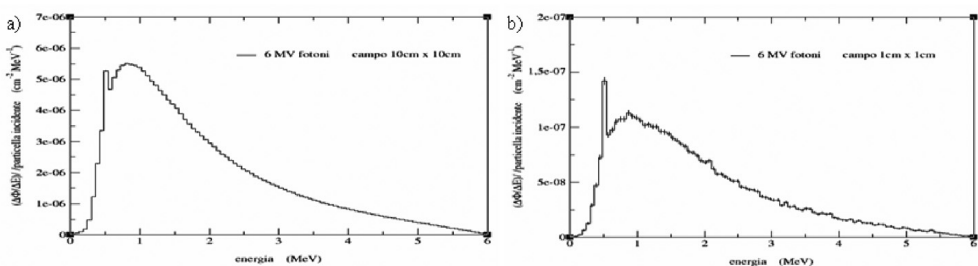


Fig A-3: Distribuzione della fluenza energetica prima del passaggio attraverso il μ MLC per un campo 10x10 cm² (a) ed in uscita per un campo 1x1 cm² (b).

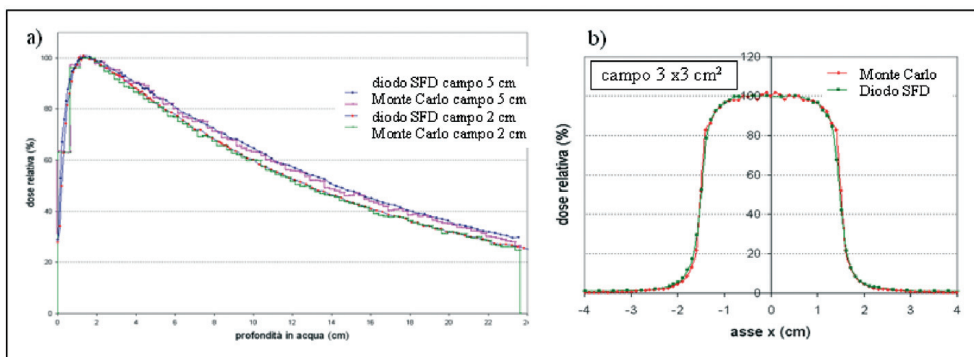


Fig A-4: Confronto tra distribuzioni di dose in profondità (a) e profili (b) misurati e calcolati.

I fattori di campo ottenuti dalla simulazione Monte Carlo sono stati confrontati con le misure effettuate con il diodo stereotassico SFD (*stereotactic field detector*) con la camera a ionizzazione (Fig.A-5).

Si può osservare che per campi di lato 2 cm i punti sperimentali relativi alla camera a ionizzazione Pin Point e al diodo SFD sono in accordo con la curva teorica entro le fluttuazioni statistiche (1 deviazione standard, <1%) e gli errori sperimentali (circa 1.5%). Per il campo quadrato di lato 1 cm, invece, si osserva che le misure sperimentali effettuate con la camera Pin Point sottostimano il valore di questo parametro: lo scarto che si osserva è probabilmente dovuto alla difficoltà del posizionamento ed alla forma ogivale del campo. Quindi, per il campo di lato 1 cm, il risultato Monte Carlo è in accordo solamente con la misura effettuata con il diodo SFD, entro l'errore di misura e gli errori statistici.

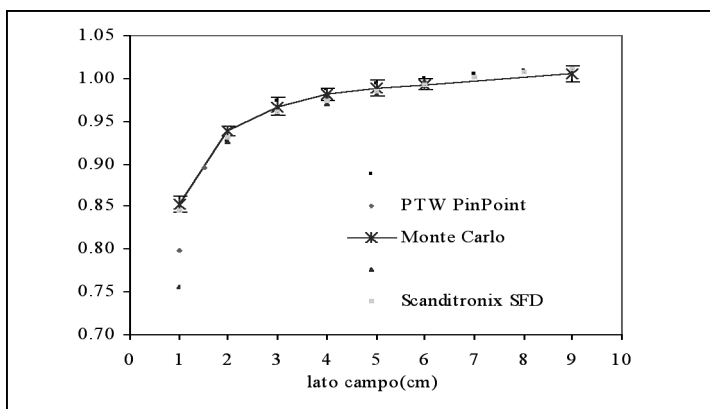


Fig. A-5: confronto tra fattori di campo sperimentali e calcolati con metodo Monte Carlo alla profondità di 1.5 cm in acqua.

Per quanto riguarda i fattori di campo, da questo studio emerge che per campi di dimensioni inferiori a 2 cm le misure presentano problematiche relative al posizionamento dei rivelatori e alla dimensione del volume sensibile ed in questi casi la simulazione Monte Carlo diventa essenziale. Dai profili trasversi calcolati è stata ricavata la penombra per le varie dimensioni di campo; il confronto con le misure effettuate con il diodo SFD ha evidenziato un buon accordo entro gli errori sperimentali e statistici.

Scheda per la segnalazione di errori o imprecisioni o inapplicabilità

Data,

Nome e Cognome	Ente di appartenenza
RTPS e versione	Numero del controllo a cui fa riferimento la segnalazione (specificare la versione del documento)
Segnalazione:	

Inviare la scheda alla persona referente per la stesura del documento per le tecniche stereotassiche e rotazionali:

dr. Fausto Declich

Ospedale A. Manzoni - Lecco

e-mail: f.declich@ospedale.lecco.it

Bibliografia

- [3.1] AAPM TG65, Report No 85 Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams, 2004
- [3.2] Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media, *Med. Phys.* 16(4): 577-592; 1989
- [3.3] Bucciolini M, Banci Buonamici F, Mazzocchi S, De Angelis C, Onori C, Cirrone GAP. Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams at different energy and field size. *Med Phys* 30(8):2149-2154;2003
- [3.4] Carrasco P et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium, *Med. Phys.*; 31(10): 2899-2911, 2004
- [3.5] Cheung T et al. Independence of calibration curves for EBT Gafchromic films of the size of high-energy X-ray fields, *Appl. Radiat. Isot.*; 64(9): 1027-1030;2006
- [3.6] Chow et al. Comparison of dose calculation algorithms with Monte Carlo methods for photon arcs, *Med. Phys.* 30(10): 2686-2694;2003
- [3.7] Compagnucci A., Cucciolini M., Russo S., Silli P. Caratterizzazione sperimentale e simulazione Monte Carlo di un fascio di fotoni conformato da collimatore micro-multi-lamellare, Atti del III Congresso Nazionale AIFM, Agrigento 2003
- [3.8] Duch MA et al. Dose evaluation in lung-equivalent media in high-energy photon external radiotherapy, *Radiat. Prot. Dosimetry*; 120(1-4): 43-47; 2006
- [3.9] Du Plessis et al. Comparison of the Batho, ETAR and Monte Carlo dose calculation methods in CT based patient models, *Med. Phys.*; 28(4): 582-589; 2001
- [3.10] Engelsman M et al. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours, *Radiother. Oncol.*; 60(3): 299-309; 2001
- [3.11] ESTRO Booklet No. 7 Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams, (2004)
- [3.12] Fidanzio A, Azario L, Miceli R, Russo A, Piermattei A. PTW-diamond detector: dose rate and particle type dependence. *Med. Phys.*;27(11):2589-93; 2000
- [3.13] Haedinger U et al. Influence of calculation model on dose distribution in stereotactic radiotherapy for pulmonary targets, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 61(1): 239-249; 2005
- [3.14] IAEA TRS No. 430 Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, (2004)
- [3.15] Jones AO, Das IJ Comparison of inhomogeneity correction algorithms in small photon fields, *Med. Phys.*; 32(3): 766-776; 2005
- [3.16] Krieger T, Sauer OA, Monte Carlo versus pencil-beam/collapsed-cone dose calculation in a heterogeneous multi-layer phantom, *Phys. Med. Biol.*; 50(5): 859-868; 2005
- [3.17] Letourneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M, Wong JW. Evaluation of a diode array for IMRT quality assurance. *Radioterapy and Oncology* 70, 199-206, 2004
- [3.18] Leybovich LB, Sethi A, Dogan N, Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification, *Med. Phys.*;30(7):119-23; 2003
- [3.19] National Research Council of Canada. Ottawa, Canada, OMEGA-BEAM WORKSHOP. October 2-5, 2000

- [3.20] Nelson W.R., Hirayama H, Rogers DWO “The EGS4 Code System”. SLAC (Stanford Linear Accelerator Center)-Report-265. December1985.
- [3.21] Paelinck L et al. Experimental verification of lung dose with radiochromic film: comparison with Monte Carlo simulations and commercially available treatment planning systems, *Phys. Med. Biol.*; 50(9): 2055-2069; 2005
- [3.22] Panettieri V et al. SBRT of lung tumours: Monte Carlo simulation with PENELOPE of dose distributions including respiratory motion and comparison with different treatment planning systems, *Phys. Med. Biol.*; 52(14): 4265-4281; 2007

Glossario

Dispositivi di record&verify

Elaboratori dedicati alla gestione dei trattamenti sugli acceleratori elettromedicali, in grado di verificare la congruenza tra i dati impostati sulla consolle di trattamento e quanto predisposto da piano e di registrare l'avvenuta somministrazione del trattamento stesso, incluse le eventuali pause, programmate dal clinico o causate da malfunzionamenti dell'apparecchiatura radiante.

DPP (dose percentuale in profondità)

Curva percentuale di dose in profondità.

DVH

Un istogramma che mostra il numero di voxel di una struttura che riceve una determinata dose. Questo tipo di istogramma è chiamato differenziale. Un istogramma di tipo cumulativo o integrale è un istogramma che mostra il numero di voxel di una struttura che riceve una dose superiore o uguale.

DVH diretto

Istogramma che ha in ordinata la frequenza (in numeri di voxel) ed in ascissa la dose (raramente presente negli RTPS).

DVH differenziale

Istogramma che ha in ordinata il volume o la % del volume di una struttura che riceve un determinato valore di dose ed in ascissa il valore della dose.

DVH cumulativo o integrale

Istogramma che ha in ordinata il volume o la % del volume di una struttura che riceve la dose superiore a un determinato valore ed in ascissa il valore della dose.

DRR

Radiografia Ricostruita Digitalmente: immagine proiettiva calcolata da uno studio TC del paziente che assomiglia a un film di diagnostica e che viene ottenuta nelle condizioni geometriche del fascio radiante.

Fantoccio matematico

Fantoccio non fisico il cui studio viene creato matematicamente scrivendo con adeguati supporti software sia l'header, sia la matrice del formato DICOM.

Fantoccio geometrico

Fantoccio fisico di forma cubica o cilindrica o ellissoidale di dimensioni note contenente inserti di densità e dimensioni note.

Fantoccio antropomorfo

Fantoccio fisico che possiede strutture caratteristiche del corpo umano per quanto riguarda la forma e/o la densità.

Fattore di output

Rapporto tra la dose misurata nelle medesime condizioni per un campo generico e un campo di riferimento.

Fattore di trasmissione

Rapporto tra la dose misurate nelle medesime condizioni per un campo di riferimento in presenza di modificatore del fascio e il medesimo campo aperto.

Modificatore del fascio

Generalmente filtro a cuneo o schermatura in lega basso-fondente.

RTPS

Sistema per la pianificazione di trattamenti radioterapici

Registrazione di immagini multimodali

Determinazione dell'allineamento spaziale tra immagini raffiguranti uno stesso oggetto, acquisito con la medesima o con differenti modalità diagnostiche, utilizzando il sistema di coordinate del dispositivo di trattamento o altro dispositivo di localizzazione.

Site test

Prove di accettazione da parte dell'utente da eseguire dopo l'installazione del sistema. Esse possono essere realizzate assieme alla ditta fornitrice del sistema.

SW

Pacchetto software.

Type test

Test realizzati dalla ditta fornitrice prima che il sistema sia installato presso l'ospedale.

TRE

Target Registration Error definito per valutare la registrazione di due studi diagnostici:

$$TRE=T(p) - q$$

dove p punto nella prima immagine, q nella seconda, T trasformazione che registra la prima immagine sulla seconda.

UM (unità monitor)

indicatore della dose erogata da un acceleratore lineare per uso medicale legato alla dose misurata dalle camere monitor interne all'apparecchiatura stessa. Un'adeguata taratura di tali dispositivi consente la corrispondenza numerica di queste unità con la dose assorbita in condizioni di riferimento.

Report AIFM 7 (2011)

Supplemento a 'Fisica in Medicina' n. 1/2- 2011

Stampato nel mese di settembre 2011

Omicron Editrice - Genova
info@omicred.it - www.omicred.it