

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

Scuola di Scienze
Corso di Laurea Magistrale in Fisica

**Caratterizzazione dosimetrica e di qualità
immagine del tomografo Philips Brilliance
iCT 256-slice**

Relatore:
Prof. Nico Lanconelli

Presentata da:
Laura Fucci

Correlatore:
Dott. David Bianchini

Sessione III
Anno Accademico 2013/2014

Abstract

In questo lavoro, svolto presso l'Istituto Scientifico Romagnolo per lo Studio e la Cura dei Tumori (I.R.S.T.) (I.R.C.C.S) di Meldola, si sono studiate le caratteristiche di un tomografo Philips Brilliance iCT 256 strati, con l'obiettivo di individuare le variazioni di qualità delle immagini e di dose in funzione dei parametri di acquisizione dello strumento, al fine di una successiva ottimizzazione dei protocolli degli esami tomografici.

Le valutazioni sono state fatte sul tomografo multistrato Philips mediante uso di diversi fantocci e dosimetri, seguendo le linee guida della pubblicazione per il controllo di qualità in tomografia computerizzata dell'International Atomic Energy Agency (IAEA).

Si è utilizzato il fantoccio Catphan per la caratterizzazione della qualità dell'immagine, acquisendo immagini sia in modalità assiale che spirale e variando parametri di acquisizione quali spessore di strato, kV, mAs e *pitch*.

Per le varie combinazioni di questi parametri sono state misurate, mediante l'utilizzo dei software ImageJ ed ImageOwl, grandezze oggettive quali risoluzione spaziale, risoluzione a basso contrasto e rumore dell'immagine acquisita.

Due fantocci di polimetilmetacrilato (PMMA) *head* e *body* sono serviti, insieme ad una camera a ionizzazione di tipo *pencil*, per la misura di indici di dose per la tomografia computerizzata (CTDI).

L'irraggiamento di questi strumenti è stato effettuato a diversi valori di tensione del tubo radiogeno e ha permesso di confrontare i valori CTDI misurati con quelli forniti dal tomografo.

Si sono quindi calcolate le dosi efficaci di alcuni protocolli della macchina per poi confrontarle con livelli di riferimento diagnostici (DRL), strumenti utilizzati con l'obiettivo di raggiungere valori di dose adeguati per lo scopo clinico dell'esame.

Come ulteriore valutazione dosimetrica, si è utilizzato il fantoccio antropomorfo Rando, in cui sono stati inseriti dei dosimetri a termoluminescenza (TLD) per la misura della dose organo.

Dai risultati si osserva un andamento inversamente proporzionale tra tensione del tubo radiogeno e contrasto dell'immagine. Impostando valori alti di kV si ottiene però un'immagine meno rumorosa. Oltre alla tensione del tubo, si è valutato come anche lo spessore di strato e la corrente influiscano sul rumore dell'immagine.

I risultati ottenuti dimostrano che i valori dei parametri oggettivi di qualità delle immagini rientrano nei limiti di attendibilità, così come i valori di CTDI visualizzati dal tomografo.

Lo studio della dipendenza di questi parametri oggettivi dalle impostazioni di scansione permette di ottimizzare l'acquisizione TC, ottenendo un buon compromesso fra dose impartita e qualità dell'immagine.

Indice

Introduzione	i
1 Principi di funzionamento e struttura di un tomografo	1
1.1 Attenuazione dei raggi X e scala Hounsfield	1
1.1.1 Mezzi di contrasto	2
1.2 Elementi costitutivi ed evoluzione dei sistemi TC	4
1.2.1 Principali componenti di uno scanner TC	4
1.2.2 TC spirale e TC multistrato	6
1.3 Ricostruzione dell'immagine	8
1.3.1 Operatore di retroproiezione	9
1.3.2 Retroproiezione filtrata	10
1.3.3 Ricostruzione iterativa	11
2 Parametri di qualità delle immagini e grandezze dosimetriche	13
2.1 Parametri di qualità dell'immagine	13
2.1.1 Risoluzione spaziale	13
2.1.2 Contrasto	15
2.1.3 Rumore	16
2.2 Quantità che descrivono l'interazione radiazione-materia	17
2.3 Indici di dose in TC	19
3 Materiali e metodi	21
3.1 Philips Brilliance iCT	21

3.1.1	Sistemi di modulazione automatica della corrente (AEC- Automatic Exposure Control)	24
3.1.2	Filtri	27
3.1.3	Collimatori	27
3.2	Parametri di acquisizione	28
3.3	Caratterizzazione dosimetrica e di qualità dell'immagine . . .	32
3.3.1	Catphan 600	32
3.3.2	Dosimetri e phantom	39
4	Risultati	45
4.1	Qualità immagine	45
4.1.1	CTP404	45
4.1.2	CTP591	50
4.1.3	CTP528	55
4.1.4	CTP515	56
4.1.5	CTP486	58
4.2	Dosimetria	61
5	Conclusioni	69
	Bibliografia	71

Introduzione

La tomografia computerizzata è una tecnica radiologica che utilizza radiazioni ionizzanti, i raggi X, per ottenere immagini di singole sezioni di un oggetto, le quali vengono elaborate generando un'immagine tridimensionale. Essa si è sviluppata a partire da metodologie limitate ad una proiezione bidimensionale di una struttura tridimensionale.

In ambito medico, le immagini acquisite con questa tecnica vengono usate nel settore diagnostico o terapeutico. Esse si ottengono misurando la trasmissione a diversi angoli di un fascio di raggi X attraverso un tessuto ed utilizzando un algoritmo informatico per ricostruire le strutture anatomiche, a partire dai valori dei coefficienti di attenuazione lineare su un piano parallelo alla direzione della radiazione.

Negli ultimi anni vi è stato un notevole sviluppo tecnologico della TC, grazie al quale sono migliorate la velocità e la qualità con cui le immagini vengono acquisite, con conseguente aumento delle potenzialità diagnostiche in alternativa alla radiologia tradizionale.

Poichè però l'esposizione ai raggi X può essere nociva per l'organismo, in quanto impartisce una dose di radiazione relativamente alta al paziente, si è posta sempre più attenzione alle problematiche di radioprotezione seguendo i principi di giustificazione e di ottimizzazione. Le case produttrici hanno introdotto degli strumenti per la riduzione della dose, con l'obiettivo di ottenere immagini di qualità adeguata a basse dosi. Essendo quindi variate nel tempo le caratteristiche tecnologiche di acquisizione, è stato necessario un adattamento progressivo degli indici di dose per la valutazione dosimetrica.

L'obiettivo di questo lavoro è lo studio delle prestazioni di un tomografo Philips Brilliance iCT 256 slice sia in termini di qualità dell'immagine diagnostica che riguardo l'aspetto dosimetrico. L'analisi viene effettuata mediante utilizzo di fantocci uniformi e antropomorfi, valutando i risultati attraverso parametri oggettivi.

Questa valutazione è fondamentale per poter ottimizzare la tecnologia TC in generale ed i protocolli in particolare, permettendo di acquisire la massima informazione clinica a livelli di dose accettabili.

Nel capitolo 1 è descritta la teoria su cui si basa il funzionamento della tomografia computerizzata. Si sono inoltre illustrate le principali componenti di un tomografo, descrivendo in seguito l'evoluzione tecnologica che ha subito, ponendo particolare attenzione alla TC spirale e TC multistrato.

Nel capitolo 2 si sono introdotti i parametri utilizzati per la valutazione oggettiva di qualità delle immagini e di dosimetria.

Nel capitolo 3 sono descritti gli strumenti utilizzati per lo svolgimento di questo lavoro, illustrando le caratteristiche del tomografo Philips Brilliance iCT, i parametri di acquisizione, i fantocci e i dosimetri usati.

Nel capitolo 4 si sono riportati i risultati ottenuti durante l'analisi di qualità immagine e di dosimetria.

Capitolo 1

Principi di funzionamento e struttura di un tomografo

1.1 Attenuazione dei raggi X e scala Hounsfield

La tomografia computerizzata consiste nella misura dei profili di trasmissione di un fascio di raggi X che attraversa un paziente e colpisce i rivelatori. Ruotando il tubo a raggi X e i rivelatori attorno al paziente, si ottiene un alto numero di proiezioni ad angolazioni diverse da cui è possibile ricostruire la struttura anatomica tridimensionale tramite algoritmi di ricostruzione.

Quindi, a partire dall'immagine digitale costituita da una matrice di pixel, in cui i valori corrispondono al valore di livello di grigio associato alla misura di attenuazione del fascio in quel punto, si ottiene un'immagine digitale costituita da una matrice di voxel (elementi di volume), che rappresenta la distribuzione della densità dell'oggetto in una sua sezione interna. La misura di attenuazione del fascio si ottiene sotto forma di coefficiente di attenuazione lineare $\mu[m^{-1}]$ a partire dalla legge di Lambert-Beer,

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x},$$

la quale descrive come un fascio di raggi X di una certa intensità iniziale I_0 , attraversando uno spessore x , venga attenuato in intensità $I(x)$ in maniera esponenziale all'aumentare del coefficiente di attenuazione μ e dello spessore attraversato, con μ dipendente dalla composizione del materiale, dalla sua densità e dall'energia del fascio (Fig.1.1).

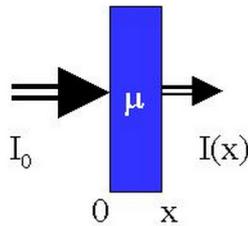


Figura 1.1: Diagramma che illustra come un materiale assorbente di spessore x riduca il fascio di radiazione iniziale I_0 in un fascio $I(x)$ di intensità minore.

I valori dei coefficienti di attenuazione lineare associati a ciascun pixel dell'immagine, prima di essere visualizzati sul monitor, vengono trasformati in una grandezza, Unità di Hounsfield, definita come

$$HU = \frac{\mu_{tissue} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \cdot 1000$$

in cui la scala HU è espressa relativamente al coefficiente di attenuazione lineare dell'acqua (Fig.1.2). Si ha quindi il numero CT dell'acqua pari a 0 HU, quello dell'aria la cui densità è considerata nulla ($\mu = 0$) pari a -1000 HU e quello dell'osso che ha una densità all'incirca doppia rispetto a quella dell'acqua pari a +1000 HU. La maggior parte dei tessuti è compresa in un range che va da -100 a +100. Definendo il numero CT in questo modo, ne segue che ogni materiale ha un valore HU diverso a seconda delle impostazioni di voltaggio del tubo radiogeno, ad esclusione dell'acqua e dell'aria.

1.1.1 Mezzi di contrasto

La tecnica radiografica permette quindi di ottenere un'immagine in cui è presente un contrasto variabile grazie al diverso assorbimento dei raggi X da

Substance	HU
Compact bone	+1000 (+300 to +2500)
Liver	+60 (+50 to +70)
Blood	+55 (+50 to +60)
Kidneys	+30 (+20 to +40)
Muscle	+25 (+10 to +40)
Brain, grey matter	+35 (+30 to +40)
Brain, white matter	+25 (+20 to +30)
Water	0
Fat	-90 (-100 to -80)
Lung	-750 (-950 to -600)
Air	-1000

Figura 1.2: Range di valori HU per diversi tessuti e materiali.

parte degli organi e dei tessuti del paziente. Il grado di attenuazione, come prima illustrato, dipende dallo spessore della sostanza attraversata dai raggi, dalla sua densità e dal numero atomico dell'elemento; qualora si prenda in esame una miscela complessa di elementi, come nel caso di tessuti ed organi, si considera la media dei numeri atomici di tutti gli atomi coinvolti.

Pertanto, se due zone da esaminare hanno densità e numeri atomici medi simili, esse non sono distinguibili, in quanto non vi è un contrasto naturale. Per esempio, tramite esami di radiografia diagnostica, non si riescono ad identificare i vasi sanguigni all'interno di un organo o a visualizzare la struttura interna dei reni o del fegato.

Per risolvere questo problema e creare o aumentare il contrasto, si modificano artificialmente i fattori che influiscono su di esso somministrando al paziente un mezzo di contrasto. Riempendo ad esempio un organo cavo con del gas o dell'aria, si diminuisce la sua densità creando un contrasto negativo. Volendo invece aumentare il numero atomico medio di strutture cave quali i vasi sanguigni, le si riempiono con dei liquidi che hanno un numero atomico medio molto più alto rispetto a quello del sangue; vengono ad esempio usate soluzioni a base di iodio, il quale assorbe maggiormente la radiazione,

aumentando così il contrasto. (Fig.1.3).

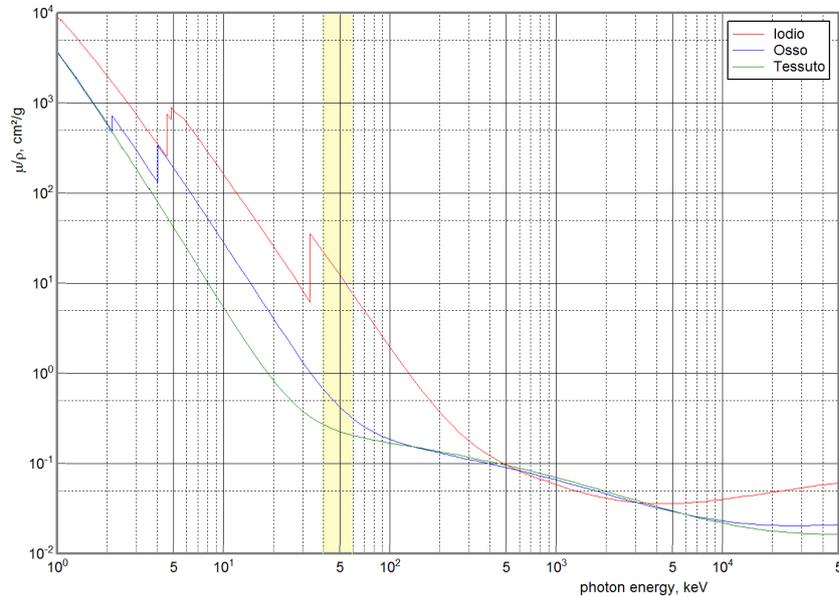


Figura 1.3: Coefficiente di attenuazione di massa dello iodio, dell'osso e del tessuto in funzione dell'energia dei Rx. La zona evidenziata corrisponde alle energie medie utilizzate in TC.

1.2 Elementi costitutivi ed evoluzione dei sistemi TC

1.2.1 Principali componenti di uno scanner TC

Un sistema TC è costituito da varie componenti, quali il *gantry* e il tavolo portapaziente, il sistema di controllo per impostare i parametri di acquisizione e di visualizzazione ed il sistema di visualizzazione ed elaborazione delle immagini. Di seguito si descrive la struttura interna del *gantry*.

Il **gantry** contiene tutte le componenti necessarie per ottenere e registrare i profili di trasmissione del paziente.

- *Tubo radiogeno* - è costituito da un'ampolla di vetro sotto vuoto, per evitare ionizzazioni delle molecole d'aria con conseguente diminuzione di efficienza di produzione dei raggi X, al cui interno sono presenti anodo e catodo (Fig.1.4). Il filamento di tungsteno del catodo viene attraversato da una corrente a basso voltaggio ed emette elettroni per emissione termoionica. Gli elettroni sono quindi accelerati dall'alta tensione muovendosi dal catodo (polo negativo) all'anodo (polo positivo), collidendo sul bersaglio generalmente in tungsteno che converte l'energia cinetica degli elettroni in raggi X. Solo l'1% dell'energia è convertita in raggi X per radiazione caratteristica e per Bremsstrahlung, mentre il restante 99% viene dissipato in calore.

Poichè nel caso della TC il flusso di raggi X è alto e le acquisizioni avvengono con rotazione continua, il tubo radiogeno deve avere un'elevata capacità termica per sostenere e dissipare gli alti livelli termici che si raggiungono. Per evitare l'eccessivo riscaldamento del tubo, viene utilizzato un sistema di raffreddamento costituito ad esempio da un bagno d'olio refrigerato che a contatto con il tubo lo raffredda, consentendo l'esecuzione di scansioni con alti valori di mA ed elevati tempi di acquisizione.

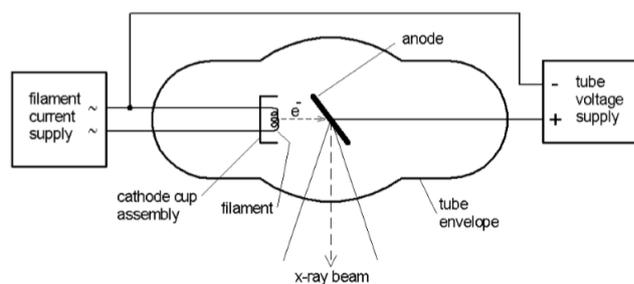


Figura 1.4: Schema di un tubo a Rx.

- *Filtri* - servono ad eliminare dallo spettro del fascio in uscita i raggi X che non hanno energia sufficiente per contribuire alla formazione

dell'immagine e che però aumentano la dose al paziente. Inoltre i filtri vengono utilizzati per produrre un fascio il più possibile omogeneo, in modo da avere l'attenuazione dipendente solo dalle caratteristiche dei tessuti attraversati.

- *Collimatori* - servono a limitare le dimensioni del fascio di raggi X a quelle desiderate, riducendo la radiazione diffusa e la dose non necessaria. I collimatori pre-paziente sono posti dopo il tubo radiogeno e sono costituiti di materiale ad elevato numero atomico; tramite la loro apertura determinano l'ampiezza del fascio di raggi X che colpisce il paziente ed i rivelatori. Nelle TC a singolo strato questi collimatori definiscono anche lo spessore dello strato dell'immagine acquisita. I collimatori post-paziente sono presenti nelle TC a singolo strato ed in alcune TC multistrato e servono ad eliminare la componente di scattering del fascio.
- *Rivelatori* - permettono di misurare l'intensità del fascio trasmesso convertendo la radiazione in corrente elettrica. Le caratteristiche essenziali di un buon rivelatore sono un'alta efficienza di rivelazione ed una risposta veloce. Sui tomografi attuali vengono utilizzati rivelatori a stato solido (Solid State Detector, SSD), i quali hanno una maggiore efficienza rispetto ai rivelatori a gas. Questi SSD sono generalmente scintillatori che emettono luce quando vengono colpiti da radiazione, la quale viene poi convertita in corrente da fotodiodi producendo un segnale proporzionale alla radiazione in ingresso.

1.2.2 TC spirale e TC multistrato

I sistemi di tomografia computerizzata hanno subito nel corso degli anni una notevole evoluzione. Prima di ottenere i tomografi attuali, si è passati attraverso varie "generazioni" di tomografi, variando di volta in volta le caratteristiche costruttive del sistema, quali la combinazione di movimenti tra tubo a raggi X e rivelatori, la geometria del sistema o i tipi di rivelatori, con

l'obiettivo di ridurre i tempi di scansione e ottimizzare l'acquisizione dati per garantire una sempre più elevata qualità dell'immagine.

Il passo fondamentale è stato compiuto con la costruzione della **TC spirale** (Fig.1.5), in cui si è associata alla rotazione continua del tubo radiogeno attorno al paziente il movimento di traslazione del lettino in fase di acquisizione, ottenendo una acquisizione elicoidale. Per descrivere l'avanzamento relativo del lettino per ogni rotazione viene introdotto un parametro fondamentale nella TC spirale, il *pitch*, illustrato in seguito nel paragrafo 3.2.

Rispetto alla modalità di tomografia sequenziale, la TC spirale permette di acquisire non solo uno strato, ma un intero volume corporeo in un'unica scansione di breve durata. Grazie alla maggiore velocità di acquisizione, si ottiene una maggiore accuratezza diagnostica dovuta alla riduzione di artefatti causati dal movimento del paziente durante la scansione. In generale, eliminando il tempo di attesa tra scansioni successive, vi è anche una riduzione del tempo di esame.

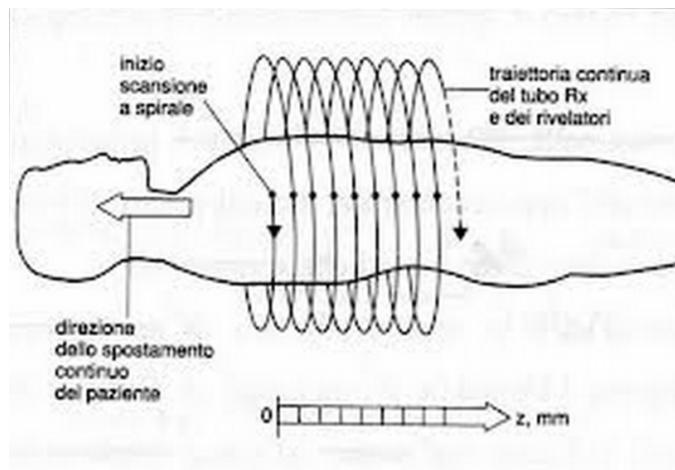


Figura 1.5: Schema di funzionamento di una TC spirale.

Un ulteriore sviluppo della TC spirale è la **TC multistrato (TCMS)** (Fig.1.6), la quale permette acquisire più profili di trasmissione contemporaneamente grazie all'aggiunta di file di rivelatori lungo la direzione z, perpendicolare al piano assiale. A partire dal primo TCMS a 2 strati, sono stati

sviluppati apparecchi con un numero sempre maggiore di strati, i quali consentono di coprire lo stesso volume anatomico in tempi progressivamente più brevi. I vantaggi della TCMS sono quindi una maggiore copertura volumetrica a parità di durata di scansione, un aumento della velocità di acquisizione con conseguente riduzione degli artefatti da movimento e soprattutto la possibilità di acquisire simultaneamente strati sia spessi, quindi poco rumorosi, che sottili, con una migliore risoluzione spaziale.

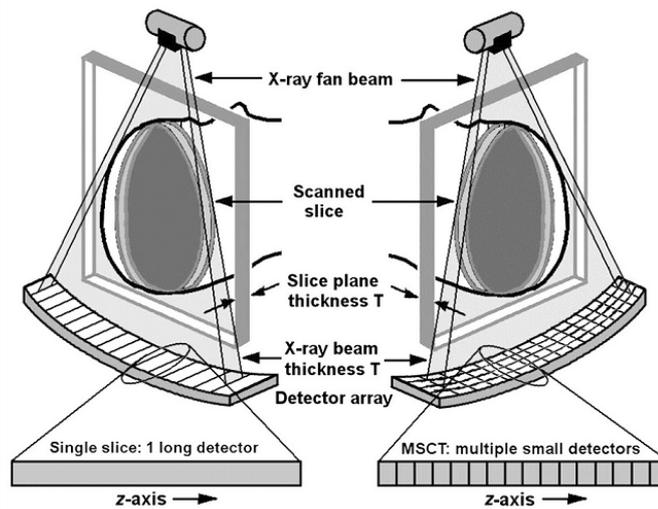


Figura 1.6: Confronto fra TC a strato singolo e multistrato.

1.3 Ricostruzione dell'immagine

Alla base della ricostruzione di un'immagine TC, vi è l'acquisizione di un alto numero di misure di trasmissione dei raggi X attraverso il paziente lungo diverse direzioni. Questo principio è stato sviluppato nel 1917 dal matematico Radon, il quale dimostrò che una funzione può essere ricostruita a partire dalla totalità delle sue proiezioni; avendo quindi a disposizione un numero infinito di proiezioni attorno ad un oggetto, è possibile ottenere l'immagine tridimensionale dell'oggetto stesso.

La proiezione di un oggetto ad un certo angolo è data da una serie di integrali di linea che rappresentano l'attenuazione totale del fascio di raggi X. Se si considera l'attenuazione p di un raggio nella posizione r ad un angolo di proiezione θ , essa è data da

$$p(r, \theta) = \int \mu(x, y) ds,$$

che con un cambio di variabili $x \cos \theta + y \sin \theta = r$ diventa

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy,$$

con $f(x, y)$ definita come trasformata di Radon o sinogramma e rappresentante $\mu(x, y)$.

La proiezione è funzione di due variabili, l'ascissa traslazionale e l'angolo di vista. Tale formulazione trasforma quindi una funzione a due variabili spaziali in una funzione di due variabili, una spaziale e l'altra angolare. Quest'ultima determina la direzione lungo la quale viene calcolata la proiezione ortogonale.

1.3.1 Operatore di retroproiezione

L'obiettivo della ricostruzione della sezione tomografica è quello di risolvere un problema inverso, ossia quello di ottenere con il metodo dell'anti-trasformata le $\mu(x, y)$ a partire dalle proiezioni $p(r, \theta)$. Per effettuare questa operazione, si retroproietta ogni valore in un punto della proiezione su una matrice di calcolo, lungo una direzione che è parallela all'angolo di acquisizione. Poiché il numero di proiezioni a disposizione non è infinito, il risultato che si ottiene non è la matrice di partenza ma una matrice corrispondente ad un'immagine fortemente degradata (Fig.1.7), motivo per il quale si applica un filtro, usando quello che viene chiamato algoritmo di retroproiezione filtrata (FBP, Filtered Back-Projection).

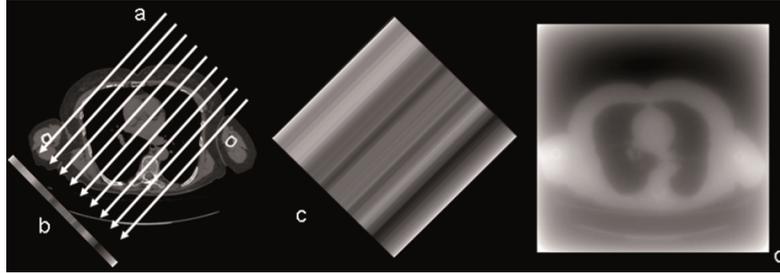


Figura 1.7: Proiezione dei raggi X ad un certo angolo (a), produce un profilo di trasmissione (b). La retroproiezione del profilo distribuisce il segnale misurato uniformemente sull'area allo stesso angolo della proiezione (c). Sommando le retroproiezioni dei profili di trasmissione da tutti gli angoli, risulta evidente come la semplice retroproiezione porti ad un'immagine degradata (d).

1.3.2 Retroproiezione filtrata

La FBP è in grado di rimuovere gli artefatti e di migliorare la qualità di immagine complessiva mediante convoluzione di ogni proiezione individuale con un filtro ad hoc prima della retroproiezione.

Per capire il funzionamento della FBP, oltre allo spazio dell'oggetto, di cui fanno parte i coefficienti di attenuazione lineare, e allo spazio di Radon, contenente i valori di proiezione, è necessario introdurre il dominio di Fourier che può essere derivato dalla trasformata di Fourier del dominio dell'oggetto. Dato lo spazio dell'immagine, l'immagine stessa è definita da una funzione $f(x, y)$, la cui proiezione singola 1D consiste in una linea nello spazio di Radon espressa da $p(r, \theta)$. Per il *Fourier slice theorem*, la trasformata di Fourier di tale proiezione nell'angolo di proiezione θ porta ad una linea nello spazio di Fourier $F(u, v)$, inclinata dello stesso angolo θ (Fig.1.8).

Le operazioni della FBP consistono in quattro passaggi: In primo luogo si effettua la trasformata di Fourier dello spazio di Radon, ottenuta con una serie di FT 1D. A ciascuna trasformata si applica un filtro passa alto, facendone poi la trasformata inversa per tornare nello spazio di Radon. Infine si effettua la retroproiezione sui profili filtrati. Per il teorema di convoluzione, questa operazione di filtraggio nel dominio di Fourier coincide con effettuare

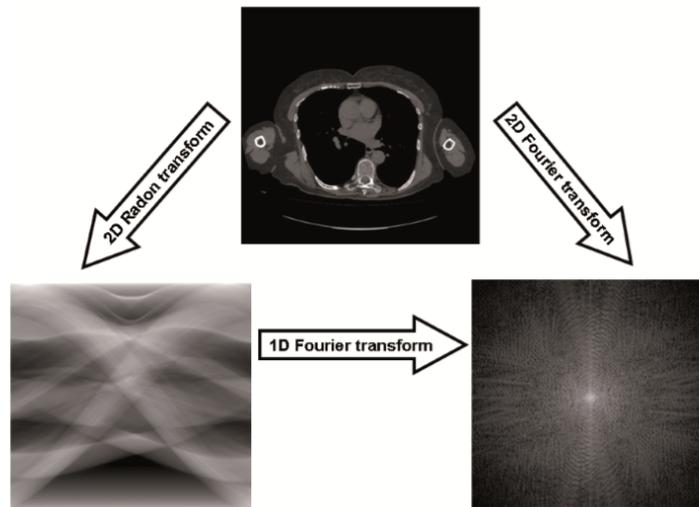


Figura 1.8: Relazione tra i domini dell'oggetto, di Radon e di Fourier.

la convoluzione dei profili con un kernel appropriato nello spazio di Radon.

1.3.3 Ricostruzione iterativa

Il progresso nella formulazione di algoritmi e nella velocità computazionale ha portato allo sviluppo di nuove tecniche di ricostruzione iterativa dell'immagine. Questi algoritmi partono da una stima iniziale dell'immagine o da un'immagine ricavata dalla FBP e proseguono con una serie di iterazioni che si concludono con una rappresentazione finale accurata dell'oggetto acquisito. Le proiezioni successive ottenute dall'immagine di partenza sono man mano confrontate con la proiezione precedente valutando di volta in volta le differenze tra la proiezione calcolata e quella misurata durante l'acquisizione reale. Queste differenze formano la matrice di errore, la quale viene utilizzata per aggiornare l'immagine successiva nel processo iterativo fino a che la matrice di errore è minimizzata e si arriva ad una buona stima dell'oggetto di partenza.

Capitolo 2

Parametri di qualità delle immagini e grandezze dosimetriche

2.1 Parametri di qualità dell'immagine

Per valutare quanto l'immagine ottenuta con i vari meccanismi di acquisizione sia fedele alla struttura anatomica analizzata, si utilizzano parametri che quantificano la qualità dell'immagine. Ovviamente, a seconda dell'obiettivo medico per cui viene acquisita l'immagine, sono richiesti diversi livelli di qualità. Vengono di seguito descritti i principali parametri, tramite i quali è possibile confrontare diversi sistemi di acquisizione.

2.1.1 Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale (o risoluzione ad alto contrasto) rappresenta l'abilità di un sistema di acquisizione di distinguere due elementi singoli tra loro ravvicinati spazialmente.

Spesso nei sistemi di imaging digitali si utilizza come indicatore della risoluzione spaziale la dimensione dei pixel, essendo questa un limite per quello che può essere risolto in una immagine. Bisogna tuttavia sottolineare

che vi sono molti altri fattori che possono limitare la risoluzione spaziale e non è detto che un'immagine con dimensioni dei pixel piccole abbia un'alta risoluzione spaziale. In un'acquisizione TC infatti essa è influenzata dalla geometria di acquisizione (dimensione della macchia focale, dimensioni dei rivelatori, fattore di magnificazione...) e da fattori propri dell'algoritmo di ricostruzione.

Nella TC la risoluzione sul piano di acquisizione è definita risoluzione spaziale trasversale (sul piano xy), mentre la risoluzione nella coordinata perpendicolare al piano di acquisizione è definita risoluzione spaziale longitudinale (lungo l'asse z).

Risoluzione spaziale trasversale

La risoluzione spaziale trasversale si riferisce a due punti appartenenti allo stesso piano di acquisizione dell'immagine tomografica. Essa può essere determinata sia soggettivamente che oggettivamente, rispettivamente mediante l'osservazione di una serie regolare di barre ad alta risoluzione e mediante la misura della *Modulation Transfer Function* (MTF).

Nel primo caso la risoluzione viene espressa nel dominio della frequenza spaziale utilizzando ad esempio dei phantom costituiti da materiale radiopaco con fenditure suddivise in gruppi di linee a spaziatura interlinea decrescente, ossia con frequenza spaziale crescente. La risoluzione spaziale può essere calcolata come massimo numero di coppie di linee per millimetro (lp/mm) che possono essere distinte visivamente.

Nel secondo caso, mediante la MTF, è possibile valutare numericamente la perdita di informazione nel processo di acquisizione dell'immagine in funzione della frequenza spaziale, ossia misurare qual è il valore del contrasto trasferito per ogni frequenza spaziale ($MTF = I_{out}/I_{in}$). La funzione di trasferimento della modulazione può essere calcolata a partire dal modulo della trasformata di Fourier della *line spread function* (LSF) o dell'integrale della *point spread function* (PSF).

Risoluzione spaziale longitudinale

La risoluzione spaziale longitudinale viene espressa in termini quantitativi dalla funzione *Slice Sensitivity Profile* (SSP), definita come la curva di risposta del sistema in funzione della posizione lungo la perpendicolare del piano tomografico. La SSP quindi altro non è che la LSF lungo la direzione longitudinale. Dunque, la misura della SSP e il calcolo della sua trasformata di Fourier permettono di ottenere la MTF per l'asse z del sistema di acquisizione.

2.1.2 Contrasto

Un fascio di raggi X incidente su un paziente è modulato dai processi di attenuazione all'interno del paziente stesso, dando così luogo ad un **contrasto del soggetto** definito come differenza fra fluenza del fascio di raggi X emergente dal paziente in due punti diversi (Fig. 2.1):

$$C_s = \frac{A - B}{A}.$$

Il contrasto del soggetto perciò è la differenza presente nel segnale dopo aver interagito con il paziente ma prima di essere rivelato (Fig.2.1).

Il contrasto intrinseco non corrisponde però al contrasto rivelato dal sistema di rivelazione (**contrasto del rivelatore**). Per valutare il contrasto generato dal fascio di raggi X sui rivelatori, bisogna considerare la curva di risposta che fornisce informazioni su come il contrasto intrinseco è registrato dal rivelatore. Generalmente, i rivelatori digitali hanno una curva di risposta lineare.

Infine, bisogna tenere conto del fatto che la procedura di acquisizione si conclude con l'elaborazione dell'immagine per la visualizzazione finale. Il **contrasto visualizzato** dipende quindi dalle caratteristiche del sistema di visualizzazione e dalle operazioni effettuate durante l'elaborazione dell'immagine.

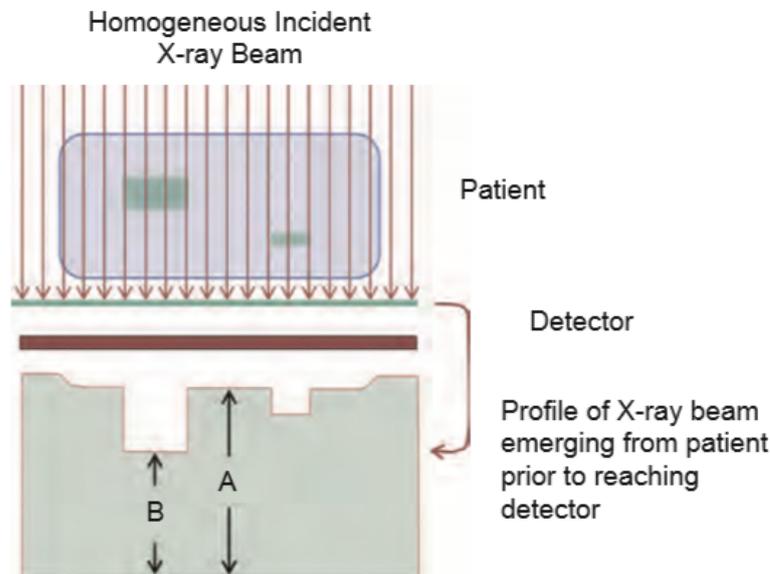


Figura 2.1: Attenuazione del fascio di raggi X che genera un profilo eterogeneo del fascio emergente dal paziente che andrà in seguito ad incidere sui rivelatori.

Risoluzione di contrasto

La risoluzione di contrasto (o risoluzione a basso contrasto) è definita come la capacità di distinguere strutture che hanno una differenza di livello di grigio piccola rispetto al loro intorno. Il limite maggiore per una buona risoluzione di contrasto è il rumore; si modificano quindi i parametri del sistema che diminuiscono il rumore per migliorare la risoluzione a basso contrasto.

2.1.3 Rumore

Il rumore è un elemento di degrado dell'immagine causato da vari fattori. Esso riduce la visibilità di alcuni tipi di strutture nell'immagine, in particolare oggetti a basso contrasto. Nel caso della TC, il rumore di immagine viene determinato misurando la variazione statistica dei numeri TC di un oggetto omogeneo attorno ad un valore medio. Il range di queste variazioni è dato dalla deviazione standard, che diventa quindi misura del rumore.

2.2 Quantità che descrivono l'interazione radiazione-materia

Nell'interazione della radiazione con la materia, parte dell'energia trasportata dal fascio di raggi può essere trasferita al mezzo attraversato; considerando i tessuti biologici, questo trasferimento può causare dei danni. Per valutare il rischio legato all'uso di radiazioni ionizzanti in radiologia, si utilizzano grandezze e quantità legate al fascio stesso e all'energia da esso depositata.

Un fascio di raggi X può essere descritto dall'**esposizione**, una grandezza dosimetrica che misura la radiazione in termini di capacità di produrre ionizzazione in aria. Essa è definita come

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [R],$$

dove Q è il valore assoluto della carica totale degli ioni dello stesso segno prodotti in aria, quando tutti gli elettroni liberati dai fotoni nell'elemento di massa dm sono completamente fermati in aria.

Per descrivere lo stadio iniziale dell'interazione radiazione-materia, si è introdotta una grandezza corrispondente all'energia cinetica rilasciata nel mezzo, **kerma** (kinetic energy released in matter):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [Gy],$$

dove dE_{tr} rappresenta l'energia trasferita dalla radiazione indirettamente ionizzante alle particelle cariche nell'elemento di massa dm . Questa grandezza può essere definita in qualsiasi materiale; è quindi importante dichiarare il materiale considerato nel momento in cui si presenta K .

Moltiplicando il valore di esposizione per l'energia media spesa in aria per formare una coppia di ioni si ottiene il *kerma* in aria:

$$K_{air} = \bar{W}_{air} X = 0.876 \cdot 10^{-2} X$$

con l'esposizione espressa in R e il *kerma* in Gy .

In radioprotezione, la grandezza dosimetrica fondamentale è la **dose assorbita**, una misura di energia assorbita da un fascio di radiazioni per unità di massa del materiale.

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad [Gy].$$

In generale, *kerma* e dose assorbita sono grandezze differenti entrambe legate alla quantificazione dell'interazione della radiazione con la materia e con la stessa unità di misura. Esse quantificano rispettivamente il campo di radiazione e gli effetti di radiazione ed una delle differenze è il ruolo del volume di interesse; per il *kerma* corrisponde al luogo in cui l'energia è trasferita da particelle scariche a particelle cariche, mentre per la dose assorbita è il volume in cui l'energia cinetica delle particelle cariche è spesa. Se quindi l'energia impartita a particelle cariche è depositata localmente e l'effetto della radiazione di frenamento prodotta dagli elettroni è trascurabile, il *kerma* e la dose assorbita sono equivalenti.

Nel caso della radiologia diagnostica, la produzione di radiazione di frenamento per le energie di fotoni utilizzate è trascurabile in mezzi a basso numero Z , come i tessuti corporei. Per cui, nell'ambito di imaging medico il *kerma* in aria e la dose in aria sono numericamente uguali.

Poichè gli effetti biologici non dipendono solo dalla dose assorbita ma anche dal tipo di radiazione e dal tessuto o organo colpiti, sono state introdotte delle ulteriori grandezze, la dose equivalente e la dose efficace. La **dose equivalente** si ottiene moltiplicando la dose assorbita D per un fattore peso della radiazione, in cui si tiene quindi conto anche del danno biologico causato dalle diverse tipologie di radiazione:

$$H = D \cdot w_R \quad [Sv].$$

La **dose efficace** tiene conto della diversa sensibilità alle radiazioni di diversi organi e tessuti ed è definita come:

$$ED = \sum_t H_t \cdot w_t \quad [Sv]$$

dove w_t è il fattore peso per l'organo t e H_t è la dose equivalente nell'organo t .

2.3 Indici di dose in TC

L'indice dosimetrico di riferimento nella TC è il **CTDI** (Computed Tomography Dose Index), il quale rappresenta la dose assorbita media lungo l'asse z da una serie di irraggiamenti ed è definito come:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad [mGy]$$

con $D(z)$ il profilo di dose lungo l'asse z , N il numero di sezioni tomografiche acquisite in una singola scansione assiale, ossia il numero di canali usati, e T lo spessore della sezione tomografica lungo l'asse z acquisita da un canale; nella MDCT gli elementi dei rivelatori possono essere raggruppati a formare un canale, nella TC a strato singolo la collimazione T corrisponde allo spessore nominale di scansione.

Considerando la dose accumulata al centro di una scansione di 10 cm, si ottiene il **CTDI₁₀₀**, il quale integra il profilo di dose di una singola scansione assiale sui limiti di integrazione ± 50 mm, corrispondenti alla lunghezza di 10 cm di una tipica camera a ionizzazione "pencil".

La valutazione del CTDI può essere fatta in aria ($CTDI_{air}$) oppure utilizzando phantom ($CTDI_w$). Il **CTDI_w** è un indice che tiene conto del fatto che il CTDI varia lungo il campo di vista; considerando per esempio il corpo di un paziente, esso assorbirà una dose minore al centro di uno strato scansionato piuttosto che alla superficie.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{center} + \frac{2}{3}CTDI_{periphery}$$

Per adattare il CTDI alla scansione spirale, è stato introdotto il **CTDI_{vol}**, il quale considera il parametro *pitch*, ossia il rapporto tra l'avanzamento del lettino per rotazione e spessore dello strato irradiato.

$$CTDI_{vol} = \frac{N \cdot T}{I} \cdot CTDI_w = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

dove I è l'incremento del lettino e $(N \cdot T)$ è lo spessore dello strato irradiato. Quindi il **CTDI_{vol}** stima la dose assorbita media nel volume esaminato.

20 2. Parametri di qualità delle immagini e grandezze dosimetriche

Per meglio stimare l'energia totale assorbita in una scansione completa, si utilizza il **DLP** (Dose-Length Product),

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot scan\ length \quad [mGy \cdot cm]$$

Nel capitolo successivo si descrivono le modalità tramite cui sono state misurate le quantità qui descritte.

Capitolo 3

Materiali e metodi

3.1 Philips Brilliance iCT

Lo studio è stato effettuato sul tomografo Brilliance iCT multistrato. Questo strumento di acquisizione è basato sulla tipologia di scanner di terza generazione, ossia è caratterizzato da un tubo radiogeno che ruota continuamente intorno al paziente per 360° , contrapposto ad un arco di rivelatori.

Il sistema di rivelazione consiste in una matrice di rivelatori a stato solido 672×128 , con 128 canali DAS (Data Acquisition System) lungo l'asse z deputati a collezionare e convertire in digitale il segnale analogico proveniente dai rivelatori stessi. Ciascuno dei 128 elementi di matrice ha una ampiezza di 0.625 mm, da cui si ottiene una copertura totale del fascio lungo l'asse z misurata all'isocentro del *gantry* di 80 mm (128×0.625 mm). Avendo tutti i rivelatori la stessa ampiezza, il sistema di rivelazione viene definito a matrice fissa, a differenza dei sistemi a matrice adattiva in cui gli elementi della matrice lontani dal centro hanno dimensioni maggiori rispetto a quelli centrali.

Bisogna specificare il fatto che l'ampiezza di ciascun rivelatore non è quella effettiva, ma è l'ampiezza del fascio al centro del campo di acquisizione (Fig. 3.1). Questo significa che in realtà la dimensione effettiva del fascio

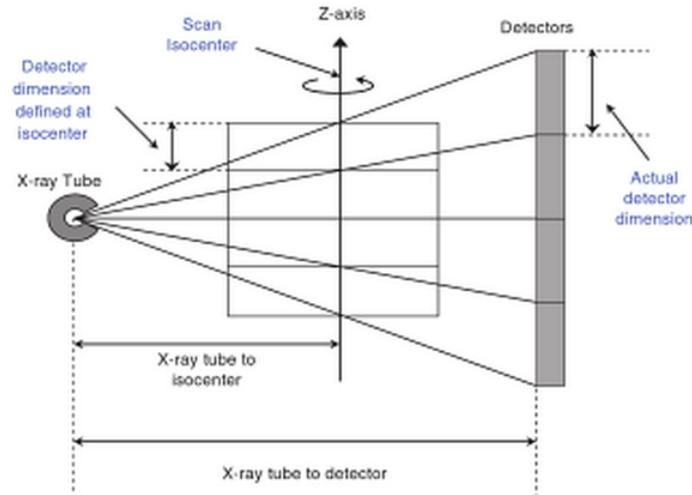


Figura 3.1: Dimensioni effettive dei rivelatori definite a partire dalle dimensioni specificate all'isocentro.

sui rivelatori è maggiore rispetto a quella specificata. Nel caso del Brilliance iCT il fattore di magnificazione è pari a $M = \frac{B}{A} = 1040\text{mm}/570\text{mm} = 1.8$, dove B è la distanza del tubo a Rx dal rivelatore e A è la distanza del tubo dall'isocentro. Quindi, definire la larghezza del fascio all'isocentro pari a 80 mm, significa che l'ampiezza sui rivelatori è $128 \times 0.625 \times 1.8 = 144$ mm.

Anche se l'array di rivelatori lungo l'asse z è composto da 128 elementi, corrispondenti al numero di canali disponibili ossia al numero di strati acquisibili per ogni rotazione, esiste un sistema che permette di raddoppiare il numero effettivo di strati acquisiti, migliorando così la risoluzione spaziale e riducendo gli artefatti a spirale. Grazie infatti all'utilizzo del sistema a macchia focale oscillante (*z-flying focal spot*), il numero effettivo di strati acquisiti nel tomografo Brilliance è di 256 (Fig. 3.2). Questa tecnologia si basa sullo spostamento periodico del fuoco lungo la direzione longitudinale; deflettendo elettromagneticamente il fascio di elettroni nel tubo a raggi X, il fuoco si sposta tra due punti diversi sull'anodo, dando come risultato due fasci sovrapposti. L'ampiezza del moto è tale da ottenere una separazione longitudinale dei fasci all'isocentro pari alla metà dello spessore di strato. In

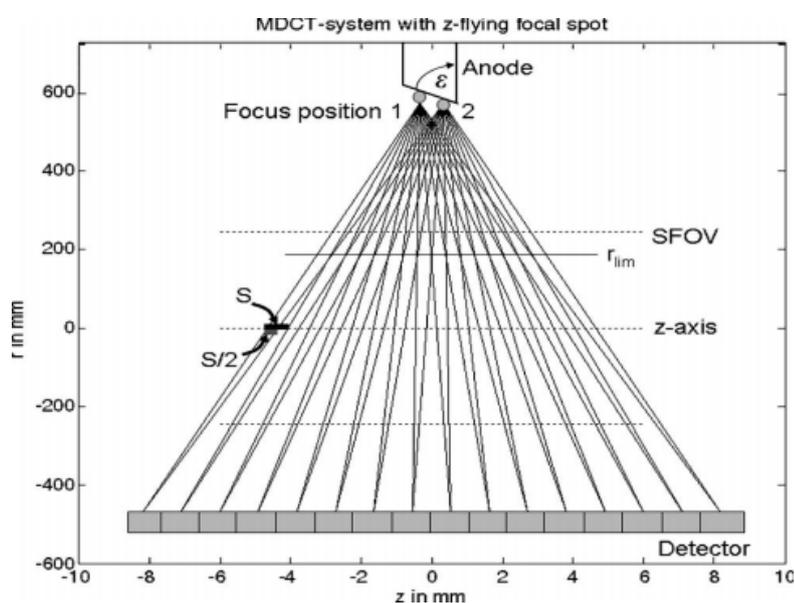


Figura 3.2: Sistema del z flying focal spot.

questo modo si raddoppia la densità di campionamento, ottenendo 256 strati invece di 128.

Le configurazioni, a seconda del protocollo utilizzato, possono essere scelte in funzione del numero di rivelatori usati e di come vengono accoppiati; ad esempio in un protocollo a spirale con risoluzione dettagliata si possono usare i rivelatori in configurazione 128x0.625, 64x1.25 o 64x0.625.

Over-beaming

Grazie all'ampia copertura del fascio radiante del tomografo (80mm), vi è una buona efficienza di dose del sistema, in quanto si riduce l'*overbeaming*, ossia il fenomeno per cui si allarga il fascio radiante oltre i rivelatori attivi per fare in modo che ciascuno di questi riveli lo stesso segnale. Infatti, a causa delle dimensioni della macchia focale e della geometria del sistema, si crea nel fascio una zona di penombra laterale che fornisce una densità di dose minore rispetto alla parte centrale, con conseguente irraggiamento disomogeneo. Allargando il fascio oltre i rivelatori attivi si evita l'irraggiamento disomogeneo,

impartendo però una dose aggiuntiva che non contribuisce alla formazione dell'immagine. Questo fenomeno in realtà è rilevante nei tomografi con un basso numero di rivelatori; aumentando il numero di rivelatori l'overbeaming diventa sempre più trascurabile, fino a raggiungere una efficienza di dose pari ai tomografi a strato singolo (Fig.3.3).

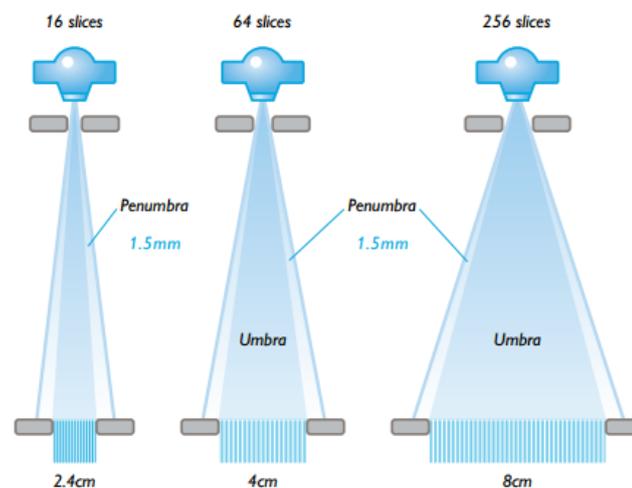


Figura 3.3: Fenomeno dell'overbeaming confrontato in vari TCMS al variare del numero di rivelatori. Aumentando questi ultimi, diminuisce l'ampiezza relativa della zona di penombra rispetto al fascio radiante.

3.1.1 Sistemi di modulazione automatica della corrente (AEC-Automatic Exposure Control)

I sistemi di modulazione della corrente vengono utilizzati per regolare la corrente dei tubi radiogeni nel corso della scansione, in modo da ottenere una qualità dell'immagine costante indipendentemente dalle dimensioni del paziente e dalla conformazione anatomica della regione esaminata con diversi livelli di attenuazione, riducendo così la dose assorbita al minimo indispensabile.

Il sistema di modulazione è in genere caratterizzato da tre modalità differenti: modulazione in funzione della dimensione del paziente, modulazione lungo l'asse longitudinale e modulazione angolare.

Nel tomografo Brilliance iCT questo sistema è strutturato nel modo seguente (Fig.3.4):

- *ACS, automatic control system*: stabilisce il diametro massimo del paziente e la densità dei tessuti in base allo scanogramma, in modo da regolare il valore di corrente ottimale per controllare la dose e il livello di rumore. Questo permette di evitare che i pazienti più piccoli ricevano più dose per kg.
- *Z-Dom, z-axis dose modulation system*: modula la corrente lungo l'asse longitudinale del paziente usando il profilo di attenuazione. Esso è legato alla diversa attenuazione che il fascio subisce attraversando zone con densità differenti. Nel caso di un esame che comprende torace e addome ad esempio, il torace ha un'attenuazione media molto minore rispetto a quella dell'addome, a causa dell'aria presente nei polmoni. Quindi, a partire dal profilo di attenuazione longitudinale del paziente stimato durante l'esecuzione di uno scanogramma, viene modulata la corrente per ottimizzare la dose erogata durante la scansione.
- *D-Dom, dynamic angular dose modulation system*: modifica i mA in funzione dell'angolo di proiezione e dell'attenuazione dei tessuti per ogni rotazione del tubo radiogeno. Per esempio, nelle proiezioni antero-posteriori e postero-anteriori della zona scapolare, dove il fascio subisce un'attenuazione minore rispetto a quella delle proiezioni laterali, vi è una riduzione della corrente erogata. Per ogni rotazione vengono processate le proiezioni per determinare il diametro massimo e minimo del paziente e modulare la corrente per la rotazione successiva tra questi limiti.

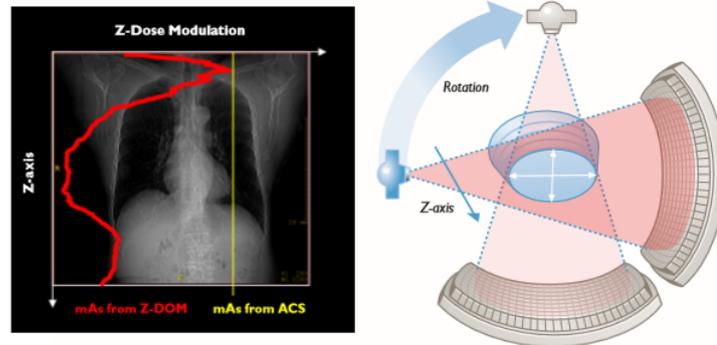


Figura 3.4: Sistema di modulazione di corrente; Automatic tube current selection (ACS), Z-axis dose modulation (Z-DOM), dynamic angular dose modulation (D-DOM).

I sistemi AEC, oltre a definire le dimensioni del paziente e l'attenuazione del fascio per impostare una corrente adeguata, devono permettere il controllo della qualità dell'immagine. I metodi per tale proposito sono vari.

In primo luogo è possibile controllare l'AEC specificando la qualità dell'immagine in termini di deviazione standard dei valori dei pixel. Utilizzando un valore alto di deviazione standard si ottiene un'immagine rumorosa, viceversa utilizzando DS basse le immagini risultanti sono poco rumorose. In questo caso il sistema imposta la corrente in modo da ottenere un'immagine con deviazione standard richiesta.

Un altro metodo è quello di utilizzare un valore mAs di riferimento, ossia il valore che si utilizzerebbe per un paziente di dimensioni nella media. Il sistema quindi valuta le dimensioni del paziente esaminato e modifica il valore della corrente in relazione al valore di riferimento.

Infine, alcuni sistemi utilizzano un'immagine di riferimento precedentemente acquisita e con una qualità giudicata appropriata per un determinato scopo clinico. Il sistema in questo caso modula la corrente in modo da ottenere un rumore corrispondente a quello dell'immagine di riferimento.

I sistemi di modulazione automatica della corrente sono perciò utili per ridurre la dose al paziente in funzione delle dimensioni del paziente, dell'attenuazione della regione esaminata e della qualità dell'immagine richiesta.

3.1.2 Filtri

I filtri utilizzati nel tomografo Brilliance iCT sono *Intellibeam* e *SmartShape*. Il primo è relativo al controllo della qualità del fascio: esso rimuove i raggi X a basse energie che non contribuiscono alla formazione dell'immagine. I secondi cambiano l'intensità del fascio in funzione delle dimensioni dei pazienti: vi è una maggiore filtrazione nelle regioni periferiche rispetto alle zone centrali per migliorare la distribuzione della dose e standardizzare il rumore dell'immagine.

3.1.3 Collimatori

Il collimatore post-paziente è costituito dalla griglia 2D anti-scatter *ClearRay* che permette di ridurre la radiazione diffusa migliorando così la risoluzione a basso contrasto.

Over-ranging

Nelle scansioni elicoidali è presente il fenomeno dell'*over-ranging*; esso consiste in un allungamento della spirale di acquisizione oltre gli estremi di scansione, necessario per ottenere dati completi sull'intero volume di indagine, con conseguente spreco di dose radiante. L'*over-ranging* è più accentuato per valori di pitch e ampiezza del fascio elevati, in quanto in questa modalità è maggiore l'apporto relativo alla dose radiante complessiva delle porzioni periferiche della spirale, che non contribuiscono alla generazione di immagini nelle regioni esterne al volume di scansione.

Per ridurre l'*over-ranging* viene utilizzato il collimatore pre-paziente *Eclipse*, un collimatore dinamico che riduce la dose senza deteriorare la qualità dell'immagine. Esso si apre automaticamente all'inizio della scansione elicoidale e si chiude alla fine, schermando così la radiazione superflua per la formazione dell'immagine (Fig. 3.5).

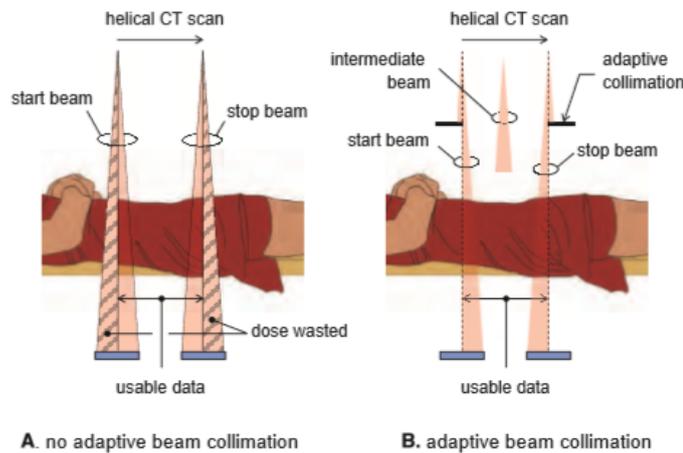


Figura 3.5: Fenomeno dell'over-ranging nella TC spirale. All'inizio e alla fine dell'acquisizione vi è una parte della dose sprecata in quanto non vi è un campionamento angolare sufficiente per generare immagini di buona qualità. Vengono quindi utilizzati dei filtri adattivi.

3.2 Parametri di acquisizione

Quando si esegue una scansione TC, lo scopo principale è quello di massimizzare la qualità delle immagini, riducendo il più possibile la dose assorbita dal paziente. A tal fine si possono modificare i parametri fondamentali nel processo di scansione che hanno effetto sulla dose al paziente, sulla qualità di immagine e sul tempo di acquisizione.

Tramite i *parametri di esposizione*, quali i kV, i mA e il tempo di rotazione, si determina la modalità di emissione dei fotoni da parte del tubo radiogeno. I *parametri geometrici* sono legati invece alla modalità di acquisizione tomografica dell'immagine e comprendono il campo di scansione, lo spessore dello strato, il *pitch*.

- Tempo di rotazione - indica il tempo impiegato dal complesso tubo-rivelatori per completare una rotazione di 360° ed è un parametro che influisce sulla qualità dell'immagine e sulla dose al paziente. Riducendo i tempi di scansione diminuiscono gli artefatti da movimento e la dose,

ma cala anche il numero di fotoni emessi e rivelati, con conseguente aumento di rumorosità dell'immagine.

In generale la scelta del tempo di scansione dipende dalla zona presa in esame; nello studio di parti anatomiche che non richiedono attività respiratoria o cardiaca i tempi di scansione sono più lunghi rispetto ad esempio a quelli utilizzati per lo studio della zona toracica o addominale.

- Tensione del tubo (kV) - variando la differenza di potenziale del tubo radiogeno vengono influenzate grandezze quali il contrasto, il rumore e la dose. A parità di valore degli altri parametri di acquisizione, aumentando la tensione vi è un rendimento maggiore del tubo radiogeno; l'energia media dei fotoni infatti aumenta e si ha una miglior penetrazione del fascio attraverso la sezione corporea, con conseguente incremento di numero di fotoni rilevati e diminuzione del rumore di fondo. Questo però implica anche una diminuzione del contrasto dell'immagine ed un aumento nella dose impartita al paziente.

La scelta del valore da impostare ha quindi come obiettivo il miglior compromesso tra il rapporto contrasto-rumore e la dose di esposizione. Solitamente i valori utilizzabili dai tomografi sono compresi tra gli 80 ed i 140 kV e la scelta dipende anche dalle dimensioni del paziente, prediligendo un chilovtaggio elevato per pazienti obesi ed uno più basso per pazienti magri o pediatrici.

- Corrente del tubo radiogeno (mA) - la corrente del tubo è proporzionale al numero di elettroni che vanno dal catodo all'anodo per unità di tempo ed influenza sia la qualità dell'immagine che la dose. A parità di valore degli altri parametri, aumentando i milliampere aumenta il numero di fotoni emessi dal tubo radiogeno e di conseguenza quello di fotoni rivelati con una diminuzione della rumorosità ed un aumento della risoluzione di contrasto dell'immagine in termini di rapporto contrasto rumore CNR.

La scelta del parametro, entro i limiti imposti dal generatore, dipende quindi dalla struttura da analizzare, che può essere ad alto contrasto intrinseco o a basso contrasto, in base al numero atomico medio degli elementi di cui è costituita.

Aumentare il valore della corrente provoca però un incremento della dose. Esiste infatti un rapporto di linearità tra la corrente del tubo e la dose al paziente; raddoppiando il valore dei mA raddoppia la dose erogata.

Per evitare valutazioni errate bisogna fare attenzione alla modalità con cui viene riportato il valore della corrente del tubo; spesso, invece di esprimere il valore della corrente anodica, si utilizza il prodotto della corrente per il tempo di rotazione del complesso tubo-rivelatori (mAs). Nel caso di acquisizioni volumetriche, si è introdotto il concetto di *mAs effettivi*. Questa quantità ha lo scopo di rispecchiare l'effetto sulla dose media assorbita nel volume acquisito al variare del *pitch* ed è definita come rapporto tra i mAs ed il *pitch*.

- Campo di scansione (FOV) - è definito come la regione circolare del piano xy acquisita durante la scansione e determina il diametro massimo della circonferenza sottoposta a scansione.

La scelta del valore dipende dall'area anatomica studiata e dalle dimensioni del paziente. Il campo di scansione scelto deve essere il più piccolo possibile tra quelli disponibili, tale però da contenere tutta la struttura anatomica per permettere la sua ricostruzione e per evitare la formazione di artefatti in corrispondenza dei bordi, in quanto un oggetto posizionato all'esterno del FOV determinerebbe una parziale attenuazione del fascio con conseguenti errori nella fase di ricostruzione delle immagini.

- Spessore di strato - ha effetto sulla dose e sulla qualità dell'immagine. Nella TC a strato singolo lo spessore è determinato dalla larghezza del fascio, ossia dall'apertura del collimatore. Utilizzando invece la TC

multistrato con n rivelatori di spessore T , il collimatore definisce la larghezza del fascio nT e lo spessore dello strato è determinato invece dalla larghezza dei rivelatori T .

La scelta del valore dipende dall'indagine che si vuole effettuare. Diminuendo lo strato aumenta la risoluzione spaziale e il dettaglio visibile nella scansione, mentre aumentando lo spessore aumenta il volume studiato. La variazione dello spessore determina anche una variazione inversamente proporzionale del rumore quantico. Questo implica un effetto indiretto sulla dose al paziente; volendo mantenere un livello di rumore basso in strati sottili bisogna aumentare il valore dei mAs, con conseguente incremento della dose.

- Pitch - parametro caratteristico della TC spirale in cui vi è una rotazione continua del tubo radiogeno associata allo scorrimento continuo del tavolo portapaziente. Esso esprime un concetto diverso a seconda che si consideri la TC a singolo strato o multistrato.

Nel primo caso esso corrisponde al rapporto tra spostamento del tavolo per rotazione, dato dalla sua velocità di scorrimento per il tempo di rotazione del tubo, e la collimazione del fascio radiante equivalente allo spessore di strato.

$$pitch = \frac{vt}{s}$$

Nel caso della TCMS ci si riferisce solitamente al *beam pitch*, definito come

$$pitch_b = \frac{vt}{\sum_i d_i}$$

con $\sum_i d_i$ è la somma delle ampiezze di tutti i rivelatori lungo l'asse z.

Solitamente il valore di *pitch* varia tra 0.75 e 1.5. Valori elevati ($pitch > 1$) permettono una scansione veloce e una riduzione della dose al paziente a parità degli altri parametri, ma causano un sottocampionamento dei dati con conseguente peggioramento della risoluzione spaziale.

Per acquisizioni pediatriche o toraciche vengono utilizzati valori alti, mentre in studi cardiaci o per pazienti molto grandi vengono impostati valori bassi. La relazione tra dose e *pitch* è data da

$$dose \propto \frac{1}{pitch}.$$

3.3 Caratterizzazione dosimetrica e di qualità dell'immagine

Per la valutazione della qualità delle immagini e per l'analisi dosimetrica mediante uso di phantom appositi nelle acquisizioni TC, sono state seguite le linee guida pubblicate dall'International Atomic Energy Agency (IAEA). Vengono di seguito descritti gli strumenti utilizzati.

3.3.1 Catphan 600

Si è utilizzato il fantoccio Catphan 600 per valutare i diversi parametri di qualità dell'immagine (Fig.3.6). Esso è costituito da vari moduli, ognuno con inserti specifici, illustrati di seguito (Fig.3.7).

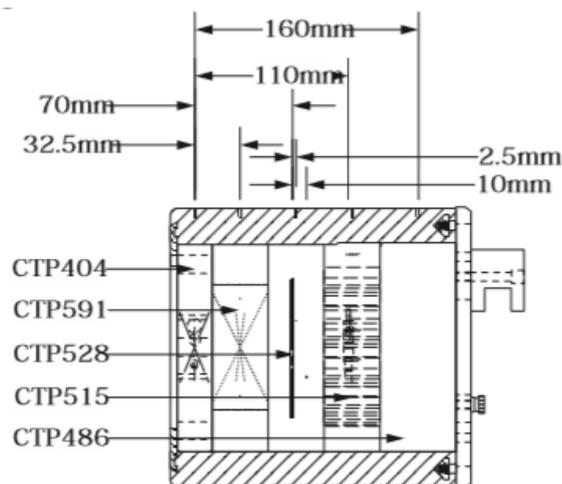
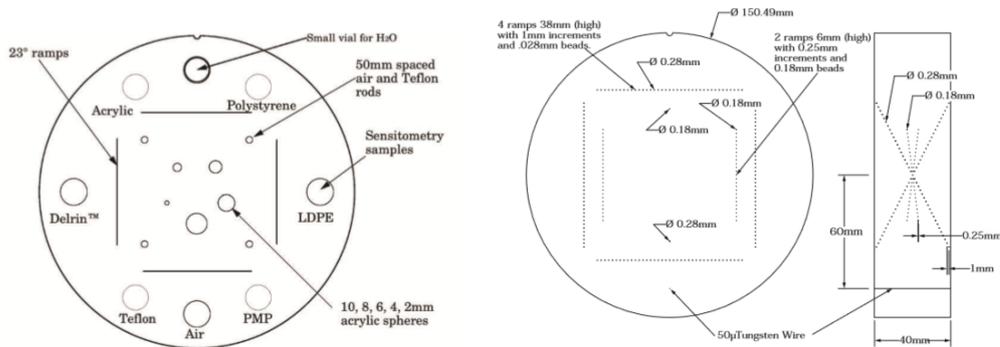
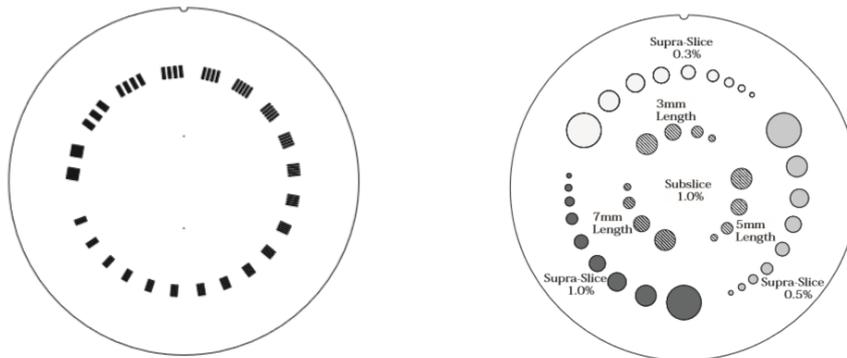


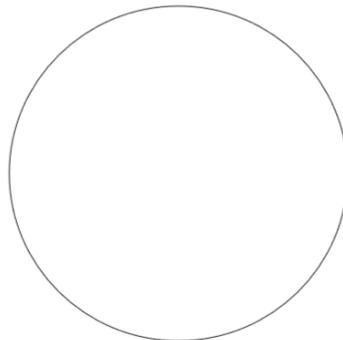
Figura 3.6: Illustrazione del fantoccio Catphan 600, con i vari moduli e le relative distanze.



(a) CTP404. Verifica della posizione del fantoccio, misura dello spessore dello strato e controllo della linearità dei numeri TC. (b) CTP591. Misura dello spessore dello strato.



(c) CTP528. Modulo ad alta risoluzione con 21 lp/cm e sorgente puntiforme per la costruzione della MTF. (d) CTP515. Modulo di risoluzione a basso contrasto con inserti di contrasto sopra-strato (con dimensioni lungo z maggiori rispetto alla maggior parte degli spessori di strato massimi) e sotto-strato (con dimensioni lungo z minori degli spessori di strato soliti).



(e) CTP486. Valutazione rumore e uniformità dell'immagine.

Figura 3.7: Illustrazione dei 5 moduli del Capthan600.

- CTP404:

Verifica del posizionamento - Il primo modulo serve innanzitutto a verificare il corretto allineamento del fantoccio. Sono presenti 4 rampe con angolazione di 23° dalla base alla cima del modulo. Per avere un corretto allineamento, deve esservi una simmetria nel piano xy delle rampe, altrimenti il fantoccio deve essere riposizionato.

Spessore dello strato - Le rampe vengono utilizzate anche per stimare lo spessore dello strato. Si misura l'ampiezza a metà altezza (Full Width Half Maximum, FWHM) di una delle 4 rampe determinando i numeri TC del picco della rampa e dello sfondo e la si moltiplica per 0.42. Tramite la *window-level*, si trova il valore massimo TC impostando la finestra al minimo e il livello nel punto in cui l'immagine della rampa scompare. Per calcolare il valore dello sfondo, si prende una regione di interesse (ROI) vicina alla rampa e si utilizza il valore medio come numero TC. A questo punto si misura:

$$TC_{picco} - TC_{sfondo} = TC_{picco-netto}$$

$$50\%TC_{picco-netto} + TC_{sfondo} = TC_{half-maximum}$$

Si pone infine il livello al valore $TC_{half-maximum}$ e la finestra al minimo. Misurando così la lunghezza della rampa si ottiene la FWHM, che moltiplicata per 0.42 dà come risultato lo spessore dello strato.

Linearità spaziale - Il modulo CTP404 è caratterizzato inoltre da 4 fori ad alto contrasto di 3mm di diametro, i quali sono posizionati ad una distanza di 50mm l'uno dall'altro. Misurando la distanza dal centro di un foro ad un altro si può verificare la linearità spaziale del sistema.

Sensitometria - La parte più esterna del modulo contiene degli inserti costituiti da materiali diversi per valutare la linearità dei numeri TC. Come illustrato nella parte introduttiva, il numero TC in unità

Hounsfield è definito come

$$TC\# = \frac{\mu_{tissue} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \cdot 1000.$$

Nel caso pratico però i coefficienti di attenuazione sono funzione dell'energia ed essendo lo spettro dei raggi X policromatico, si assegna al fascio un'energia effettiva tipicamente pari al 60% del picco dei kV. Quindi si utilizza la scala di linearità come parametro di performance del sistema; essa mette in relazione i numeri TC e i corrispondenti valori di coefficienti di attenuazione lineare all'energia effettiva del fascio di raggi X. I coefficienti di attenuazione di massa per i materiali usati nel fantoccio derivano dal database NIST. I numeri TC di questi inserti variano in un range compreso all'incirca tra -1000HU e +1000HU (Tab. 3.1). Su ogni immagine è stata selezionata una ROI all'interno degli inserti per la misura del valor medio corrispondente al numero TC.

Materiale	Densità relativa	Densità el. relativa	Range HU
Aria	0.00	0.001	-1046 : -986
PMP	0.83	0.853	-220 : -172
LDPE	0.92	0.945	-121 : -87
Acqua	1.00	1.000	-7 : 7
Polistirene	1.03	0.998	-65 : -29
Acrilico	1.18	1.147	92 : 137
Delrin	1.42	1.363	344 : 387
Teflon	2.16	1.868	941 : 1060

Tabella 3.1: Materiali che costituiscono i diversi inserti del modulo CTP404 con relativa gravità specifica, densità elettronica relativa e range HU.

- CTP591: Questo modulo, così come il precedente, serve a valutare lo spessore dello strato. Viene inoltre utilizzato per la misura della MTF. Sono presenti tre coppie di rampe composte da puntini (2 grosse e una fine) e 2 puntini individuali. Due delle coppie di rampe hanno puntini di

diametro pari a 0.28mm, con incrementi di 1mm lungo l'asse z. L'altra coppia è composta da puntini di 0.18mm di diametro distanziati lungo z di 0.25mm. Un filo di tungsteno di $50\mu\text{m}$ di diametro è posto a 6cm dal centro del modulo; esso viene utilizzato, insieme ai puntini individuali di 0.18mm e 0.28mm di diametro, per calcolare la MTF a partire dalla PSF.

Aumentando lo spessore dello strato, il valore del picco TC per i puntini diminuisce. Infatti, aumentando lo spessore, l'effetto del puntino sul numero TC del voxel diminuisce a causa dell'effetto di volume parziale (viene fatta la media sui valori di livello di grigio del voxel).

Spessore dello strato - A partire dall'immagine dei puntini è possibile misurare lo spessore dello strato con vari metodi. Facendo il profilo attraverso i puntini, si ottengono dei picchi separati di 0.25mm o 1mm a seconda delle rampe che vengono considerate. Moltiplicando il numero dei picchi presenti alla FWHM per l'incremento di 0.25mm o 1mm, si ottiene lo spessore dello strato. Un altro metodo è quello di contare i puntini ponendo il livello al valore di *half-maximum*.

Sorgente puntiforme per la misura della PSF e MTF - La sorgente puntiforme viene utilizzata per valutare la risposta del sistema ad un impulso puntiforme. Si considera la zona attorno al punto e si utilizzano i relativi dati numerici dell'immagine digitale per determinare la matrice bidimensionale della PSF. Sommando le colonne della PSF si ottiene la LSF, la cui trasformata di Fourier dà come risultato la curva MTF. Per fare questo si utilizzano generalmente software automatici.

- CTP528: Viene usato per la valutazione della risoluzione spaziale in termini di MTF.

Il modulo è composto da 21 pattern di alluminio di 2mm di spessore, i quali riproducono 21 frequenze spaziali comprese tra 1 coppie di linee per centimetro e 21 lp/cm, e da due sorgenti puntiformi.

Test risoluzione - Per valutare la risoluzione ad alto contrasto si utilizza il modulo CTP528 con 21 coppie di linee per centimetro intagliate in fogli di alluminio spessi 2mm posti in una resina epossidica. A seconda dello spessore dello strato, come illustrato nei capitoli precedenti, i livelli di contrasto variano a causa della media sul volume.

La misura sperimentale della MTF si basa sul metodo della deviazione standard (SD). Questo consiste nel calcolo della SD dei numeri TC in diverse zone dell'inserito CTP528 per la determinazione della curva di modulazione. Le ROI selezionate sono tre, di cui una (ROI_A) lungo le coppie di linee per cm che alternano zone radiopache a zone radiotrasparenti, una nella zona omogenea dei fogli di alluminio (ROI_B) ed una sullo sfondo (ROI_C). Si misura quindi il contrasto tra la zona in alluminio e lo sfondo facendo la differenza dei valori medi dei numeri TC delle due ROI. Si calcola quindi la SD nelle varie ROI per il calcolo del coefficiente di modulazione:

$$Modulazione = \sqrt{(SD_A^2 - SD_{medio}^2)}.$$

Infine, la MTF è data da:

$$MTF = 2.2 \cdot (Modulazione/Contrasto).$$

- CTP515: Il modulo CTP515 serve a misurare la risoluzione a basso contrasto, mediante l'uso di vari inserti con diametri e spessori diversi. Nella circonferenza esterna sono presenti inserti con 9 diametri diversi, raggruppati in tre gruppi con livelli di contrasto allo 0.3%, 0.5%, 1.0%. Nella circonferenza interna gli inserti hanno 4 diametri diversi ad un livello di contrasto dell'1.0% e sono raggruppati in base alla loro lunghezza lungo l'asse z di 3,5 e 7mm.

Per la valutazione della risoluzione a basso contrasto sono state acquisite immagini in modalità assiale variando il parametro di tensione del tubo e impostandolo a 80kV, 100kV, 120kV e 140kV per studiare l'andamento del contrasto in funzione dei kV.

Una volta acquisite le immagini, per ognuna di esse è stato calcolato manualmente il contrasto ed il rapporto contrasto rumore (CNR) nell'inserto più grande di 15cm di diametro con contrasto più alto (1%), secondo la definizione:

$$\text{Contrasto} = \frac{m_i - m_b}{m_i}$$

$$\text{CNR} = \frac{|m_i - m_b|}{\sigma_b}$$

dove m_i è il valore medio dell'inserto, m_b è il valore medio dello sfondo e σ_b è la deviazione standard dello sfondo.

- CTP486:

Quest'ultimo modulo è costituito da un materiale uniforme, con un numero TC pari circa al 2% della densità dell'acqua. Tipicamente i valori TC vanno da 5HU a 18HU. Esso serve a valutare il rumore e l'uniformità dell'immagine valutando il numero TC medio e la deviazione standard di ROI selezionate in diverse zone (una centrale e 4 periferiche, con la zona centrale presa come riferimento).

Per calcolare l'uniformità, si valuta la differenza fra numero TC medio nella ROI centrale ed in quelle periferiche. I limiti di accettabilità dettati dall'IAEA sono di ± 10 HU.

Per ottenere le immagini del Catphan, lo si posiziona sul contenitore apposito (Fig.3.8) alla fine del lettino, controllando che non sia pendente rispetto al lettino stesso con l'uso della livella. Si allinea in seguito il punto centrale della prima sezione con i laser di centramento.

Le sezioni possono essere localizzate conoscendo le distanze dal centro della prima sezione:

CTP 591: 32.5 mm

CTP528: 70 mm , 80mm

CTP515: 110 mm

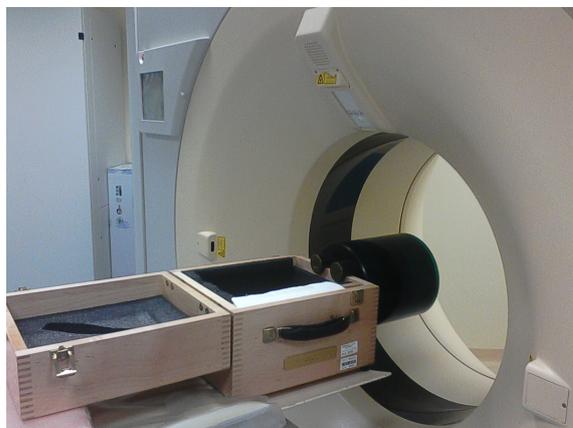


Figura 3.8: Fantoccio Catphan posizionato sul lettino e allineato mediante i laser di centramento.

CTP486: 150 mm

Tutti gli inserti sono stati acquisiti in modalità assiale variando di volta in volta determinati parametri, quali spessore di strato, kV e mAs. L'intero fantoccio è stato inoltre acquisito in modalità elicoidale in condizioni standard (120kV, 200 mAs), variando il valore del *pitch*.

Una volta acquisite le immagini, le si sono analizzate manualmente utilizzando il software *ImageJ* e automaticamente mediante il software *Image Owl Catphan® QA*.

3.3.2 Dosimetri e phantom

Per lo studio dosimetrico del tomografo vengono utilizzati due approcci differenti. Si utilizza una camera a ionizzazione per la misura degli indici di dose e, in un approccio più diretto, si misura la dose agli organi utilizzando dosimetri a termoluminescenza (TLD) ed un fantoccio antropomorfo RANDO. Le misure di dose vengono fatte utilizzando parametri caratteristici degli esami più comuni, comprendenti zone quali encefalo e torace.

Camera a ionizzazione e PMMA

Gli strumenti utilizzati nel calcolo degli indici dosimetrici sono la camera a ionizzazione cilindrica Radcal 9010 10X5-3CT, con una lunghezza sensibile di 10cm connessa ad un elettrometro; questi misurano e monitorano il livello di esposizione del sistema TC in un fantoccio o in aria (Fig.3.9).



Figura 3.9: Strumenti utilizzati per la misura di CTDI. Consistono in una camera a ionizzazione di tipo "pencil" collegata ad un elettrometro.

Il dosimetro in questione, raccoglie le cariche generate dall'interazione della radiazione con il gas mediante l'applicazione di un campo elettrico sufficiente per la raccolta di quasi tutte le cariche senza avere ricombinazioni, ma non troppo elevato da indurre il meccanismo di moltiplicazione. La corrente di ionizzazione è quindi misurata da un elettrometro. Si riportano in tabella (3.2) le specifiche dello strumento.

Risoluzione	Dipendenza energetica
0.01mGy	$\pm 5\%$, 3mm Al a 20 mm Al HVL

Tabella 3.2: Specifiche della camera a ionizzazione Radcal 9010 10X5-3CT

La camera a ionizzazione è stata posta all'interno di phantom per simulare l'interazione della radiazione con il paziente.

I phantom per la valutazione degli indici dosimetrici consistono in due cilindri di polimetilmetacrilato (PMMA) di diametro pari a 16cm (*head phantom*) e a 32cm (*body phantom*) (Fig.3.10).

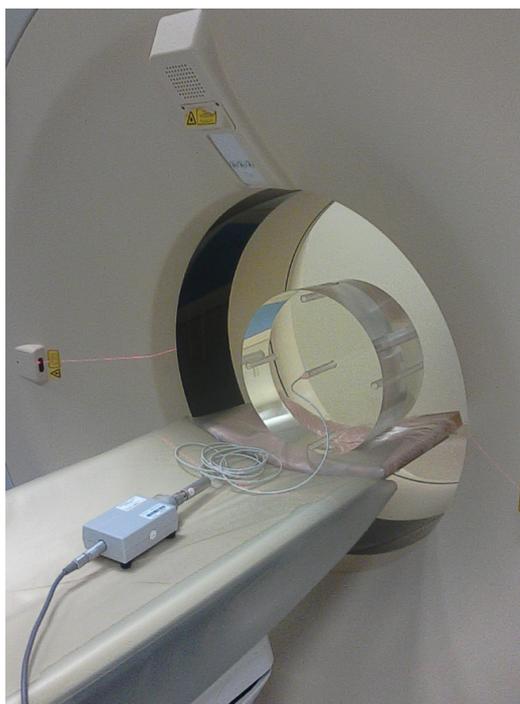


Figura 3.10: Fantoccio PMMA: la camera a ionizzazione viene inserita o al centro del fantoccio o nella zona periferica per la misura del $CTDI_{100}$. I fori inutilizzati sono riempiti con dei cilindri di PMMA.

Entrambi i phantom hanno un foro centrale e 4 fori periferici dove viene inserita la camera a ionizzazione per la misura del $CTDI_{100}$ e del $CTDI_w$. Come illustrato nel paragrafo (2.3), a partire dal $CTDI_w$ si ottiene il $CTDI_{vol}$ dividendo il primo per il valore del *pitch* utilizzato nel caso di acquisizioni elicoidali.

Il risultato che si ottiene effettuando una singola scansione assiale è l'integrale del profilo di dose lungo la camera. Per ottenere il $CTDI_{100}$ si applicano quindi dei fattori di conversione alla lettura dell'elettrometro, quali fattore

di conversione della camera e di conversione in dose.

$$CTDI_{100} = X_r \cdot C_c \cdot f \cdot \frac{L}{nT},$$

dove X_r è la lettura dell'elettrometro, C_c è il fattore di calibrazione per la camera a ionizzazione, in questo caso pari ad 1, f è il fattore per convertire l'esposizione in dose assorbita, pari a 0.87rad/R, L è la lunghezza della camera pari a 100mm e nT è il prodotto tra numero di strati acquisiti e spessore dello strato (64x0.625). Il $CTDI_{100}$ è misurato in mGy per un dato valore di mAs, impostato nello studio a 100mAs.

Si sottolinea il fatto che, poichè l'acquisizione consiste in una singola scansione assiale, le misure del $CTDI_{100}$ e del $CTDI_w$ non riflettono l'indice di dose di un'acquisizione completa assiale o spirale; in questo caso si deve infatti tener conto della separazione tra ogni immagine assiale, termine che incide sulla dose (maggiore è il gap fra le immagini acquisite, minore è la dose), oppure dello spostamento del lettino contemporaneo all'acquisizione spirale. Questa variazione è compresa nel calcolo del $CTDI_{vol}$, in cui si inserisce il termine nT/I , dove I indica l'incremento del lettino per ogni scansione se l'acquisizione è assiale, mentre corrisponde alla velocità del lettino se l'acquisizione è spirale.

Impostando il valore di incremento del lettino pari alla collimazione del fascio nT , il $CTDI_w$ rappresenta la dose media nel volume scansionato, $CTDI_{vol}$.

Si valuta quindi la differenza fra CTDI misurato e visualizzato sullo schermo della macchina, per poter poi confrontare i valori di dose efficace di ciascun protocollo con i valori in letteratura.

A partire infatti dal valore CTDI e considerando la lunghezza totale acquisita, si può calcolare il prodotto della dose per la lunghezza di scansione DLP, grandezza che viene utilizzata per confrontare il rischio da radiazione per il paziente in determinati esami. Moltiplicando il DLP stimato dalla macchina per il fattore peso per ciascuna zona del corpo riportato in tabella (3.3), si è ottenuta una stima della dose efficace.

Regione	Dose efficace per DLP($mSv(mGycm)^{-1}$)
Encefalo	0.0021
Torace	0.014
Addome	0.015

Tabella 3.3: Coefficienti specifici di alcune regioni del corpo utilizzati per il calcolo della dose efficace a partire dal DLP.

TLD e RANDO

Oltre alla valutazione dosimetrica mediante misure di CTDI con camera di ionizzazione e phantom di PMMA, per ottenere una dose organo media si sono utilizzati dei dosimetri TLD ed un fantoccio antropomorfo RANDO che simula caratteristiche fisiche umane.



Figura 3.11: Fantoccio RANDO costituito da varie sezioni in cui sono posizionati i dosimetri a termoluminescenza prima di effettuare una scansione con protocolli encefalo e torace.

Il fantoccio RANDO (Fig.3.11) è composto da tessuto osseo naturale e materiali plastici tessuto equivalenti e consiste in 36 sezioni numerate, di cui le sezioni dalla 0 alla 34 di spessore pari a 2.5cm. La sezione 35 rappresenta la zona pelvica ed è di circa 9 cm. In ogni sezione sono presenti vari siti per l'inserimento dei TLD, corrispondenti agli organi interni.

In questo studio si sono utilizzate le sezioni appartenenti all'encefalo e al torace, dalla 0 alla 24. Per il corretto posizionamento dei dosimetri si seguito il sistema di coordinate cartesiane per l'identificazione di organi di interesse [19], introducendo i TLD all'interno della sezione e non sulla superficie, in modo da evitare che a causa di fessure tra una sezione ed un'altra esso ricevesse una dose maggiore di quella effettiva.

Una volta pronto il fantoccio con i dosimetri nei punti di interesse, lo si è posizionato sul lettino della TC e si sono eseguite delle scansioni seguendo i protocolli utilizzati abitualmente sui i pazienti. Si è quindi effettuato uno scanogramma iniziale per valutare il corretto posizionamento, ripetendo poi 3 volte per una maggiore statistica i protocolli per encefalo e torace.

Dopo l'esposizione a radiazione ionizzante del fantoccio, i TLD sono stati fatti leggere. Riscaldando il materiale, questo emette luce che viene rivelata e convertita in segnale elettrico. La quantità di luce emessa aumenta all'aumentare dell'energia assorbita dai TLD.

I risultati ottenuti espressi in mSv sono stati confrontati con i valori ottenuti in letteratura e dai protocolli del tomografo Philips.

Capitolo 4

Risultati

4.1 Qualità immagine

Vengono riportati di seguito i risultati ottenuti analizzando i vari inserti del *Catphan600* (Fig.4.1). Le analisi sono state effettuate manualmente mediante *ImageJ* e automaticamente utilizzando il software *Image Owl Catphan® QA*. Si riportano quindi anche le differenze ottenute con i due diversi metodi di indagine.

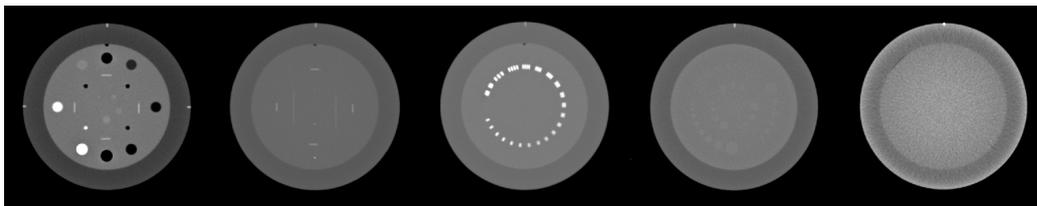


Figura 4.1: Esempio di immagini ottenute nell'acquisizione del fantoccio Catphan. Ognuna corrisponde ai diversi inserti presenti in esso.

4.1.1 CTP404

Si è acquisita l'immagine dell'inserto CTP404 in modalità assiale, impostando lo spessore di strato a 0.625mm, 1.25mm, 2.5mm, 5mm e 10mm. L'a-

nalisi viene fatta anche considerando l'inserto presente nelle scansioni spirali con diversi valori di *pitch*, in cui lo spessore di strato è pari a 2mm.

Spessore di strato

Lo spessore di strato è stato misurato manualmente su ImageJ con il metodo illustrato nel paragrafo (3.3.1). I vari passaggi sono riportati in figura (4.2).

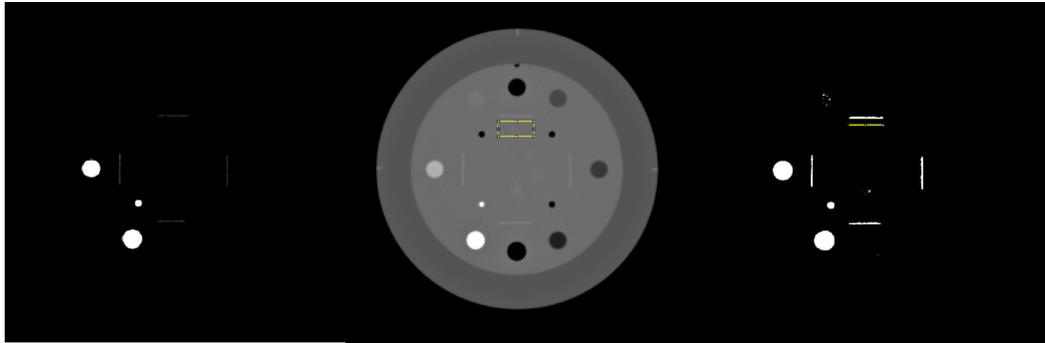


Figura 4.2: Illustrazione dei passaggi effettuati su ImageJ per la misura dello spessore di strato di ciascuna acquisizione del modulo CTP404 del Catphan.

Per ogni spessore di strato impostato nelle acquisizioni, si sono valutate le differenze fra i valori misurati manualmente e automaticamente, confrontandoli con il valore effettivo (Tab.4.2). Lo scarto tollerato è quello indicato nella pubblicazione dell'IAEA ed è riportato in tabella (4.1).

Spessore strato (mm)	Criteri minimi accettabilità
≤ 1	$< \textit{nominal} + 0.5\textit{mm}$
> 1 e ≤ 2	$\pm 50\%$
> 2	$\pm 1\textit{mm}$

Tabella 4.1: Tolleranze accettabili rispetto al valore nominale dello strato per vari range di spessori di strato.

Acquisizione	Spessore strato (mm)	ImageJ (mm)	ImageOwl (mm)
Axial	0,625	0,804	1,030
Axial	1,25	1,23	1,40
Axial	2,50	2,40	2,51
Axial	5,00	4,81	4,97
Axial	10,00	9,78	9,98
Helix P=0.6	2,00	2,14	2,29
Helix P=0.8	2,00	2,01	2,24
Helix P=1	2,00	2,11	2,36

Tabella 4.2: Spessori di strato acquisiti in modalità assiale e spirale, confrontati con i valori misurati con ImageJ e ImageOwl a partire dall'immagine dell'insero CTP404.

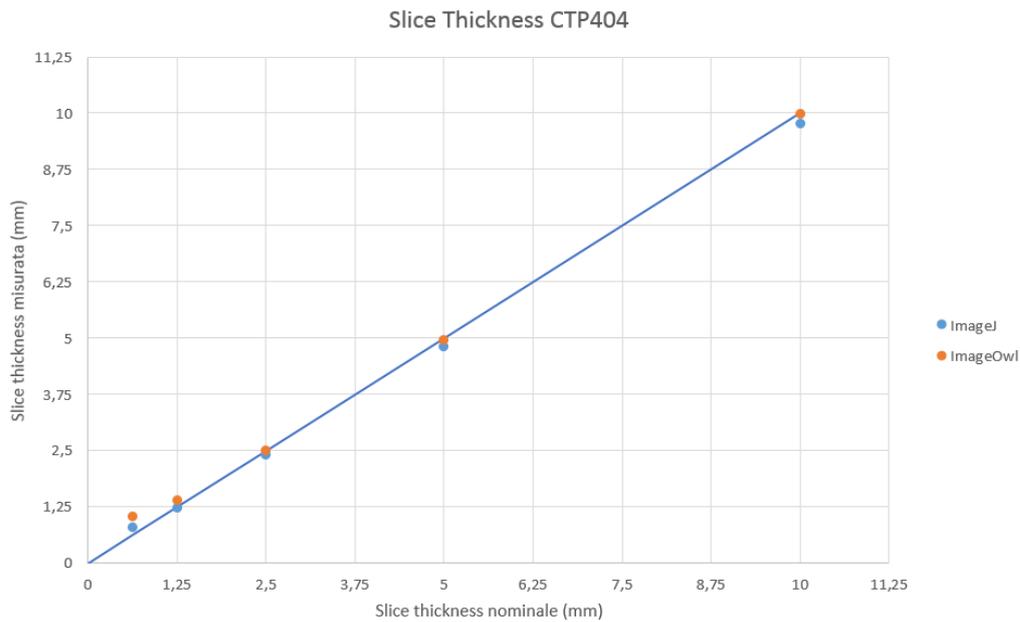


Figura 4.3: Valori degli spessori di strato ottenuti manualmente e automaticamente, confrontati con i valori effettivi di millimetri 0.625, 1.25, 2.5, 5, 10.

Si osserva che tutte le misure rientrano nei margini di tolleranza. Nel caso di slice di spessori $< 2mm$ la misura manuale risulta migliore rispetto a quella automatica. Viceversa, nel caso di spessori $\geq 2mm$ il software ImageOwl è più accurato (Fig.4.3).

Considerando lo spessore di strato di 2mm con *pitch* variabile (Fig.4.4), il metodo manuale con ImageJ risulta essere migliore. Entrambi i metodi rientrano ampiamente entro l'errore di $\pm 1mm$. Non si osserva una dipendenza dell'errore sulla misura dal valore del *pitch*.

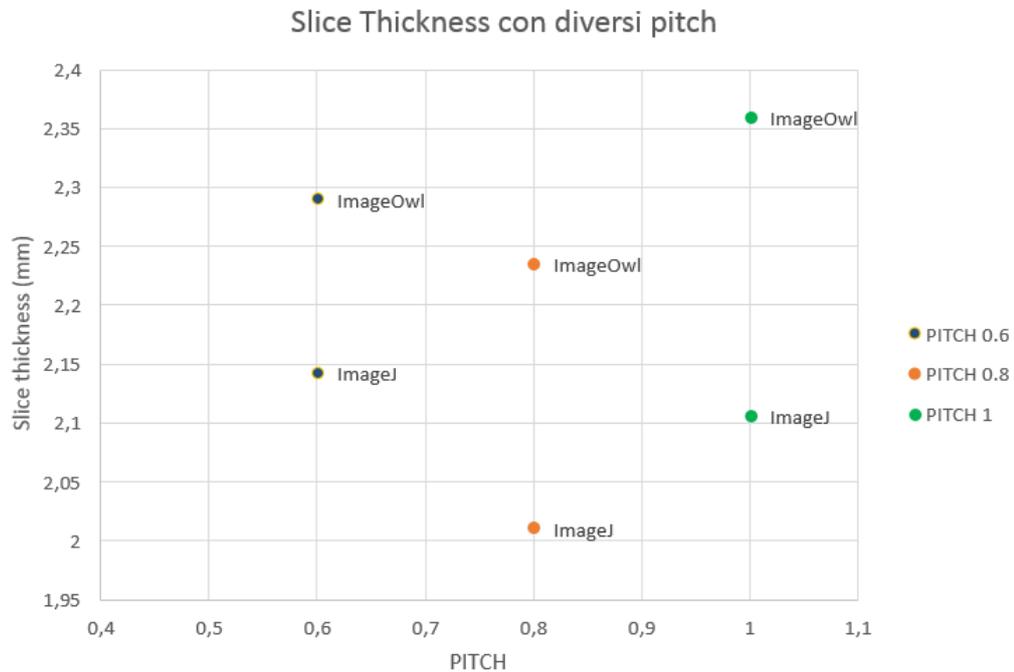


Figura 4.4: Valori di spessore ottenuti manualmente e automaticamente al variare del pitch, con uno spessore di strato nominale di 2mm.

Valutando la differenza tra i due metodi di indagine riferiti ai valori ottenuti con ImageJ, si nota che diminuendo lo spessore dello strato la differenza aumenta fino ad arrivare a circa il 30% dello spessore stesso (Fig.4.5). Aumentando invece il valore del *pitch*, la differenza aumenta.

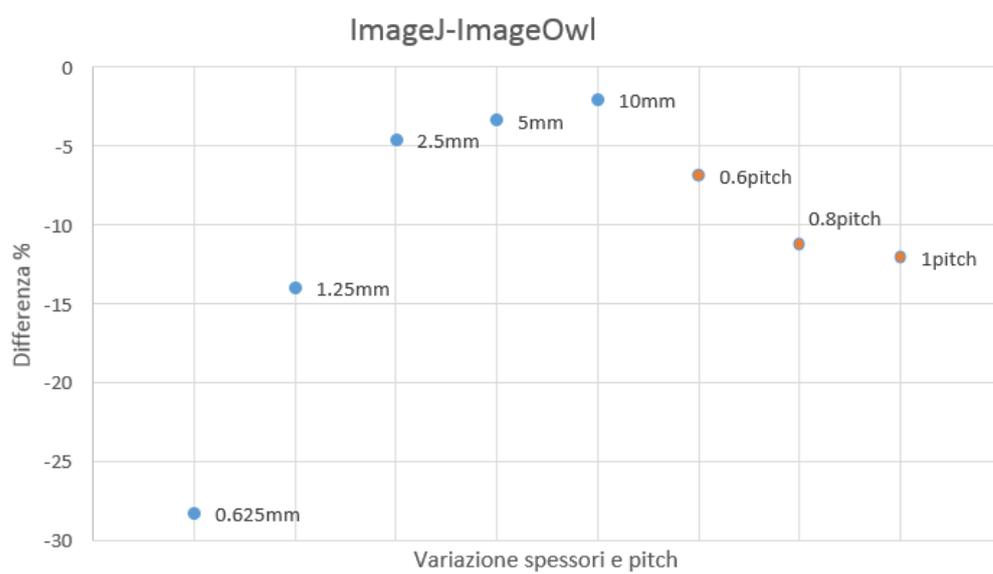


Figura 4.5: Differenza tra i valori di spessore di strato ottenuti con ImageOwl e con ImageJ, riferiti a quest'ultimo.

Sensitometria

Per valutare la scala di linearità si è misurato per ogni spessore di strato il valore medio delle ROI circolari contenute all'interno degli inserti ad alto contrasto (Fig.4.6).

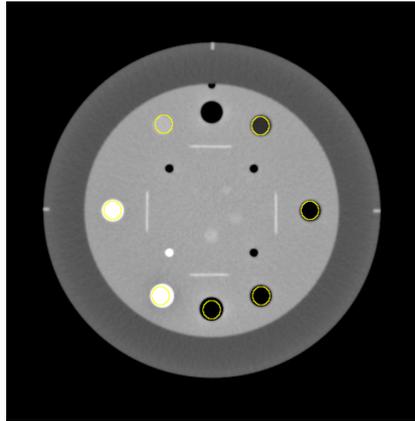


Figura 4.6: ROI selezionate all'interno dell'inserto CTP404 per la valutazione della scala di linearità.

I valori dei numeri TC misurati non hanno deviazioni oltre i $\pm 20HU$, così come richiesto dai criteri minimi di accettabilità dello IAEA. A qualsiasi spessore si ha una deviazione massima per il Teflon di circa $+15HU$. Si sono quindi considerati i valori medi dei numeri TC delle ROI di ciascun materiale in funzione della sua densità elettronica relativa. Si riporta in figura (4.7) un esempio di scala di linearità nel caso di spessore di strato pari a $0.625mm$. I risultati ottenuti con ImageJ ed ImageOwl variano di $\pm 1HU$, per cui i grafici risultano sovrapposti.

4.1.2 CTP591

I valori impostati per l'analisi del modulo CTP591 sono gli stessi del modulo precedente; si sono mantenuti invariati tutti i parametri tranne lo spessore dello strato e il valore del *pitch* nelle acquisizioni spirali. Si riportano di seguito i risultati ottenuti manualmente e automaticamente (Tab.4.3).

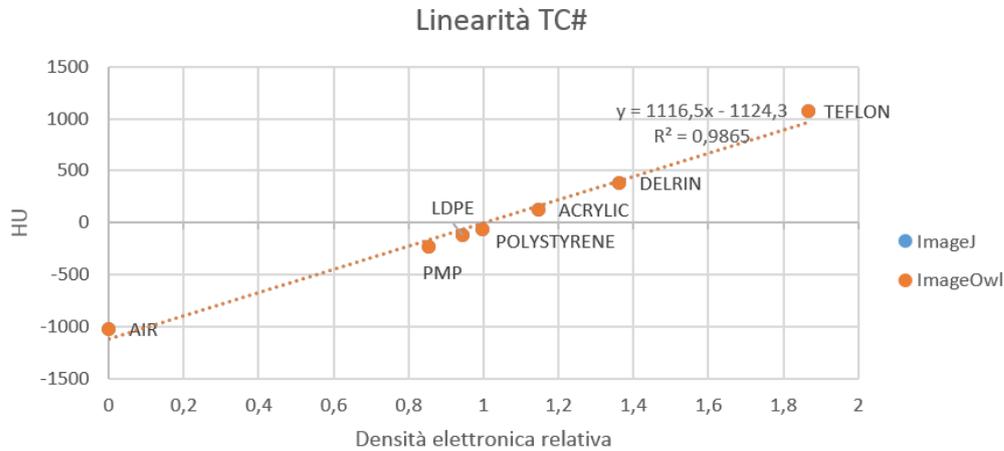


Figura 4.7: Linearità dei numeri TC in funzione della densità elettronica relativa. I risultati ottenuti con ImageJ e con ImageOwl sono compatibili entro $\pm 1HU$

Spessore di strato

Si noti che per la misura manuale degli spessori di strato sono stati utilizzati entrambi i metodi illustrati nel paragrafo (3.3.1), ottenendo il medesimo risultato per ogni spessore. Nelle misure di strati al di sotto dei 2mm si sono considerate le rampe con incremento di 0.25mm lungo l'asse z, mentre per gli strati al di sopra dei 2mm, si è fatto uso delle rampe distanziate di 1mm (Fig.4.8). Non è stato possibile misurare manualmente i valori di spessore nelle acquisizioni elicoidali in quanto i vari puntini non erano distinguibili. Come nel modulo precedente, gli errori sono $< nominale + 0.5mm$ per spessori minori di 1mm, $< 50\%$ per spessori minori o uguali a 2mm e $< 1mm$ per spessori maggiori di 2mm.

Come precedentemente illustrato, facendo il profilo delle rampe è possibile calcolare lo spessore dello strato, contando i picchi a metà altezza del profilo e moltiplicandoli per il valore di incremento dei punti lungo l'asse z. All'aumentare dello spessore di strato, il picco corrispondente al numero TC dei punti diminuisce (Fig.4.9). Questo fenomeno è interpretabile sapendo che

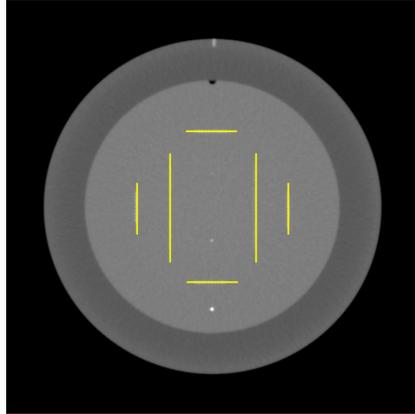


Figura 4.8: ROI selezionata lungo le rampe dell'inserto CTP591 per la misura dello spessore di strato. In ciascuna immagine sono state selezionate o le rampe esterne con incremento di 1mm o quelle interne con incremento di 0.25mm, a seconda dello spessore di strato in esame.

all'aumentare dello spessore, l'effetto del punto sul numero TC del volume diminuisce a causa della media che viene fatta sul volume.

A differenza del modulo precedente, in questo caso si ottiene un risultato migliore con il software ImageOwl. Questo risultato è interpretabile considerando il fatto che, con il metodo manuale utilizzato in questo modulo, si ha un'incertezza sulla misura di $\pm 1mm$ per spessori di strato maggiori di 2mm. In ogni caso, con entrambi i metodi utilizzati per la valutazione dello spessore di strato, i valori misurati rientrano nell'errore (Fig. 4.10).

MTF

Mediante l'uso del software ImageOwl si è misurata la MTF per la valutazione della risoluzione spaziale trasversale. La curva della MTF rappresenta graficamente la capacità del sistema di trasferire informazione ed è il risultato della trasformata di Fourier della *Line Spread Function*. Si riporta un esempio di curva MTF ottenuta con il software automatico (Fig.4.11).

A partire dalla curva MTF, il software ha misurato le frequenze al 50%, 10% e 2% della curva stessa. Si è quindi fatta una media dei valori ottenuti

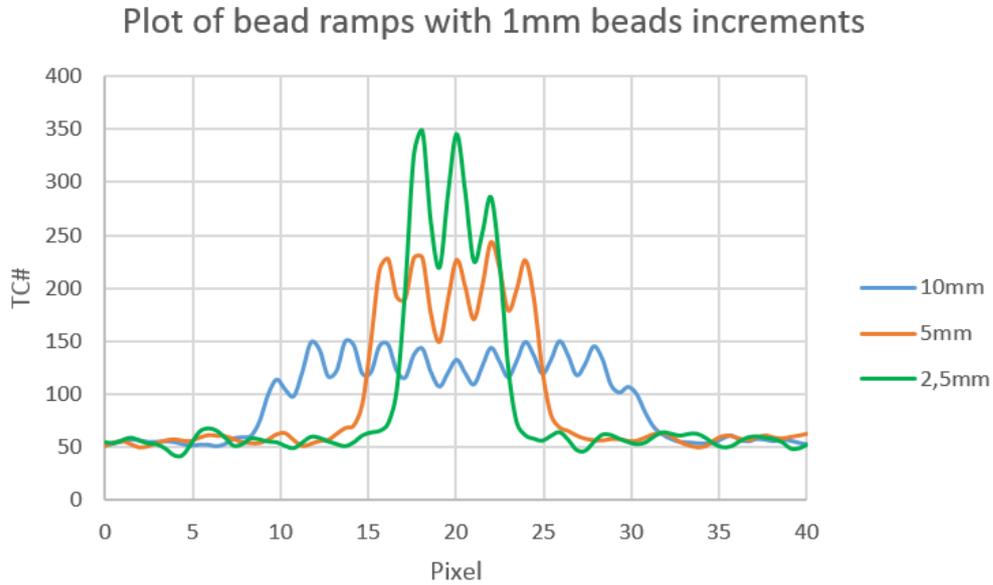


Figura 4.9: Profilo lungo le rampe nelle immagini con spessori diversi.

Acquisizione	Spessore strato (mm)	ImageJ (mm)	ImageOwl (mm)
Axial	0,625	0,750	0,727
Axial	1,25	1,25	1,29
Axial	2,50	3,00	2,47
Axial	5,00	5,00	4,73
Axial	10,00	9,00	9,82
Helix P=0.6	2,00	-	2,15
Helix P=0.8	2,00	-	1,99
Helix P=1	2,00	-	2,06

Tabella 4.3: Spessori di strato acquisiti in modalità assiale e spirale, confrontati con i valori misurati con ImageJ e ImageOwl a partire dall'immagine dell'insero CTP591.

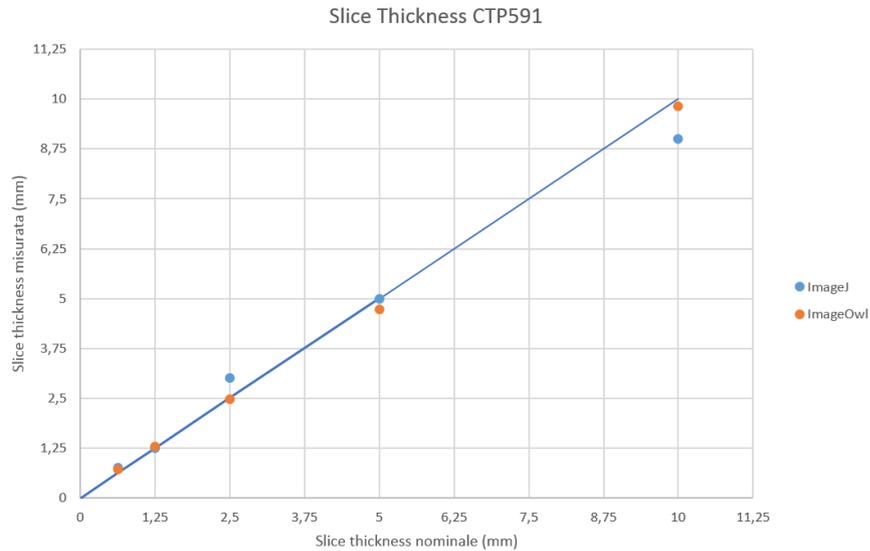


Figura 4.10: Valori di spessori di strato misurati manualmente e automaticamente, confrontati con i valori effettivi.

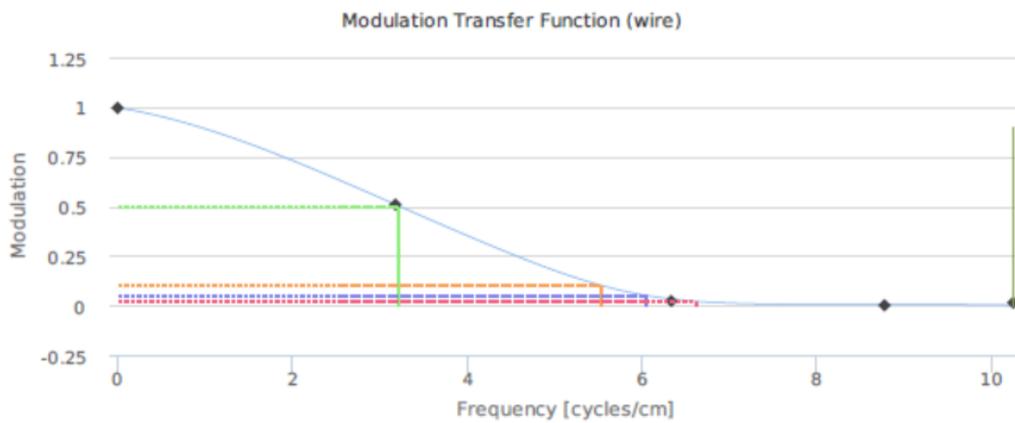


Figura 4.11: Esempio di una curva MTF ottenuta considerando il filo di tungsteno. Vengono segnati i punti corrispondenti alla trasformata di Fourier della LSF, le frequenze critiche e la frequenza di Nyquist, ossia il punto in cui l'oggetto non può essere risolto

sui vari strati considerando i due puntini di diverso diametro e il filo di tungsteno. I risultati vengono riportati in tabella (4.4).

Tungsten wire (50 μ)			Upper bead (0.18mm)			Lower bead (0.28mm)		
50%	10%	2%	50%	10%	2%	50%	10%	2%
3.21	5.52	6.58	3.30	5.63	6.69	3.31	5.67	6.66
2.53	4.34	5.14	2.51	4.35	5.14	2.62	4.54	5.40

Tabella 4.4: Risoluzioni spaziali in (cicli/cm) ottenute dalla curva della MTF al 50%, 10% e 2% dei due punti e del filo di tungsteno nel modulo CTP591. I valori della prima riga corrispondono al valore medio delle acquisizioni ottenute in modalità assiale al variare dello spessore, mentre la seconda riga corrisponde ai valori medi ottenuti in modalità spirale con pitch diversi.

Si osserva che i valori di MTF ottenuti a partire dai puntini individuali e dal filo di tungsteno sono confrontabili. Considerando la modulazione in acquisizione spirale, si nota che questa è minore rispetto a quella ottenuta in modalità assiale, fino ad una differenza di circa 1.5 cicli/cm al 2%. Questo risultato evidenzia il fatto che un'acquisizione spirale, rispetto ad una assiale, provoca un peggioramento della risoluzione spaziale.

4.1.3 CTP528

Le immagini dell'insero CTP528 per la valutazione della MTF sono state acquisite in modalità assiale con tre diversi spessori di strato, 0.625mm, 2.5mm e 10mm e in modalità elicoidale con uno spessore di 2mm e valori di *pitch* variabili.

Test di risoluzione

Le misure sono state effettuate manualmente con il software ImageJ sulle immagini ottenute con diversi spessori di strato e diversi valori di *pitch*. Come illustrato precedentemente, si sono selezionate varie ROI comprendenti

i pattern con diverse frequenze spaziali per la determinazione della curva di modulazione (Fig.4.12).

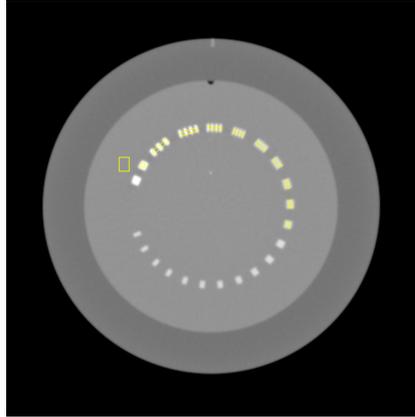


Figura 4.12: Esempio di ROI selezionate all'interno dell'inserto CTP528 per la misura della curva di modulazione.

La misura sperimentale della MTF nell'inserto con fenditure a diversa frequenza dà come risultato il grafico (Fig.4.13).

Dal risultato si evince, come già osservato nel modulo precedente, che la capacità di risoluzione spaziale in acquisizioni spirali rispetto a quelle assiali è minore; in questo caso infatti la massima risoluzione è di 4 coppie di linee per centimetro, contro le 7 dell'acquisizione assiale.

4.1.4 CTP515

L'acquisizione del modulo CTP515 per la valutazione della risoluzione a basso contrasto è stata effettuata mantenendo i parametri fissi e modificando i valori della tensione del tubo come illustrato nel paragrafo (3.3.1). Le ROI sono state selezionate considerando l'inserto di diametro maggiore con contrasto all'1% (Fig.4.14).

Dai risultati ottenuti per la valutazione del contrasto e del rapporto contrasto rumore nel modulo CTP515 si osserva che all'aumentare dei kV il contrasto diminuisce in quanto vi è una minore attenuazione del fascio (Fig.4.15).

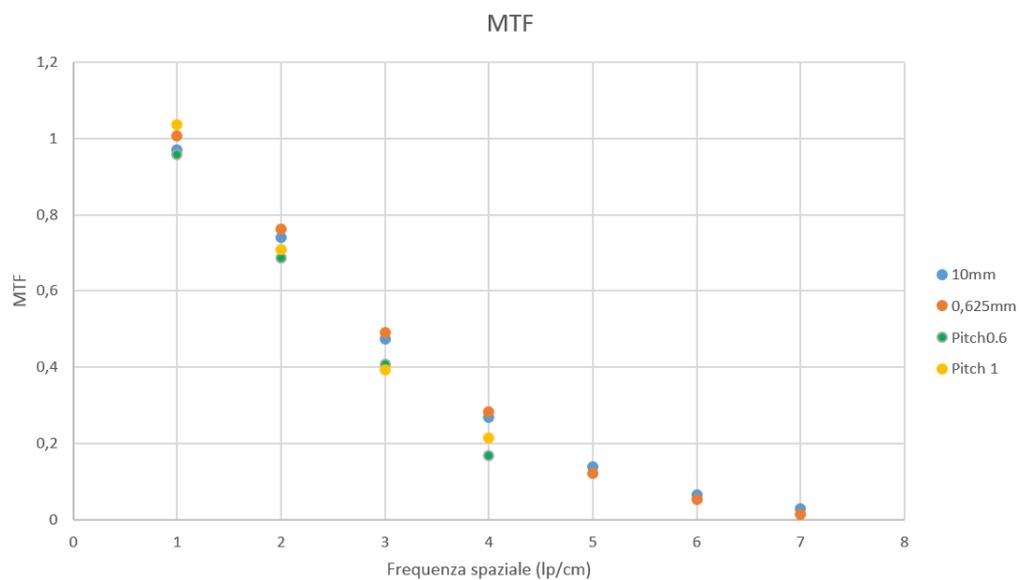


Figura 4.13: Curva MTF ottenuta dall'inserto CTP528 a diversi spessori e diversi valori di pitch.

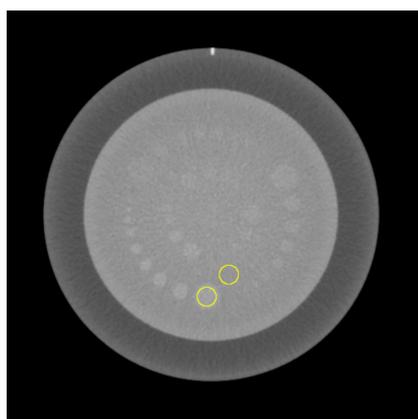


Figura 4.14: Esempio di ROI selezionate all'interno del modulo CTP515 per la valutazione della risoluzione a basso contrasto.

Questo però provoca anche la diminuzione del rumore. Considerando entrambi i parametri per la valutazione della qualità dell'immagine, si ottiene il rapporto contrasto rumore CNR che a parità degli altri parametri aumenta all'aumentare della tensione del tubo.

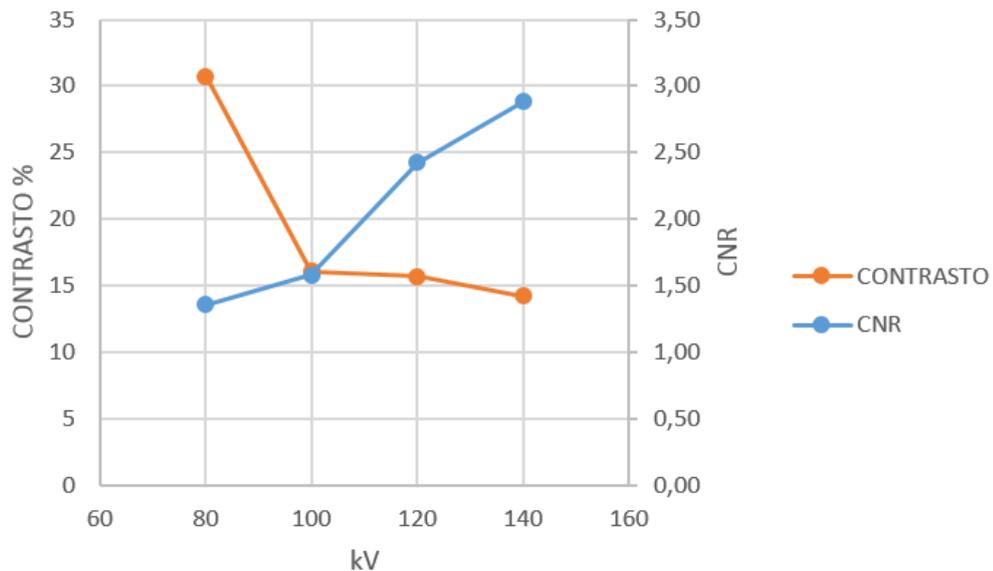


Figura 4.15: Andamento del contrasto e del CNR in funzione dei kV. I valori sono ottenuti a partire dall'inserito CTP515 per la valutazione della risoluzione a basso contrasto.

4.1.5 CTP486

Per la valutazione del rumore e dell'uniformità dell'immagine di questo inserto si è utilizzato unicamente il software ImageJ, in quanto con ImageOwl le selezioni automatiche delle ROI periferiche non sono sufficientemente lontane dal bordo ed i valori dei numeri TC medi e delle deviazioni standard non sono quindi attendibili (Fig.4.16).

Sono state acquisite immagini a diversi spessori di strato, kV, mAs e pitch. Si riportano nelle tabelle (4.5) i valori impostati per le diverse misure.

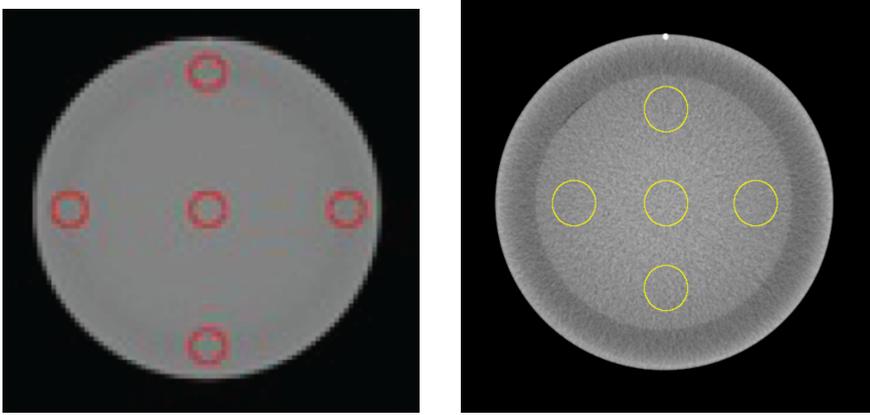


Figura 4.16: ROI selezionate nell'inserto CTP486 manualmente e con il software ImageOwl. Essendo queste troppo vicine al bordo, rendono inutilizzabili i risultati ottenuti automaticamente.

Acquisizione numero	1	2	3	4	5	6	7	8
Slice Thickness(mm)	10	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5
kV	120	120	120	120	120	80	100	140
mAs	200	200	100	400	600	200	200	200
Acquisizione numero	9	10	11					
Slice Thickness(mm)	2	2	2					
kV	120	120	120					
mAs	200	200	200					
Pitch	0.6	0.8	1					

Tabella 4.5: Parametri impostati nell'acquisizione del modulo CTP486 per la valutazione del rumore e dell'uniformità dell'immagine a diversi spessori di strato, kV, mAs e pitch.

I valori ottenuti a partire dalle ROI selezionate sono riportati in tabella (Tab.4.6).

Acquisizione n°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Mean	6,0	6,3	6,1	6,3	6,1	-22,8	-4,4	14,2	13,4	13,2	13,5
SD	2,8	5,6	7,8	3,8	3,3	10,4	6,9	4,5	3,8	3,9	3,9

Tabella 4.6: Valore medio e deviazione standard. I valori riportati corrispondono alla media fra tutte le ROI dell'immagine.

I confronti che vengono fatti considerando le varie acquisizioni sono descritti qui di seguito. Si considera innanzitutto l'andamento di rumore e numero TC medio al variare dello spessore di strato nelle acquisizioni 1 e 2 (Fig.4.17). A spessori maggiori il rumore diminuisce in quanto vi è un maggiore campionamento rispetto a spessori più piccoli.

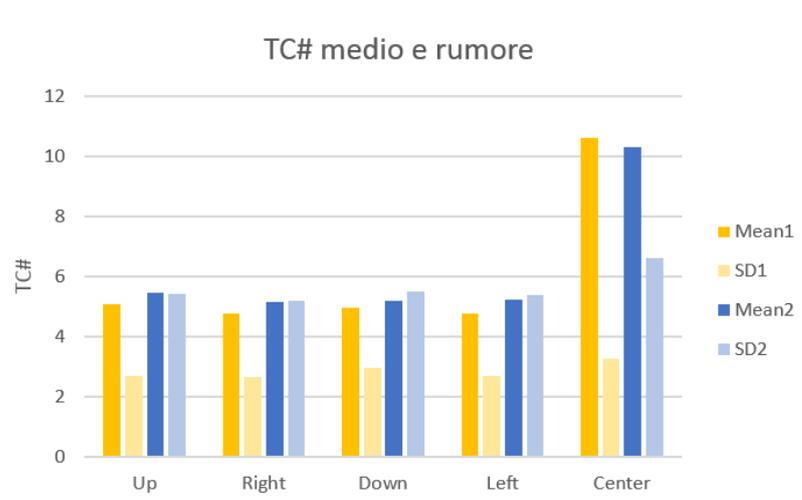


Figura 4.17: Valori dei numeri TC medi e della deviazione standard misurata delle 5 ROI selezionate nell'insero CTP486 al variare dello spessore. Acquisizione 1 e 2 (10mm e 2.5mm).

Si è inoltre valutato il rumore al variare dei kV, dei mAs e del *pitch*. Si osserva innanzitutto che quest'ultimo non incide sul rumore. Riducendo

invece i kV il rumore aumenta, provocando un peggioramento della qualità dell'immagine (Fig.4.18). La riduzione dovrebbe quindi essere compensata da un'aumento dei mAs. A valori di corrente maggiori si ha una diminuzione del rumore con conseguente aumento del rapporto segnale rumore (SRN) (Fig.4.19). Considerando una riduzione dei mAs del 50%, l'aumento del rumore risulta di circa il 40%, variando questo con $1/\sqrt{mAs}$. Questa riduzione può essere accettata o meno a seconda dell'applicazione clinica.

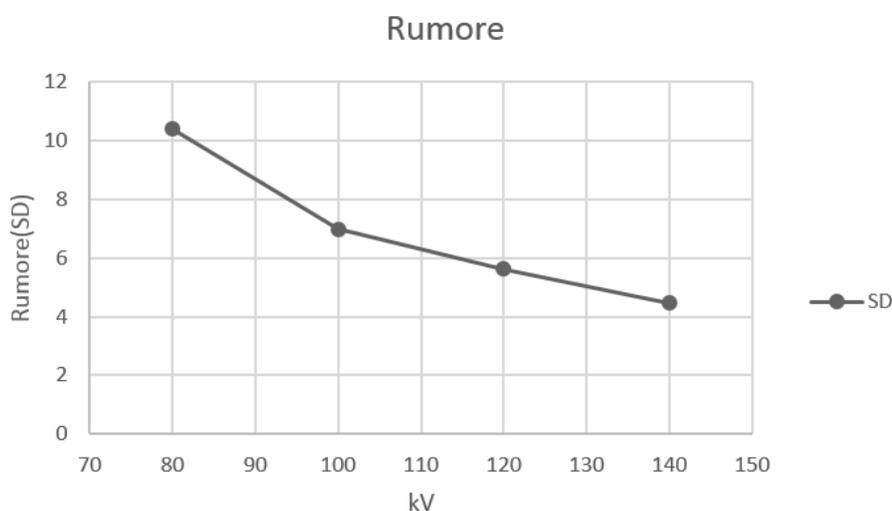


Figura 4.18: Andamento del rumore in funzione dei kV.

Si valuta nel paragrafo successivo come varia la dose in funzione dei parametri impostati, in quanto l'obiettivo principale è quello di ottenere una immagine utile clinicamente, cercando di ridurre la quantità di dose al paziente. Questo viene fatto bilanciando i vari parametri che influenzano queste grandezze.

4.2 Dosimetria

Per lo studio dosimetrico della macchina si è innanzitutto misurato il CTDI nei phantom di PMMA utilizzando la camera a ionizzazione in un'ac-

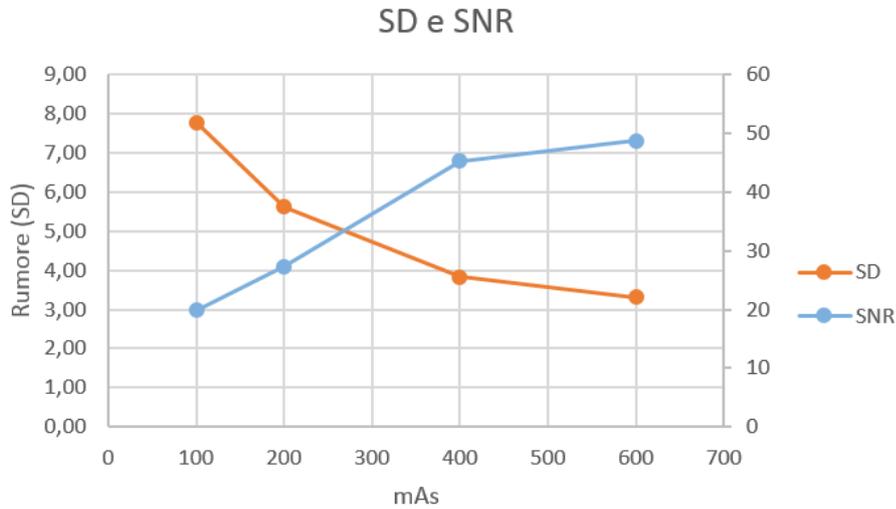


Figura 4.19: Andamento del rumore e del rapporto segnale rumore in funzione dei mAs.

quisizione assiale, come illustrato precedentemente. I parametri impostati ed i risultati ottenuti sono riportati in tabella (4.7).

Posizione dosimetro	$CTDI_{100}$ (mGy)			
	80kV	100kV	120kV	140kV
$HEAD_{center}$	3,5	7,3	12,2	18,0
$HEAD_{periph.}$	4,4	8,4	13,7	21,1
$BODY_{center}$	1,0	2,4	4,1	6,3
$BODY_{periph.}$	2,4	5,1	8,3	12,5

Tabella 4.7: Misure di CTDI con camera a ionizzazione in phantom di 16cm e 32cm di diametro. I valori sono ottenuti mantenendo fissi i vari parametri e variando i kV.

Dai risultati ottenuti si osserva che l'indice di dose è maggiore nel fantoccio *head* rispetto a quello *body*; vi è infatti una minore attenuazione della radiazione nel fantoccio di diametro minore che causa una dose circa tripla al centro.

Si nota inoltre che la differenza di dose fra la zona superficiale dei phantom ed il loro centro varia tra il 10% e il 20% nel fantoccio HEAD ed arriva ad una variazione del 50% nel fantoccio BODY.

Una volta ottenuti i valori di CTDI nella zona centrale e periferica dei phantom è possibile calcolare il CTDI pesato. Si riportano i valori in tabella (Tab.4.8), confrontandoli con i valori stimati dalla macchina che appaiono sullo schermo al momento dell'impostazione dei parametri.

	$CTDI_w$			
	80kV	100kV	120kV	140kV
$HEAD_{mis.}$	4,1	8,0	13,2	20,1
$HEAD_{calc.}$	4,0	8,2	13,4	19,6
$BODY_{mis.}$	2,0	4,2	6,9	10,4
$BODY_{calc.}$	2,0	4,1	6,9	10,1

Tabella 4.8: $CTDI_w$ misurato a partire dai valori ottenuti con la camera a ionizzazione nel centro e nella zona periferica dei phantom. Si riportano anche i valori calcolati dalla macchina e visualizzati sullo schermo al momento dell'acquisizione.

Dai valori del CTDI pesato si osserva come la riduzione di kV da 140 a 80 kV porti ad una diminuzione di dose dell'80% e come l'andamento tra dose e kV non sia lineare (Fig.4.20).

Come verificato nel paragrafo precedente, la diminuzione dei kV causa un'aumento del rumore. Quindi nel diminuire i kV bisognerebbe aumentare la corrente in termini di mAs; questa ha una relazione lineare con la dose a parità degli altri parametri, quindi diminuendo i mAs del 50%, la dose subisce la stessa riduzione.

Valutando le differenze di valori ottenuti misurando il CTDI con la camera a ionizzazione ed i valori calcolati dalla macchina che compaiono sullo schermo, si osserva che queste, se non coincidono come nel caso del CTDI nel fantoccio body a 80 e 120 kV, rientrano in una variazione del 3% (Fig.4.21). La tolleranza raccomandata dall'IAEA nel confronto fra CTDI misurato e

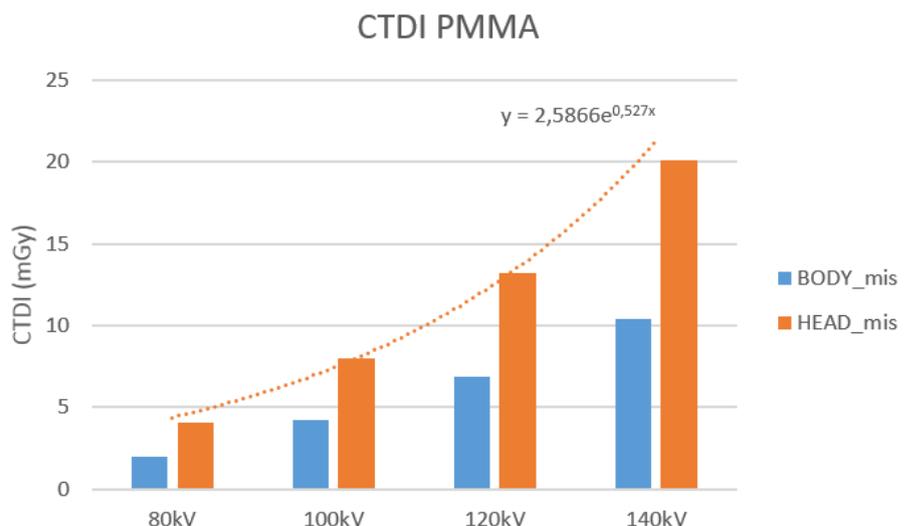


Figura 4.20: Andamento del CTDI misurato nei phantom PMMA testa e corpo a diversi valori di potenziale.

CTDI sullo schermo è del $\pm 20\%$, per cui i risultati ottenuti sono accettabili.

Una volta verificata l'attendibilità dei valori di dose stimati dalla macchina, si sono presi in considerazione i protocolli del tomografo per vari studi clinici (Tab.4.9) e si sono confrontati con i valori trovati in letteratura [7]. Si sottolinea il fatto che il confronto viene fatto con valori ottenuti da studi effettuati dopo il 2000, in cui si considerano sia TC singolo strato che multistrato, con diversi parametri di scansione. Per effettuare questo confronto, si è calcolata la dose efficace a partire dal DLP utilizzando i fattori di conversione, come illustrato nel capitolo precedente (Tab.3.3). I risultati sono riportati in tabella (4.10).

I risultati ottenuti sono confrontati con i valori medi raccolti in letteratura ed i valori di riferimento, Diagnostic Reference Levels (DRLs) espressi in termini di dose efficace, dettati dalle raccomandazioni riguardanti gli standard raggiungibili per una ottimizzazione in TC della Commissione Europea e della Gran Bretagna (Fig.4.22).

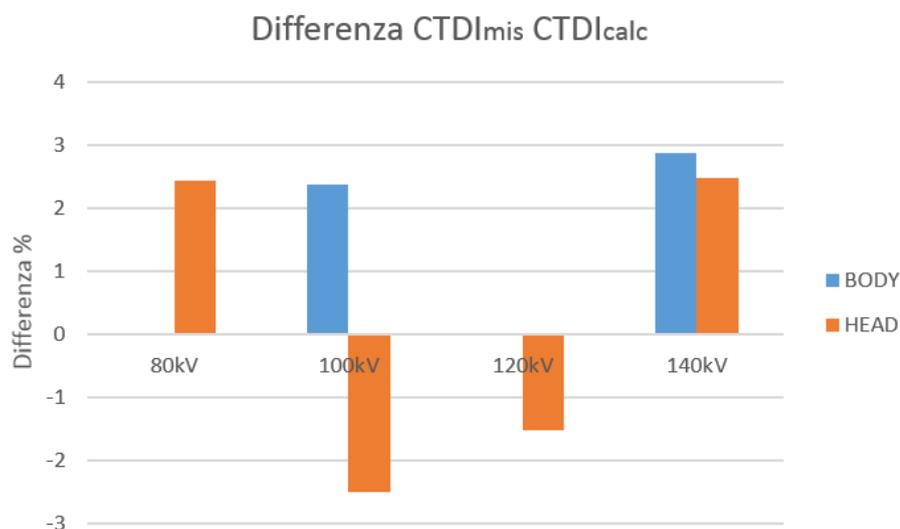


Figura 4.21: Andamento del CTDI misurato nei phantom PMMA testa e corpo a diversi valori di potenziale.

Protocollo	kV	mAs	Pitch	Collim.(mm)	CTDI [mGy]	DLP[mGy-cm]
ENCEFALO	120	300	0,39	64x0,625	71,2	1375,1
TORACE	120	300	0,899	128x0,625	12,4	550,5
TORACE HR NEW	120	300	0.856	128x0,625	9,3	384,4
ADDOME MEDIUM	120	300	0,899	128x0,625	17,9	883,7

Tabella 4.9: Parametri di alcuni protocolli del tomografo Philips con corrispondenti indici di dose. La differenza fra il protocollo torace e quello torace HR consiste nel diverso filtro di ricostruzione

Regione	Dose efficace (mSv)
Encefalo	2,9
Torace	7,7
Addome	13,3

Tabella 4.10: Risultati di dose efficace misurata a partire dai DLP moltiplicati per i fattori peso per varie regioni del corpo.

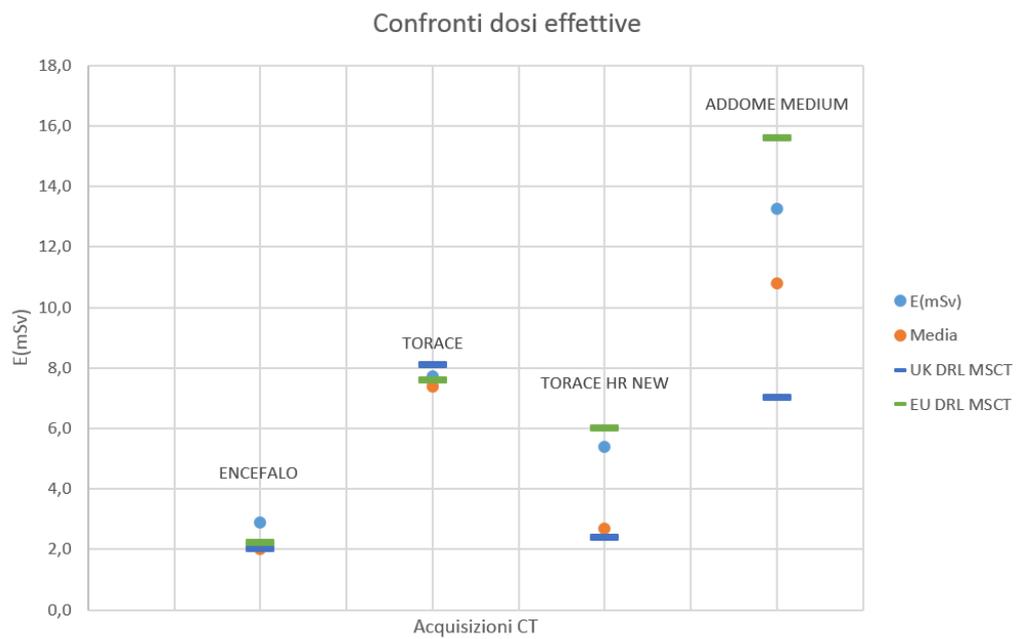


Figura 4.22: In figura si riportano i valori di dose efficace misurati per i protocolli del tomografo Philips Brilliance iCT, confrontati con i valori medi ottenuti dalla letteratura e con i DRLs della Commissione Europea e UK per i MSCT.

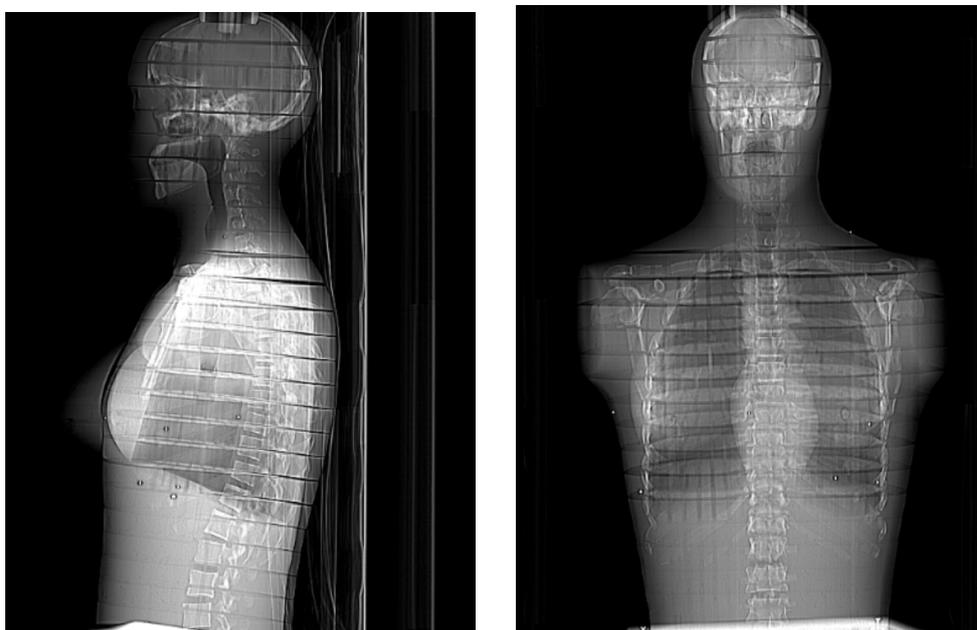


Figura 4.23: Scanogramma del fantoccio Rando.

Osservando i risultati si nota che in generale i valori di dose efficace misurati a partire dai protocolli del tomografo Philips Brilliance iCT sono superiori alla media. Come precedentemente sottolineato, nel confronto con la letteratura il valore medio è ottenuto considerando varie tipologie di scanner, sia multistrato che singolo strato.

Il risultato sottolinea il fatto che la TC multistrato ha molti vantaggi clinici ma tende ad impartire una dose elevata al paziente a meno che i fattori siano ottimizzati. I protocolli impostati nella macchina possono quindi essere modificati per ottenere una riduzione di dose senza perdita di qualità diagnostica.

A questo punto, come metodo alternativo alla misura del CTDI, si valuta la dose organo in un approccio diretto usando dosimetri a termoluminescenza inseriti in un phantom RANDO (Fig.4.23). A differenza del CTDI che integra la dose su un certo spazio, con l'uso dei TLD è stato possibile misurare valori dosimetrici in un punto specifico del volume di indagine.

I risultati ottenuti dai TLD rappresentano la dose equivalente espressa

in mSv. Il valore di ogni dosimetro è stato moltiplicato per il fattore peso corrispondente a ciascun organo e riportato in tabella (Tab.4.11) insieme ai risultati.

Organo	w_T	$w_T \cdot H_t$ (mSv)
Polmone	0,12	1,86
Stomaco	0,12	1,77
Mammella	0,12	1,22
Mucosa orale	0,12	1,65
Esofago	0,04	0,83
Tiroide	0,04	1,5
Encefalo	0,01	0,44
Ghiandole salivari	0,01	0,12

Tabella 4.11: Fattori peso di alcuni organi per il calcolo della dose organo ricavata a partire dalle misure dei dosimetri a termoluminescenza.

Valutando lo studio dosimetrico effettuato, si può osservare che i valori di dose efficace ricavati per il torace sono notevolmente maggiori rispetto ai valori di dose per l'acquisizione dell'encefalo, nonostante i valori di CTDI per il protocollo encefalo siano maggiori. Questo è dovuto al fatto che in quest'ultimo caso sono irradiati meno organi radiosensibili. Bisogna quindi prestare attenzione quando si considera il valore di CTDI che compare sullo schermo della macchina, in quanto non tiene conto del danno biologico.

Capitolo 5

Conclusioni

In questo lavoro di tesi sono state studiate le caratteristiche di un tomografo Philips Brilliance iCT 256 slice. Tramite fantocci appositi si sono misurate alcune grandezze dosimetriche e di qualità immagine, dimostrando che rientrano nei limiti dettati da linee guida per l'ottimizzazione della diagnostica TC. Si sono inoltre studiate le variazioni di queste grandezze in funzione dei parametri tipici dello strumento.

Particolarmente significative nella valutazione di un'acquisizione sono la risoluzione spaziale, la risoluzione a basso contrasto ed il rumore. Si è osservato come le acquisizioni spirali rispetto a quelle assiali peggiorino la risoluzione spaziale trasversale. Nella valutazione a basso contrasto si è dimostrato come l'aumento della tensione del tubo radiogeno provochi una diminuzione di contrasto, la quale è però compensata da una diminuzione di rumore. Il rumore è anche influenzato dallo spessore di strato; all'aumentare di quest'ultimo, il rumore diminuisce. Per quanto riguarda la corrente del tubo, essa incide sul rumore in maniera inversamente proporzionale.

Si è quindi evidenziato quanto sia complessa l'ottimizzazione dei protocolli a causa delle diverse ponderazioni dei parametri di acquisizione, che vanno ad influenzare sia la dose, sia la qualità dell'immagine.

Il lavoro svolto è quindi un preambolo per la creazione di nuovi protocolli volti a ridurre le dosi al paziente negli esami di tomografia computerizzata.

Bibliografia

- [1] O.Rampado. AIFM2013. Valutazione e ottimizzazione della dose al paziente nelle procedure di tc: stato dell'arte.
- [2] SM Akbari, MR Ay, H Ghadiri, H Zaidi, et al. Experimental measurement of modulation transfer function (mtf) in five commercial ct scanners. In *XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2010*, pages 351–354. Springer, 2010.
- [3] John A Bauhs, Thomas J Vrieze, Andrew N Primak, Michael R Bruesewitz, and Cynthia H McCollough. Ct dosimetry: Comparison of measurement techniques and devices 1. *Radiographics*, 28(1):245–253, 2008.
- [4] G Breiki, Y Abbas, M EL-Ashry, and H Diyab. Evaluation of radiation dose and image quality for patients undergoing computed tomography (ct) examinations. 2009.
- [5] Jerrold T Bushberg and John M Boone. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [6] DR Dance, S Christofides, ADA Maidment, ID McLean, and KH Ng. Diagnostic radiology physics.
- [7] E Dougeni, K Faulkner, and G Panayiotakis. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric ct scanning. *European journal of radiology*, 81(4):e665–e683, 2012.

-
- [8] Anna Radice et al. Dosimetric evaluation of a 256-slice computed tomography scanner.
- [9] EC European Commission. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities. 2001. Referral guidelines for imaging. radiation protection 118.
- [10] DJ Goodenough. Catphan 500 and 600 manual, 2004.
- [11] 2012 International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for computed tomography : diagnostic and therapy applications.
- [12] KA Jessen, PC Shrimpton, J Geleijns, W Panzer, and G Tosi. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. *Applied Radiation and isotopes*, 50(1):165–172, 1999.
- [13] Claire McCann and Hamideh Alasti. Comparative evaluation of image quality from three ct simulation scanners. *Journal of applied clinical medical physics/American College of Medical Physics*, 5(4):55–70, 2003.
- [14] AAPM Report N.31. Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures.
- [15] Report AIFM N.4. Tomografia computerizzata: descrizione e misura dei parametri caratteristici. 2007.
- [16] AAPM Report N.96. The measurement, reporting, and management of radiation dose in ct.
- [17] Hans Dieter Nagel. Ct parameters that influence the radiation dose. In *Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography*, pages 51–79. Springer, 2007.
- [18] Philips. The brilliance ict and dosewise strategies.

-
- [19] Ernest M Scalzetti, Walter Huda, Shashank Bhatt, and Kent M Ogden. A method to obtain mean organ doses in a rando phantom. *Health physics*, 95(2):241–244, 2008.
- [20] Stefan Ulzheimer and Thomas Flohr. Multislice ct: current technology and future developments. In *Multislice CT*, pages 3–23. Springer, 2009.
- [21] J Valentin. Appendix a. reference dose quantities for computed tomography. *Annals of the ICRP*, 30(4):41–42, 2000.
- [22] Francis Zarb, Louise Rainford, and Mark F McEntee. Developing optimized ct scan protocols: phantom measurements of image quality. *Radiography*, 17(2):109–114, 2011.