

Elisa Venera Ruello, Carlo Sansotta

Lucia Denaro

**I controlli di qualità  
in un acceleratore lineare:  
ruolo del TSRM**

Il materiale presentato in questo testo è coperto da diritti d'autore ai sensi della vigente normativa italiana ed internazionale ed è stato rilasciato secondo i termini della ***Creative Commons Attribution-ShareAlike 2.5 Italy License*** (*Licenza Creative Commons Attribuzione - Condividi allo stesso modo 2.5 Italia [CC BY-SA 2.5]*); per leggere una copia della licenza si può spedire una lettera a Creative Commons, 171 Second Street, Suite 300, San Francisco, California, 94105, USA, oppure consultare il seguente sito web

<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/2.5/it/>

Ogni violazione alle presenti condizioni sarà considerato un reato a norma di quanto previsto in merito dalla Normativa vigente, e come tale sarà perseguito.

I controllo di qualità in un acceleratore lineare: ruolo del TSRM  
*di Elisa Venera Ruello, Carlo Sansotta, Lucia Denaro*

ISBN: 978-0-244-96410-8

© 2017- Elisa Venera Ruello, Carlo Sansotta, Lucia Denaro  
I edizione settembre 2017

## indice

INTRODUZIONE.....	6
1. INTERAZIONE RADIAZIONI IONIZZANTI – MATERIA .....	8
2. ACCELERATORI LINERI (LINAC) .....	9
3. EVOLUZIONE DELLA RADIOTERAPIA.....	15
4. CONTROLLI DI QUALITA' .....	21
5. GARANZIA DI QUALITA' IN RADIOTERAPIA.....	43
6. OBIETTIVI DEL CENTRO DI RADIOTERAPIA .....	45
8. CONCLUSIONI .....	49
9. Bibliografia.....	50







## INTRODUZIONE

La radioterapia è una branca della medicina che prevede l'uso delle radiazioni ionizzanti per il trattamento di pazienti affetti da malattie neoplastiche.

Tipicamente le tecniche radioterapiche prevedono l'utilizzo di acceleratori lineari di elettroni che producono fasci di fotoni, per i tumori più profondi, e fasci di elettroni, per la cura di tumori superficiali.

Scopo della radioterapia è erogare una dose nota di radiazioni a un ben definito volume tumorale, danneggiando il meno possibile i tessuti sani circostanti.

Per raggiungere tale obiettivo, nell'ultimo decennio, la radioterapia oncologica ha subito un radicale processo di innovazione e sviluppo tecnologico.

L'acceleratore lineare di particelle (*linac*=*LI*Near *AC*celerator) era nato per creare un fascio idoneo ad essere iniettato in un acceleratore circolare (in cui ottenere collisioni per studi di fisica delle alte energie), o in anelli di accumulazione (ad es. per luce di sincrotrone).

Già da alcuni anni i linac sono utilizzati per scopi medicali, quali terapia antitumorale. Il fascio di elettroni prodotto nella guida acceleratrice può essere utilizzato per il trattamento diretto o per colpire un bersaglio, al fine di produrre raggi X. I raggi X vengono utilizzati per il trattamento di neoplasie profonde, dato il loro alto potere di penetrazione, mentre i fasci di elettroni per la terapia di neoplasie

superficiali, data la proprietà di cedere la loro energia in maniera uniforme in tessuti spessi pochi centimetri.

## 1. INTERAZIONE RADIAZIONI IONIZZANTI – MATERIA

Un fascio di radiazioni ionizzanti che attraversa la materia dà luogo a fenomeni di interazione con gli atomi, trasferendo ad essi una certa quantità di energia, tipicamente di alcuni ordini di grandezza maggiori delle energie di legame caratteristiche degli atomi e delle molecole.

Per effetto di questo assorbimento di energia gli atomi, eccitati e ionizzati, accrescono la loro reattività chimica dando luogo a processi di aggregazione e disaggregazione con conseguenti modificazioni della struttura delle molecole di cui fanno parte.

L'interazione fisica iniziale avviene velocemente; le trasformazioni chimiche, biochimiche e biologiche che seguono l'irradiazione avvengono invece in tempi molto diversi, dell'ordine di mesi o di anni. Tali trasformazioni alterano quindi le strutture e le funzioni cellulari. L'estensione del danno in un tessuto dipende dal metabolismo delle cellule coinvolte: più questo è veloce, prima il danno sarà osservabile nel tessuto.

Il target “privilegiato” delle radiazioni risulta essere il DNA. Le lesioni che coinvolgono entrambi i filamenti della doppia elica del DNA possono indurre la necrosi di una cellula, mentre la maggior parte dei danni indotti in un unico filamento vengono riparati. Qualunque variazione nella riparazione di una doppia lesione del DNA o qualunque lesione non riparata porta comunque ad un esito letale per la cellula.

## 2. ACCELERATORI LINERI (LINAC)

Gli acceleratori lineari di particelle sono strutture in grado di accelerare particelle cariche (protoni, elettroni, positroni, ioni pesanti, etc.), generate per mezzo di un cannone termoionico, un fotoiniettore o altri mezzi.

Un linac standard (così come un acceleratore circolare) viene assemblato come successione di diversi elementi in cascata.

Qualora la sorgente generi particelle in maniera continua, la prima parte dell'acceleratore sarà impiegata per la creazione di pacchetti (cioè piccoli gruppi) di particelle, mentre quella successiva sarà impiegata per l'accelerazione vera e propria delle particelle.



**Figura 1 - Acceleratore lineare per Radioterapia**

L'acceleratore lineare è una macchina in grado di produrre fasci di elettroni e di fotoni che, opportunamente collimati, vengono fatti incidere sul volume bersaglio. Le energie della radiazione prodotta variano da 2 a 25 MeV. Normalmente, per apparecchiature standard, si usano energie

attorno a 6-9 MeV, in quanto energie superiori causano anche la produzione di neutroni. Nel caso invece della tomoterapia si usa, allo stato attuale della tecnologia, un'energia di 6 MeV.

L'apparecchiatura è contenuta all'interno di un bunker, nel quale sono presenti:

- il lettino di trattamento;
- i laser di posizionamento;
- il sistema di portal imaging;
- il circuito televisivo e i comandi;
- il sistema di tracking ottico

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

- Cannone di elettroni (electron gun): per effetto termoionico, produce elettroni di circa 50 keV;
- Magnetron o Klystron: fornisce l'onda elettromagnetica acceleratrice;
- Sezione acceleratrice (o guida d'onda): attraverso la quale gli elettroni prodotti dal cannone vengono accelerati, su di un'onda elettromagnetica, sino ad acquisire l'energia desiderata. L'elemento accelerante è costituito da una cavità, divisa in un certo numero di sezioni, in cui si trova un campo elettrico oscillante a frequenza sincrona con il passaggio dei pacchetti. Poiché la disposizione della sezione acceleratrice è ortogonale alla direzione del fascio, si rende necessario che il pennello d'elettroni, al termine della fase d'accelerazione, sia deflesso dai magneti collocati sulla testata. Questa procedura permette di omogeneizzare l'energia del fascio d'elettroni, poiché quelli dotati d'energia differente escono dalla traiettoria

programmata e vengono intercettati dalle strutture schermanti della testata.

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

interconnesse tra loro in modo tale che il fascio emergente risulti simmetrico ed il centro del campo d'irradiazione coincida con l'asse del fascio; inoltre, possono essere disposte, per conformare il fascio nelle dimensioni volute, in modo simmetrico (contrapposte due a due rispetto all'asse), oppure asimmetrico (regolabili indipendentemente una dall'altra). Un ulteriore passo avanti in questo settore è stato apportato dal recente ingresso dei collimatori multilamellari (“multi-leaf-collimator”), che hanno trovato un ampio utilizzo nelle tecniche “conformazionali”, in grado di modulare il profilo del fascio secondo le tre dimensioni adattandolo alla forma del bersaglio. Il “multi-leaf-collimator” è disposto sopra le Jaws e permette la conformazione solo lungo un asse.

- Limitatori (o applicatori) per elettroni: costituiscono gli strumenti di collimazione del fascio d'elettroni. Sono sistemi accessori del Linac che permettono di convogliare il fascio sino alla cute del paziente, eliminando l'inconveniente dell'instabilità di traiettoria degli elettroni. Si tratta di dispositivi rigidi, intercambiabili, con forme e dimensioni variabili.
- Altri elementi base di un linac sono magneti permanenti, come i quadrupoli, il cui compito è il focheggiamento trasversale del pacchetto di particelle, analogo a quello svolto da una lente in un sistema ottico.

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

Si elencano, inoltre, le cosiddette componenti sussidiarie:

- Pompa a vuoto (pompa ionica): mantiene permanentemente il vuoto nella sezione acceleratrice, anche ad apparecchio spento (10–6 Atm);
- Impianto di raffreddamento a circuito chiuso: realizzato con acqua, proveniente dalla rete idrica, filtrata e raffreddata attraverso uno scambiatore di calore (T di funzionamento compresa tra 26 e 29 °C).
- Collimatore multilamellare (Multi-Leaf-Collimator)

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

L'elemento accelerante è costituito da una cavità, divisa in un certo numero di sezioni, in cui si trova un campo elettrico oscillante a frequenza sincrona con il passaggio dei pacchetti.

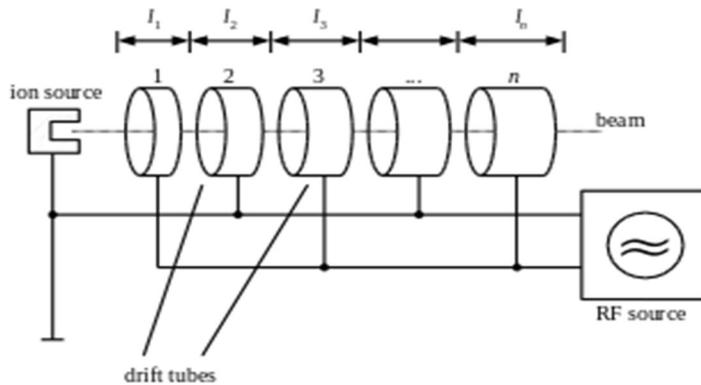


Figura 2 - Schema di un acceleratore lineare

Qui i campi elettromagnetici acceleranti vengono eccitati attraverso una guida d'onda che convoglia la potenza fornita da un klystron o da un magnetron.

Le cavità hanno una lunghezza diversa tra loro poiché , man mano che le particelle acquistano energia aumentano la loro velocità.

Infatti dato che l'onda accelerante deve essere sincrona con il passaggio delle particelle attraverso gli spazi tra le cavità è chiaro che queste devono essere tanto più lunghe quanto la velocità è elevata, per permettere alle particelle di restare in fase con l'onda (che ha una frequenza fissa). Chiaramente, poiché c'è un limite superiore alla velocità (la velocità della luce), le cavità, da un certo punto in poi, sono di lunghezza costante.

In pratica, poiché gli elettroni raggiungerebbero velocità prossime a quella della luce, le cavità di lunghezza differente sono le prime due o tre, le altre sono di lunghezza costante. La sezione con le cavità di lunghezza differente è detta bunker e, oltre ad accelerare gli elettroni, ha anche il compito di formare i pacchetti di particelle.

### 3. EVOLUZIONE DELLA RADIOTERAPIA

Nei primi quaranta anni del '900 si definirono due gruppi di tecniche radioterapiche:

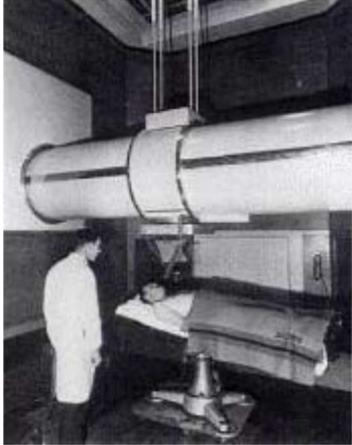
- la radioterapia transcutanea, la roentgenerapia, all'epoca effettuata con fotoni X di energia sino a 300 kV;
- la curieterapia o brachiterapia con Radio, Radon e Thorio.

Ovviamente queste prime tecniche avevano un rapporto dose e tempo di trattamento molto complesso.

Storicamente è necessario ricordare alcuni fatti salienti: l'8 novembre 1895 Wilhelm Konrad Roentgen scoprì i raggi X, nel 1896 Antoine Henri Becquerel scoprì la radioattività naturale e nel dicembre 1898 Marie e Pierre Curie annunciarono la scoperta del Radio.

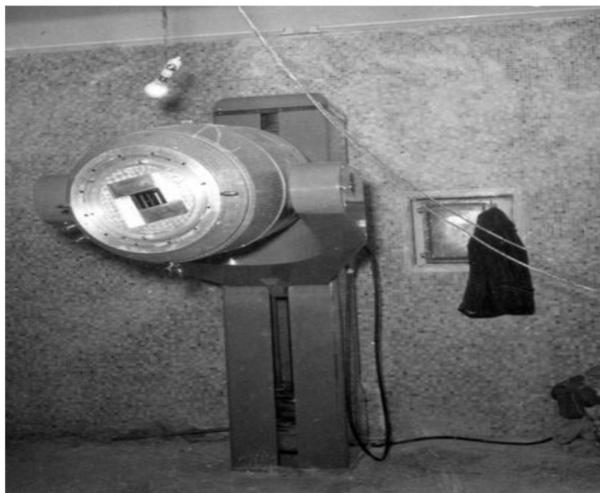
Nel 1896 con tante incertezze, i raggi X furono usati per trattare pazienti con tumori: E.H. Grubbè di Chicago usa i raggi X per trattare una paziente con carcinoma alla mammella. Nel 1897 compaiono le prime notizie sui danni da esposizione eccessiva ai raggi X. Nel 1900 ci fu invece, il primo caso documentato di guarigione di un tumore cutaneo del viso, ottenuta con 150 sedute irradiatorie. Nel 1903 Graham Bell suggerisce l'impiego interstiziale del Radio.

## Primi acceleratori Linac, 1950.





**La prima unità di Cobaltoterapia in Italia, la  
“bomba al Cobalto di Borgo Valsugana,  
31/10/1953.**



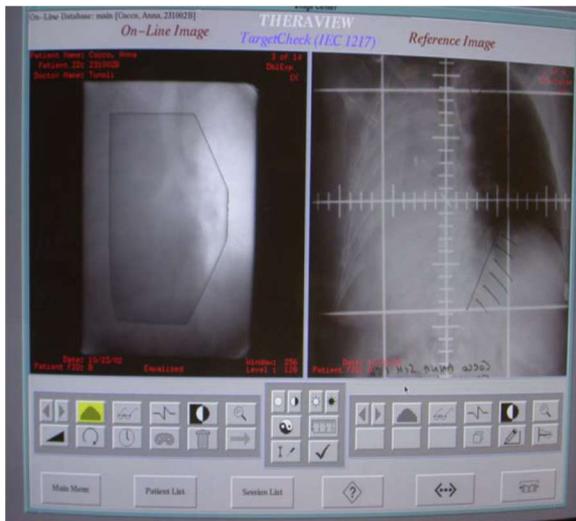
**La moderna Radioterapia.  
Simulatore TC per Radioterapia**



**Unità di terapia: gestione computerizzata, collimatori asimmetrici, dispositivi porta schermi, multileaf collimator.**



**Monitoraggio in tempo reale dell'adeguatezza del trattamento: EPID, portal film, dosimetria in vivo, RVS.**



## 4. CONTROLLI DI QUALITA'

I controlli di qualità hanno la finalità di mantenere, in terapia, le dosi a volumi non bersaglio a livello più basso ragionevolmente ottenibile compatibilmente con il fine terapeutico. Per controllare, dunque, le prestazioni funzionali dell'acceleratore lineare si è provveduto a stilare il presente protocollo di controlli di qualità che prevede una serie di test per la valutazione quantitativa dei parametri sottoposti a controllo. Tali test vengono anche effettuati con lo scopo di poter formulare un giudizio sul livello di prestazione dell'acceleratore lineare. La periodicità del controllo è valutata sulla base di considerazioni atte a garantire l'efficace prestazione dell'acceleratore lineare compatibilmente con lo svolgimento dell'attività terapeutica. Il fisico specialista deve essere tempestivamente informato ogni volta che si verificano funzionamenti anomali, interventi di riparazione o modifica che possano influenzare le prestazioni dell'acceleratore lineare al fine di procedere agli interventi di propria competenza.

I parametri presi in esame vengono, per comodità, classificati di tipo A, B, C, D, E. In particolare i parametri di tipo:

- A riguardano i controlli dei dispositivi elettrici e meccanici di sicurezza in sala di trattamento;
- B riguardano i controlli dei parametri meccanici relativi all'unità di trattamento e i controlli dei dispositivi di centratura;
- C riguardano i controlli degli accessori (Applicatori);
- D riguardano i controlli dosimetrici;
- E riguardano i controlli relativi ai dispositivi meccanici del lettino di trattamento.

I parametri presi in esame e le relative tolleranze sono riportate nelle successive tabelle A, B, C, D, E. Le tolleranze

sono stabilite prendendo come riferimento i valori dei suddetti parametri valutati in fase di accettazione della macchina, mentre nel caso di parametri non valutati in questa fase si fa riferimento all'esperienza successiva.

### **Tolleranze sulle frequenze di controllo**

Le frequenze indicate per i controlli di costanza si intendono con un margine di tolleranza di 1 o 2 settimane per i controlli mensili, di 3 mesi per quelli annuali. I controlli giornalieri vanno effettuati durante ogni giorno lavorativo.

### **Prove di accettazione o di collaudo.**

Con prova di accettazione o di collaudo s'intende la verifica della conformità del sistema alle caratteristiche dichiarate dal costruttore e/o alle specifiche definite nel contratto di acquisizione. Vengono effettuate nei seguenti casi:

- installazione di un nuovo sistema;
- modifiche o sostituzioni importanti sul sistema.

### **Prova di verifica o di stato**

Con prova di verifica o di stato s'intende la misura dei parametri fondamentali del sistema al fine di determinarne la grandezza ad un determinato momento.

Viene effettuata nei seguenti casi:

- modifica della regolazione di importanti parametri funzionali del sistema;
- variazione nell'utilizzo dell'apparecchiatura in relazione agli esami da effettuare;
- esito negativo dei controlli di costanza (nel caso di superamento di prefissati valori limite).

### **Prova di mantenimento o di costanza**

Con prova di mantenimento o di costanza s'intende la misura dei parametri che permettono di assicurare che la prestazione funzionale del sistema sia conforme ai criteri stabiliti.

Viene effettuata nei seguenti casi:

- periodicamente per verificare che il sistema risponda ai criteri di buon funzionamento stabiliti;
- in caso di intervento di manutenzione, ove l'intervento effettuato possa aver comportato variazioni nel comportamento del sistema;
- in caso di supposto malfunzionamento del sistema.

### **Valori di riferimento**

I valori di riferimento delle prove di mantenimento o di costanza sono fissati dalle prove di stato.

**Tabella A - Controlli dei dispositivi elettrici e meccanici di sicurezza in sala di trattamento**

Parametri		Tolleranza	Periodicità
A1	Verifica dell'interblocco porta	Funzionamento	Giornaliera
A2	Verifica del funzionamento delle telecamere	Funzionamento	Giornaliera
A3	Verifica del funzionamento dei segnali acustici e luminosi di irradiazione	Funzionamento	Giornaliera
A4	Verifica del funzionamento dei dispositivi di intercomunicazione	Funzionamento	Giornaliera
A5	Verifica del funzionamento dell'illuminazione di emergenza	Funzionamento	Settimanale

**Tabella B - Controlli dei parametri meccanici dell'unità di trattamento e dei dispositivi di centratura**

Parametri		Tolleranza	Periodicità
B1	Verifica dell'indicazione del telemetro	2 mm all'isocentro 3 mm a $\pm 20$ cm dall'isocentro	Giornaliera Settimanale
B2	Verifica della corrispondenza fra isocentro e indicazione laser dell'isocentro	2 mm	Giornaliera
B3	Si verifica che la proiezione del centro del reticolo del campo giace sull'asse di rotazione del collimatore	2 mm	Mensile
B4	Misura dello spostamento dell'isocentro durante la rotazione dello stativo	2 mm	Mensile

**Tabella B - Controlli dei parametri meccanici dell'unità di trattamento e dei dispositivi di centratura (continua)**

Parametri		Tolleranza	Periodicità
B5	Accuratezza dell'indicazione numerica del campo all'isocentro (fotoni)	2 mm	Mensile
B6	Accuratezza dell'indicazione numerica del campo (elettroni)	2 mm	Mensile
B8	Verifica della corrispondenza fra campo luminoso e radiante all'isocentro (fotoni)	2 mm	Mensile
B9	Accuratezza degli indicatori meccanici dell'angolazione dello stativo, del collimatore e del lettino di trattamento	1°	Trimestrale

**Tabella B - Controlli dei parametri meccanici dell'unità di trattamento e dei dispositivi di centratura (*continua*)**

	<b>Parametri</b>	<b>Tolleranza</b>	<b>Periodicità</b>
B10	Arcoterapia: Verifica della differenza fra arco di pendolazione impostata e arco effettivamente percorso	3°	Trimestrale

**Tabella C - Controlli degli accessori**

<b>Parametri</b>		<b>Tolleranza</b>	<b>Periodicità</b>
C1	Integrità del portaccessori e dei sistemi di bloccaggio	Funzionamento	Mensile
C2	Integrità degli applicatori per elettroni	Funzionamento	Annuale
C3	Verifica della costanza del fattore di trasmissione del filtro a cuneo	2%	Annuale

**Tabella D - Controlli dosimetrici**

Parametri		Tolleranza		Periodicità
D1	Verifica della stabilità della dose (valori relativi con sistema QUICKCHEC).		3%	Giornaliera
	(La verifica viene effettuata, con frequenza mensile in RW3)		2%	Mensile
D2	Omogeneità (Valori relativi. Misura tramite pellicole di verifica)	X	6%	Mensile
	(La verifica viene anche effettuata, con frequenza semestrale, in acqua tramite una camera a ionizzazione; vedi procedure operative)	E	10%	

**Tabella D - Controlli dosimetrici (continua)**

Parametri		Tolleranza		Periodicità
D3	Simmetria (Valori relativi. Misura tramite pellicole di verifica)	X	3%	Mensile
	(La verifica viene anche effettuata, con frequenza semestrale, in acqua tramite una camera a ionizzazione; vedi procedure operative)	E	3%	
D4	Qualità del fascio di elettroni TPR	TPR	4%	Mensile
	(La verifica viene anche effettuata, con frequenza semestrale, effettuando misure di R50 in acqua tramite una camera a ionizzazione; vedi procedure operative)	R50	2 mm	Semestrale

**Tabella D - Controlli dosimetrici (continua)**

	<b>Parametri</b>	<b>Tolleranza</b>	<b>Periodicità</b>
D5	Qualità del fascio di fotoni TPR	1%	Mensile
D6	Verifica della costanza dei parametri relativi alla trasmissione in profondità (PDD)	2% per fotoni 2 mm per elettroni	Semestrale
D7	Verifica della dipendenza dell'output dalle dimensioni del campo	2%	Annuale
D8	Verifica della stabilità della dose nel corso di un ciclo giornaliero di trattamento	2%	Semestrale
D9	Verifica della stabilità della dose al variare dell'angolo dello stativo	2%	Semestrale

**Tabella D - Controlli dosimetrici (continua)**

<b>Parametri</b>		<b>Tolleranza</b>	<b>Periodicità</b>
D10	Verifica della linearità delle camere monitor	1%	Semestrale
D11	Verifica della riproducibilità delle camere monitor	1%	Semestrale
D12	Misura della penombra del campo per tutti i fasci Px, Py (a profondità Dmax)	2 mm	Annuale
D13	Taratura dei fasci di radiazione (Condizioni di riferimento)	2 %	Annuale

**Tabella E - Controlli dei parametri meccanici dell'unità di trattamento e dei dispositivi di centratura**

	<b>Parametri</b>	<b>Tolleranza</b>	<b>Periodicità</b>
E1	Verifica del movimento longitudinale del lettino di trattamento	5 mm	Annuale
E2	Verifica del movimento trasversale del lettino di trattamento	2 mm	Annuale
E3	Verifica del movimento verticale del lettino di trattamento	2 mm	Annuale
E4	Verifica dell'isocentricità dell'asse di rotazione del lettino di trattamento	2 mm	Annuale

## ***Procedure Operative***

(art. 4, comma 2, lettera c) del D.M. 14/2/97 attuativo dell'art. 113, comma 2, del D. lgs. 17 marzo 1995 n. 230, modificato dal D.M. 12/5/1998)

### **1. Controlli di Qualità di tipo A**

#### A.1 Verifica dell'interblocco porta

**Fine:** Verificare che l'apertura della porta della sala di trattamento inibisca un irraggiamento in corso.

**Metodo:** Durante l'erogazione di un qualsiasi fascio premere il pulsante di apertura della porta e verificare la corretta inibizione dell'irradiazione. Verificare che l'irradiazione non riparta nel momento in cui la porta viene nuovamente chiusa.

**Tolleranza:** Funzionamento

#### A.2 Verifica del funzionamento delle telecamere

**Fine:** Verificare che le telecamere consentano di sorvegliare il paziente durante il trattamento.

**Metodo:** Accendere il sistema di telecamere e verificare sui monitor la soddisfacente inquadratura.

**Tolleranza:** Funzionamento.

A.3 Verifica del funzionamento dei segnali acustici e luminosi di irradiazione.

**Fine:** Verificare che durante l'erogazione di un fascio siano attivi i sistemi di segnalazione luminosi ed acustici.

**Metodo:** Durante l'erogazione di un qualsiasi fascio verificare che i sistemi di segnalazione luminosi ed acustici siano attivi.

**Tolleranza:** Funzionamento

A.4 Verifica del funzionamento dei dispositivi di intercomunicazione

**Fine:** Verificare che il sistema di interfono fra consolle di comando e sala di trattamento consenta una efficiente comunicazione.

**Metodo:** Provare il sistema di interfono e verificare il funzionamento.

Tolleranza: **Funzionamento**

A.5 Verifica del funzionamento dell'illuminazione di emergenza

**Fine:** Verificare che durante una eventuale interruzione di energia elettrica all'interno della sala di trattamento, la stessa non rimanga buia ma sia illuminata dalla luce di emergenza.

**Metodo:** Causare una volontaria interruzione dell'energia elettrica all'interno della sala di trattamento, tramite l'apposito interruttore, e verificare l'accensione della luce di emergenza.

**Tolleranza:** Funzionamento

## 2. Controlli di Qualità di tipo B

### B.1 Verifica dell'indicazione del telemetro

**Fine:** Verificare che il telemetro indichi con precisione la DFP.

**Metodo:** Impostare lo stativo a  $0^\circ$ . Porre un foglio di carta sul piano del lettino. Per  $i=80\text{cm}$ ,  $100\text{cm}$  e  $120\text{cm}$  impostare tramite il telemetro la opportuna SSDi: misurare la distanza  $D_i$  (cm) corrispondente fra il piano del lettino e la croce di campo. Per ogni  $D_i$  calcolare  $D_i\text{-cal} = D_i+50\text{cm}$ .

**Tolleranza:**  $| D_{100\text{-cal}} - SSD_{100} | \leq 0.2 \text{ cm};$   
 $| D_i\text{-cal} - SSD_i | \leq 0.3 \text{ cm}$  per  $i = 80 \text{ cm}$  e  $120 \text{ cm}$ .

B.2 Verifica della corrispondenza fra isocentro e indicazione laser dell'isocentro

**Fine:** Verificare che i laser indichino con precisione la posizione dell'isocentro.

**Metodo:** Utilizzare l'Isocentric Beam Checker II (IBC II). Dopo aver posizionato l'IBC II in bolla sul lettino di trattamento, impostare lo stativo a  $0^\circ$  e la SSD = 100 cm sulla piastra posta in posizione orizzontale. Ruotare la piastra dell'IBC II a  $+90^\circ$  e  $-90^\circ$ . Misurare le distanze  $D_{+90}$  e  $D_{-90}$  fra la linea di riferimento sull'ICB II e la luca laser nei due casi di rotazione a  $+90^\circ$  e a  $-90^\circ$ .

**Tolleranza:**  $D_{+90}$  e  $D_{-90} \leq 0.2 \text{ cm}$

B.3 Verifica dell'allineamento tra la proiezione del centro del reticolo del campo e l'asse di rotazione del collimatore

**Fine:** Verificare che la proiezione del reticolo del campo giace sull'asse di rotazione del collimatore.

**Metodo:** Impostare lo stativo ed il collimatore a  $0^\circ$ . Porre sul lettino di trattamento un foglio di carta alla distanza dell'isocentro. Per le 5 posizioni del collimatore  $0^\circ$ ,  $80^\circ$ ,  $160^\circ$ ,  $240^\circ$ ,  $320^\circ$  segnare la proiezione del reticolo del campo sul foglio di carta. Misurare le 10 possibili distanze fra i punti. Sia  $D_{max}$  il massimo delle distanze.

**Tolleranza:**  $D_{max} \leq 0.2 \text{ cm}$

B.4 Misura dello spostamento dell'isocentro durante la rotazione dello stativo.

**Fine:** Verificare che le intersezioni degli assi centrali dei fasci per diverse posizioni dello stativo siano racchiusi all'interno di una piccola sfera.

**Metodo\_1:** (Isocentro radiante)

Impostare lo stativo ed il collimatore a  $0^\circ$ . Porre un film all'interno dell'IBC II, livellare il dispositivo e mettere la piastra in posizione orizzontale. Impostare sulla piastra SSD = 100 cm. Regolare la lunghezza del campo a 10 cm ( $X = 10 \text{ cm}$ ) e la larghezza al valore minimo ( $Y = 0.8 \text{ cm}$ ). Erogare 50M.U per le seguenti posizioni dello stativo:  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $170^\circ$ ,  $210^\circ$ ,  $330^\circ$ . A film sviluppato, tramite lo scanner, individuare le rette generatrici delle sei direzioni considerate e riportare su carta millimetrata.

**Metodo\_2:** (Isocentro luminoso)

Impostare lo stativo ed il collimatore a 0°. Porre sul bordo del lettino di trattamento uno spillo in modo tale che l'incrocio dei tre laser passi per lo spillo. Misurare le distanze D0, D90 e D270 fra la proiezione dello spillo e la proiezione della croce di campo per le seguenti posizioni dello stativo: 0°, 90°, 270°. Tenuto conto degli ingrandimenti, ridurre le distanze D0, D90 e D270 a distanze isocentriche Di0, Di90 e Di270. Sia  $D_{max} = \max(Di0, Di90 \text{ e } Di270)$ .

**Tolleranza\_1:** Le intercette di tutte le rette con gli assi X e Y devono trovarsi all'interno di un cerchio di raggio 0.2 cm.

**Tolleranza\_2:**  $D_{max} \leq 0.2 \text{ cm}$

B.5 Misura dell'accuratezza dell'indicazione numerica del campo all'isocentro (fotoni)

**Fine:** Verificare che l'indicazione numerica del campo all'isocentro corrisponda al campo realmente impostato.

**Metodo:** Impostare lo stativo ed il collimatore a 0°. Porre sul lettino di trattamento un foglio di carta alla distanza dell'isocentro. Impostare le seguenti dimensioni di campo: 5cm x 5cm, 10cm x 10cm, 15cm x 15cm, 20cm x 20cm e 25cm x 25cm e disegnare sulla carta il campo luce. Misurare le dimensioni dei lati D5, D10, D15, D20 e D25 dei diversi campi quadrati e calcolare le differenze Diff5, Diff10, Diff15, Diff20 e Diff25 tra i valori impostati e quelli misurati.

**Tolleranza:** |Diff5 |, |Diff10 |, |Diff15 |, |Diff20 |, |Diff25 |  $\leq 0.2 \text{ cm}$

B.6 Misura dell'accuratezza dell'indicazione numerica del campo (elettroni)

**Fine:** Verificare che l'indicazione numerica del campo corrisponda al campo realmente impostato.

**Metodo:** Impostare lo stativo ed il collimatore a  $0^\circ$  ed applicare al collimatore gli opportuni trimmer degli elettroni. Porre sul lettino di trattamento un foglio di carta alla distanza di 100cm. Impostare le seguenti dimensioni di campo: 5cm x 5cm, 10cm x 10cm, 15cm x 15cm, 20cm x 20cm e 25cm x 25cm e disegnare sulla carta il campo luce. Misurare le dimensioni dei lati D5, D10, D15, D20 e D25 dei diversi campi quadrati e calcolare le differenze Diff5, Diff10, Diff15, Diff20 e Diff25 tra i valori impostati e quelli misurati.

**Tolleranza:** | Diff5 |, | Diff10 |, | Diff15 |, | Diff20 |, | Diff25 |  $\leq 0.2$  cm

B.8 Misura della corrispondenza fra campo luminoso e campo radiante all'isocentro.

**Fine:** Verificare che l'indicazione luminosa del campo corrisponda effettivamente al campo di radiazione.

**Metodo:** Impostare lo stativo ed il collimatore a  $0^\circ$ . Porre una pellicola fra le piastre dell'IBC II. Porre la piastra in bolla, in posizione orizzontale e ad altezza isocentrica. Erogare 25, 45, 65, 85 U.M. per le dimensioni di campo quadrate di 5cm x 5cm, 10cm x 10cm, 15cm x 15cm, 20cm x 20cm. Misurare sulla pellicola le distanze D1 e D2 fra coppie di reperi metallici opposti (campo luce). Tramite lo scanner misurare le rispettive dimensioni D3 e D4 tra i punti con densità ottica eguale al 50% del valore che si ottiene in una zona centrale del campo.

**Tolleranza:**  $|D1 - D3|$ ,  $|D2 - D4| \leq 0.2 \text{ cm}$

B.9 Misura dell'accuratezza degli indicatori meccanici dell'angolazione dello stativo, del collimatore e del lettino di trattamento.

**Fine:** Verificare che l'indicazione meccanica dell'angolazione dello stativo, del lettino di trattamento e del collimatore corrispondano al valore impostato.

**Metodo:** Impostare lo stativo nelle posizioni a  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$ ,  $315^\circ$  e calcolare le differenze angolari S0, S45, S90, S135, S180, S225, S270, S315 fra il valore impostato ed il valore indicato dalla scala circolare.

Impostare il collimatore nelle posizioni a  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$ ,  $315^\circ$  e calcolare le differenze angolari C0, C45, C90, C135, C180, C225, C270, C315 fra il valore impostato ed il valore indicato dalla scala circolare.

Impostare il lettino nelle posizioni a  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$ ,  $315^\circ$  e calcolare le differenze angolari L0, L45, L90, L135, L180, L225, L270, L315 fra il valore impostato ed il valore indicato dalla scala circolare.

**Tolleranza:**

$|S0|$ ,  $|S45|$ ,  $|S90|$ ,  $|S135|$ ,  $|S180|$ ,  $|S225|$ ,  $|S270|$ ,  $|S315|$ ,  
 $|C0|$ ,  $|C45|$ ,  $|C90|$ ,  $|C135|$ ,  $|C180|$ ,  $|C225|$ ,  $|C270|$ ,  $|C315|$ ,  
 $|L0|$ ,  $|L45|$ ,  $|L90|$ ,  $|L135|$ ,  $|L180|$ ,  $|L225|$ ,  $|L270|$ ,  $|L315| \leq 1$

#### 4. Controlli di Qualità di tipo D

D1. Verifica GIORNALIERA della stabilità della dose.

**Fine:** Verificare che l'output dell'acceleratore, in condizioni di riferimento, sia stabile entro lunghi intervalli di tempo.

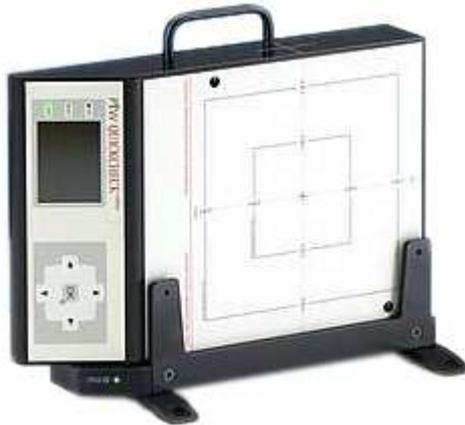
##### **Strumentazione:**

Dosimetro: QUICHCHECK

Il QUICKCHECK è un sistema di misura per controlli di qualità caratterizzato da elevata affidabilità ed estrema semplicità d'uso, dedicato espressamente allo svolgimento delle misure quotidiane di controllo della costanza del LINAC, **anche per acceleratori lineari FFF** grazie agli appositi compensatori opzionali.

Fornisce la possibilità di sottoporre a verifica i principali parametri di funzionamento del LINAC (simmetria, omogeneità, dose sull'asse centrale, rateo di dose, stabilità energetica, tempo d'irraggiamento / angolo del wedge) utilizzando 13 camere a ionizzazione ventilate integrate, ad elevata robustezza ed affidabilità, con correzione automatica per la densità dell'aria tramite sensori integrati per la misurazione della temperatura e della pressione.

Le funzionalità automatiche di autostart / autostop / spegnimento e l'alloggiamento combinato dei 13 rivelatori e di tutta l'elettronica, compreso il display, consentono all'utilizzatore di eseguire comodamente le misurazioni necessarie in modalità wireless, mentre la disponibilità di una pulsantiera di comando integrata consente di svolgere tutte le necessarie configurazioni e letture direttamente sul dispositivo.



Giornalmente il TSRM esegue il warm up della macchina e le verifiche giornaliere di dose e di simmetria ed omogeneità del campo radiante secondo le istruzioni fornitegli dal fisico specialista e mediante l'ausilio di strumentazione dedicata ed opportunamente tarata allo scopo dallo specialista stesso.

Durante il warm up il TSRM resta sempre all'esterno del bunker.

Infatti, al fine di eseguire i controlli giornalieri di routine il TSRM entra nel bunker solo per posizionare lo strumento utilizzato secondo le indicazioni fornitegli dal fisico. Quindi esce dal bunker, si reca alla consolle di comando dell'unità radiante, imposta i campi d'erogazione necessari per il CQ ed effettua l'erogazione per tutte le energie di utilizzo clinico di cui è provvisto il Linac.

## **5. GARANZIA DI QUALITÀ IN RADIOTERAPIA.**

Una prima proposta di linee guida italiane sul tema della garanzia di qualità in radioterapia fu presentata nel 1996 dal Gruppo di studio istituito presso l'Istituto Superiore di Sanità per affrontare queste tematiche (Rapporto ISTISAN 96/39). A fronte dei cambiamenti legislativi che si sono verificati nel Paese e delle esperienze maturate da parte dei vari Centri italiani di radioterapia, il Gruppo di studio ha ritenuto opportuno effettuare una rielaborazione di quel documento che viene presentata nel Rapporto ISTISAN 02/20. Questo documento intitolato “Garanzia di qualità in radioterapia. Linee guida in relazione agli aspetti clinici e tecnologici” del Gruppo di studio Istituto Superiore di Sanità “Assicurazione di Qualità in Radioterapia” rappresenta un punto di incontro tra il medico oncologo radioterapista, il fisico medico e il tecnico sanitario di radiologia medica operante in radioterapia.

Rispetto alla versione precedente, l'ultimo documento ridefinisce i ruoli, le responsabilità, le categorie di trattamento, modifica i rapporti numerici tra le diverse figure professionali anche in relazione al numero di pazienti per anno e prende, per la prima volta, in considerazione l'analisi dei costi. Tutte queste variazioni sono state introdotte nell'ottica del miglioramento continuo della qualità in radioterapia.

Il recepimento delle indicazioni riportate nel presente documento rappresenta un importante passo per la costituzione dei Centri di radioterapia dando indicazioni precise su quanto occorre e, quindi, verso il loro processo di accreditamento istituzionale per prestazioni di categoria A, B, C e D, secondo quanto previsto dalle normative vigenti.

La GQ in radioterapia si propone come obiettivo di garantire che il trattamento effettuato corrisponda agli scopi per

il quale è stato programmato per quanto riguarda la tecnica di esecuzione e la dose al tumore e ai tessuti normali circostanti.

La GQ deve considerare non solo la parte tecnica del trattamento (che comprende le attrezzature e le procedure impiegate), ma anche gli aspetti clinici, organizzativi e di aggiornamento.

La GQ deve consentire la rilevazione di errori, minimizzandone la occorrenza e attivare i relativi meccanismi di correzione.

La GQ deve introdurre nella mentalità degli operatori delle varie qualifiche la tendenza al miglioramento della qualità nello svolgimento dell'attività quotidiana.

## 6. OBIETTIVI DEL CENTRO DI RADIOTERAPIA

In coerenza con il documento dell'ESTRO (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology), è opportuno che ogni Centro definisca periodicamente i propri obiettivi in rapporto alla disponibilità di personale, di competenze, di attrezzature, di infrastrutture. È auspicabile che tali obiettivi siano inquadrati in un programma nazionale e in programmi regionali che assicurino un'equilibrata distribuzione delle risorse, in modo da rendere fruibili le varie modalità radioterapiche a tutti i cittadini su tutto il territorio nazionale in modo uniforme. La definizione degli obiettivi è considerata come un processo dinamico potendo variare in rapporto al variare delle dotazioni e dei programmi.

Nel definire i propri obiettivi ogni Centro dovrà specificare di minima:

- risorse disponibili (personale, attrezzature, infrastrutture);
- numero delle prestazioni erogabili (documentate sulla base dell'attività svolta nell'ultimo anno);
- categoria tecnica massima delle prestazioni che è in grado di fornire, in rapporto alle risorse disponibili, definita secondo criteri che devono essere successivamente indicati;
- eventuali specifiche competenze disponibili e i programmi di ricerca in corso.

Per quanto riguarda le caratteristiche tecniche delle prestazioni radioterapiche, il Gruppo di studio ha considerato applicabile alla realtà italiana la distinzione in 4 categorie definite come segue:

- Trattamenti di categoria A

Trattamenti a tecnica semplice rispondenti alle seguenti specifiche:

- campo collimato diretto o campi collimati contrapposti;
- campi non sagomati o sagomati con blocchi standard non personalizzati;
- simulazione radiologica/documentazione fotografica;
- valutazione della dose limitata a punti definiti sull'asse centrale;
- verifica con film portale per trattamenti con fotoni di alta energia;
- nessun sistema di immobilizzazione o sistemi di immobilizzazione non personalizzati.

- Trattamenti di categoria B

Trattamenti più complessi che richiedono:

- impiego di campi multipli, campi tangenziali, tecniche di movimento, grandi campi complessi con schermatura personalizzata;
- acquisizione dei dati anatomici del paziente tramite sezioni TC (o Risonanza Magnetica, RM);
- rappresentazione bidimensionale (2D) della distribuzione di dose su più sezioni corporee;
- nessun sistema di immobilizzazione, sistemi di immobilizzazione non personalizzati o personalizzati in relazione a particolari trattamenti radianti (ad esempio testa e collo, linfoma, medulloblastoma).

- Trattamenti di categoria C

Trattamenti che richiedono procedure di elevato livello tecnico quali:

- radioterapia conformazionale tridimensionale (3D Conformal RadioTherapy, 3DCRT), stereotassi con tecnica conformazionale;

- rappresentazione tridimensionale (3D) della distribuzione di dose;
- impiego di procedure evolute per la valutazione della distribuzione di dose con particolare riferimento agli istogrammi dose volume;
- sistemi personalizzati di immobilizzazione e di schermatura.

Si definisce come 3D-CRT una tecnica che permetta di rendere clinicamente praticabile un trattamento radiante per via esterna conformato alla reale estensione e sviluppo della massa neoplastica, con notevole risparmio delle strutture sane e degli organi a rischio contigui; le tecniche conformazionali sono basate pertanto sulla definizione volumetrica, tridimensionale, del tumore e dell'anatomia degli organi a rischio secondo quanto definito nei rapporti tecnici dell'International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) n. 50 e n. 62.

- Trattamenti di categoria D

Tecniche speciali quali brachiterapia, irradiazione corporea totale (Total Body Irradiation, TBI), radioterapia intraoperatoria (IntraOperative RadioTherapy, IORT), irradiazione cutanea totale con elettroni (Total Skin Electron Irradiation, TSEI), radiochirurgia (con acceleratore lineare o gamma knife) e radioterapia a modulazione di intensità (Intensity Modulated RadioTherapy, IMRT), tecniche che richiedono attrezzature dedicate, esperienza specifica, intervento multidisciplinare.

Nel programmare la distribuzione e le dotazioni dei Centri esistenti e futuri, sarà compito degli organismi regionali tenere conto della categoria tecnica delle prestazioni che possono essere fornite in modo da coprire adeguatamente

almeno i fabbisogni della popolazione residente, valutati sulla base dei dati epidemiologici. I Centri in grado di fornire prestazioni relative alle tecniche speciali dovrebbero essere programmati a livello nazionale, tenendo conto delle caratteristiche degli altri Centri e della facilità di accesso.

## 8. CONCLUSIONI

Il Tecnico di Radiologia che opera in una struttura di Radioterapia oncologica e che acquisisce il titolo di Dirigente poiché laureato in Scienze delle Professioni Sanitarie Tecniche Diagnostiche ha, in realtà, nel proprio bagaglio culturale una Laurea in Tecniche di Radiologia Medica, per Immagini e Radioterapia; il suo compito è pertanto quello di continuare a consolidare la propria esperienza nel campo e, allo stesso tempo, quello della gestione e del coordinamento degli altri Tecnici che prestano servizio nella struttura stessa. Infatti, se è vero che il numero dei tecnici è commisurato alle apparecchiature ed al bacino di utenza ed essi si avvicendano negli interventi e nei turni di lavoro, il Coordinatore sarà una figura unica alla quale spettano mansioni superiori e di maggiore responsabilità.

In particolare, nel caso siano presenti apparecchiature LINAC come discusso nel presente lavoro di tesi, il ruolo del Coordinatore sarà, in poche parole, quello di contribuire a finalizzare il lavoro degli operatori interni delle varie qualifiche, sanitaria, tecnica, amministrativa, ad interagire con le aziende fornitrici e i tecnici addetti alle manutenzioni, ad aggiornare tutto il personale, a monitorare processi e procedure al fine di ottenere la minimizzazione del rischio, la maggiore efficienza possibile nelle prestazioni e il miglioramento della qualità.

## 9. Bibliografia

1. F.M.Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, Williams & Wilkins, 1994.
2. ICRU, *Prescribing, recording and Reporting Photon Beam Therapy*, Report n.50, Washington, DC, international commissioning on Radiation Units and Measurements, 1993.
3. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, *Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest*, *Int. J.Radiat.Onc. Biol. Phys.* 51 (4), 2001, pag. 880-914.
4. Varadharajan E, Ramasubramanian V. *Commissioning and Acceptance Testing of the existing linear accelerator upgraded to volumetric modulated arc therapy*. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2013 Aug 6;18 (5), pag. 286-97.
5. Karzmark CJ, Nunan CS, Tanabe E. *Medical Electron Accelerators*. New York:McGraw-Hill;1993.
6. Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*. 3rd ed. Springfield, 1969.
7. E.B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students*. IAEA Ed., 2005.
8. D.Lgs. 187/2000 “Attuazione della Direttiva 97/43/EURATOM in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse alle esposizioni mediche”, 2000
9. Rapporto ISTISAN 99/6 “Controlli di Qualità essenziali in radioterapia con fasci esterni”, 1999

10. Rapporto ISTISAN 04/34 “Indicazioni per L’ Assicurazione di Qualità nella Radioterapia conformazionale”, 2004
11. Protocollo dei controlli di qualità per prove di stato e periodiche sull’acceleratore lineare per radioterapia- A.O.U Policlinico G. Martino, Messina .
12. Report of American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG 142 “Quality Assurance of Medical Accelerators”, September 2009
13. B.D.Lynch, J.Kozelka, M.K.Ranade et al., *Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC film.* Med. Phys. 33 (12), 2006.
14. A.Micke, D.Lewis and X.Yu. *Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction.* Med.Phys.38(5), 2011.
15. Report AIFM n.4 (2007).