

Scuola di Scienze
Corso di Laurea Magistrale in Fisica

Valutazione della qualità delle immagini e
della dose in *Multi-slice Computed
Tomography* per l'ottimizzazione dei protocolli
clinici che impiegano sistemi di modulazione
automatica

Relatore:

Dott. Maria Pia Morigi

Presentata da:

Luca Orsini

Correlatore:

Dott. Luisa Pierotti

Sessione III

Anno Accademico 2012/2013

Abstract

In questo studio ci siamo proposti di investigare i sistemi di modulazione automatica della dose sui sistemi TC Multislice (*Automatic Exposure Control – AEC*) da tre diversi produttori, aventi differenti indicatori di qualità delle immagini.

Il presente lavoro è stato svolto presso il Servizio di Fisica Sanitaria dell’Azienda Ospedaliera Universitaria - Policlinico Sant’Orsola-Malpighi di Bologna e consiste in un’analisi quantitativa della dose impiegata durante esami di *Tomografia Computerizzata Multi-Slice* (TCMS) e delle rispettive immagini radiologiche.

Le immagini sono state acquisite con : GE *LightSpeed VCT 64* e GE *LightSpeed 16* (AEC AutomA 3D longitudinale e angolare), Siemens *Sensation 16* (AEC CARE Dose 4D combinato), Philips *Brilliance 16* e *iCT 64* (separati in AEC ZDOM longitudinale e AEC DDOM angolare).

Le acquisizioni TCMS sono state effettuate a differenti kV e mA di riferimento, al fine di investigarne gli effetti sulla modulazione, impiegando algoritmi di ricostruzione standard presenti su ogni macchina.

Due fantocci antropomorfi simulanti la zona del torace e dell’addome sono stati utilizzati per simulare un paziente standard posizionato come in un esame clinico di routine ; a questo proposito, sono stati impiegati protocolli elicoidali standard con e senza modulazione. Sono inoltre stati testati differenti valori di indice di qualità delle immagini.

Il profilo dei mA lungo la lunghezza è stato ottenuto utilizzando ImageJ, un programma open source comunemente utilizzato per l’elaborazione di immagini; i mAs sono stati normalizzati ad un fattore che tiene conto delle differenti geometrie e delle filtrazioni dei diversi scanner tomografici analizzati nell’esperienza.

Il rumore è stato valutato tramite la scelta di determinate ROI (*Region Of Interest*) localizzate in aree il più possibili uniformi disponibili lungo i fantocci.

Abbiamo registrato che una variazione del Noise Index o dei mAs di riferimento a seconda della tipologia di macchina analizzata risulta in uno shift dei profili di dose; lo stesso si è verificato quando sono stati cambiato kV o mA nella scout di acquisizione.

Sistemi AEC longitudinali e combinati hanno mostrato profili di mAs normalizzati simili tra loro, con valori elevati evidenziati nella zona delle spalle e zona pelvi; sono state osservate differenze del 30-40% tra i differenti scanner tomografici. Solo in un caso di macchina analizzata si è verificato un comportamento opposto rispetto alle altre due tipologie di macchina in esame.

A dispetto della differente natura dei sistemi AEC, i risultati ottenuti dai protocolli combinati e longitudinali sono simili tra loro.

Il rumore presente nelle immagini è aumentato ad un livello accettabile e la sua uniformità lungo la direzione di scan è migliorata.

Contenuti

SOMMARIO	4
1. INTRODUZIONE ALLO STUDIO	5
1.1 RAGGI X: BREVI CENNI TEORICI.....	5
1.1.1 <i>Coefficiente di attenuazione lineare</i>	7
1.2 COMPUTED TOMOGRAPHY E DOSE IN TC	9
1.3 TC SPIRALE.....	11
1.4 TC MULTISTRATO	12
1.4.1 <i>Sistemi di rivelazione</i>	14
1.4.2 <i>Metodi di ricostruzione lungo z</i>	17
1.4.3 <i>Dose alla popolazione</i>	17
2. PARAMETRI DI QUALITÀ E VALUTAZIONE DELLA DOSE IN TC	21
2.1 PARAMETRI DI QUALITÀ DELL'IMMAGINE.....	21
2.1.1 <i>Rumore</i>	21
2.1.2 <i>Risoluzione spaziale</i>	24
2.1.3 <i>Numeri TC</i>	26
2.2 VALUTAZIONE DELL'ESPOSIZIONE.....	27
2.2.1 <i>Dose in TC</i>	27
2.2.2 <i>Indici di dose in TC</i>	28
2.2.3 <i>Parametri legati alle dimensioni</i>	32
2.2.4 <i>Radioprotezione</i>	33
2.3 MODULAZIONE E METODI DI RIDUZIONE DELLA DOSE.....	35
2.3.1 <i>Modulazione lungo l'asse z</i>	37
2.3.2 <i>Modulazione angolare</i>	37
3. OBIETTIVO DELLO STUDIO	39
4. MATERIALI E METODI.....	40
4.1 FANTOCCI.....	40
4.2 ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI.....	42
4.3 DOSE AGLI ORGANI.....	45
4.4 PROTOCOLLI DI DOSE.....	47
4.4.1 <i>Torace</i>	47
4.4.2 <i>Addome</i>	48

5. RISULTATI E DISCUSSIONE	50
5.1 VALUTAZIONE DELLA MODULAZIONE DI DOSE PER 16/64 STRATI	50
5.2 NOISE PROFILE.....	54
5.3 OTTIMIZZAZIONE DELLA DOSE: PARAMETRI DI OTTIMIZZAZIONE DELLA SCOUT	59
5.3.1 <i>mA della scout</i>	59
5.3.2 <i>kV della scout</i>	60
5.3.3 <i>Posizionamento del paziente</i>	62
5.4 COMPARAZIONE TRA VECCHI E NUOVI PROTOCOLLI	65
6. CONCLUSIONI.....	66
APPENDICI	67
BIBLIOGRAFIA	78
APPENDICI	80

Sommario

La *Tomografia Computerizzata Multi-Slice* (TCMS) è una metodica di imaging diagnostico che ha avuto notevoli sviluppi negli ultimi anni e che ha potenziato il campo di applicazione in alternativa alla radiologia tradizionale.

Di contro la TC è una metodica che comporta una alta esposizione ai pazienti che si sottopongono all'esame, come indicato anche dalla normativa vigente, rientra tra le pratiche ad "alta dose".

La sensibilizzazione sul tema della ottimizzazione delle esposizioni mediche ha portato tutte le ditte ad implementare delle metodiche di modulazione della dose che vengono fornite di corredo ai software di acquisizione dei sistemi TC.

Scopo del presente lavoro è valutare l'efficacia di questi sistemi nella routine clinica ed in particolare verificare la corretta applicazione dei parametri di definizione della qualità immagine che ne condizionano il funzionamento.

Questa attività ha avuto un impatto importante sulla corretta definizione e sviluppo dei protocolli clinici utilizzati nella routine e ha consentito di migliorare e ridurre la dose erogata nella pratica clinica.

I test sono stati eseguiti con due fantocci antropomorfi per simulare le modalità cliniche

Nel capitolo 1 viene presentata un'introduzione teorica e dei sistemi di Tomografia Computerizzata, sia spirale che multistrato.

Nel capitolo 2 si è data definizione dei parametri di qualità che riguardano la tomografia computerizzata.

Nel capitolo 3 vengono illustrati gli obiettivi del lavoro e le tecniche utilizzate nell'ambito di questa dissertazione.

Nel capitolo 4 ci si riferisce alla parte di materiali e metodi utilizzati nel corso di questa esperienza al fine di ottenere i dati previsti da questa analisi.

Nel capitolo 5 compare la parte dei risultati, in cui abbiamo espresso i risultati ottenuti nel corso di molteplici studi compiuti durante l'esperienza e le considerazioni che ne abbiamo tratto.

Nel capitolo 6 sono presentate le conclusioni a questo lavoro di tesi ed i possibili futuri sviluppi inerenti al problema analizzato.

1. Introduzione allo studio

1.1 Raggi X: brevi cenni teorici

Raggi X e raggi γ sono una forma di radiazione elettromagnetica con energia sufficiente tale che, interagendo con gli atomi, hanno il potenziale per liberare elettroni dagli atomi. [1]

La Tomografia Computerizzata utilizza radiazione ionizzante nella forma di *fotoni a raggi X* per ottenere immagini di sezioni (*slice*) di un oggetto. La Tomografia permette di ottenere una mappa puntuale del coefficiente di attenuazione in una sezione trasversale dell'oggetto.

Quando un fascio di raggi X attraversa la materia, le particelle cariche ad alta energia sono prodotte lungo il percorso dall'interazione dei fotoni con gli atomi del materiale attraversato. Queste particelle producono ionizzazione secondaria lungo il loro percorso, depositando energia nella materia [2].

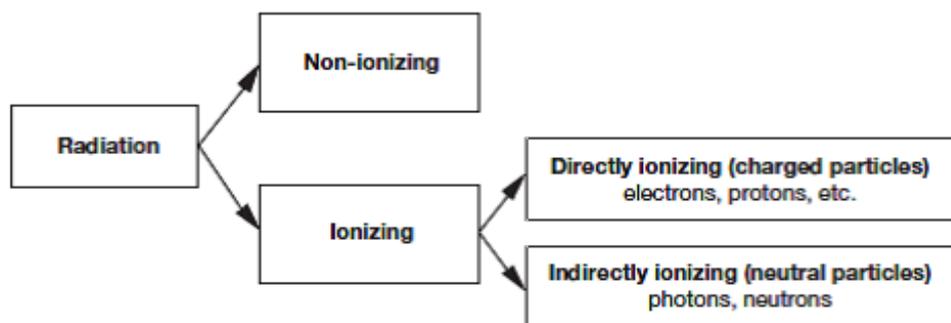


Figura 1 – Classificazione della radiazione; la tomografia utilizza radiazioni ionizzanti.

I raggi X sono il risultato dell'interazione, in un tubo nel quale è stato realizzato un alto vuoto, tra materia ed elettroni accelerati da opportune differenze di potenziale.

Un tubo per la produzione di raggi X è costituito da un involucro di vetro sigillato con all'interno il vuoto; in assenza di vuoto, gli elettroni energetici colliderebbero con le molecole di aria anziché con l'anodo del tubo, causando ionizzazione dell'aria e una pronunciata diminuzione nell'efficienza di produzione dei raggi X del tubo.

L'anodo del tubo è un polo carico positivamente di un circuito ad alto voltaggio all'interno del tubo, ed è allo stesso tempo il *target* degli elettroni bombardanti. Per applicazioni generali di imaging a raggi X, esclusa la mammografia, l'anodo è costituito da un disco prevalentemente costituito di tungsteno.

Il catodo è il polo a voltaggio negativo del circuito ed è anche la sorgente di elettroni che bombardano il target anodico.

All'interno del catodo ci sono generalmente due differenti filamenti di tungsteno; solamente uno dei due filamenti è utilizzato alla volta. Durante l'esposizione dei raggi X, il filamento viene riscaldato dal passaggio della *corrente di filamento* all'interno di esso. Il filamento si riscalda e gli elettroni sono emessi dal filamento attraverso un processo chiamato *emissione termionica*.

L'elevato voltaggio presente tra anodo e catodo causa l'accelerazione degli elettroni attorno al target di tungsteno. L'unità di misura dell'energia è il *Joule*, ma nella pratica a raggi X è più comune l'uso di *elettronVolt [eV]*; un *eV* è un'unità di energia uguale all'energia cinetica di un elettrone accelerato da un potenziale applicato di un Volt.

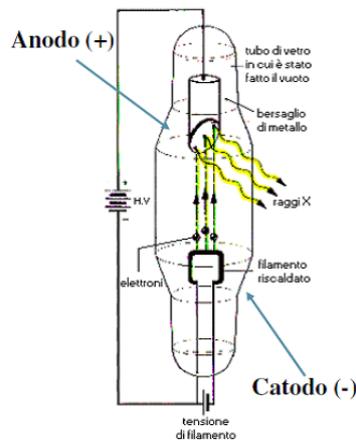


Figura 2 – Schema di un comune tubo utilizzato per la produzione di raggi X.

Lo spettro risultante di un tubo a raggi X è formato dalla sovrapposizione di uno spettro continuo (*bremstrahlung*) e di uno spettro a righe (raggi X caratteristici).

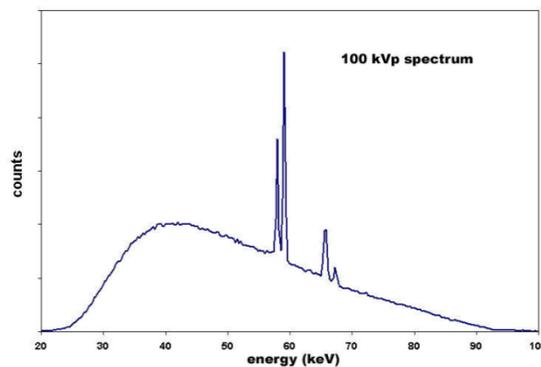


Figura 3 – Spettro risultante di un tubo a raggi X: si nota la componente continua (*bremstrahlung*) e i picchi delle righe (appartenenti alla radiazione caratteristica).

1.1.1 Coefficiente di attenuazione lineare

L'attenuazione è la rimozione di fotoni X dal fascio di raggi X per fenomeni di assorbimento o scattering. Se un fascio di N fotoni X è incidente sopra una sottile fetta di materiale di spessore dx con una probabilità di interazione μ , la riduzione di fotoni dal fascio è data da dN , dove:

$$dN = -\mu N dx$$

Da questa formula, attraverso un ri-arrangiamento e un'integrazione, il risultato è espresso dalla *legge di Lambert-Beer*:

$$N = N_0 e^{-\mu t}$$

L'unità di spessore (t) è tipicamente in $[cm]$, pertanto l'unità di misura di μ deve essere $[cm^{-1}]$ ed è chiamato *coefficiente di attenuazione lineare*.

Il valore di μ rappresenta la probabilità per spessore di centimetro del materiale così che un fotone X sarà attenuato.

Il coefficiente di attenuazione lineare è la probabilità di interazione totale di tutti i meccanismi di interazione, ed è la somma di tutte le probabilità di interazione di tutti i tipi di interazione:

$$\mu = \tau + \sigma_r + \sigma + \pi + \gamma$$

Dove τ è il coefficiente di attenuazione per l'effetto fotoelettrico, σ_r è il coefficiente di attenuazione dello *scattering Rayleigh*, σ è il coefficiente di attenuazione dell'*effetto Compton*, π è il coefficiente di attenuazione della *produzione di coppie* e γ è il coefficiente di attenuazione della *produzione di tripletto*.

La legge di Lambert esprime un concetto tanto intuitivo quanto fondamentale per l'interazione dei fotoni in un mezzo materiale: uguali percorsi nel medesimo mezzo assorbente attenuano uguali frazioni della radiazione.

Si supponga di avere in x un fascio di fotoni che non ha subito interazioni di intensità $I(x)$ [*fotoni/(cm²·s)*], in $x+\Delta x$ tale intensità è pari a $I(x+\Delta x)$. Tale fascio investe una superficie unitaria. Allora, il numero di fotoni che hanno interagito in Δx (la differenza tra quelli che entrano e quelli che escono) deve essere proporzionale sia al numero di fotoni entranti e sia alla lunghezza del percorso attraversato.

Il coefficiente di attenuazione lineare dipende da:

- Il numero atomico del materiale
- La densità del materiale
- L'energia del fascio di raggi X

L'importanza dello spettro energetico dei raggi X impiegati è molto importante in radiologia e la scelta dell'energia più appropriata deriva dal compromesso tra esigenze contrapposte:

- Ridurre la dose rilasciata ai pazienti
- Ottenere sufficiente contrasto nell'immagine ricostruita
- Ottenere un buon rapporto segnale rumore (*Signal to Noise Ratio - SNR*)

La scelta dell'energia più appropriata risiede nel range tra 10^1 e 10^2 keV, poiché al di sotto di tale range il coefficiente di attenuazione è alto (e ciò comporta minor penetrazione ed al tempo stesso maggior dose rilasciata al paziente) ed al di sopra i coefficienti di attenuazione per diversi tessuti tendono ad essere simili (e ciò riduce il contrasto nell'immagine ricostruita).

L'imaging TC ricostruisce sezioni dei distretti anatomici in esame rappresentate in matrici digitali normalmente di dimensione 512x512.

La grandezza fisica da associare ad ogni pixel è legata al coefficiente di attenuazione mediato sulle dimensioni del pixel e sullo spettro energetico del fascio del coefficiente. Per svincolarsi dalla dipendenza energetica dal fascio in pratica si usa il numero *Hounsfield*, che è adimensionale e cade in un range predefinito.

Di questo parametro parleremo più diffusamente e in maniera più specifica nell'apposita sezione del Capitolo 2.

1.2 Computed Tomography e Dose in TC

Tomografia Computerizzata (TC) è il termine generalmente utilizzato per caratterizzare la tecnica di imaging nella quale misure di trasmissione di un fascio di raggi X, realizzati a diversi angoli o proiezioni attorno a un dato oggetto, può essere utilizzata con un appropriato programma o algoritmo per elaborare particolari sezioni (*slices*) di interesse all'interno dell'oggetto in esame.

Il termine tomografia si riferisce alla possibilità di ottenere immagini di sezioni trasversali di un oggetto da dati di trasmissione irraggiando l'oggetto da molte direzioni diverse.

La Tomografia Computerizzata è una tecnica che utilizza la trasmissione di un fascio di fotoni X generati all'esterno del paziente, e permette di ottenere una mappa puntuale del coefficiente di attenuazione lineare in una sezione trasversale dell'oggetto.

La TC si basa sulla determinazione della distribuzione del coefficiente di attenuazione μ_1 nella zona analizzata e fornisce un'informazione di tipo anatomico.

È possibile sintetizzare la composizione dei sistemi TC in cinque parti principali, quali la struttura di scansione (detta anche *Gantry*), il sistema informatico, il generatore, il tubo radiogeno e il sistema di rivelazione (*detettori*).

Il termine *Gantry* identifica la struttura meccanica all'interno della quale viene inserito ed agganciato il tubo radiogeno, i collimatori e il sistema di rivelazione, assieme alle parti meccaniche ed elettroniche che ne comportano la rotazione.

L'intera struttura ha un'apertura centrale all'interno della quale si muove il tavolo radiologico su cui il paziente viene posizionato. Il sistema del tavolo radiologico è dotato di movimenti verticali e longitudinali, al fine di consentire il preciso posizionamento del distretto anatomico da scansionare.

Il sistema informatico è costituito da un elaboratore con funzioni di comando e controllo sul sistema, il quale si occupa delle funzioni di acquisizione, ricostruzione, elaborazione e visualizzazione delle immagini. Il computer integrato alla workstation è dotato di uno o più monitor sui quali vengono visualizzati le immagini e tutti i parametri necessari alla corretta esecuzione dell'esame.

Tubo radiogeno e generatore rappresentano le componenti più critiche per un buon funzionamento del sistema, in quanto è necessario avere un corretto equilibrio tra potenza erogata e capacità termica.

La capacità termica tiene conto di due grandezze che indicano, rispettivamente, la quantità di calore accumulabile e la velocità di raffreddamento da parte del tubo radiogeno; l'impiego di tecniche avanzate con un'erogazione continua per decine di secondi rende indispensabile un'attenta valutazione di queste caratteristiche per valutare le performance del sistema.

L'ampiezza del fascio di raggi X nella direzione di scansione è variabile e può essere modificata dall'operatore radiologico che, a seconda delle finalità diagnostiche, può variarne la collimazione.

Le caratteristiche del sistema di rivelazione hanno un ruolo fondamentale sull'informazione acquisita e, di conseguenza, sull'immagine prodotta.

I *detettori* hanno la funzione di quantificare la radiazione X che ha attraversato il corpo in esame, misurando l'energia ceduta per unità di volume e convertendola in un segnale elettrico.

Le principali caratteristiche di un sistema di rivelazione sono rappresentate da un'alta efficienza di assorbimento dei fotoni incidenti e conversione del segnale elettrico, linearità di risposta, bassa rumorosità e tempi di lettura bassi.

Sui moderni sistemi TC a multistrato, sono attualmente costituiti da rivelatori a stato solido (*Solid State Detector – SSD*) che hanno rimpiazzato completamente le camere a ionizzazione utilizzati sui sistemi assiali.

Fondamentalmente, l'imaging tomografico ha a che fare con la ricostruzione di un'immagine a partire dalle sue *proiezioni*. In senso stretto, una *proiezione* ad un dato angolo è l'integrale dell'immagine nella direzione specificata da quell'angolo.



Figura 4 – Esempi delle odierne apparecchiature per Tomografia Computerizzata.

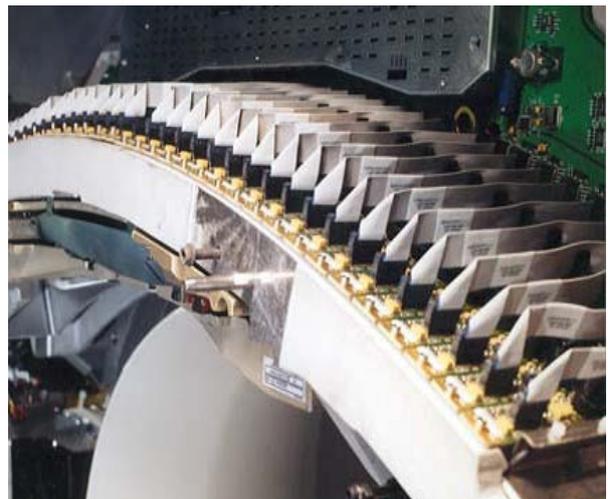


Figura 5 – Componenti dei moderni scanner medici CT: Gantry (a sinistra) e set dei detector (a destra).

1.3 TC Spirale

A partire dagli anni 90 la tecnologia consente di introdurre un nuovo metodo di acquisizione e ricostruzione delle immagini che viene indicato con il termine *spirale* o *elicoidale*.

Nei sistemi TC spirale si compie una scansione continua nello spazio e nel tempo: il lettino avanza con continuità, mentre il sistema tubo-rivelatori ruota.

Nella TC spirale la sorgente di raggi X e il sistema di rivelatori *ad arco* ruotano, mentre il paziente è traslato lungo l'asse z. Rispetto al paziente, la sorgente di raggi X si muove lungo una spirale, comportando un notevole miglioramento della risoluzione lungo l'asse z rispetto alla tipologia assiale. [8]

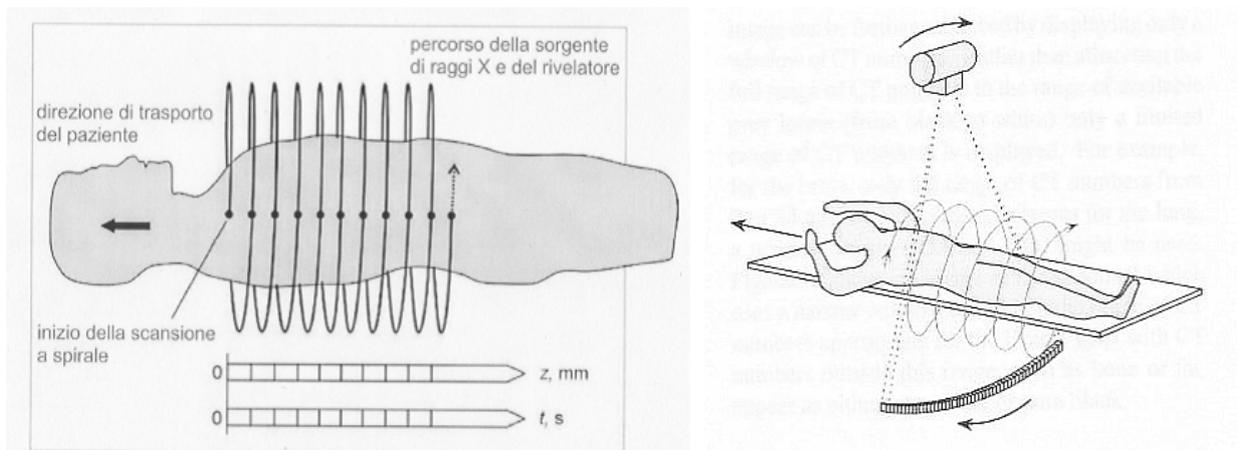


Figura 6 – Principio di funzionamento della configurazione TC Spirale: sistema tubo-rivelatori/lettino.

Si definisce *pitch* dosimetrico o $pitch_x$ (p_x) il rapporto tra l'avanzamento del lettino (t) per una rotazione di 360° e la collimazione totale dello strato x ($x = N \times T$, dove N è il numero di strati e T lo spessore nominale dello strato):

$$p_x = \frac{t}{x}$$

Tale definizione è valida sia per tomografi a singolo strato ($N=1$) che per i TCMS.

1.4 TC Multistrato

I *tomografi computerizzati multistrato* (TCMS) rappresentano un'evoluzione dei tomografi computerizzati spirale introdotti alla fine degli anni 90.

Si basano sull'acquisizione simultanea di più strati del paziente; i TCMS possono essere utilizzati sia in modalità assiale che spirale, ed è in questa seconda modalità che trovano un impiego più innovativo.

I vantaggi che i sistemi TCMS offrono rispetto ai sistemi a singolo strato sono la possibilità di eseguire la stessa acquisizione in tempi più brevi o, analogamente, di effettuare scansioni di volumi maggiori nello stesso intervallo di tempo, di ridurre gli artefatti legati al movimento del paziente, di acquisire strati sottili, migliorando la risoluzione spaziale lungo l'asse z; ciò determina un netto miglioramento della qualità delle immagini ricostruite, quali le ricostruzioni volumetriche e multiplanari.

Negli apparecchi TCMS il fascio di raggi X è utilizzato sia nel piano X che nel piano Z (assumendo forma conica) ed il sistema di rivelazione è stato sostituito passando da un singolo arco a una matrice di rivelatori simmetrici rispetto alla direzione z di avanzamento.

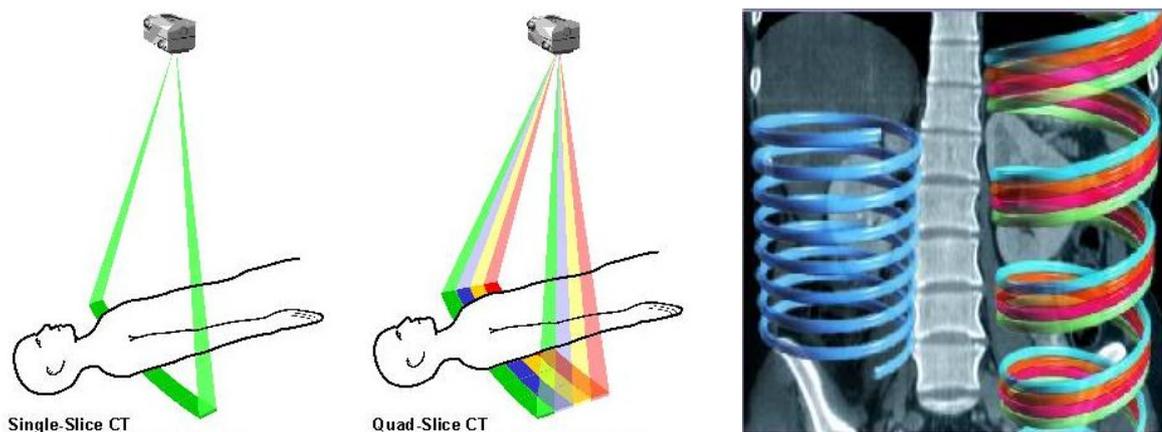


Figura 7 – Principio di funzionamento dei sistemi TCMS.

Nella TC multistrato si utilizzano detector con N rivelatori (sono stati presi in considerazione sistemi con $N=16$ e $N=64$) e la sorgente di raggi X è collimata in geometri con il fascio conico.

Gli scanner con una sola riga di rivelatori (ormai obsoleti) sono detti *single-slice* e permettono l'acquisizione di un solo strato per rotazione; gli scanner con più di una riga sono detti *multi-slice* e consentono l'acquisizione simultanea di più strati, con conseguente riduzione del tempo di scansione. Viene adottato il metodo di scansione continua roto-traslazionale (elicoidale).

La matrice multi-detettore consiste in un insieme di elementi sensibili disposti su file parallele che consentono, combinando in modo opportuno i segnali misurati, di ricostruire fino a n strati in una singola rotazione.

Quello che differenzia e caratterizza ogni tipologia di matrice è la dimensione e il numero degli strati ricostruibili in una singola rotazione.

Di primaria importanza, nei sistemi TCMS, è la versatilità nella ricostruzione delle immagini, ovvero la possibilità di ricostruire spessori di strato diversi da quelli acquisiti: ad esempio, facendo un'acquisizione assiale 16 x 1.5 mm (dove 16 indica il numero di canali di rivelazione e 1.5 mm le dimensioni del rivelatore), combinando i dati provenienti da più rivelatori, si possono ricostruire strati da 1.5, 3, 4.5 e 6 mm etc. Tale versatilità è ancora maggiore in modalità spirale, dove lo spessore dello strato ricostruito, la posizione e l'intervallo di ricostruzione possono essere scelti retrospettivamente in modo libero, senza ovviamente andare al di sotto della dimensione minima del canale di rivelazione utilizzato.

Il rapido diffondersi di tali sistemi rende necessario l'approfondimento dei metodi di acquisizione e delle prestazioni, sia in termini di qualità dell'immagine che in termini di dose.

In questo sottocapitolo, cercheremo di fornire una descrizione dettagliata dei parametri fisici e dosimetrici più significativi per un sistema TC di concezione attuale (multistrato o meno) da utilizzarsi durante le prove di accettazione o costanza.

1.4.1 Sistemi di rivelazione

Per poter acquisire simultaneamente più strati del paziente sono necessari una matrice bidimensionale di rivelatori e un sistema di canali di rivelazione che preleva il segnale da uno o più rivelatori uniti elettronicamente.

Il fascio di raggi X è collimato vicino alla sorgente di radiazione nella maniera tradizionale e la definizione dell'ampiezza dello strato avviene attraverso una combinazione elettronica dei segnali; il numero massimo di strati acquisibili contemporaneamente è determinato dal numero di canali di rivelazione utilizzati e dalla collimazione.

Diverse sono state le soluzioni sviluppate dalle case produttrici di tomografi nella costruzione di matrici di rivelatori per TCMS, che possono essere classificati in tre gruppi:

- Rivelatori a matrice fissa (*Matrix Array Detector*): tutti gli elementi della matrice hanno le stesse dimensioni;
- Rivelatori a matrice adattiva (*Matrix Adaptive Detector*): gli elementi della matrice lontani dal centro hanno dimensioni maggiori;
- Rivelatori di tipo ibrido: tutti gli elementi della matrice hanno le stesse dimensioni, ad eccezione di un certo numero di elementi centrali che sono più sottili.

Il tipo di matrice influenza la minima ampiezza dello strato che può essere ricostruito, il numero di strati di ampiezza minima, il *range* di spessori disponibili, la massima lunghezza che può essere campionata in una sola rotazione e l'efficienza geometrica: le matrici di tipo adattivo, ad esempio, hanno il vantaggio di minimizzare gli spazi morti tra i rivelatori, in quanto gli elementi di dimensioni maggiori non contengono "setti" e non causano quindi una diminuzione dell'efficienza.

Nelle pagine successive sono presenti le tabelle riassuntive dei parametri relativi alle macchine analizzate.

Tabella 1 – TCMS a 16 strati analizzati nel corso dell'esperienza.

	GE <i>Lightspeed¹⁶</i>	Siemens <i>Sensation 16</i>	Philips <i>Brilliance CT 16</i>
Gantry			
Generazione	III	III	III
Apertura (cm)	70	70	70
FOV massimo (cm)	50	50	50
Spessore dello strato nominale per scansioni assiali (mm)	0.625, 1.25, 2.5, 3.75, 5, 7.5, 10	0.6, 0.75, 1, 1.5, 2, 3, 4.5, 5, 6, 9, 10	0.75, 1.5, 3, 6, 12
Sistema di rivelazione			
Tipo di rivelatori	Stato solido	Stato solido	Stato solido
Distanza fuoco-rivelatori (mm)	940	1015	1015
Numero di rivelatori per fila	888	672	672
Numero di elementi lungo l'asse z	24	24	24
Lunghezza effettiva di ogni elemento all'isocentro (mm)	16x0.625 , 8x1.25	1.6x0.75 , 8x1.5	16x0.75 , 8x1.5
Lunghezza effettiva totale dell'array di rivelatori all'isocentro (mm)	20	24	24

Tabella 2 – TCMS a 64 strati analizzati nel corso dell'esperienza.

	GE <i>VCT⁶⁴</i>	Siemens	Philips <i>iCT 64</i>
Gantry		N.D. ¹	
Generazione	III	N.D.	III
Apertura (cm)	70	N.D.	70
FOV massimo (cm)	50	N.D.	50
Spessore dello strato nominale per scansioni assiali (mm)	0.625, 1.25, 2.5, 5	N.D.	0.625, 1.25, 2.5, 3.75, 5, 7.5, 10
Sistema di rivelazione		N.D.	
Tipo di rivelatori	Stato solido	N.D.	Stato solido
Distanza fuoco-rivelatori (mm)	940	1015	105
Numero di rivelatori per fila	912(888 attivi, 24 ref)	N.D.	672
Numero di elementi lungo l'asse z	64	N.D.	24
Lunghezza effettiva di ogni elemento all'isocentro (mm)	64x0.625	N.D.	64x0.625
Lunghezza effettiva totale dell'array di rivelatori all'isocentro (mm)	40	N.D.	40

¹ N.D. : Non in Dotazione.

1.4.2 Metodi di ricostruzione lungo z

Al fine di analizzare i metodi di ricostruzione lungo l'asse z nei TCMS, facciamo riferimento ai principi di base delle tecniche di ricostruzione dei tomografi computerizzati a spirale osservati nel capitolo precedente.

Per i TCMS si può avere anche un'altra definizione di *pitch* (p_d) che non considera la collimazione totale ma l'ampiezza del singolo rivelatore d :

$$p_d = \frac{t}{d}$$

Il $pitch_d$ si ottiene quindi moltiplicando il $pitch_x$ per il numero di strati.

Solitamente si utilizzano valori di *pitch* inferiori a 2. Il valore di p_x è generalmente maggiore o uguale a 1 per riuscire a coprire un determinato volume assiale; per i tomografi a singolo strato il *pitch* non deve superare il valore per escludere il "gap" nel campionamento lungo l'asse z .

La ricostruzione delle immagini nella TC spirale è simile a quella che si ha nei sistemi assiali: si utilizzano gli stessi algoritmi e kernel di convoluzione.

Tuttavia nei sistemi spirale è richiesto un altro passaggio, la cosiddetta *interpolazione z*, il cui scopo è quello di generare un set di dati planari per una posizione arbitraria dell'immagine z_R : infatti, nelle acquisizioni spirale solo una proiezione è acquisita esattamente nel piano delle immagini, le altre sono ottenute interpolando i dati spirale. Una volta ottenuto il set di proiezioni assiali, la ricostruzione planare avviene secondo le usuali procedure, solitamente basate sulla convoluzione delle proiezioni e delle tecniche di *back-projection*.

1.4.3 Dose alla popolazione

La tecnica di Tomografia Computerizzata è considerata una procedura ad "alta dose" e sia gli sviluppi tecnologici che i conseguenti cambiamenti pratici hanno consolidato questa definizione. Inoltre, anche da l punto di vista normativo, essa rientra nelle cosiddette "pratiche speciali" dell'art. 9 del Decreto Legislativo 187/00.

In termini di dose efficace una TC del torace equivale a 400 radiografie, mentre ne servono ben 500 per ottenere una dose equivalente ad una sola TC dell'addome.

Per questo motivo è semplice intuire come la TC rappresenti la più alta percentuale, escludendo la radiazione di *background* (o del fondo, comune a tutta la popolazione) di radiazioni ionizzanti.

Come è possibile notare dalla fig. 1, che indica un report NCRP (*National Committee for Radiation Protection*) del 2006, dagli inizi del 1980 ai giorni attuali si è avuto un costante sviluppo dell'esposizione totale da radiazioni ionizzanti legate al comparto medico per la popolazione degli Stati Uniti [4].

La crescita e lo sviluppo di strumentazioni e metodologie mediche che sfruttano radiazioni ionizzanti per esami e trattamenti radioterapici ha provocato un elevato innalzamento della dose effettiva collettiva e della dose effettiva per individuo.

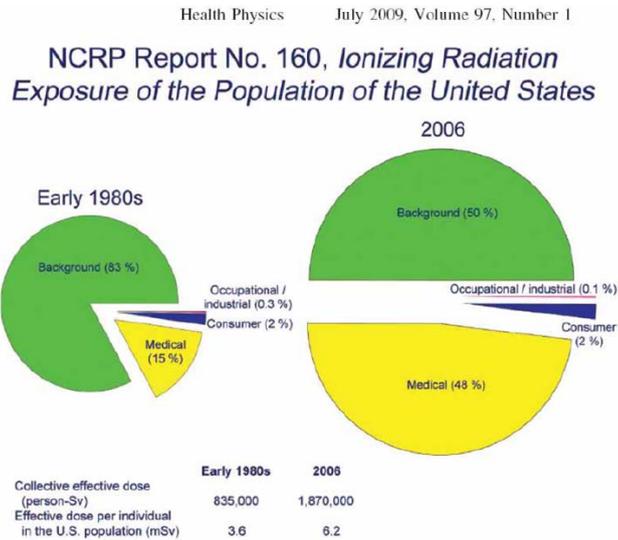


Figura 8 – Dose collettiva secondo il report N° 160 del National Council on Radiation Protection (NCRP) basato sull’esame della popolazione degli Stati Uniti

Nell’ambito di questo rilevante aumento di dose radioattiva alla popolazione, l’NCRP ha provveduto anche a stimare i contributi, in termini percentuali, dei diversi settori medici sfruttanti radiazioni ionizzanti e delle radiazioni provenienti dal fondo spaziale e terrestre (indicati in fig. 9).

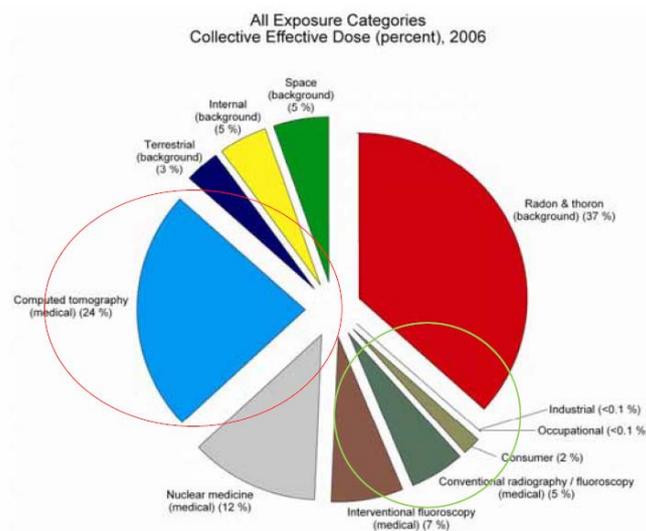


Figura 9 – Percentuali di esposizione delle diverse categorie, Dose effettiva assorbita

Dal sopraccitato report è emerso che circa il 24% della dose effettiva raccolta è conseguenza del settore di Tomografia Computerizzata, risultato preventivabile considerando l'enorme diffusione di apparecchiature per la TC e l'enorme mole di esami TC nell'arco annuale.

Questi dati sottolineano l'importanza degli studi sulla qualità della dose nell'ambito degli esami legati alle tecniche di Tomografia Computerizzata, delineata anche dal progressivo aumento di articoli di ricerca sull'ambito qualitativo della dose utilizzati in sede di esami medici.

La sempre crescente sensibilità dell'opinione pubblica sulle conseguenze e sull'incidenza delle radiazioni ionizzanti (legata anche al progressivo aumento di malattie e patologie possibilmente legate a vari fattori tra cui le radiazioni ionizzanti) ha spinto anche le aziende costruttrici e i competitor industriali ad un'evoluzione tecnologica costante in termini di miglioramento della qualità di dose impiegata.

L'ICRP (*International Committee on Radiological Protection*) stabilisce dei parametri precisi per i limiti di dose alla popolazione, suddividendoli in base alla categoria dell'esposizione ai fini professionali e dell'esposizione al pubblico (annuale).

Una recente indagine, datata 30 Settembre 2013, condotta dal Servizio Sanitario Regionale dell'Emilia-Romagna a titolo di P. Angelini, G. Compagnone e S. Domenichelli [3], ha espresso il numero di esami per differenti settori sfruttanti procedure di Tomografia Computerizzata in un periodo di 10 anni. Il risultato di questa indagine è riassunto in figura 11.

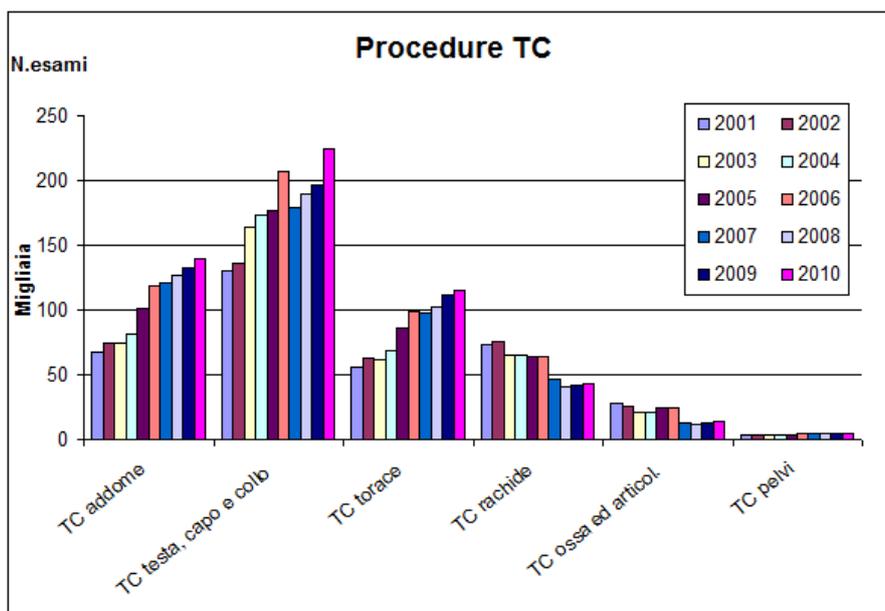


Figura 10 – Totale delle procedure TC: N° di esami (scalato in migliaia) in rapporto a tutti i tipi di procedura diagnostica TC attualmente in utilizzo nella regione Emilia-Romagna in un arco temporale di 10 anni.

Nel corso del medesimo report è stato inoltre presentato uno studio, ben riassunto dal grafico di figura 11, che evidenzia il progressivo aumento della dose efficace in un arco temporale di 10 anni

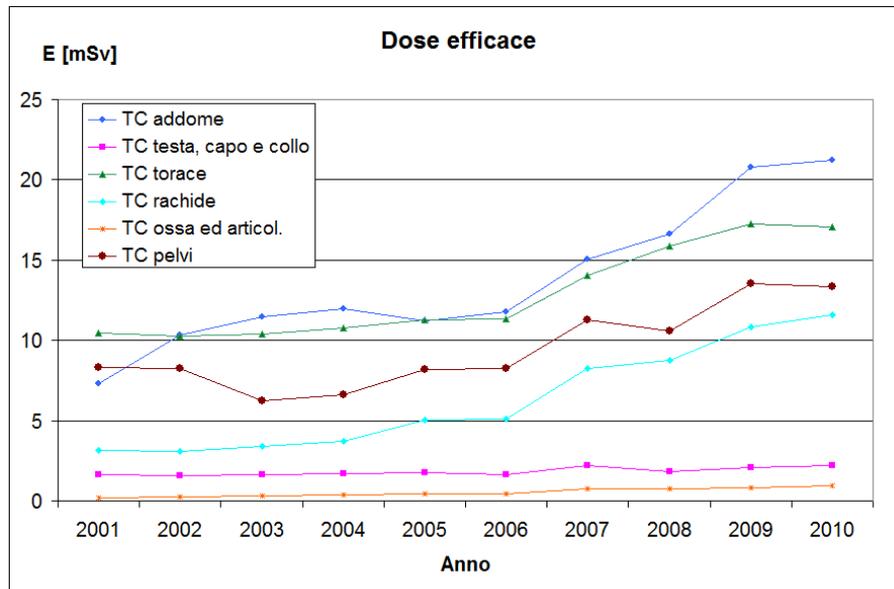


Figura 11 – Valori della dose efficace per anno calcolati in un arco periodico di 10 anni nella regione Emilia-Romagna.

2. Parametri di qualità e valutazione della Dose in TC

2.1 Parametri di qualità dell'immagine

Le seguenti sezioni sono dedicate alla valutazione della qualità di un'immagine trans-assiale. In generale, si considera che l'immagine sia stata acquisita in modalità sequenziale.

In ciascuna sezione, un paragrafo descrive i diversi criteri e metodi richiesti per le immagini assiali acquisite in modalità spirale. In un altro paragrafo sono invece discussi i procedimenti specifici per la tecnologia multistrato, in modalità di acquisizione sia assiale che spirale.

2.1.1 Rumore

2.1.1.1 Definizione e introduzione

Anche le immagini TC, come quelle prodotte di altre modalità di imaging, sono affette da rumore. Il *rumore d'immagine* si manifesta come oscillazioni dei numeri TC di un oggetto omogeneo intorno ad un valore medio.

Oltre a ciò, possono essere presenti altre variazioni, chiamate rumore strutturale o artefatti. A rigore, il rumore dovrebbe essere misurato a partire da una serie di scansioni di un determinato oggetto, sempre nelle medesime condizioni. Tuttavia, un approccio più pratico consiste nell'esprimere il rumore in termini di deviazione standard normalizzata relativa a un insieme di numeri TC misurati al centro di un'immagine di un oggetto omogeneo.

Questa misura della varianza del campione include il contributo da altri fattori in aggiunta al rumore casuale o quantico, quali il rumore elettronico o il rumore strutturale.

Per eseguire un confronto diretto tra apparecchiature TC con diverse scale di contrasto è indispensabile calcolare la *deviazione standard normalizzata (s)*:

$$S = \frac{\sigma_{acqua}}{TC_{scala}} \cdot 100\%$$

Dove σ_{acqua} è la deviazione standard dei valori dei pixel compresi nella ROI selezionata sull'immagine di un oggetto omogeneo, mentre $TC_{scala} = TC_{acqua} - TC_{aria}$.

TC_{acqua} e TC_{aria} sono i valori del numero TC rispettivamente dell'acqua e dell'aria. Se espressi in unità Hounsfield, il numero TC di acqua e aria sono uguali, per definizione, rispettivamente a 0 e a -1000.

2.1.1.2 Metodo di misura

La deviazione standard è misurata in una ROI ragionevolmente piccola; si possono utilizzare aree maggiori nell'ipotesi che si possa escludere la presenza di rumore strutturale o di disomogeneità nella parte di immagine in esame.

Qualora siano impostati diversi *field of view (FOV)*, si raccomanda di modificare le dimensioni della ROI in modo che essa contenga sempre la medesima area.

Per calcolare TC_{scala} è possibile ricreare un volume d'aria posizionando al centro del fantoccio omogeneo un inserto di almeno 20 pixel di diametro riempito d'aria. Il valore del numero TC dell'acqua e dell'aria è dato dal valore medio calcolato all'interno di una piccola area.

Alternativamente, all'aria è attribuito un numero TC uguale a -1000 e, per un rapido controllo, può essere utilizzata una zona d'aria appena al di fuori del fantoccio.

2.1.1.3 Tecnica spirale

Le misure di rumore sulle immagini ottenute per mezzo di un'acquisizione spirale sono effettuate con le stesse modalità delle acquisizioni assiali.

Occorre comunque assicurarsi, per non introdurre errori, che la lunghezza dell'irradiazione effettuata per ricostruire l'immagine copra soltanto la parte del fantoccio contenente uniformemente acqua e non altri inserti presenti nel fantoccio. Per questo è possibile acquisire tutto il fantoccio in modalità spirale ed effettuare la misura sullo strato centrale corrispondente all'inserto uniforme.

2.1.1.4 Tecnologia multistrato

Le caratteristiche del rumore nella tecnologia multistrato dovrebbero essere considerate separatamente nelle due modalità di acquisizione assiale e spirale.

La valutazione in modalità assiale permette di verificare che i rivelatori paralleli operino a parità di sensibilità.

In modalità spirale, invece, tutti i banchi di rivelatori possono contribuire alla produzione dell'immagine finale.

Per verificare che i banchi di rivelatori abbiano la stessa sensibilità, si esamina il fantoccio in modalità assiale e si misura il rumore sulle immagini ottenute da ciascun strato. Come per i tomografi a singolo strato, si dovrebbero acquisire un certo numero di immagini della parte omogenea del fantoccio (ad es. una decina) al fine di poter calcolare il valor medio del rumore.

Se i banchi dei rivelatori danno differenti valori medi di rumore ciò potrebbe significare che i banchi hanno diversa sensibilità, oppure che il sistema di collimazione non è centrato rispetto al piano di scansione, così da creare una disparità di irradiazione fra i due banchi di rivelatori più esterni.

Se vengono utilizzate diverse combinazioni di rivelatori, e se i difetti di collimazione dipendono dallo strato, occorrerebbe valutare tutte le combinazioni di spessore dello strato.

A causa del diverso metodo utilizzato per la ricostruzione dell'immagine nella modalità spirale con sistemi multistrato, la relazione tra rumore d'immagine e *pitch* è differente rispetto alla tecnologia a strato singolo.

Nella tecnologia a singolo strato, all'aumentare del *pitch* il rumore d'immagine non varia; questo è dovuto al fatto che la ricostruzione dell'immagine si basa sull'interpolazione di due proiezioni per ciascun angolo di rotazione, posizionate su ciascun lato del piano relativo all'immagine da ricostruire.

Nella tecnologia multistrato, un metodo comune è quello di utilizzare qualsiasi proiezione che sia entro una certa distanza lungo l'asse z dal piano di interesse. Questa flessibilità è possibile in quanto si dispone di un certo numero di banchi di rivelatori e si hanno quindi molte proiezioni per ciascun angolo di rotazione. Mantenendo fissa la distanza all'interno della quale vengono selezionate le proiezioni per l'interpolazione, lo spessore dello strato visualizzato rimane approssimativamente costante al variare del *pitch*.

Tuttavia, le variazioni del *pitch* modificano il numero totale delle proiezioni o del campionamento dei dati utilizzati per ricostruire l'immagine tanto da influenzare il rumore. Per esempio, all'aumentare del *pitch* si utilizzano campioni con un minor numero di dati per produrre l'immagine finale, e pertanto il rumore aumenta. Molti costruttori compensano automaticamente aumentando i mA , in modo che il rumore rimanga costante all'aumentare del *pitch*.

2.1.2 Risoluzione spaziale

2.1.2.1 Definizione e discussione

La risoluzione spaziale nel piano dell'immagine tomografica (piano tomografico) descrive la capacità di distinguere piccoli dettagli ad alto contrasto.

La risoluzione può essere determinata in modo soggettivo, osservando l'immagine di una serie regolare di barre o bacchette ad alta risoluzione, oppure in modo quantitativo direttamente dalla *Point Spread Function* (PSF). Questa funzione è calcolata a partire dall'immagine di una sferetta, di un filo metallico allineato lungo l'asse z o di un bordo ad alta risoluzione. La funzione di trasferimento della modulazione (MTF) può essere calcolata dalla PSF e fornisce un'analisi numerica del contenuto in frequenze dell'immagine di un bordo o di un punto. Solitamente vengono confrontati i valori di frequenza ai quali la curva dell'MTF scende al 50% e al 10%.

Il calcolo della MTF dipende dalla possibilità di accesso ai dati numerici contenuti nel tomografo, oltre che a un appropriato programma di analisi. In tempi recenti, questo non rappresenta più un problema grazie all'avvento dello standard di riferimento delle immagini DICOM e alla possibilità di installare speciali programmi su computer.

2.1.2.2 Tecnica Spirale

Un'immagine è ricostruita a partire dalle proiezioni acquisite lungo una certa porzione del fantoccio ed è pertanto importante che questa porzione esaminata, alla quale appartengono le proiezioni usate per ricostruire l'immagine, copra per intero il dispositivo di prova.

La risoluzione nel piano di scansione, se misurata dall'immagine di un dispositivo di prova che è omogeneo nella direzione z , non è generalmente influenzata dalla modalità di acquisizione spirale; ciò si verifica, tuttavia, soltanto se in modalità volumetrica si utilizza lo stesso kernel di convoluzione impiegato per la ricostruzione dell'immagine assiale.

Una piccola differenza nella risoluzione può risultare evidente quando il sistema della doppia proiezione, ottenuto mediante una configurazione meccanica per cui gli elementi del rivelatore sono costantemente disallineati rispetto all'asse centrale ma non in modalità spirale.

Questa configurazione consente di ottenere un numero doppio di proiezioni, essendo il disallineamento pari a metà della larghezza del rivelatore e, quindi, considerando separatamente i campioni di dati, una risoluzione migliore.

2.1.2.3 *Tecnica Multistrato*

In modalità assiale e spirale con tecnica multistrato, la procedura di analisi dell'immagine non si discosta da quanto già indicato. Si sottolinea che in TCMS è fondamentale che il dispositivo di prova si estenda oltre la lunghezza del volume acquisito, quando si impieghi un bordo o un filo e che l'utilizzo della sferetta limita l'analisi a una sola immagine.

La risoluzione spaziale nel piano di scansione è influenzata dal filtro di convoluzione impiegato per ricostruire l'immagine e da qualsiasi altro filtro di post-elaborazione applicato. Dipende inoltre dal numero di proiezioni che compongono l'immagine. Questo numero dipende a sua volta dal rateo di campionamento e dal tempo di scansione. Queste dipendenze sono spesso più evidenti nelle immagini che sono ricostruite con algoritmi di risoluzione più elevata.

La misura della risoluzione spaziale dipende dal campo di vista ricostruito, dove la dimensione del pixel risultante corrisponde al valore limite. Per un corretto campionamento è necessario che le dimensioni del pixel siano inferiori dell'inverso del doppio della frequenza di *cut-off* prevista.

La risoluzione nel piano di scansione dipende inoltre dalle dimensioni della macchia focale; molti tomografi sono dotati di due macchie focali, le quali sono utilizzate in modo automatico in base alla scelta di determinati parametri di scansione.

2.1.3 Numeri TC

La ricostruzione dell'immagine permette di assegnare un valore μ a ciascuno dei pixel della matrice. Prima che i dati relativi ai vengano mostrati su uno schermo video, è convenzione ri-scalarli trasformandoli in numeri TC.

I numeri TC mettono in relazione il coefficiente di attenuazione lineare di un particolare tessuto con il coefficiente di attenuazione dell'acqua.

Il *numero TC* (H_s) di un campione di un materiale s è definito dall'espressione

$$H_s = K \frac{\mu_s(E) - \mu_w(E)}{\mu_w(E)}$$

dove $\mu_s(E)$ e $\mu_w(E)$ sono i coefficienti di attenuazione lineare all'energia del fascio di raggi X rispettivamente del campione in esame e dell'acqua. K è una costante, la quale assume valore 1000 se il numero TC è espresso in *unità Hounsfield*, ma su alcuni apparecchi questo valore è dimezzato quando si utilizzano particolari algoritmi di convoluzione.

Il processo di attenuazione in tomografia computerizzata è dominato dalle interazioni Compton per il tessuto molle, con qualche interazione fotoelettrica per materiali a più alto numero atomico (Z). L'effetto fotoelettrico è approssimativamente proporzionale a $(Z/E)^3$.

La maggior parte dei tessuti possiede numeri TC compresi tra -100 e +100.

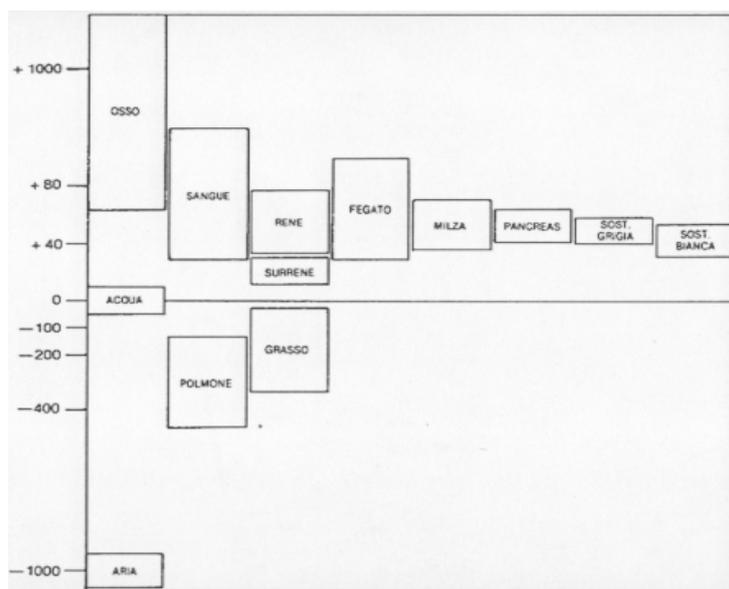


Figura 12 – Numeri Hounsfield di alcuni organi e tessuti normali.

2.2 Valutazione dell'esposizione

2.2.1 Dose in TC

La grandezza fisica utilizzata per quantificare l'interazione tra radiazioni e materia è la *Dose Assorbita*.

Si è tuttavia osservato che gli effetti biologici delle radiazioni non dipendono solo dalla dose assorbita, ma anche dal tipo di radiazione e dal tessuto colpito (in quanto i tessuti hanno una diversa radioresistenza) dalla radiazione. Per tali ragioni sono state introdotte le grandezze radio-protezionistiche *dose equivalente* e *dose efficace*.

- **Dose assorbita:** misura la quantità di energia che la radiazione cede alla materia.

$$D = \frac{\Delta E}{m}$$

- **Dose equivalente:** tiene conto anche del tipo di radiazione ed è data dalla dose assorbita per un fattore che dipende dal tipo di radiazione.

$$H = \sum_R w_R D_R$$

- **Dose efficace:** tiene conto anche dei tessuti che sono stati investiti dalla radiazione ed è definita come la sommatoria su tutti gli organi della dose equivalente relativa al singolo organo per il suo fattore di ponderazione tissutale.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{R,T} w_R w_T D_{T,R}$$

2.2.2 Indici di dose in TC

La scelta degli indici di dose e dei metodi di misura dipende dallo scopo che ci si prefigge; i parametri dosimetrici possono essere misurati a partire da una scansione singola assiale da cui è possibile ricavare l'indice di dose della tomografia computerizzata.

Gli indici di dose utilizzati in ambito di Tomografia Computerizzata sono:

- **CTDI [mGy]** : *Computed Tomography Dose Index*, viene calcolato in base al protocollo impostato e visualizzato a consolle ($CTDI_w$, $CTDI_{vol}$).

L'indice di dose in TC è definito come

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz$$

Dove:

z_1, z_2 = limiti di integrazione lungo l'asse z

$D(z)$ = profilo di dose lungo una singola scansione assiale

n = numero di strati acquisiti simultaneamente

T = lo spessore nominale dello strato o l'ampiezza del gruppo di rivelatori in MSCT

Il CTDI può essere facilmente misurato utilizzando una camera a ionizzazione a stilo lunga 100 mm. In tal caso la formula ha dei precisi limiti di integrazione, in quanto z_1 e z_2 sono uguali a ± 50 mm, coprendo una lunghezza totale di 100 mm. Per questo motivo, il CTDI viene abitualmente indicato come $CTDI_{100}$, dove il pedice indica l'estensione su cui è stata effettuata l'integrazione.

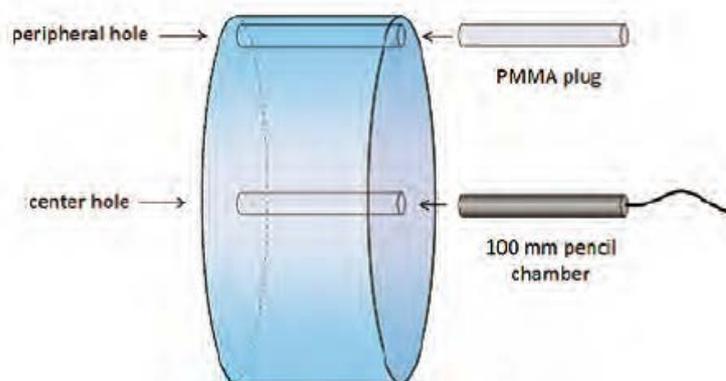


Figura 13 – Metodologia generale per la determinazione del $CTDI_{100}$ illustrata in figura. La camera pencil di lunghezza 100 mm è posizionata al centro o alla periferia del fantoccio di PMMA. Il $CTDI_{100}$ è utilizzato per calcolare il $CTDI_{vol}$ come descritto nel corso del paragrafo.

- **CTDI pesato ($CTDI_w$)** : Occorre però considerare che le misure del CTDI vengono effettuate su un fantoccio di PMMA a forma cilindrica, con una serie di 4 fori nelle posizioni corrispondenti a ore 12, 3, 6, 9 e utilizzabili come alloggiamenti per la camera a ionizzazione; i quattro alloggiamenti non utilizzati dalla camera devono essere sempre riempiti con cilindri rimovibili di PMMA.

Il valore del CTDI viene di norma misurato per i due distretti anatomici (testa e corpo): il fantoccio HEAD è costituito da un cilindro di PMMA di 16 cm di diametro e 15 cm di lunghezza, il fantoccio BODY ha le stesse caratteristiche del fantoccio precedente ma misura 32 cm di diametro.

I valori ottenuti al centro del fantoccio sono mediati con i valori alla periferia in modo tale da ottenere un valor medio pesato:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3}CTDI_{100,periferia}$$

dove $CTDI_{100,centro}$ e $CTDI_{100,periferia}$ sono misurati rispettivamente al centro e alla periferia del fantoccio. Il valore alla periferia è una media di almeno quattro misure intorno al fantoccio.

Il $CTDI_w$ in fantoccio è definito nel documento della Comunità Europea “*Quality Criteria and Reference Doses in CT*” ; tale indice è espresso in termini di dose assorbita in aria.

- **$CTDI_{vol}$ ($CTDI_w$ mediato lungo l'asse z)** : il CTDI è un valore calcolato da misure effettuate utilizzando una singola scansione. Per strati contigui o per *pitch* uguale a 1, questo rappresenta direttamente la dose media lungo la lunghezza esaminata. Tuttavia, per strati non contigui o per *pitch* diversi da 1, deve essere applicato un fattore di correzione lungo l'asse z.

Al $CTDI_w$ viene applicato il fattore di correzione lungo l'asse z e il valore risultante rappresenta la dose media nel volume esaminato. Questo $CTDI_w$ corretto può essere indicato come $CTDI_{vol}$, il quale indica una dose mediata sul volume.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \times PF \quad (\text{modalità assiale})$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (\text{modalità spirale})$$

PF è il *packing factor* che mette in relazione il movimento del tavolo con lo spessore dello strato in modalità assiale. In modalità spirale la relazione equivalente è data dall'inverso del *pitch*.

PF e pitch sono così definiti:

$$PF = \frac{n \times T}{CI} \qquad PF = \frac{1}{pitch}$$

Dove:

n = numero di strati acquisiti simultaneamente

T = spessore nominale dello strato o estensione del gruppo di rivelatori nel caso di MSCT

CI = distanza percorsa dal lettino per ogni rotazione del tubo

- **DLP [mGy*cm] : Dose-Length Product**, viene utilizzato per stimare la Dose Efficace [mSv].
il DLP fornisce informazioni sull'esposizione totale nel caso di un esame TC completo;
rappresenta il prodotto della dose media moltiplicata per la lunghezza della scansione.

Può essere calcolato in diversi modi, utilizzando il $CTDI_w$ e i parametri di scansione come il numero di strati, la lunghezza della scansione ed il *pitch*, oppure il tempo totale della scansione.

Anche se le definizioni della Comunità Europea sono state concepite per tomografi a singolo strato, è possibile adattarele anche a tomografi multistrato. Per le scansioni sequenziali la definizione può essere applicata direttamente:

$$DLP = {}_nCTDI_w \times C \times N \times T \qquad \text{[scansione sequenziale]}$$

Dove:

${}_nCTDI_w$ = CTDI normalizzato e pesato ($mGy/mA \cdot s$)

C = esposizione radiografica per singolo strato ($mA \cdot s$)

N = numero totale di strati acquisiti

T = spessore nominale dello strato o del gruppo di rivelatori in un MSCT

La definizione spirale può essere applicata anche ai tomografi multistrato estendendo la definizione del T all'ampiezza totale dei rivelatori attivi durante l'acquisizione ($n \times T$):

$$DLP = {}_nCTDI_w \times A \times t \times n \times T \qquad \text{[scansione spirale]}$$

Dove:

$nCTDI_w$ = CTDI normalizzato e pesato (mGy/mAs)

A = corrente del tubo (mA)

t = tempo di scansione del volume

n = numero di strati acquisiti simultaneamente

T = spessore nominale dello strato o del gruppo di rivelatori in MSCT

Il prodotto ($n \times T$) è l'ampiezza totale dei rivelatori utilizzati con un tomografo multistrato ed è equivalente all'ampiezza nominale del fascio.

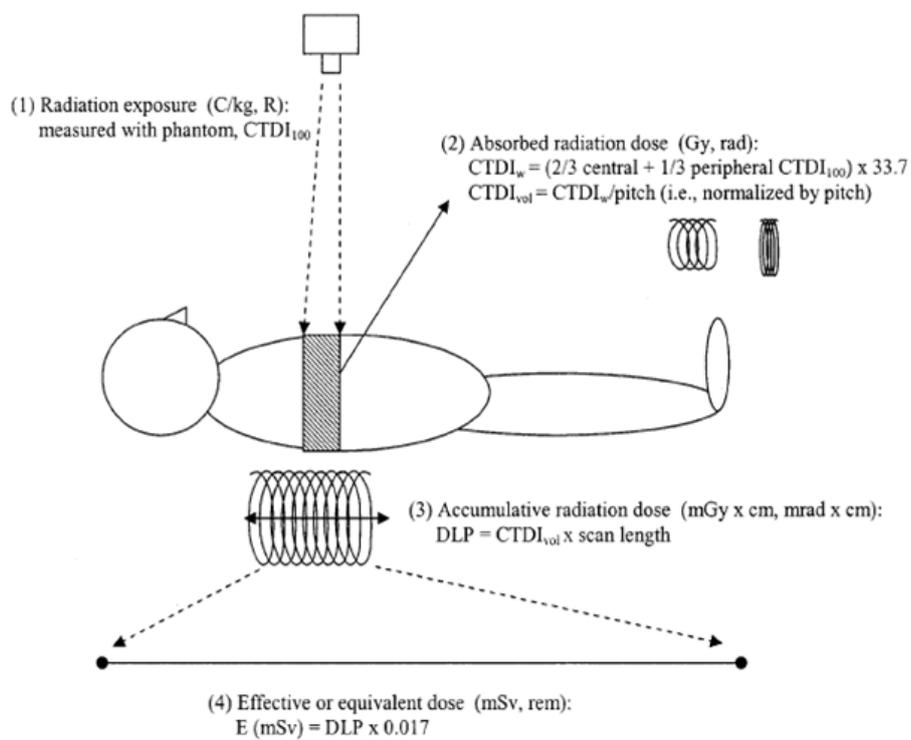


Figura 14 – Definizione delle due tipologie di CTDI e del DLP e metodo di calcolo dei rispettivi indici.

2.2.3 Parametri legati alle dimensioni

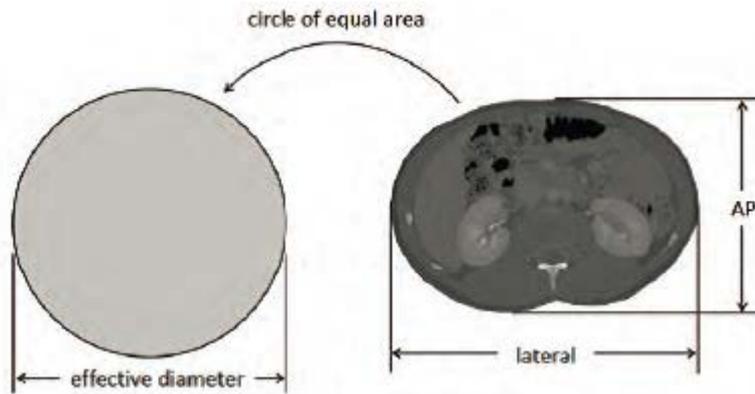


Figura 15 – Dimensione Antero-Posteriore (AP) e dimensione Laterale, lungo le quali il diametro effettivo è illustrato in figura. La dimensione laterale può essere determinata da una radiografia CT o PA o AP. Il diametro effettivo corrisponde ad un cerchio avente un'area uguale a quella della sezione d'urto del paziente su un'immagine CT.

La figura 12 illustra alcuni dei parametri discussi in questa sezione. La radiografia TC è la proiezione radiografica utilizzata in TC per definire il range dello scan (comunemente definito *scout*).

- **Dimensione Laterale :** la *Dimensione Laterale (LAT)* è la dimensione lato-a-lato (da sinistra a destra) della parte del corpo scannerizzata. Questa dimensione può essere stimata
- **Dimensione Antero-Posteriore :** la *Dimensione Antero-Posteriore (AP)* è lo spessore della parte del corpo del paziente scannerizzata nella dimensione antero-posteriore, per esempio dalla superficie dello stomaco alla superficie della schiena.
- **Dimensione AP + LAT :** questo parametro è la somma delle dimensioni Antero-Posteriore e Laterale. Diverse analisi di questo parametro hanno mostrato che la somma di queste due dimensioni ortogonali è linearmente correlata al diametro effettivo.

2.2.4 Radioprotezione

A. Quadro normativo generale sulla radioprotezione

La circostanza che nessuna esposizione alle radiazioni ionizzanti, per quanto modesta, possa essere considerata completamente sicura, ha spinto l'ICRP (*International Commission on Radiation Protection*), istituzione internazionale cui viene riconosciuto un ruolo di assoluta preminenza nel campo della radioprotezione, a raccomandare, a partire dagli anni '70, un sistema di protezione radiologica basato su tre fondamentali principi:

- Giustificazione della pratica;
- Ottimizzazione della protezione;
- Limitazione delle dosi individuali.

Tali principi, pubblicati originariamente nella pubblicazione fondamentale dell' ICRP n. 26 nel 1977, sono stati pienamente recepiti dalla normativa di legge italiana entrata in vigore, attraverso i *D. Lgs. 230/95, 241/2000, 187/200* che ne stabilisce il rispetto, nella disciplina delle attività con rischio da radiazioni ionizzanti, come verrà illustrato nel seguito delle lezioni.

I tre principi della radioprotezione, nella loro formulazione originaria, sancivano quanto segue:

- a) I tipi di attività che comportano esposizione alle radiazioni ionizzanti debbono essere preventivamente giustificati e periodicamente riconsiderati alla luce dei benefici che da essi derivano;
- b) Le esposizioni alle radiazioni ionizzanti debbono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile, tenuto conto dei fattori economici e sociali;
- c) Le dosi individuali ricevute in ciascuna tipologia di esposizione (lavoratori, popolazione) non devono comunque superare i limiti prescritti dalla normativa.

Il principio di giustificazione dell'attività sancisce la necessità, peraltro comune a tutte le attività umane, di effettuare un'attenta analisi di vantaggi e svantaggi che una certa pratica con rischio da radiazioni ionizzanti comporta, prima che questa venga intrapresa. L'obiettivo è quello di assicurare che il detrimento totale sia sufficientemente modesto rispetto ai benefici attesi.

Lo strumento adottato è generalmente l'analisi costi/benefici. Senza addentrarsi in dettaglio in tali metodiche, merita in questo contesto precisare che nell'effettuare tale tipologia di analisi possono intervenire, e di norma intervengono, parametri di natura extra-scientifica, la cui quantificazione è fortemente controvertibile. Le valutazioni tecniche di radioprotezione rappresentano solo uno degli aspetti presi in considerazione in tale fase. La giustificazione della pratica è in generale principalmente sostenuta da motivazioni di carattere economico e politico.

Il secondo basilare principio, quello dell'ottimizzazione, detto anche principio *ALARA* (*As Long As Reasonably Achievable*), è di particolare rilevanza per i differenti soggetti che operano con radiazioni ionizzanti; esso stabilisce di fatto gli obiettivi di radioprotezione da osservare nelle varie attività, e con questi i valori massimi delle dosi che riceveranno i lavoratori e le persone del pubblico. Queste, di norma, dovrebbero essere di ordini di grandezza inferiori dei limiti individuali fissati con il terzo principio.

Il rispetto dei valori limite (terzo principio) viene così a rappresentare soltanto un'ulteriore garanzia per gli individui esposti: in una pratica appropriatamente ottimizzata raramente le dosi ricevute dai lavoratori potranno eccedere una modesta frazione dei limiti individuali raccomandati.

È importante sottolineare che i tre principi sopraelencati devono essere applicati in sequenza: si passa al secondo (ottimizzazione) soltanto quando si sia verificato il primo (giustificazione) e al terzo quando lo siano i primi due.

2.3 Modulazione e metodi di riduzione della dose

Il principio di ottimizzazione ha come obiettivo principale la corretta scelta dei parametri di esposizione con cui eseguire la procedura TC in funzione del quesito clinico.

La continua evoluzione tecnologica dei sistemi per Tomografia Computerizzata ha portato allo sviluppo di strumenti per il miglioramento e l'ottimizzazione degli esami radiologici al fine di fornire un supporto al personale medico preposto.

Da questa esigenza nascono gli attuali sistemi *AEC (Automatic Exposure Control)*, sistemi automatici basati su algoritmi di modulazione della dose in base all'analisi delle sezioni d'urto anatomiche del paziente.

Le tecniche di modulazione automatica della corrente del tubo permettono di mantenere una qualità dell'immagine costante per una determinata selezione di parametri di esposizione impostati, in quanto rispondono in maniera rapida alle variazioni di attenuazione del fascio.

Un parametro chiave che influisce sulla dose al paziente è il prodotto tra la corrente nel tubo ed il tempo di esposizione (definito dall'unità di misura *mAs*). A parità di tutti gli altri parametri di scansione, una riduzione della corrente al tubo comporta una riduzione della dose al paziente e un aumento del rumore nelle immagini.

È possibile impostare manualmente la corrente nel tubo sulla base del peso e delle dimensioni del paziente per cercare di ottenere un compromesso tra rumore e dose al paziente. Questo approccio però non consente di avere una qualità dell'immagine costante lungo tutta la sezione esaminata.

Il principio su cui si basa la modulazione della corrente è che il rumore del pixel nella scansione TC è legato al rumore quantico delle proiezioni.

Modulando la corrente nel tubo in relazione alle variazioni dell'anatomia del paziente, il rumore quantico delle proiezioni può essere mantenuto ad un livello scelto dall'utilizzatore.

Attualmente sono disponibili due tecniche di ATCM:

- Modulazione lungo l'asse z
- Modulazione angolare (x - y)

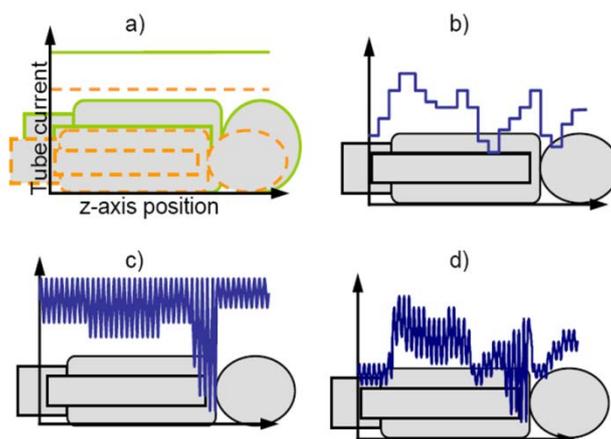


Figura 16 – Tre livelli di Automatic Exposure Control: **a)** dimensioni del paziente AEC: mA più elevati utilizzati per pazienti più larghi, **b)** z-axis AEC: mA più elevati utilizzati a posizioni maggiormente attenuate sull'asse z, **c)** AEC rotazionale: l'angolo di modulazione dipende dall'asimmetria su ogni posizione sull'asse z, **d)** effetto combinato dell'utilizzo dei tre livelli di AEC.

Le tecniche che sfruttano sistemi di modulazione automatica sono largamente utilizzate al giorno d'oggi, e vengono implementate oramai su tutti i sistemi TC di cui si dotano i centri di controllo medico. La valutazione delle sezioni d'urto anatomiche di una determinata area di scansione, e non più la semplice misura delle dimensioni esterne del paziente, permettono a questi sistemi di modulare la dose in esposizione e di ottenere un buon compromesso tra riduzione della dose fornita al paziente e qualità delle immagini ottenute.

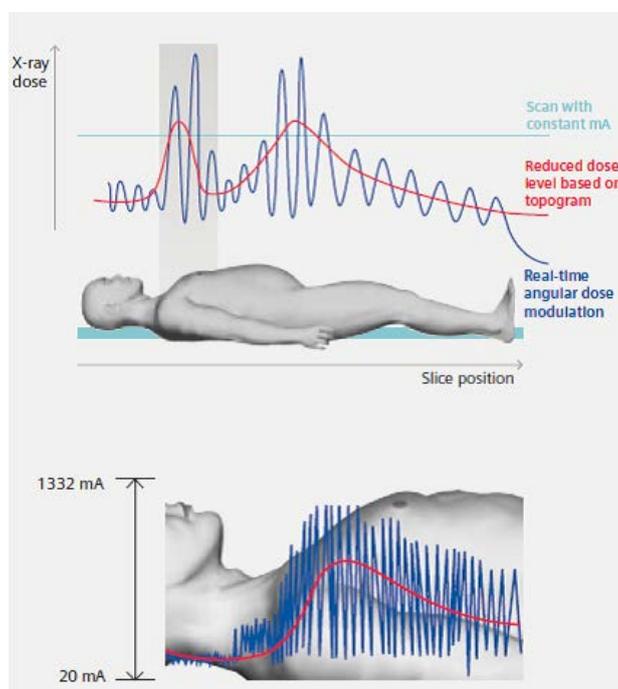


Figura 17 – Esempio di sistema con tecnica di Automatic Exposure Control (AEC): invece di considerare semplicemente le dimensioni esterne del paziente e la taglia apparente, gli algoritmi di esposizione automatica della dose analizzano la sezione d'urto anatomica del paziente in tempo reale e impostano la dose di raggi X emessi, fornendo un'ottima qualità delle immagini in concomitanza con una riduzione della dose fornita al paziente in esame.

2.3.1 Modulazione lungo l'asse z

La corrente nel tubo viene modulata rotazione per rotazione, tenendo conto delle variazioni nell'attenuazione lungo l'asse z del paziente. In questo modo il livello medio di rumore in uno strato si mantiene approssimativamente costante per diverse posizioni lungo l'asse z.

2.3.2 Modulazione angolare

La modulazione avviene durante ogni singola rotazione, in modo tale da compensare grosse deviazioni dalla simmetria circolare del paziente: ad esempio, in corrispondenza delle spalle, i fasci provenienti anteriormente sono molto meno attenuati rispetto a quelli laterali e perciò l'intensità del fascio anteriore può essere ridotta senza compromettere in modo importante la qualità dell'immagine.

Nella tabella seguente sono riportati i sistemi di ATCM attualmente disponibili sui tomografi multistrato, relativi alle tipologie e alle differenti ditte costruttrici analizzate durante questo lavoro:

Tabella 3 - Tecniche di modulazione della corrente nel tubo per tomografi a 16 e 64 strati.

Ditta produttrice	Nome	Livello di controllo automatico dei mA	Prescrizione dei mA	Calcolo dell'attenuazione
GE	<i>SmartmA</i> <i>AutoMA</i>	<ul style="list-style-type: none"> – Dimensioni del paziente – Asse z – Modulazione angolare 	Indice di rumore specificato dall'utente	<ul style="list-style-type: none"> – <i>Scout view</i> – Modulazione angolare: sinusoidale
Philips	<i>DoseRight</i> <i>DDOM e ZDOM</i>	<ul style="list-style-type: none"> – Dimensioni del paziente (ACS) – Piano x-y (DOM) 	Immagine di riferimento con livello di rumore desiderato specificato dall'utente	<ul style="list-style-type: none"> – <i>Scout view</i> – Modulazione angolare: online, basata sui 180° precedenti
Siemens	<i>CAREdose 4D</i>	<ul style="list-style-type: none"> – Dimensioni del paziente – Asse z – Modulazione angolare 	mAs _{eff} per un paziente standard specificato dall'utente	<ul style="list-style-type: none"> – <i>Scout view</i> – Modulazione angolare: online, basata sui 180° precedenti

Il tomografo ideale dovrebbe disporre di entrambi i sistemi per garantire il massimo dell'efficacia.

La modulazione automatica della corrente nel tubo richiede una conoscenza delle caratteristiche di attenuazione del paziente che si possono ricavare a partire da una *scout* del paziente. Per quanto riguarda la modulazione nel piano $x-y$, è possibile ottenere le informazioni necessarie per variare i mA in due modi: o si utilizzano i dati della *scout view* per calcolare le dimensioni antero-posteriori e latero-laterali del paziente in ogni rotazione e i mA vengono modificati sinusoidalmente in modo da adattarsi a tali parametri, oppure si sfruttano *online* i dati dai 180° precedenti nella rotazione per modulare i mA .

Quando si utilizzano le tecniche di ATCM bisogna adottare dei metodi per selezionare il livello di qualità dell'immagine desiderato; a tale scopo sono possibili diversi approcci.

Su alcuni sistemi vengono dati come input i mA che verrebbero utilizzati senza modulazione, e questo valore costituisce la "linea di base" per calcolare i mA necessari per ottenere lo stesso livello di rumore per diverse dimensioni del paziente.

Altri sistemi richiedono come input un indice di qualità dell'immagine, che è solitamente legato ad un valore di rumore; i mA vengono regolati in modo da mantenere questo livello di rumore per tutte le sezioni del paziente.

Infine, un terzo approccio consiste nel selezionare una "immagine di riferimento" che abbia le caratteristiche di qualità richieste per un determinato esame; questa immagine è poi utilizzata per adattare i mA in modo che venga raggiunto lo stesso livello di qualità per ogni paziente.

La modulazione della corrente nel tubo, oltre che essere un metodo efficace di riduzione della dose, può essere di beneficio per la qualità dell'immagine poiché permette di ottenere una qualità delle immagini consistente da paziente a paziente, da strato a strato e infine all'interno dello stesso strato.

3. Obiettivo dello studio

Lo scopo di questo lavoro consiste nella valutazione della qualità delle immagini e della dose nell'ambito degli esami di Tomografia Computerizzata, ovvero procedure radiologiche altamente standardizzate da protocolli clinici settati sulle attuali macchine per tomografia.

La complessità di questo lavoro consiste nell'analisi e nella valutazione di differenti tipologie di macchine, a loro volta prodotte da ditte costruttrici diverse e con differenti parametri tecnici coinvolti a seconda del modello e della marca analizzata.

Le macchine per Tomografia Computerizzata prese in considerazione in sede di lavoro sono GE *LightSpeed 16 slices* e GE *VCT 64 slices*, Siemens *Somatom Sensation Cardiac 16 slices*, Philips *Brilliance iCT 16* e Philips *iCT 64 slices* che di seguito verranno indicate genericamente con lettere (A,B,C) per escludere fini commerciali.

I sistemi di modulazione disponibili per le utilizzate apparecchiature utilizzate sono illustrati nella tabella 3.

Questa valutazione qualitativa, basata su dose e immagini, attraverso l'analisi di diversi parametri ha contribuito all'ottimizzazione dei protocolli clinici che impiegano i sopracitati sistemi di modulazione automatica che ogni competitor industriale fornisce integrato alle proprie macchine.

L'obiettivo consiste nell'evidenziare l'andamento della modulazione in base alla variazione di diversi parametri tecnici modificabili nell'ambito di un esame clinico, al fine di confrontare il comportamento del profilo di dose nelle zone di interesse.

Lo studio è stato condotto esponendo due fantocci antropomorfi per i distretti torace e addome, successivamente descritti nel capitolo 4, ed utilizzando i protocolli clinici (descritti nel capitolo 4.4) ed andando ad analizzare le immagini ottenute con l'ausilio di software commerciali per l'analisi di immagini.

La prima parte dello studio ha avuto come obiettivo la valutazione dei sistemi di modulazione della dose e la comparazione delle diverse tecniche sviluppate dai diversi produttori.

Nella seconda parte è stata valutata l'influenza dei diversi parametri operativi con cui viene pianificato lo studio al fine di ottimizzare i protocolli di ottimizzazione della dose.

Nella terza parte è stata inserito un breve comparazione dei benefici introdotti dall'ottimizzazione dei nuovi protocolli in contrapposizione a quelli utilizzati in precedenza.

4. Materiali e metodi

4.1 Fantocci

Nel condurre le misure sulla qualità della dose vengono utilizzati in medicina dei fantocci antropomorfi che riproducono il paziente attraverso misure standard e materiali con numeri *Hounsfield* molto simili ai tessuti degli organi in esame.

I due fantocci utilizzati nel corso di questa analisi riproducono le fattezze, le dimensioni e la consistenza dei tessuti delle due zone anatomiche maggiormente interessate dagli esami radiologici, ovvero la zona del torace e dell'addome.

I fantocci antropomorfi da noi utilizzati, realizzati da *Radiology Support Device* (Long Beach, CA, USA), sono realizzati replicando le dimensioni di un paziente standardizzato.

Rappresentano le due zone anatomiche in questione di un maschio medio di altezza pari a 175 cm ed un peso di 74 kg.

Entrambi sono realizzati degli stessi materiali di cui è composto il fantoccio PIXY®, il quale è realizzato in materiali equivalenti ai tessuti umani; queste tipologie di fantocci sono specifici per valutare posizionamento e qualità di immagini radiologiche (come *kVp*, *mAs*, misure di contrasto, densità ottica).



Figura 18 – Fantocci antropomorfi che simulano la zona toracica e la zona addominale (nella base inferiore del fantoccio toracico è presente un vano apribile per inserire materiali al fine di simulare i differenti tessuti presenti all'interno della zona toracica).

Tramite le simulazioni effettuate sulle macchine TC da noi prese in esame, abbiamo ottenuto le immagini in formato *DICOM* (il formato standard per le immagini radiologiche in Tomografia Computerizzata); come è possibile notare i due fantocci simulano in maniera accurata la zona toracica e addominale.



Figura 19 – Immagini DICOM del torace: frontale (a sinistra) e laterale (a destra).

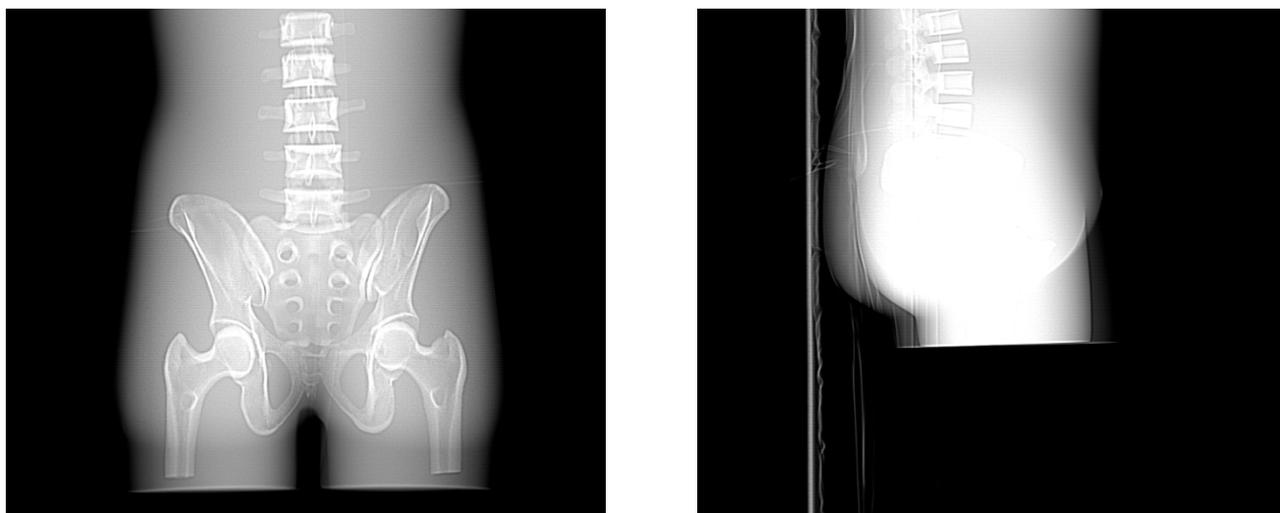


Figura 20 – Immagini DICOM dell'addome: frontale (a sinistra) e laterale (a destra).

4.2 Elaborazione delle immagini

Al fine di ricavare le misure su parti specifiche sui nostri fantocci, abbiamo definito una serie di *ROI* (*Region Of Interest*) entro le quali abbiamo calcolato il parametro di rumore sotto forma di deviazione standard σ .

Come definito dal capitolo precedente, i fantocci da noi utilizzati comprendono le due zone anatomiche maggiormente coinvolte in sede di esami radiologici, ovvero torace e addome.

Esaminando i nostri fantocci durante l'utilizzo dei diversi protocolli sulle varie macchine, abbiamo acquisito un elevato numero di immagini sulle quali siamo andati ad effettuare diverse rilevazioni dati. Grazie all'utilizzo di software per immagini, come *ImageJ* e *IQWorks*, è stato possibile compiere un'analisi dei dati sulle zone di indagine delle immagini acquisite.

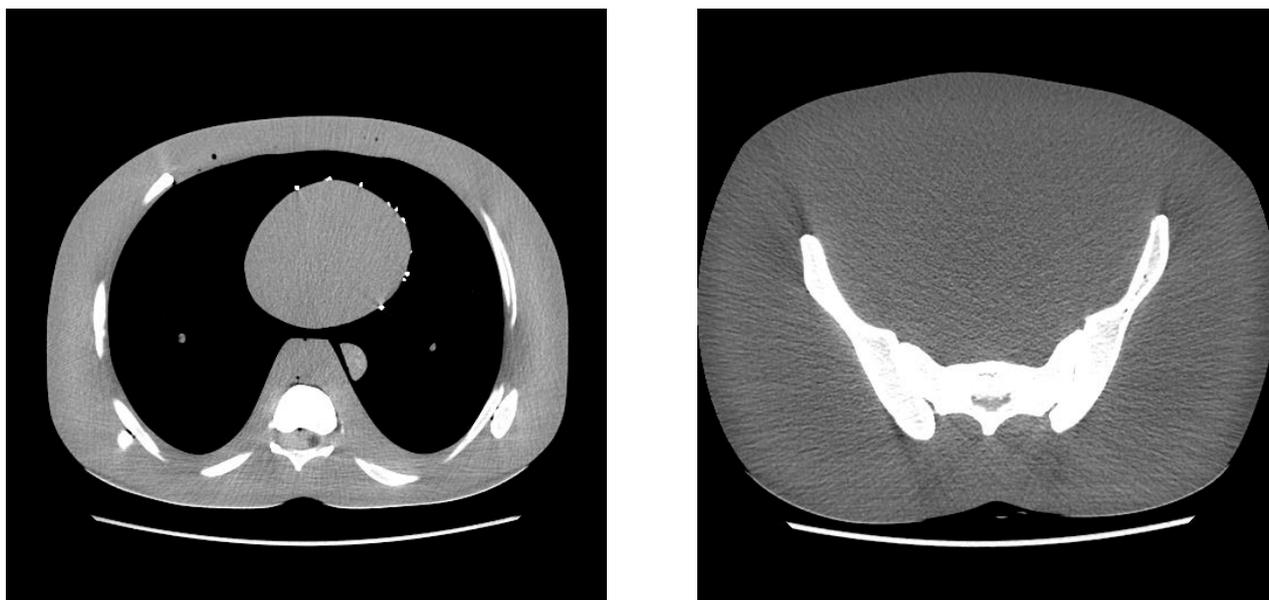


Figura 21 – Immagini assiali dei fantocci utilizzati: torace (a sinistra) e addome (a destra).

Utilizzando i fantocci per simulare le condizioni di un paziente standard per le due sezioni anatomiche occorre definire tipologie di *ROI* differenti, in quanto le due zone anatomiche sono profondamente diverse tra loro.

L'addome presenta una zona largamente uniforme, in cui non vi è un'elevata variazione (in termini di numeri TC) di materiali differenti. È pertanto possibile definire delle ROI ben precise ed effettuare misure su aree tendenzialmente uniformi sulle intere sequenze di immagini addominali acquisite.

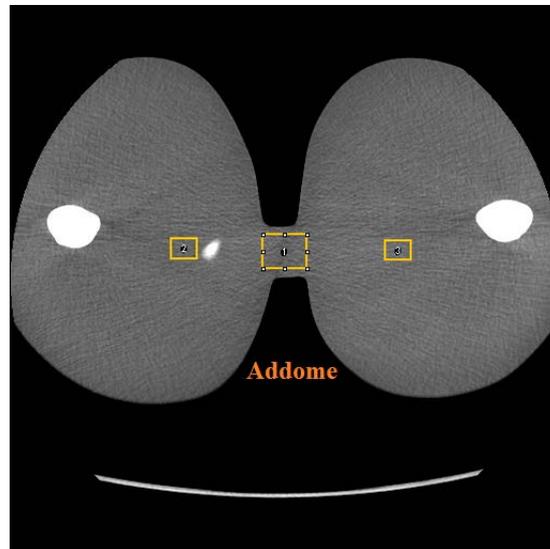


Figura 22 – ROI scelte per il calcolo del parametro di rumore nel distretto Addome

Il torace presenta alcune complicazioni aggiuntive, tra le quali la grande diversità di organi e tessuti differenti lungo il tratto di scansione considerato.

Occorre dunque definire tipologie di ROI differenti in base alla zona toracica considerata, al fine di evitare brusche variazioni che potrebbero inficiare i dati.

Le zone individuate dalla nostra analisi si possono riassumere generalmente in quattro, costituite dalla zona del collo, il cuore, una zona neutra, corrispondente al tratto tra il cuore e l'inizio della parete addominale, e la parete addominale stessa.

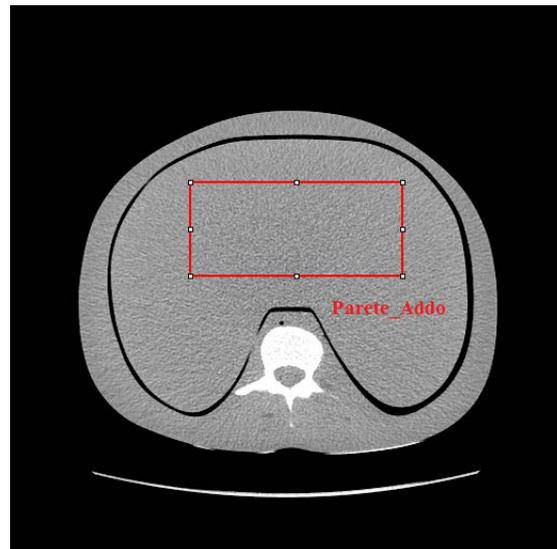
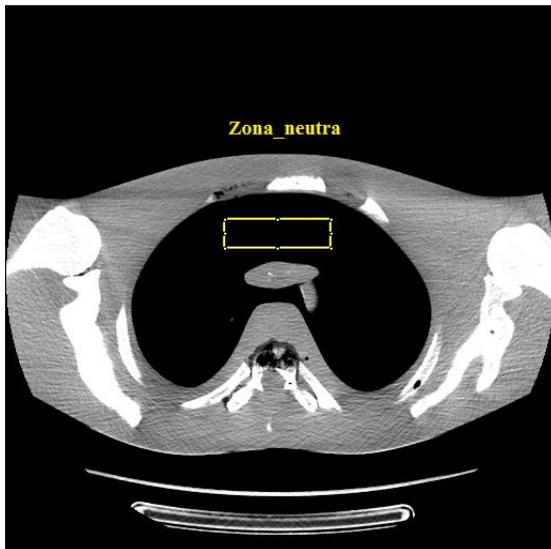
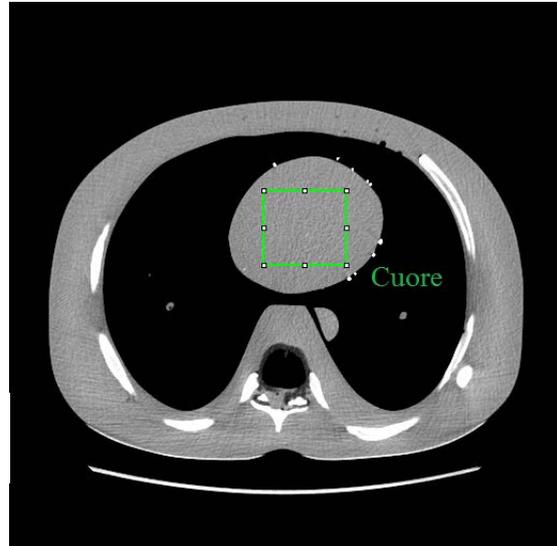
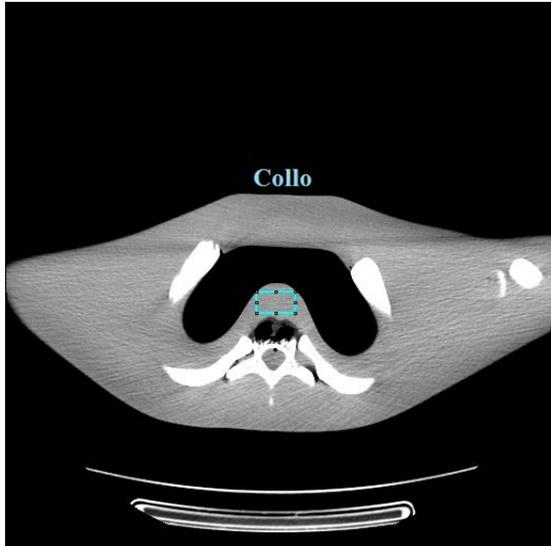


Figura 23 – ROI scelte per il calcolo del parametro di rumore nel distretto Torace

4.3 Dose agli organi

A completamento del lavoro abbiamo valutato se la modulazione della dose modifica il calcolo della dose agli organi ed efficace utilizzando a tal fine i software commerciali disponibili.

Al fine di poter stimare un valore (in mGy) della dose ricevuta da specifici organi nell'ambito di un esame TC effettuato su tipologie di macchine differenti, abbiamo sfruttato lo strumento dell'*ImPACT CT Patient Dosimetry* versione 1.0.4 (<http://www.impactscan.org>), fornito da ImPACT.

L'algoritmo Dose ImPACT consiste in un foglio di calcolo elettronico che utilizza i valore di mA medi.

Questo algoritmo calcolatore virtuale è composto da un fantoccio matematico MIRD e da tabelle di simulazione montecarlo fornite da NRPB.

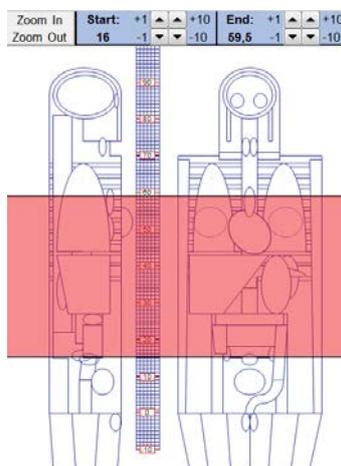


Figura 24 – Fantoccio virtuale *ImPACT CT* utilizzato per settare la zona di analisi del calcolo della dose agli organi.

Scanner Model		Acquisition Parameters	
Manufacturer: GE	Model: CT/LayerSpeed 3	Tube current: 314 mA	Rotation time: 0.7 s
KV: 120	Scan Range (cm): 59.5	Spiral pitch: 1.275	MSA Rotation: 239.8 mAs
Current Data: WCBSET 12	Current Data: WCBSET 12	Effective mAs: 159.855 mAs	Collimation: 20 mm
Scan range:	Start Position: 10 cm	Rel. CTD ₁₀₀ : Look up 0.88 mGy100mAs	CTDI (ref): Look up 24.1 mGy100mAs
End Position: 59.5 cm	Organ weighting scheme: ICRP 103	CTDI _w (ref): 24.9 mGy100mAs	CTDI _w : Look up 9.9 mGy100mAs
Organ		CTDI _w : 21.8 mGy	CTDI _{ref} : 15.8 mGy
Organ	w _r	H _{eff} (mGy)	DLP: 589 mGy cm
Colon	0.08	4	0.32
Small Intestine	0.12	9.9	1.2
Stomach	0.12	20	2.4
Liver	0.04	1.8	0.072
Bladder	0.04	19	2.3
Thyroid	0.04	22	0.88
Esophagus (Thyroid)	0.04	0.69	0.0276
Brain	0.01	0.7	0.007
Salivary Glands (Brain)	0.01	15	0.15
Remainder	0.01	0.009	0.00036
Total Effective Dose (mSv)	14		
Remainder Organs		H _{eff} (mGy)	
Adrenals	0.02	22	0.44
Small Intestine	0.19	19	3.61
Pituitary	0.04	24	0.96
Pancreas	0.01	21	0.21
Spleen	0.02	22	0.44
Thyroid	0.04	22	0.88
Uterus/Prostate (Bladder)	0.04	4	0.16
Muscle	0.04	7.8	0.312
Gall Bladder	0.02	23	0.46
Heart	0.04	24	0.96
ST region (Thyroid)	0.04	0.59	0.0236
Lymph nodes (Muscle)	0.04	7.8	0.312
Cerebral cortex (Brain)	0.01	0.036	0.00144
Other organs of interest		H _{eff} (mGy)	
Eye lenses	0.02	0.22	0.44
Testes	0.01	0.11	0.22
Ovaries	0.01	7.7	0.308
Uterus	0.01	5.1	0.204
Prostate	0.01	1.8	0.072

Figura 25 – Scan Calculation *ImPACT CT* utilizzato per calcolare la dose agli organi.

Il software richiede come input il distretto d'esame e i parametri di scansione, quindi un solo valore per la corrente al tubo.

Poiché l'acquisizione con modulazione comporta una grande variazione del valore dei mA in funzione della regione anatomica, è stata realizzata una macro che sostituisce ai mA medi calcolati dal programma ImPACT i mA reali erogati durante la modulazione di dose.

Quello che emerge da quest'analisi di calcolo è come la dose efficace (espressa in precedenza nella sezione 2.2.1) non cambia in modo significativo rispetto al valore calcolato dal calcolatore ImPACT coi settaggi originali, ma è possibile notare come la dose ai singoli organi cambia, in alcuni casi persino in maniera considerevole.

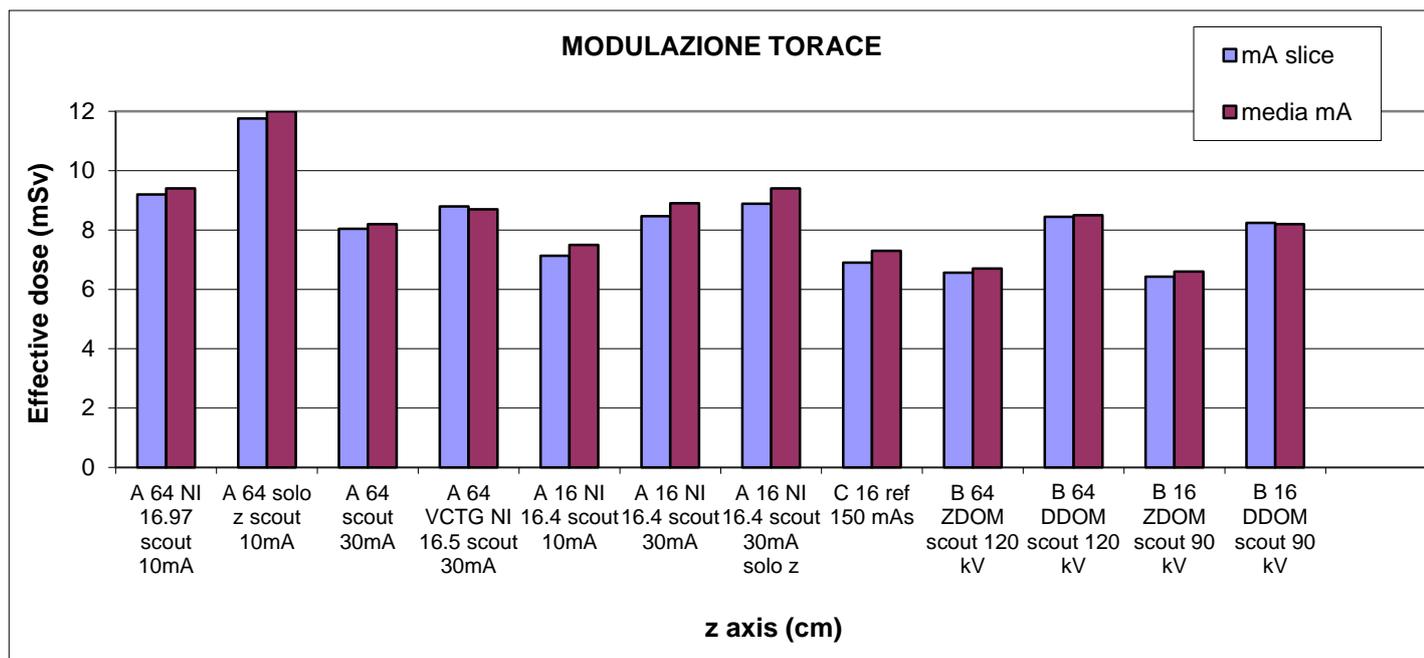


Figura 26 – Comparazione di dose tra valore medio dei mA ed il valore puntuale dei mA per il Torace.

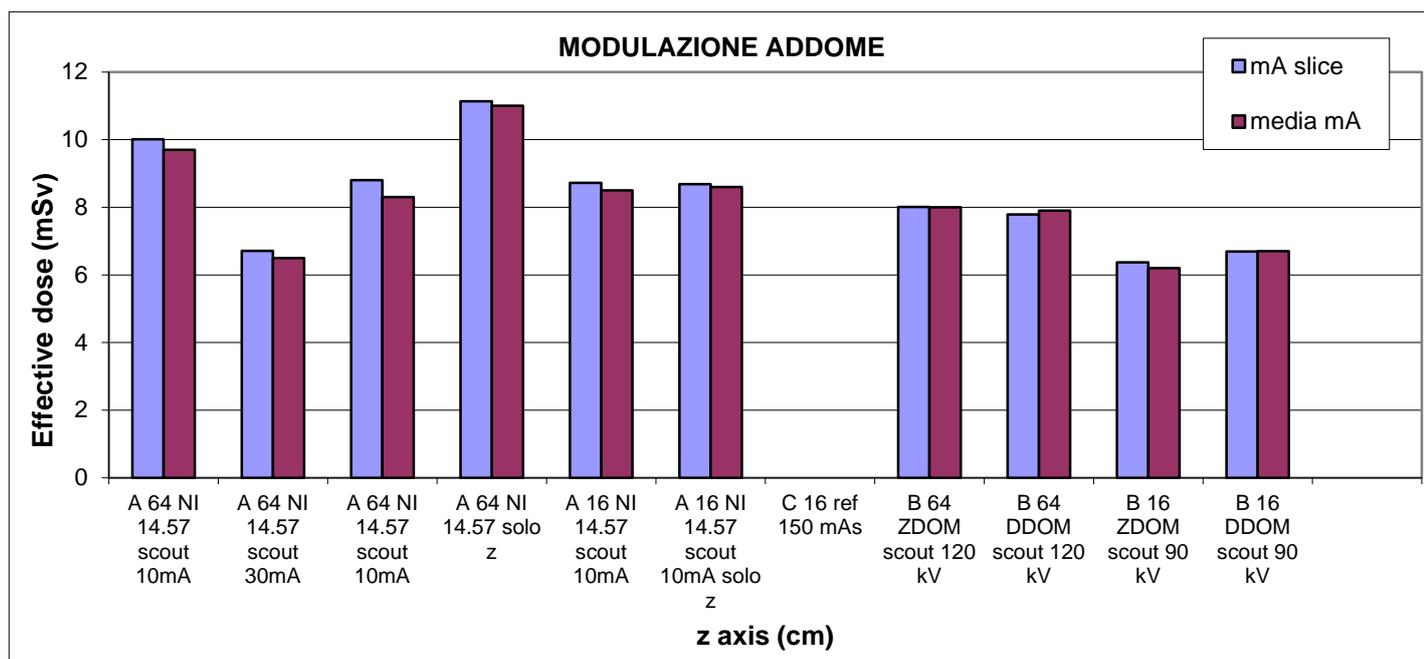


Figura 27 - Comparazione di dose tra valore medio dei mA ed il valore puntuale dei mA per l'Addome.

4.4 Protocolli di dose

Per la valutazione dei sistemi di modulazione della dose sono stati utilizzati dei protocolli standard usati in clinica per i distretti anatomici torace e addome, tenendo conto delle peculiarità delle diverse apparecchiature testate.

4.4.1 Torace

Di seguito illustriamo i protocolli attualmente utilizzati sulle macchine A, B, C prese in esame, sia per le versioni a 16 strati che per quelle a 64 strati.

È possibile notare come i parametri che riguardano voltaggio (kV), *pitch*, FOV, larghezza di *slice*, algoritmi di ricostruzione non variano al passaggio dai 16 ai 64 strati; ciò che cambia è la collimazione del fascio.

Tabella 4 – Protocolli del torace per macchine A, B, C a 16 strati

16 MSCT	A	B	C
kV	120	120	120
Pitch	0.9	1	1.15
FOV (mm)	350	350	350
Slice Thickness (mm)	2.5	2.5	2
Reconstuction Algorithm	FBP	FBP	FBP
Convolution Kernel	STD	B	B31f
Rotation Time (s)	0.6	0.5	0.5
Collimation	16 x 1.25	16 x 1.5	16 x 1.5
Reference	16.5 NI	Ref. Image	150 mAs

Tabella 5 – Protocolli del torace per macchine A, B, C a 64 strati

64 MSCT	A	B	C
kV	120	120	N.D.
Pitch	0.9	1	N.D.
FOV (mm)	350	350	N.D.
Slice Thickness (mm)	2.5	2.5	N.D.
Reconstuction Algorithm	FBP	FBP	N.D.
Convolution Kernel	STD	B	N.D.
Rotation Time (s)	0.6	0.5	N.D.
Collimation	64 x 0.625	64 x 0.625	N.D.
Reference	16.5 NI	Ref. Image	N.D.

4.4.2 Addome

Come nel capitolo precedente, di seguito sono riportate le tabelle che illustrano i protocolli utilizzati nel corso dell'analisi dell'addome appartenenti alle macchine A, B, C.

Tabella 6 – Protocolli dell'addome per macchine A, B, C a 16 strati

16 MSCT	A	B	C
kV	120	120	120
Pitch	0.9	1	1.15
FOV (mm)	350	350	350
Slice Thickness (mm)	2.5	2.5	2
Reconstuction Algorithm	FBP	FBP	FBP
Convolution Kernel	STD	B	B31f
Rotation Time (s)	0.6	0.5	0.5
Collimation	16 x 1.25	16 x 1.5	16 x 1.5
Reference	14 NI	Ref. Image	210 mAs

Tabella 7 – Protocolli dell'addome per macchine A, B, C a 64 strati

64 MSCT	A	B	C
kV	120	120	N.D.
Pitch	0.9	1	N.D.
FOV (mm)	350	350	N.D.
Slice Thickness (mm)	2.5	2.5	N.D.
Reconstuction Algorithm	FBP	FBP	N.D.
Convolution Kernel	STD	B	N.D.
Rotation Time (s)	0.6	0.5	N.D.
Collimation	64 x 0.625	64 x 0.625	N.D.
Reference	14 NI	Ref. Image	N.D.

Nella scelta del *convolution kernel* si è cercato di selezionare algoritmi simili presenti sulle diverse apparecchiature per ridurre l'incidenza di questo parametro nella valutazione del rumore sulle immagini.

Come possiamo notare dalle tabelle riportate, i parametri di riferimento sono diversi in base alla macchina considerata.

Per la macchina A, ciò a cui si fa riferimento è il *Noise Index*, che rappresenta un parametro del rumore presente nelle immagini radiologiche; nella zona del torace, in cui abbiamo differenti tipologie di tessuto ed organi con numeri CT molto diversi tra loro (quindi definita zona *ad alto contrasto*), il rumore non rappresenta un parametro determinante per la qualità della nostra immagine.

Questo porta ad un *NI* di riferimento più elevato rispetto alla zona dell'addome, la quale essendo largamente uniforme dal punto di vista dei tessuti necessita di un rumore più basso, al fine di ottenere un maggiore contrasto.

Sulla macchina B non è possibile relazionarsi a nessun parametro di riferimento, dal momento che il sistema stesso non fornisce un parametro di riscontro ma una non precisata *immagine di riferimento* implementata all'interno della macchina e ne utilizza il confronto con l'immagine ottenuta dall'esame per stimare la qualità delle immagini.

La macchina C, disponibile solo nella configurazione a 16 strati nel corso di questo studio, possiede come parametro di riferimento e viene proposto a consolle durante l'esecuzione dell'esame i *mAs* relativi ad un paziente standard di 80 kg che il tecnico dovrebbe modificare in funzione del soma del paziente analizzato.

Nel corso dello studio si è adottato il valore automatico proposto dall'apparecchiatura come valore standard, in quanto le dimensioni del fantoccio corrispondono al paziente di riferimento.

Per i protocolli adottati sulla zona toracica e addominale valgono le considerazioni precedentemente espresse per la macchina A; il distretto anatomico del torace costituisce una zona ad alto contrasto e sfruttando la grande variazione di tessuti presenti nella suddetta zona è possibile mantenere dei livelli di corrente del tubo inferiori rispetto al protocollo addominale, che prevede valori di corrente maggiori al fine di ottenere un ottimo livello di contrasto in una zona molto più uniforme.

5. Risultati e Discussione

5.1 Valutazione della modulazione di dose per 16/64 strati

Le prime considerazioni che andiamo a compiere sono sulla verifica della modulazione della dose sulle due tipologie di famiglie di macchine osservate, ovvero macchine a *16 slice* e a *64 slice*.

Dall'analisi delle immagini si sono ricavati i valori dei mA per ogni immagine ricostruita e sono stati graficati in funzione della posizione lungo l'asse di acquisizione per i due fantocci antropomorfi.

Poiché le apparecchiature hanno geometrie diverse tra loro come descritto nelle tabelle, il valore dei mA non è coerente per poter effettuare una corretta comparazione tra le diverse modulazioni, in quanto la distanza tra il fuoco ed i rivelatori è diversa a seconda della macchina considerata.

Per poter quindi confrontare i dati delle diverse immagini si è scelto di normalizzare il valore rappresentando non il valore dei mA ma il corrispondente CTDI. Questo valore tiene conto sia delle diverse distanze sia delle diverse filtrazioni delle apparecchiature.

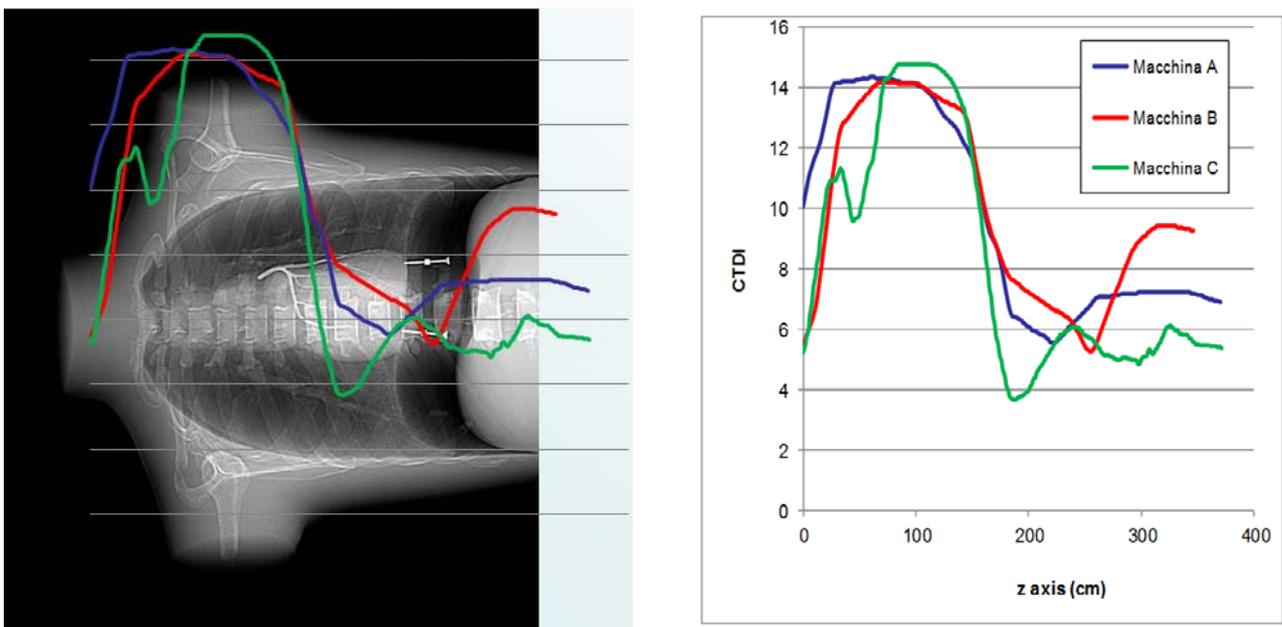


Figura 28 – Modulazione della dose in base alla zona anatomica.

Di seguito compaiono alcuni grafici di comparazione tra macchine a 16 slice di competitors differenti, sia per quanto riguarda il torace che per l'addome e, quindi, per differenti tipologie di modulazione.

TORACE

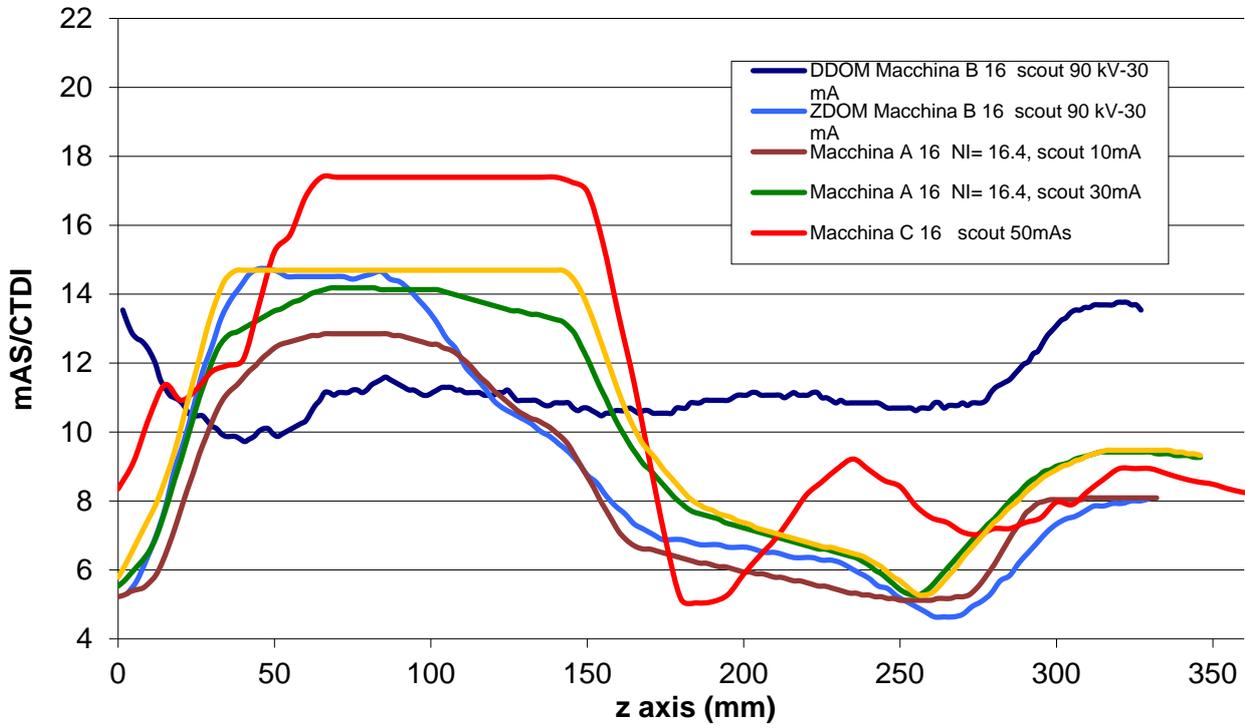


Figura 29 – Modulazione della dose per la zona Torace con macchine a 16 slice

ADDOME

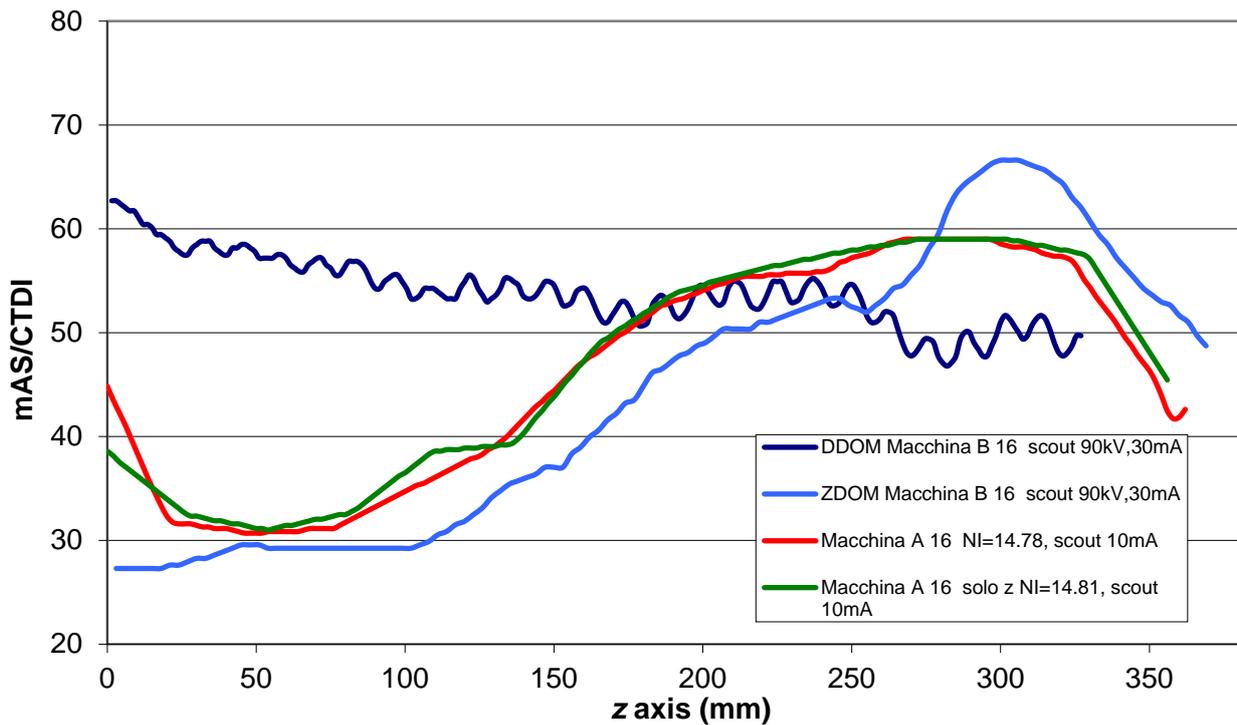


Figura 30 – Modulazione della dose per la zona Addome con macchine a 16 slice.

Andiamo ora ad illustrare l'andamento del profilo di dose per tipologie di macchine a 64 slice, replicando l'andamento sia per la zona toracica che per quella addominale.

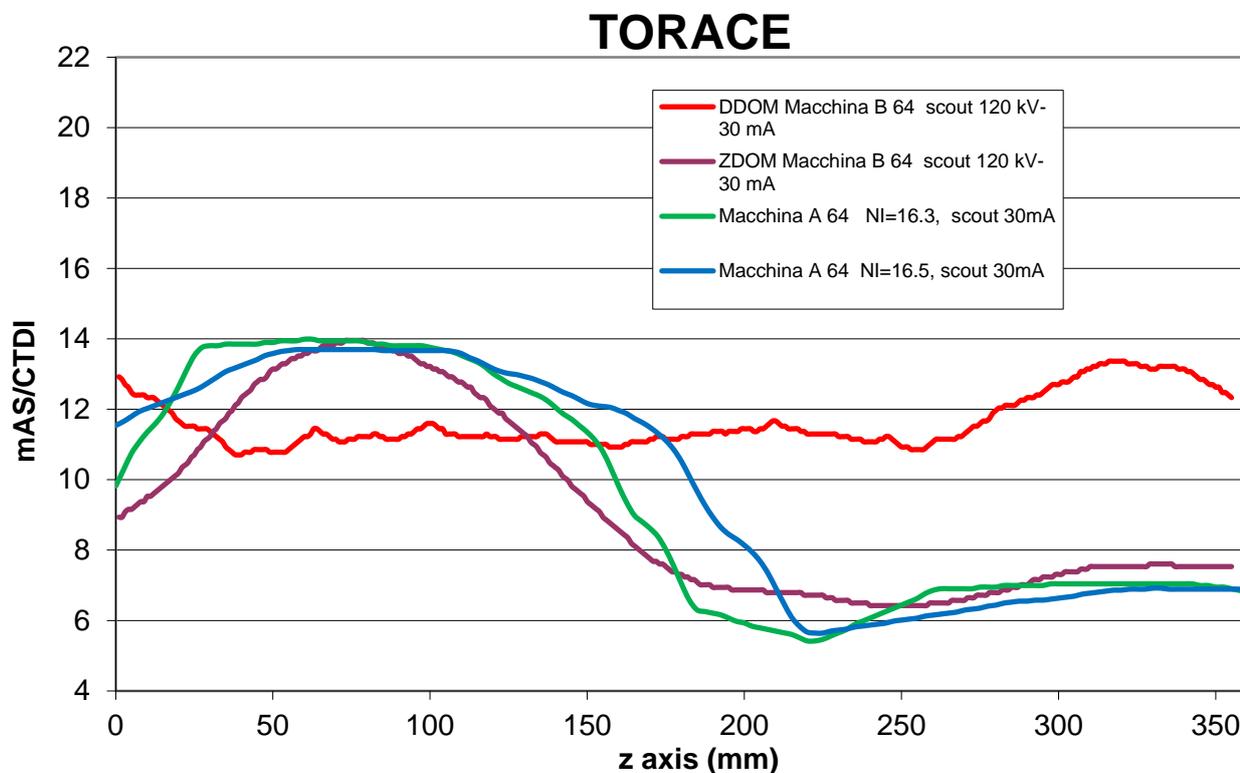


Figura 31 – Modulazione della dose per la zona Torace con macchine a 64 slice

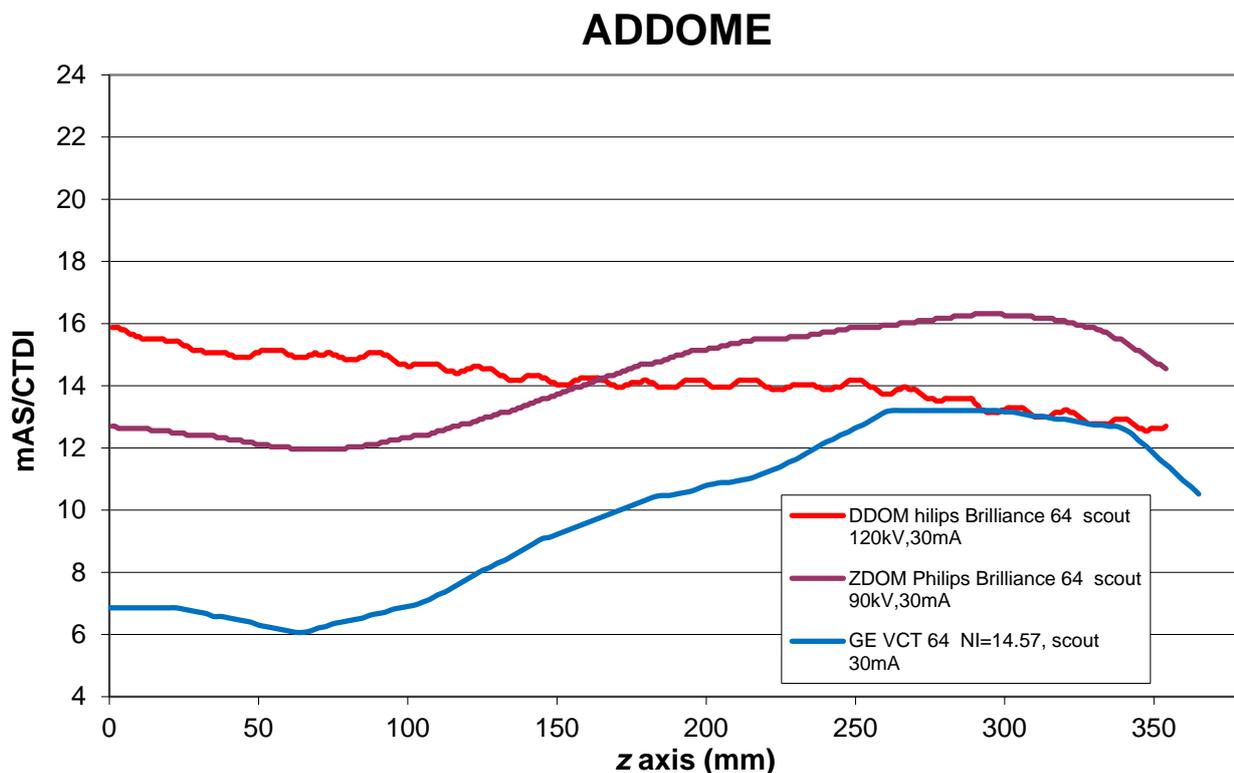


Figura 32 – Modulazione della dose per la zona Addome con macchine a 64 slice

Ciò che principalmente emerge dall'analisi dei risultati ottenuti è come le modulazioni analizzate si differenzino tra loro in base alla tipologia longitudinale o angolare.

Tra modulazioni applicate nella stessa direzione, ritroviamo andamenti molti simili in tutte le macchine studiate. I valori normalizzati al valore di CTDI non hanno evidenziato significative differenze tra i valori misurati.

Le differenze sono da imputare a differenti impostazioni dei parametri di acquisizione delle immagini di riferimento che ha riguardato la seconda parte del lavoro.

5.2 Noise profile

Un'interessante analisi effettuata sulle diverse tipologie di macchine coinvolte in questo studio ci ha permesso di stimare il profilo di rumore in base ai diversi parametri di riferimento per la qualità delle immagini.

Sfruttando la dipendenza dal valore dei *mAs* del tubo radiogeno da parte del sistema di modulazione di una delle macchine studiate, abbiamo graficato l'andamento dei *Reference mAs* in funzione dell'asse *z* di modulazione e, contemporaneamente, abbiamo espresso l'andamento del rumore (in unità *Hounsfield HU*) anch'esso in funzione dell'asse *z*.

Abbiamo acquisito i rispettivi valori di CTDI per quattro valori ben definiti di *mAs* di riferimento, corrispondenti a 190 *mAs*, 210 *mAs*, 240 *mAs* e in assenza di modulazione.

I risultati ottenuti da quest'analisi evidenziano come il rumore segua il profilo di dose

Tabella 8 – Valori del CTDI in funzione dei Reference mAs.

Reference mAs	Valore del CTDI (mGy)
190	8.05
210	9.03
240	10.47
no mod	11.2

L'andamento sia dei *mAs* di riferimento sia del rumore in funzione dell'asse *z* compare anche nei grafici seguenti, che illustrano i comportamenti precedentemente descritti ed evidenziano la correlazione tra l'andamento dei profili di dose dei *mAs* e l'andamento dei valori del rumore.

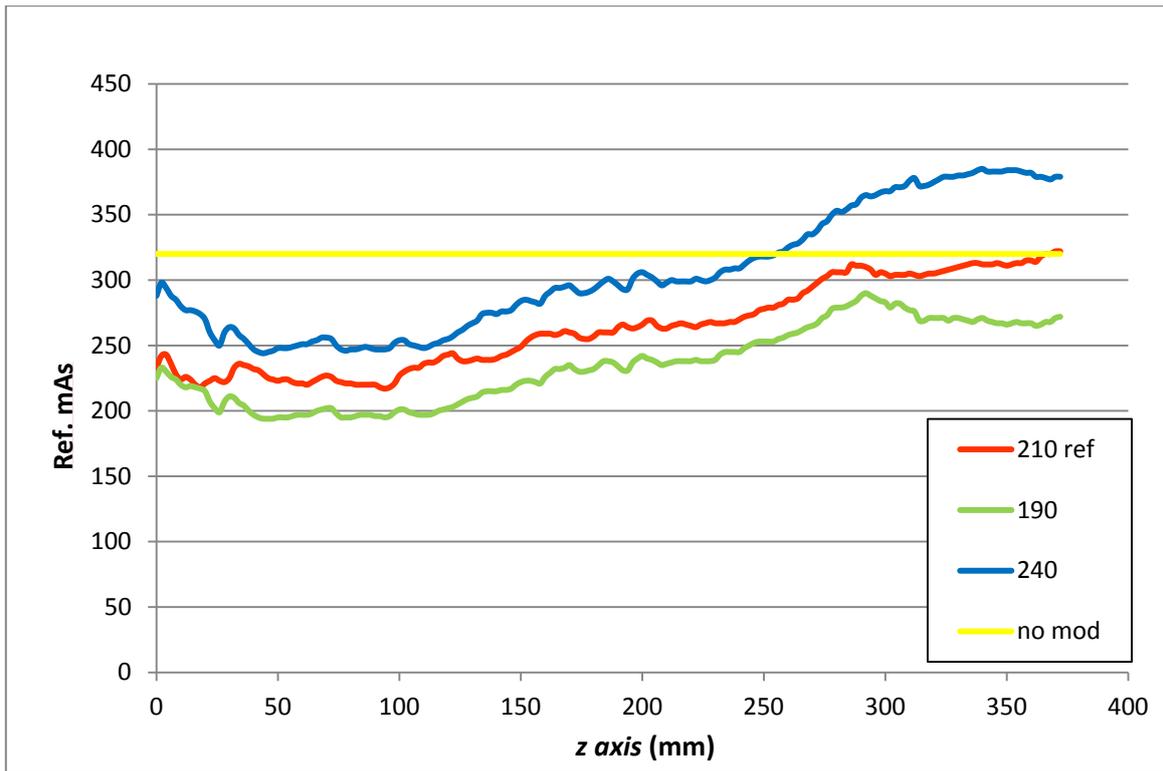


Figura 33 – Andamento dei mA al variare del parametro di riferimento Ref. mAs.

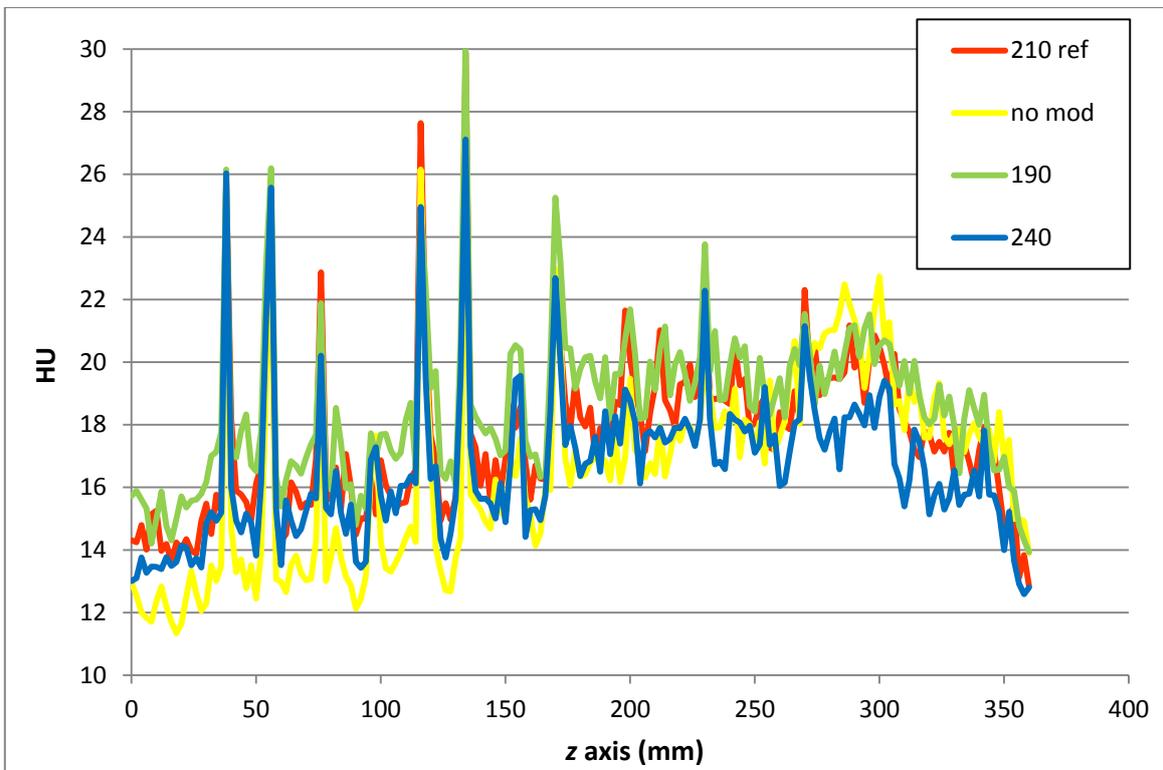


Figura 34 – Andamento del rumore al variare del parametro di riferimento Ref. mAs.

Oltre all'analisi del rumore in funzione delle diverse posizioni anatomiche del fantoccio come sopra riportato si è valutata la relazione tra i parametri di riferimento della qualità e il valore del rumore calcolato.

Prendendo in esame le macchine A e C (ovvero le uniche che abbiano dei parametri fisici di riferimento, poiché la macchina B non ha un parametro fisico valutabile ma una immagine di riferimento) è stato possibile evidenziare la variazione del rumore in funzione del rispettivo parametro di riferimento, *mAs* o *NI*.

Il rumore è stato calcolato in tre posizioni (collo, cuore e addome per il torace; addome, pelvi e bacino per la zona addominale) con una ROI posizionata in una area uniforme dopo aver sottratto due immagini contigue.

In grafico si rappresenta la relazione tra parametro di riferimento (*NI* o *Ref. mAs*) in funzione del rumore (σ) calcolato. La dipendenza è lineare per entrambi i metodi, mentre la pendenza è correlata alla zona anatomica e quindi alla maggiore o minore capacità di modulazione.

Tabella 9 – Valori del CTDI in funzione del parametro Reference mAs.

Reference mAs	CTDI (mGy)
no mod	7
100	6.54
120	8.41
1500	9.25

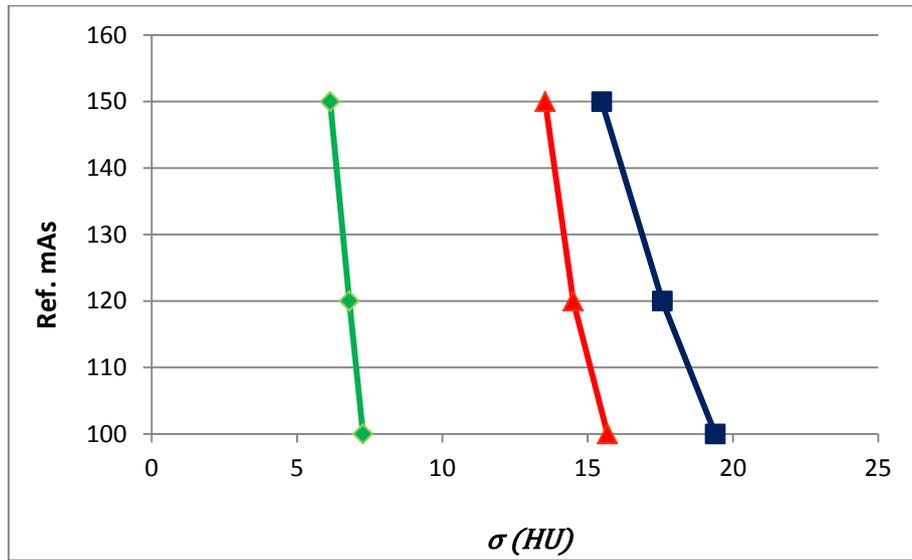


Figura 35 – Variazione del rumore in funzione del parametro di riferimento Ref. mAs.

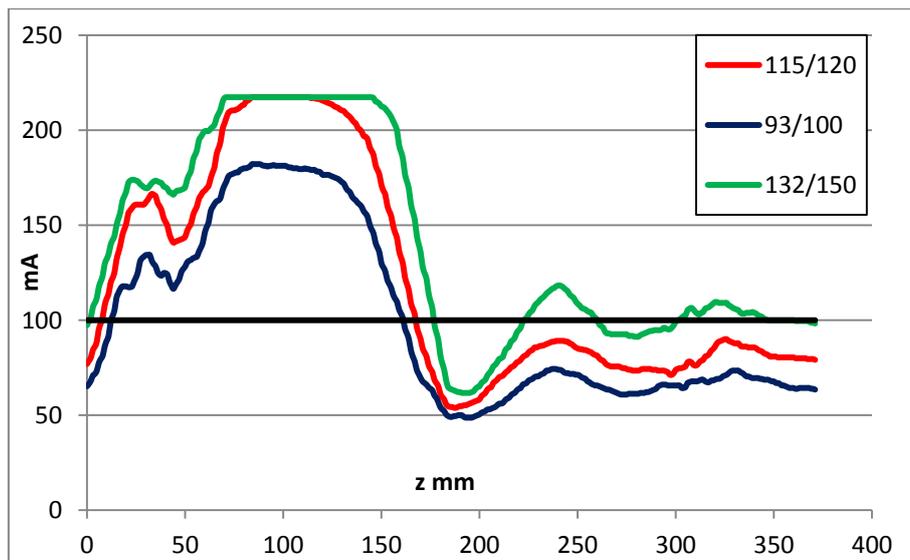


Figura 36 – Andamento della corrente in funzione del parametro di qualità Ref. mAs.

Nel secondo caso, il parametro di riferimento è il *Noise Index*, fatto variare attraverso tre valori come nel caso precedente.

Tabella 10 – Valori del CTDI in funzione del parametro NI.

NI	CTDI (mGy)
no mod	9
15.2	8.41
16.35	9.18
17.57	11.32

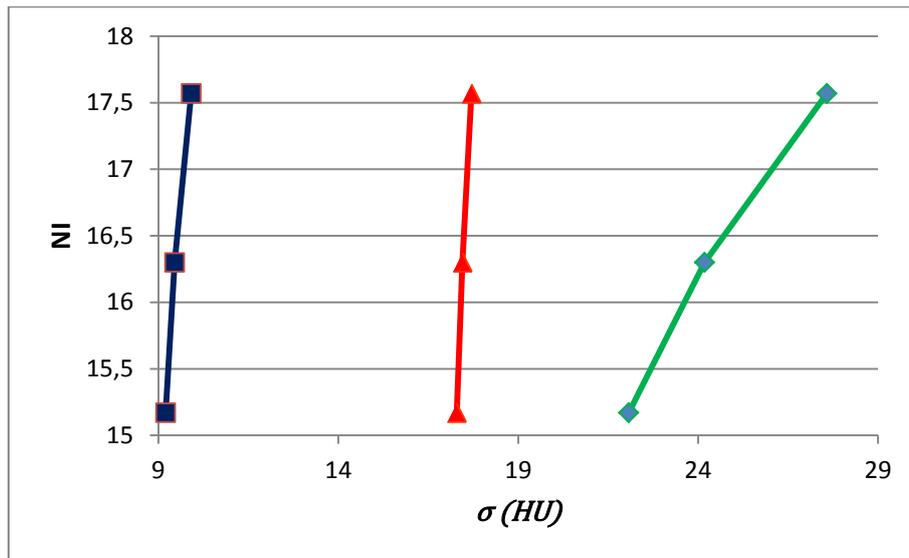


Figura 37 - Variazione del rumore in funzione del parametro di riferimento NI.

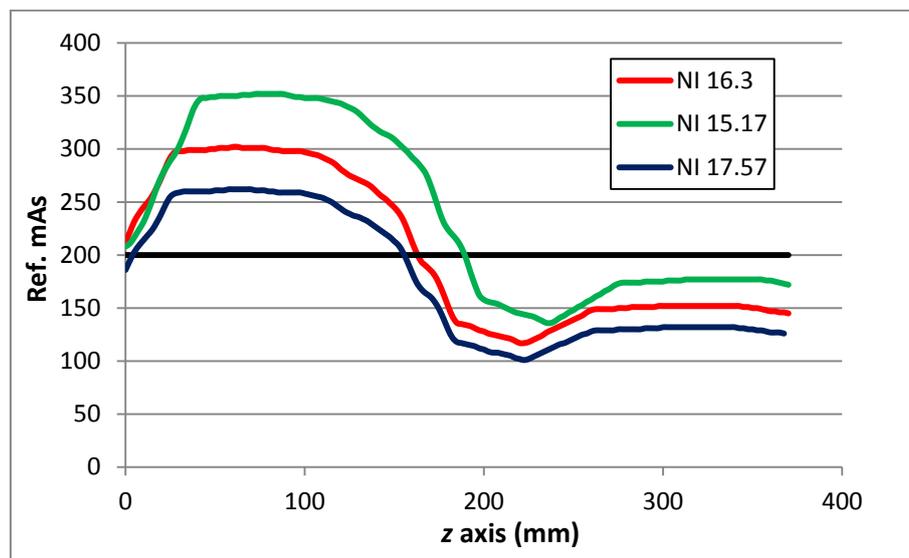


Figura 38 - Andamento della corrente in funzione del parametro di qualità NI.

5.3 Ottimizzazione della dose: parametri di ottimizzazione della scout

Poiché la pianificazione dei sistemi di modulazione viene fatta da tutte le apparecchiature sulle immagini del topogramma eseguite per pianificare l'acquisizione, si è deciso di valutare l'influenza dei parametri tecnici impostati sulla modulazione ottenuta.

5.3.1 mA della scout

Il primo punto è stato valutare come i valori della corrente con cui si acquisisce il topogramma influenzano la modulazione.

Di seguito si riportano i valori della corrente misurata sul distretto torace con la modulazione effettuata impostando nella scout una corrente rispettivamente di 10, 30 e 50 mA a parità di kV.

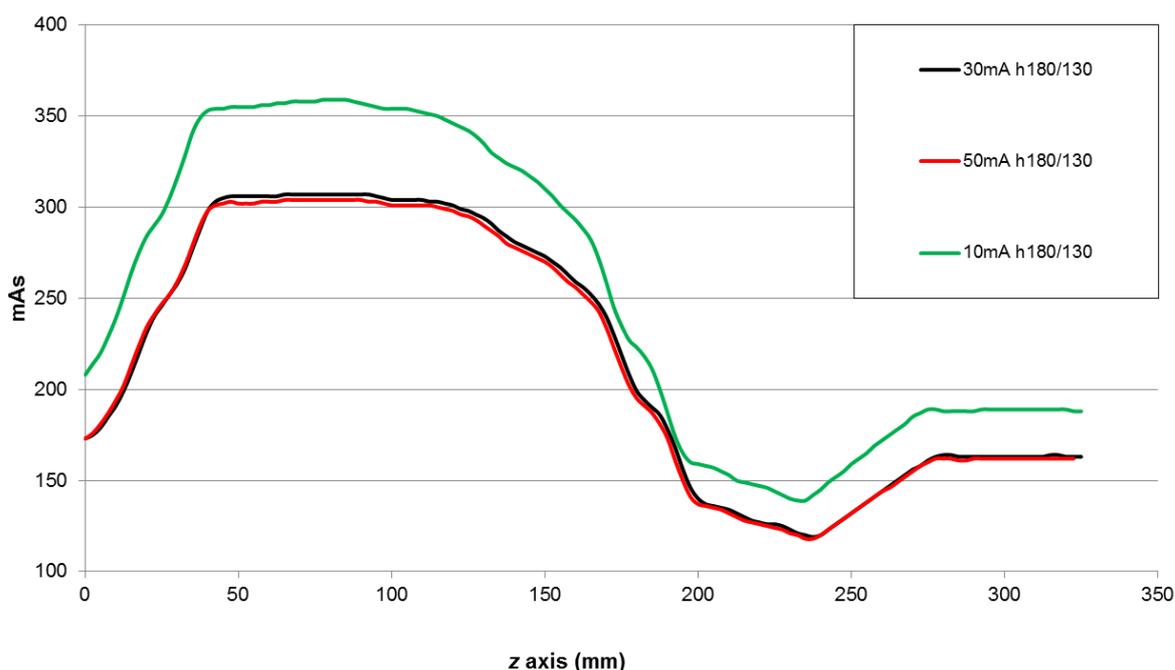


Figura 39 – Profilo di corrente in base ai valori di mA variabili della scout.

Si evidenzia dal grafico che bassi valori di mA nella scout portano ad un incremento significativo dei valori dei mA durante la modulazione, in quanto la bassa dose misurata viene interpretata come un alto assorbimento. Abbiamo definito che per i sistemi in esame il valore limite al di sopra del quale non si ha incremento della dose corrisponde a 30 mA, mentre non registriamo una grande variazione nei protocolli che utilizzano una corrente pari a 50 mA rispetto ai protocolli che utilizzano il valore di corrente pari a 30 mA.

5.3.2 kV della scout

Si è valutato se utilizzare kV diversi tra la scout e l'acquisizione poteva influenzare la modulazione della dose, ovvero la scelta dei mA da erogare durante la scansione.

È risultato che utilizzare un valore di kV inferiore nella scout rispetto a quelli previsti dal protocollo di acquisizione comporta un aumento dell'esposizione. Questo è attribuibile, come descritto in precedenza per i mA, ad una minore attenuazione.

Per completezza segnaliamo che per una sola macchina analizzata abbiamo riscontrato un andamento inverso rispetto quanto appena descritto.

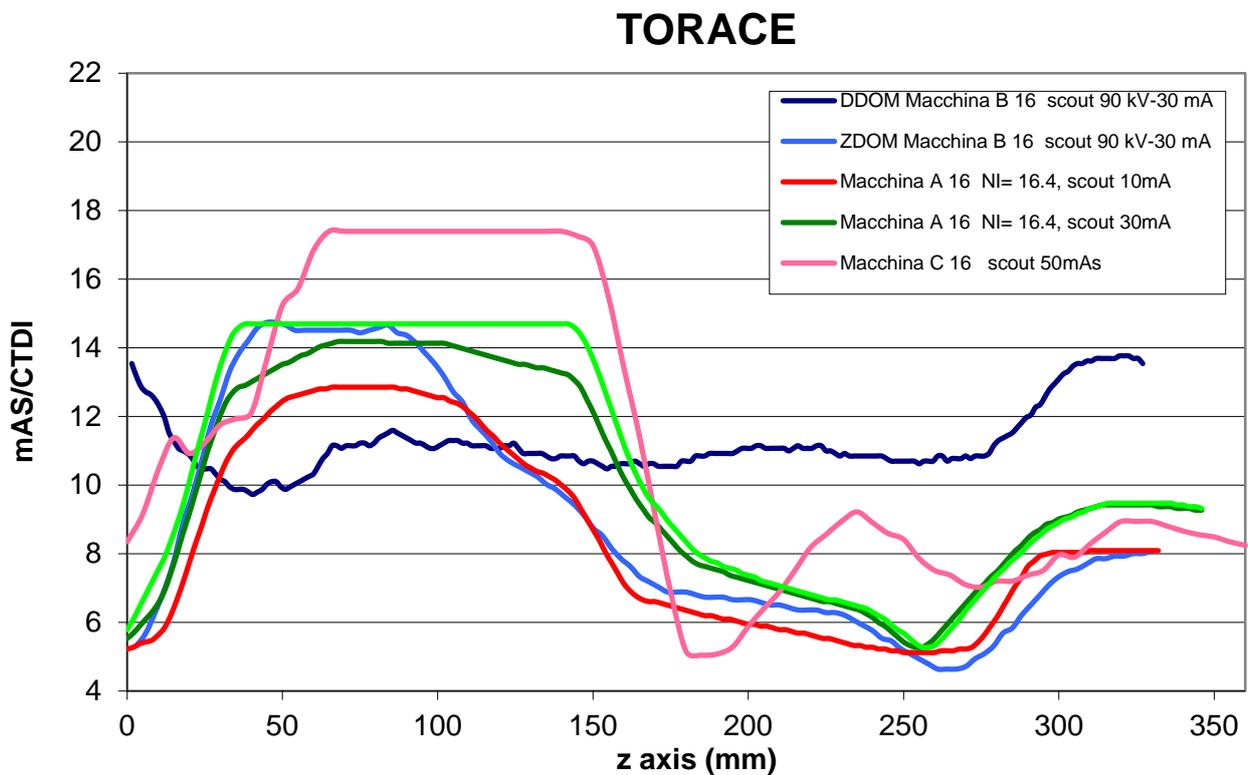


Figura 40 – Profilo di dose per differenti variazioni di kV sulla scout nel Torace.

ADDOME

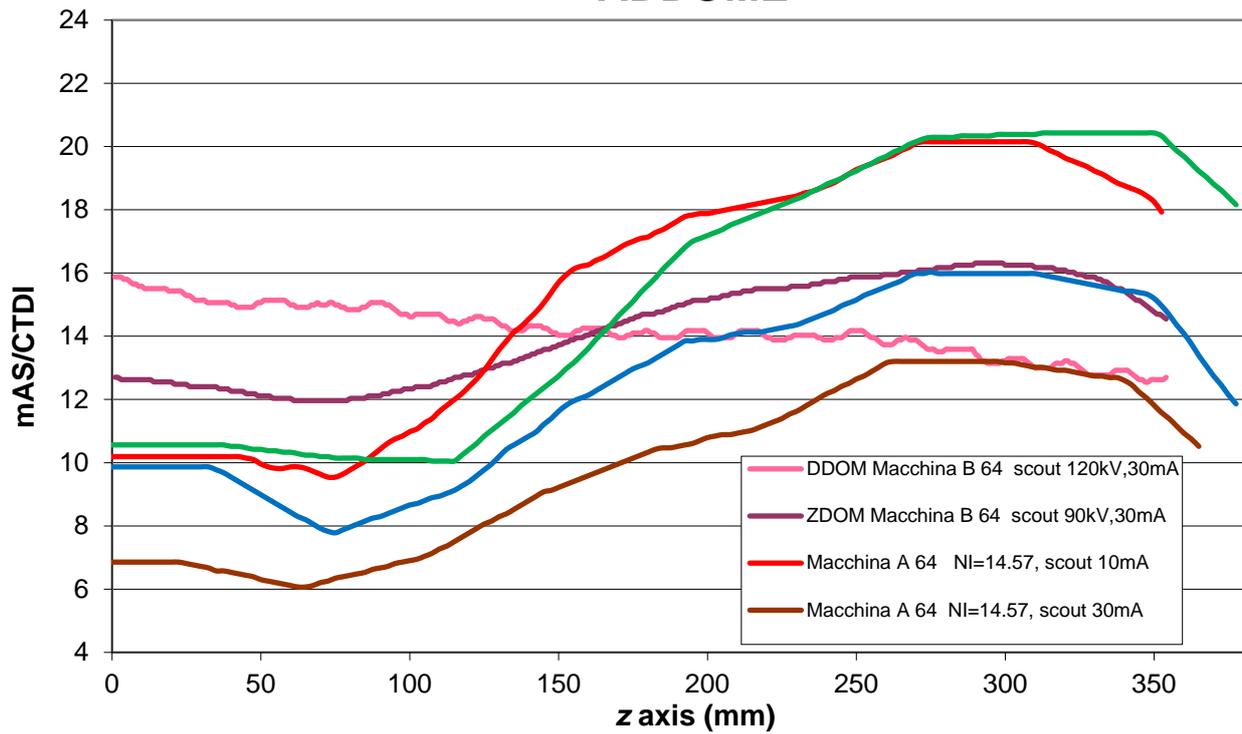


Figura 41 – Profilo di dose per differenti variazione di kV sulla scout nell'Addome.

5.3.3 Posizionamento del paziente

Il terzo ed ultimo parametro nell'ambito dell'ottimizzazione dei protocolli di dose consiste nella posizione del paziente durante la scout.

Abbiamo individuato l'isocentro del nostro fantoccio antropomorfo

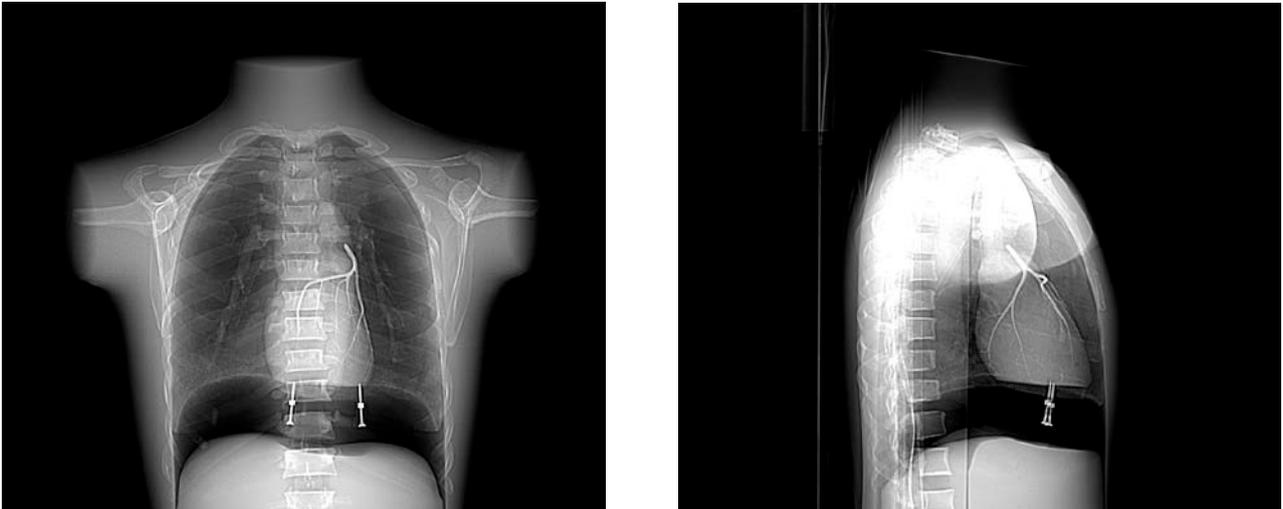


Figura 42 – Dimensioni del fantoccio posizionato correttamente.

Durante l'analisi dei protocolli è stato individuato che un banale errore sul posizionamento pari a ± 5 cm provoca una diversa percezione da parte dei sistemi automatici di modulazione della dose.

Questa errata percezione da parte dei sistemi di modulazione automatica comporta un aumento di CTDI e, pertanto, di dose somministrata al paziente durante l'esame.

Ciò viene riassunto dall'errata percezione delle dimensioni del fantoccio da parte del sistema, aumentando o diminuendo la sua massa in base all'errato scostamento verticale.

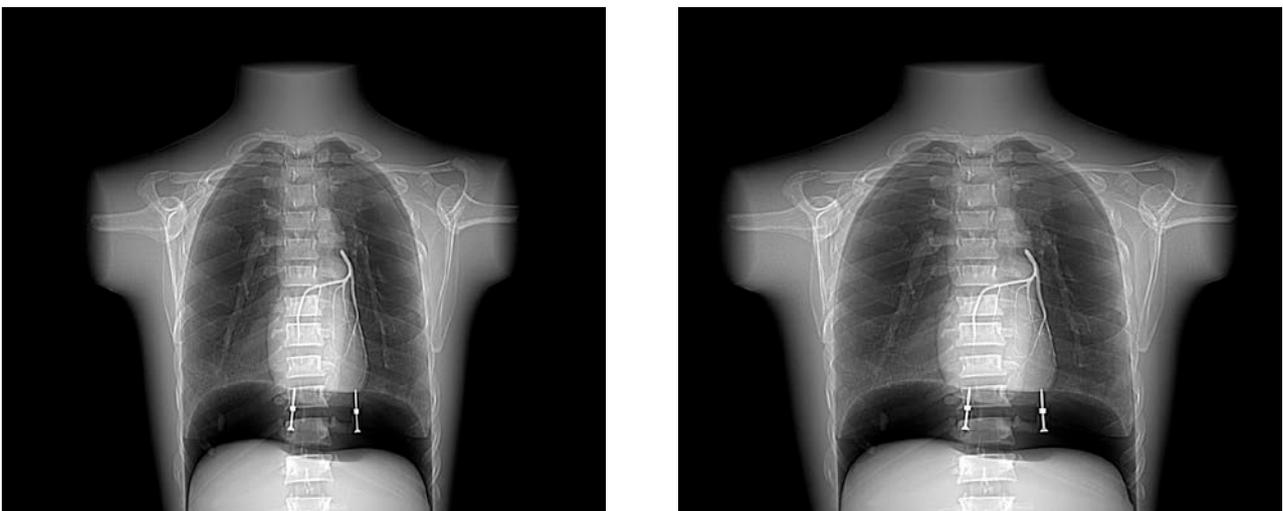


Figura 43 – Errori di posizionamento: fantoccio di dimensione inferiore e superiore alla reale taglia.

Tabella 11 - Valori di CTDI e DLP in base al posizionamento del fantoccio per macchina a 64 strati.

A 64	ERRORE		POSIZIONAMENTO CORRETTO
	POSIZIONAMENTO -5 cm	POSIZIONAMENTO +5 cm	
CTDI (mGy)	8.16	15.10	11
DLP (mGy*cm)	280	534	385

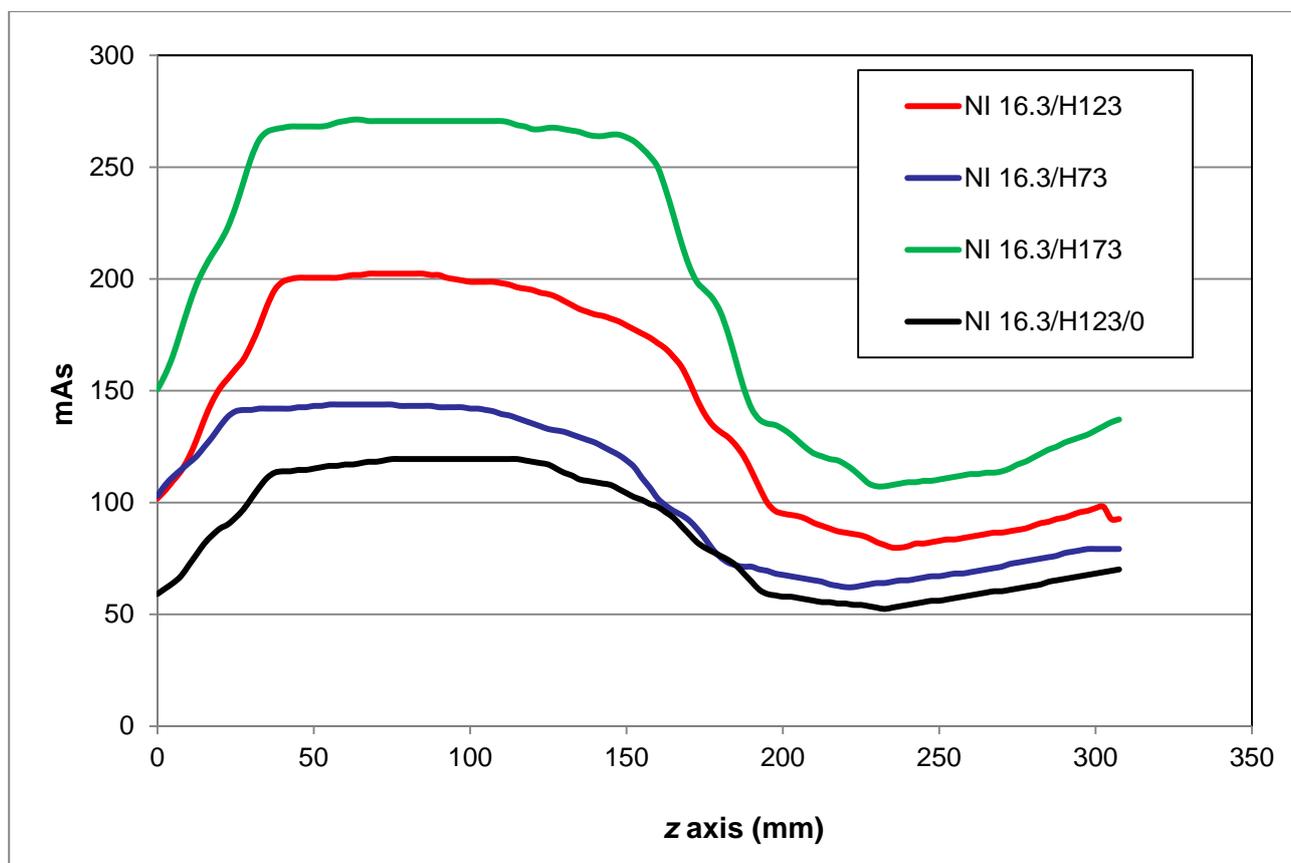


Figura 44 – Andamento dei valori di corrente in funzione dell'altezza di posizionamento del paziente per il distretto Torace (macchina a 64 strati).

Tabella 12 – Valori di CTDI e DLP in base al posizionamento del fantoccio per macchina a 16 strati.

C 16	ERRORE		POSIZIONAMENTO	ERRORE
	POSIZIONAMENTO -5 cm		CORRETTO	POSIZIONAMENTO +5 cm
CTDI (mGy)	7.8		9	11
DLP (mGy*cm)	327		375	458

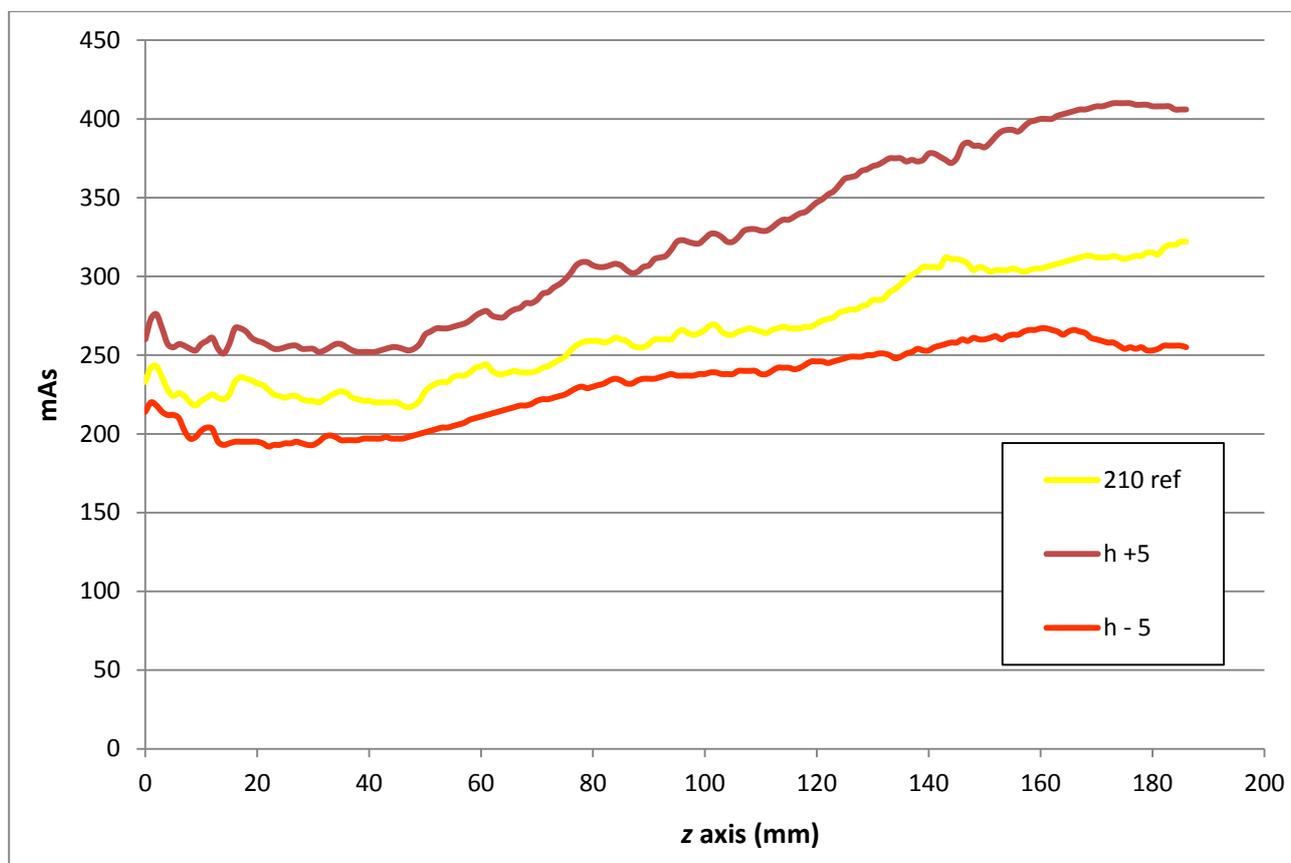


Figura 45 - Andamento dei valori di corrente in funzione dell'altezza di posizionamento del paziente per il distretto Addome (macchina a 16 strati).

5.4 Comparazione tra vecchi e nuovi protocolli

Nella prima parte del capitolo 5, dedicato ai risultati ottenuti, abbiamo provato a verificare l'effettiva correttezza dei sistemi di modulazione della dose impiegati sulle macchine analizzate nel corso di questo lavoro.

Successivamente ci siamo occupati del discorso dell'ottimizzazione della dose,

Grazie a questo studio di ottimizzazione dei protocolli, è stato possibile fornire un supporto effettivo ai tecnici radiologi redigendo linee guida per un corretto esame radiologico TC.

Come prima direttiva, è stato comunicato ai tecnici di effettuare sempre prima l'acquisizione laterale e successivamente quella antero-posteriore.

Successivamente, tutte le scout sono state settate a 30 mAs, al fine di evitare effetti di incremento della dose legati ad un basso assorbimento, come evidenziato nelle sezioni precedenti. Inoltre, sono stati impostati gli stessi kV tra scout ed acquisizione.

In base ai risultati forniti da questo studio, è stato aumentato il valore di Noise Index per i protocolli dell'addome. In merito, i rispettivi settori radiologici in Policlinico hanno evidenziato una diminuzione del valore medio di CTDI da 20 mGy a 16 mGy.

Per quanto riguarda il torace, il cambiamento è risultato meno significativo, indice che questo distretto anatomico è ben modulato dagli odierni sistemi di modulazione implementati sulle macchine studiate.

6. Conclusioni

Questo lavoro ha permesso di analizzare i sistemi di modulazione automatica della dose installati nelle apparecchiature TC del Policlinico S.Orsola Malpughi.

I risultati ottenuti dimostrano che, pur basandosi su principi e tecniche diversi, i diversi sistemi sono ugualmente efficaci nell'adattare la dose al distretto anatomico in esame.

La modulazione longitudinale è sicuramente più efficace della sola modulazione angolare, la combinazione delle due metodiche, dove possibile, rappresenta il metodo migliore di ottimizzazione della dose.

I parametri di qualità che le ditte hanno scelto per il processo di ottimizzazione sono molto diversi tra loro (indice di rumore, indice di esposizione, immagine di riferimento) si è quindi ritenuto di usare un fantoccio antropomorfo per simulare la pratica clinica.

La verifica dettagliata del funzionamento dei sistemi ha consentito una migliore applicazione della modulazione della dose ai diversi distretti anatomici, in particolare ha consentito la corretta scelta dei parametri di qualità con cui eseguire lo studio TC.

Particolare attenzione è stata messa ai criteri di applicazione dei sistemi in fase di pianificazione dello studio e quindi alla dipendenza di acquisizione del topogramma.

Si sono valutati i parametri di acquisizione (kV e mA) e le variazioni nel posizionamento del paziente.

Il lavoro ha evidenziato come una errata acquisizione del topogramma può comportare delle differenze di esposizione fino al 30%.

La fase di validazione e studio di questi software ha consentito una ridefinizione di tutti i protocolli d'esame e ad indicazioni precise sulle modalità di acquisizione che, nei primi mesi di valutazione, danno come indicazione una riduzione di circa il 10% della dose per i due distretti studiati.

Per quanto concerne il calcolo della dose efficace, effettuato con l'ausilio di software commerciali basati su simulazioni montecarlo, si è evidenziato come non ci siano significative differenze tra l'uso dei mAs medi dello studio e i valori esatti per ogni posizione.

I limiti dell'utilizzo di fantocci antropomorfi sono nella variabilità delle strutture che non consentono una analisi più approfondita della qualità in termini di rumore. Parallelamente l'utilizzo di fantocci omogenei non attiva la modulazione e quindi non consente di testare i sistemi.

Si prevede di progettare un fantoccio che attivi i sistemi di modulazione ma che contenga aree uniformi per eseguire l'analisi dello spettro del rumore.

Appendici

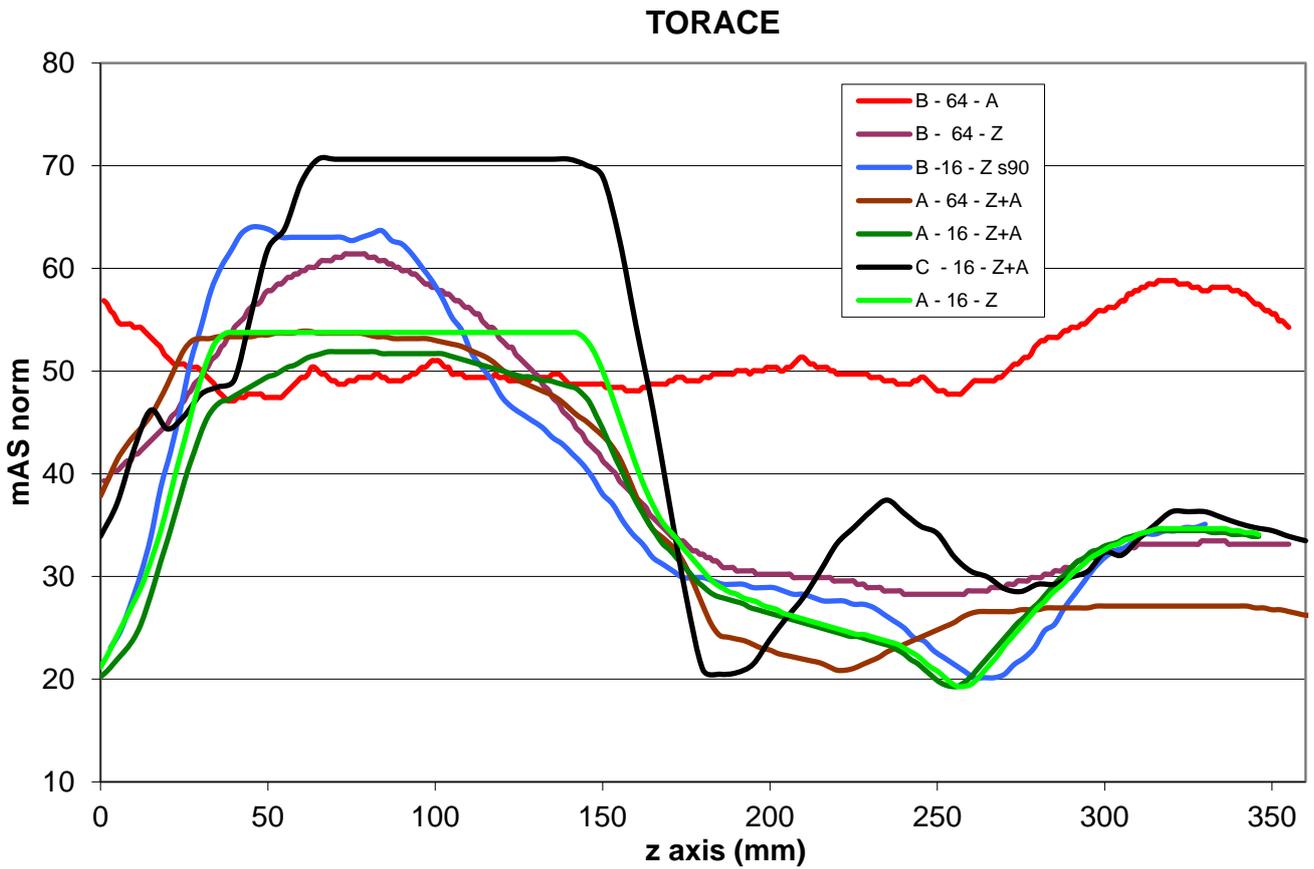


Figura 46 – Profilo dei mAs normalizzati in funzione della distanza per il distretto Torace.

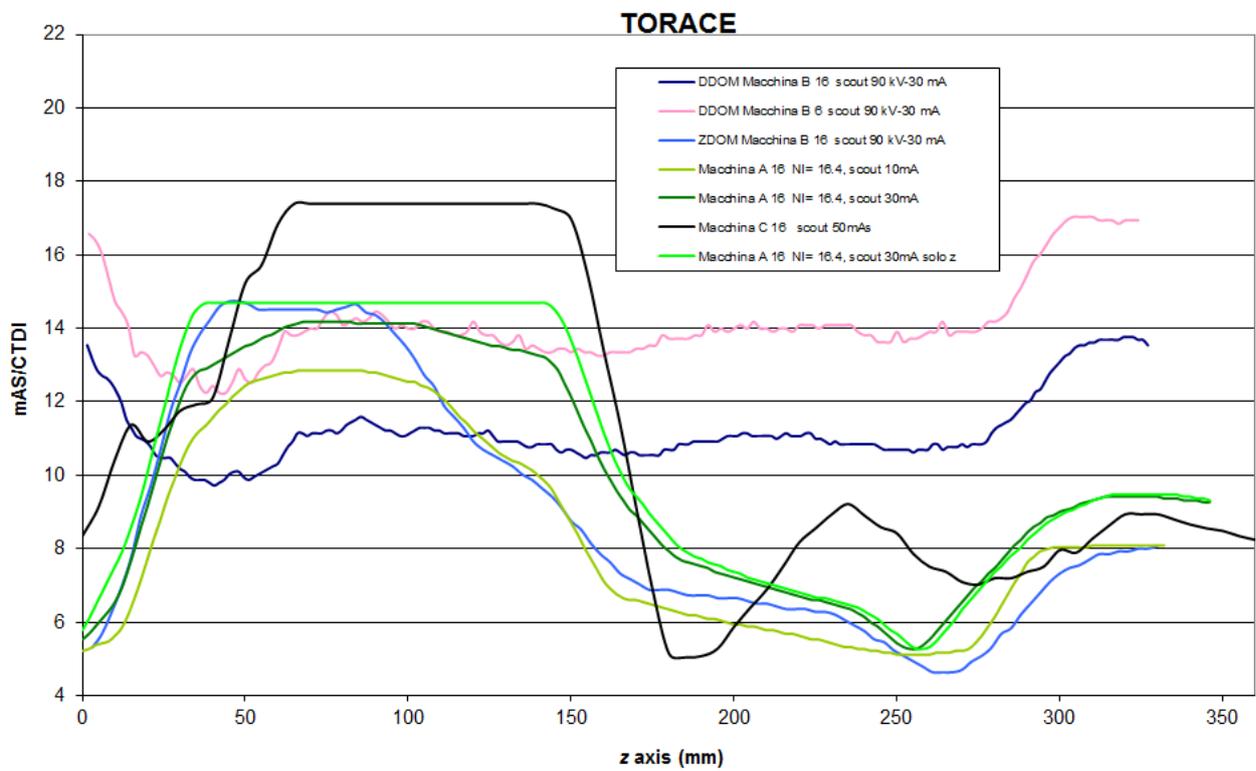


Figura 47 - Andamento del profilo di dose nel distretto Torace per macchine a 16 strati..

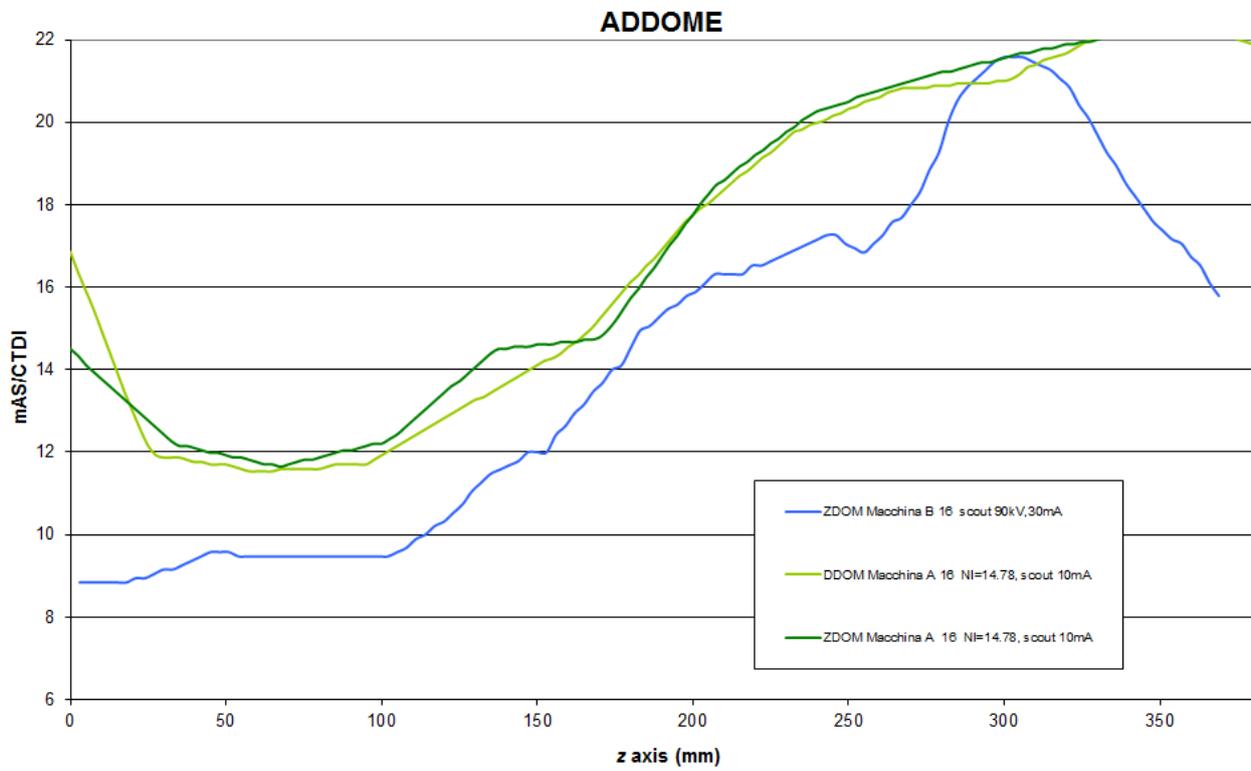


Figura 48 - Andamento del profilo di dose nel distretto Addome per macchine a 16 strati..

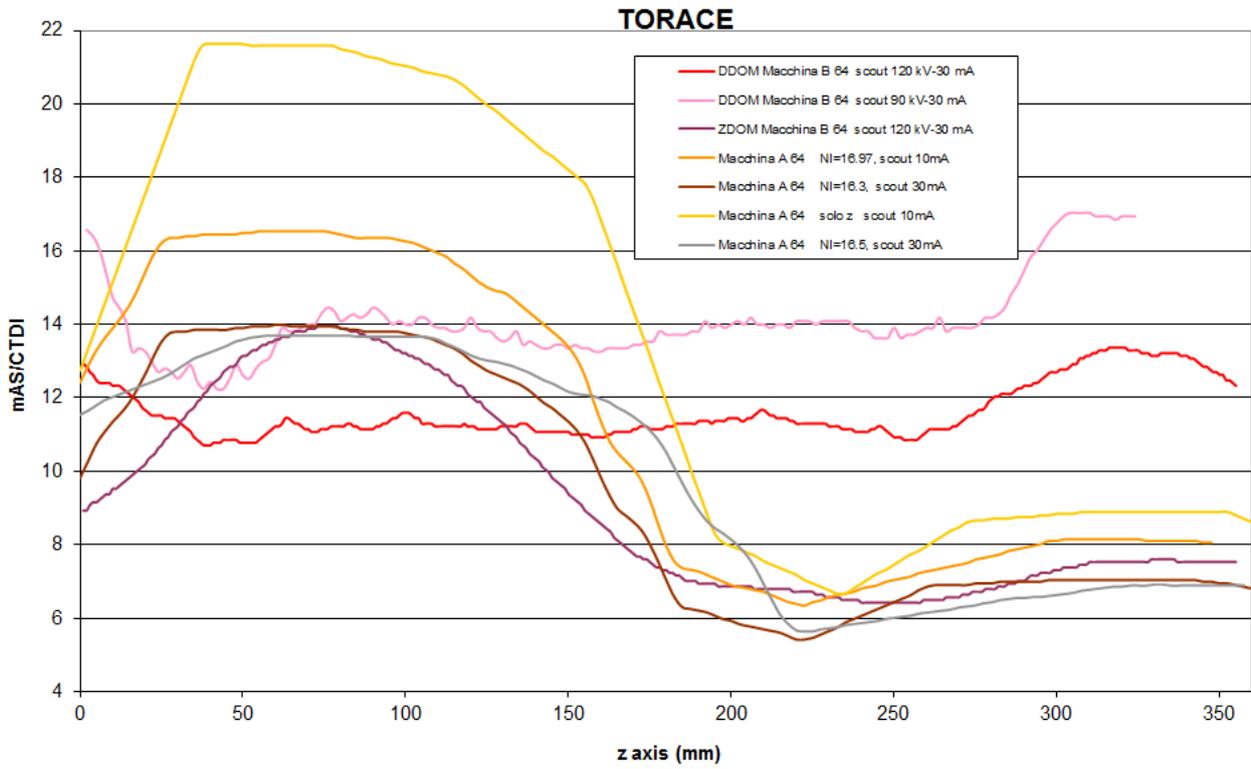


Figura 49 - Andamento del profilo di dose nel distretto Torace per macchine a 64 strati..

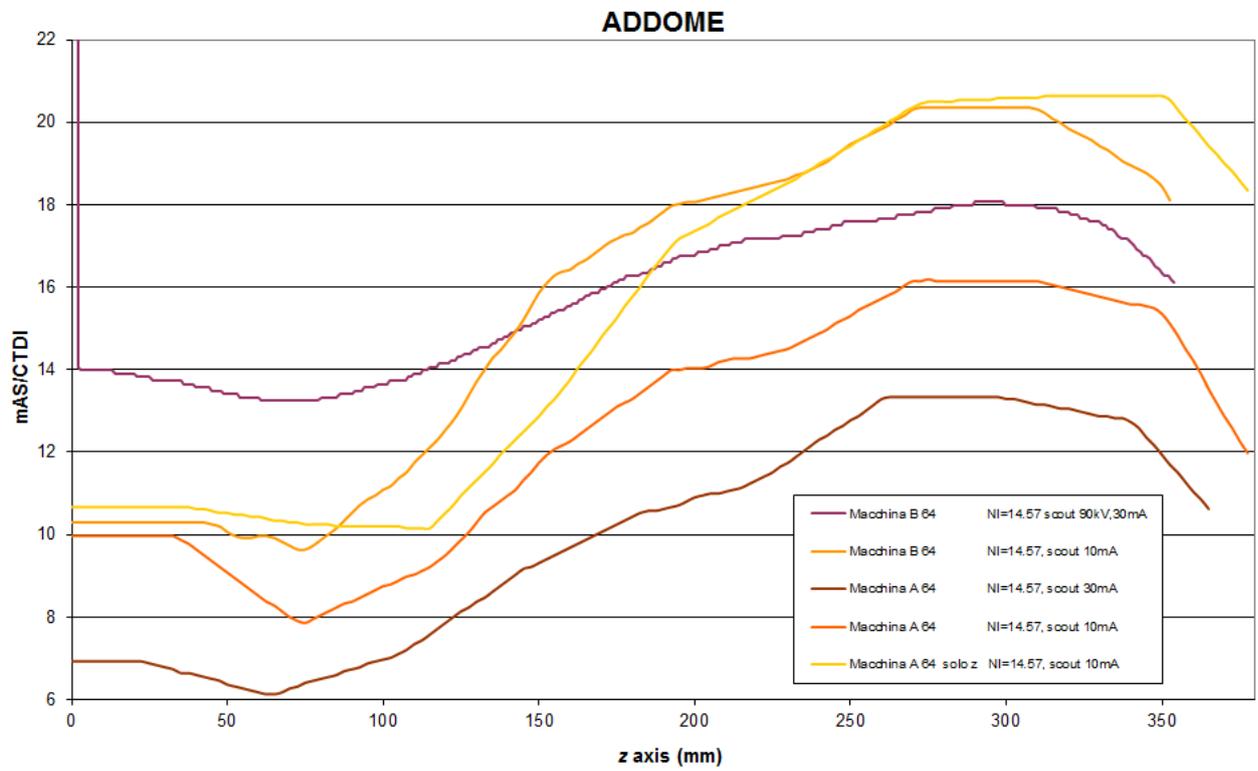


Figura 50 – Andamento del profilo di dose nel distretto Addome per macchine a 64 strati.

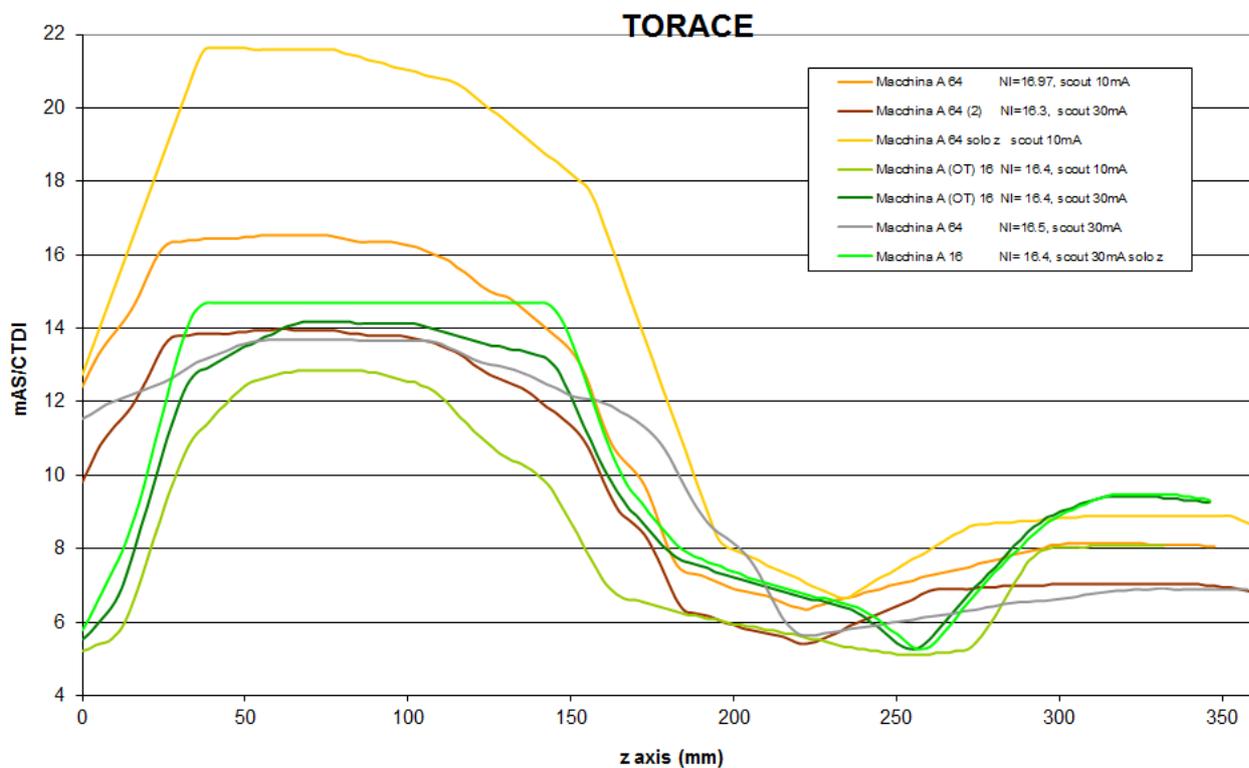


Figura 51 – Profilo di dose tra macchine a 16 slice e 64 slice per il Torace.

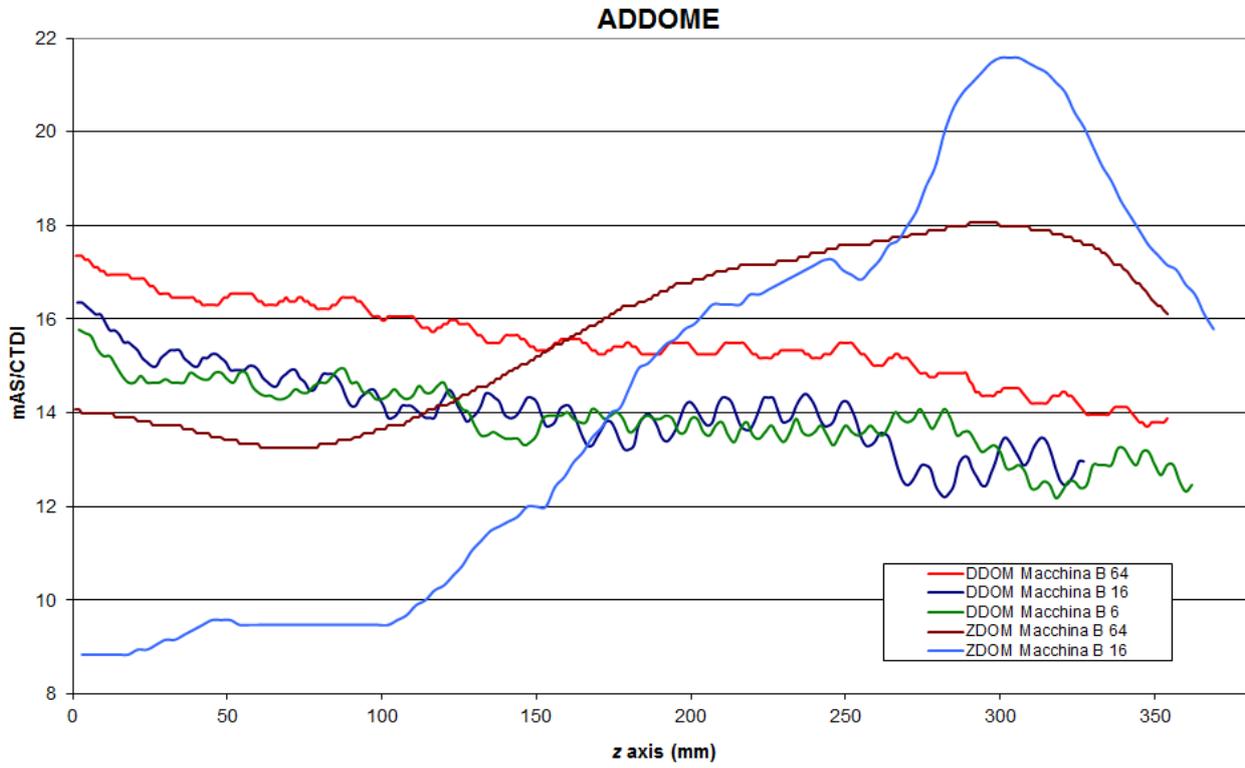


Figura 52 – Profilo di dose per tutte le tipologie di macchina B.

Chest (mSv)	Total Effective Dose	Gonads	Bone Marrow	Colon	Lung	Stomach	Bladder	Breast	Liver
A 64 NI 16.97 SPR 10mA	9.20	0.22	5.76	1.66	15.79	19.67	0.09	9.42	19.92
A 64 average mA	9.4	0.17	6	1.3	18	15	0.076	14	15
difference	2.2%	-21.8%	4.1%	-21.9%	14.0%	-23.8%	-18.7%	48.6%	-24.7%
A 64 SPR 30mA	8.04	0.18	5.07	1.37	13.84	16.55	0.08	8.22	16.82
A 64 average mA	8.2	0.15	5.2	1.1	16	13	0.064	12	13
difference	2.0%	-16.5%	2.6%	-19.9%	15.6%	-21.5%	-16.9%	46.0%	-22.7%
A 64 NI 16.5 SPR 30mA	8.80	0.19	5.39	1.47	15.50	16.89	0.08	10.72	17.19
A 64 average mA	8.7	0.15	5.6	1.2	17	13	0.068	12	13
difference	-1.1%	-20.8%	4.0%	-18.2%	9.7%	-23.0%	-17.8%	11.9%	-24.4%
A 16 NI 16.4 SPR 10mA	7.13	0.17	4.68	1.18	12.24	14.13	0.08	8.44	15.20
A 16 average mA	7.5	0.17	4.8	1.2	14	12	0.085	12	12
difference	5.2%	0.2%	2.6%	1.5%	14.4%	-15.1%	0.5%	42.2%	-21.0%
A 16 NI 16.4 SPR 30mA	8.47	0.19	5.74	1.3	15.26	16.16	0.10	10.18	17.41
A 16 average mA	8.9	0.21	5.9	1.4	17	14	0.1	14	14
difference	5.1%	9.3%	2.8%	4.9%	11.4%	-13.4%	4.5%	37.5%	-19.6%
A 16 NI 16.4 SPR 30mA z AEC	8.89	0.21	5.99	1.44	15.85	17.33	0.10	10.49	18.60
A 16 z AEC average mA	9.4	0.22	6.2	1.5	18	15	0.11	15	15
difference	5.8%	5.7%	3.5%	3.8%	13.5%	-13.5%	5.9%	43.0%	-19.3%

C 16 ref 150 mAs	6.90	0.15	4.68	1.02	13.02	12.38	0.07	7.54	13.76
C 16 average mA	7.3	0.16	4.9	1.1	14	11	0.076	11	11
difference	5.8%	5.1%	4.7%	7.5%	7.5%	-11.2%	4.6%	45.9%	-20.0%
B 128	5.93	0.11	4.02	0.70	11.54	9.47	0.05	8.86	10.20
B 128 average mA	5.9	0.093	4	0.61	12	8.3	0.046	9.5	8.9
difference	-0.5%	-13.5%	-0.5%	-12.8%	4.0%	-12.4%	-14.1%	7.2%	-12.7%

Tabella 13 – Valori della dose ai singoli organi per l'esame del torace.

TORACE

Scanner	Collimation (mm)	Modulation type	Average mAs	DLP (mGy*cm)	Dose variation (%)
64 slice scanner	32x1.25	No modulation	194	534.0	-
	32x1.25	longitudinal	125	336.0	-37%
	32x1.25	longitudinal feet first	124	323.8	-39%
	32x1.25	longitudinal +5cm	109	297.5	-44%
	32x1.25	longitudinal -5cm	109	298.3	-44%
	32x1.25	angular	157	438.2	-18%
	32x1.25	angular feet first	156	435.2	-19%
	32x1.25	angular +5cm	111	312.8	-41%
	32x1.25	angular -5cm	113	323.1	-39%
16 slice scanner	16x1.5	No modulation	206	530.4	-
	16x1.5	longitudinal	120	311.5	-41%
	16x1.5	longitudinal feet first	123	308.8	-42%
	16x1.5	longitudinal +5cm	138	351.2	-34%
	16x1.5	longitudinal -5cm	136	344.5	-35%
	16x1.5	angular	150	400.3	-23%
	16x1.5	angular feet first	149	395.6	-23%

Tabella 14 – Parametri della scout per le due tipologie di macchine nel protocollo Torace .

ADDOME

Scanner	Collimation (mm)	Modulation type	Average mAs	DLP (mGy*cm)	Dose variation (%)
64 slice scanner	64 x 0.625	No modulation	221	606.3	-
	64 x 0.625	longitudinal	192	520.9	-14%
	64 x 0.625	longitudinal feet first	194	520.9	-14%
	64 x 0.625	longitudinal +5cm	191	512.8	-15%
	64 x 0.625	longitudinal -5cm	202	538.4	-11%
	64 x 0.625	angular	192	527.8	-13%
	64 x 0.625	angular feet first	191	527.8	-13%
	64 x 0.625	angular +5cm	161	434.2	-28%
	64 x 0.625	angular -5cm	224	609.1	0%
16 slice scanner	16x1.5	No modulation	208	593.2	-
	16x1.5	longitudinal	136	392.9	-34%
	16x1.5	longitudinal feet first	137	389.2	-34%
	16x1.5	longitudinal +5cm	130	373.6	-37%
	16x1.5	longitudinal -5cm	139	413.2	-30%
	16x1.5	angular	166	437.6	-26%

Figura 53 - Parametri della scout per le due tipologie di macchine nel protocollo Addome .

Bibliografia

- [1] M. P. Morigi, *La Tomografia Computerizzata a Raggi X (Presentazione)*, Dipartimento di Fisica, Università di Bologna
- [2] S. Spadola, *Systematic investigation of automated plan generation for breast cancer including beam angle and isocenter selection*, Master Thesis, Dipartimento di Fisica, Università di Bologna
- [3] P. Angelini, G. Compagnone, S. Domenichelli, *La valutazione della dose di esposizione a radiazioni ionizzanti da procedure diagnostiche in Emilia-Romagna*, Corso di aggiornamento “La dose in TC. Protocolli, percorsi e comportamenti virtuosi per il controllo e la riduzione della dose”, Servizio Sanitario Regionale Emilia-Romagna (2013)
- [4] H. D. Nagel, *Radiation Exposure in Computed Tomography*, CTB Publications (2002)
- [5] J. Beutel, H. L. Kundel, R. L. Van Metter, *Handbook of Medical Imaging (Volume 1. Physics and Psychophysics)*, SPIE Press, Bellingham, Washington USA
- [6] R. Passariello, *Elementi di Tecnologia in Radiologia e Diagnostica per immagini*, Stampa CROMAC, Roma
- [7] L. Berta et al., *Optimisation of an MCDT abdominal protocol: Image quality assessment of standard vs. interactive reconstructions*, *Physica medica* (2013)
- [8] Gruppo di lavoro TC Multistrato, *Measurement of Performance Characteristics of Diagnostic X-ray System used in Medicine*, Report Aifm n°4 (2007)
- [9] ICRP, *Publication 102: Managing Patient Dose in Computed Tomography*, *Annals of the ICRP*, Pergamon, Volume 30 N°4 (2007)
- [10] K. L. Boedeker, V. N. Cooper, F. McNitt-Gray, *Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurements of noise power spectra and noise equivalent quanta*, *Physics in Medicine and Biology*, IOP Publishing (2007)
- [11] K. L. Boedeker, F. McNitt-Gray, *Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part II. Noise power spectra and signal to noise*, *Physics in Medicine and Biology*, IOP Publishing (2007)
- [12] M. Gies, W. A. Kalender, H. Wolf, C. Suess, M. T. Madsen, *Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies*, *Medical Physics* 26 (1999)
- [13] W. A. Kalender, H. Wolf, C. Suess, *Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements*, *Medical Physics* 26 (1999)
- [14] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, B. Schmidt, B. L. Westerman, H. T. Morgan, S. Saini, *Techniques and Application of Automatic Tube Current Modulation for CT*, *Radiology* (2004)

- [15] C. H. Lee, F. M. Goo, H. F. Lee, S. Ye, C. M. Park, E. F. Chun, F. Im, *Radiation Dose Modulation Techniques in the Multidetector CT Era: From Basics to Practice*, RadioGraphics (2008)
- [16] S. Lee, S. W. Yoon, S. M. Yoo, Y. G. Ji, K. A. Kim, S. H. Kim, J. T. Lee, *Comparison of image quality and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis*, Acta Radiologica 52 (2011)
- [17] J. M. Wilson, O. I. Christianson, S. Richard, E. Samei, *A methodology for image quality evaluation of advanced CT system*, Medical Physics 40 (2013)
- [18] J. B. Solomon, E. Samei, J. G. Colsher, D. P. Frush, *A Strategy for Matching Noise Magnitude and Texture Across CT Scanners of Different Makes and Models*, Graduate Program in Medical Physics in the Graduate School of Duke University (2012)
- [19] ICRU, *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations*, AAPM Report N° 204 (2011)
- [20] N. Keat, *CT scanner automatic exposure control system*, ImPACT, MHRA (2005)
- [21] J. M. Boone, *Updating Image Quality and Dose Metrics in CT*, ICRU Committee on CT (2011)
- [22] J. Paul, B. Schell, J. M. Kerl, W. Maentele, T. J. Vogt, R. W. Bauer, *Effect of contrast material on image noise and radiation dose in adult chest computed tomography using automatic exposure control: A comparative study between 16-, 64- and 128-slice CT*, European Journal of Radiology 79 (2011)
- [23] Y. Funama, Y. Sugaya, O. Miyazaki, D. Utsunomiya, Y. Yamashita, K. Awai, *Automatic exposure control at MDCT based on the contrast-to-noise ratio: Theoretical background and phantom study*, Physica Medica 29 (2013)
- [24] H. Schlattl, M. Zankl, J. Becker, C. Hoeschen, *Dose conversion coefficients for CT examinations of adults with automatic tube current modulation*, Physics in Medicine and Biology, IOP Publishing (2010)
- [25] C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, M. F. McNitt-Gray, K. Bush, T. Ruckdeschel, J. T. Payne, J. A. Brink, R. K. Zeman, *The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact examples and pitfalls to avoid*, Medical Physics 31 (2004)
- [26] G. Lucconi, G. Feliciani, N. Scrittori, L. Pierotti, *Dose reduction in CT tube current modulation systems*, Azienda Ospedaliero-Universitaria di Bologna, Policlinico Sant’Orsola-Malpighi, Congresso nazionale AIFM (2013)

Appendici