



**UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE**  
**Facoltà di Medicina e Chirurgia**

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

Tesi di Laurea:

**Valutazione dell'Overcanning**  
**in TC Dual Source e 256 strati**

Candidato:  
Noemi Nucera

Relatore:  
Prof. Alberto Mari

Correlatore:  
Prof. Luigi La Riccia

*Anno Accademico 2018-2019*



# INDICE

<b>INTRODUZIONE</b> .....	5
<b>I TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA</b> .....	6
1.1 NASCITA DELLA TC.....	6
1.2 PRINCIPI GENERALI .....	8
<b>II SCANNER TC</b> .....	10
2.1 TC SEQUEZIALE .....	10
2.2 TC SPIRALE .....	11
2.3 TC MULTISTRATO.....	13
2.4 TC REVOLUTION .....	15
2.5 TC DUAL SOURCE SOMATOM FORCE.....	17
<b>III DOSE IN TC</b> .....	20
3.1 PRINCIPI E GRANDEZZE DOSIMETRICHE .....	20
3.2 OVERSCANNING .....	22
3.3 METODI DI COLLIMAZIONE ATTIVA .....	26

<b>IV MATERIALI E METODI</b> .....	28
4.1 GAFCHROMIC .....	28
4.2 FANTOCCIO ANTROPOMORFO E TLD RODS .....	29
4.3 FANTOCCI PER MISURE ALL'ISOCENTRO .....	30
4.4 ACQUISIZIONI TC REVOLUTION E TC FORCE .....	31
4.5 ACQUISIZIONI ALL'ISOCENTRO .....	38
<b>V RISULTATI</b> .....	41
5.1 TC REVOLUTION .....	42
5.1.1 ARIA/FANTOCCIO CTDI .....	42
5.1.2 FANTOCCIO ANTROPOMORFO .....	48
5.2 TC FORCE.....	55
5.2.1 ARIA/FANTOCCIO CTDI .....	55
5.2.2 FANTOCCIO ANTROPOMORFO .....	58
5.3 DOSIMETRIA .....	63
<b>DISCUSSIONE E CONCLUSIONI</b> .....	64
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	66

## INTRODUZIONE

L'evoluzione tecnologica nel mondo delle TC che ha portato a sistemi multidetettore a 320 strati e a sistemi *Dual source* ha sicuramente consentito di aumentare la risoluzione temporale in un volume sempre più ampio fino a scendere a quasi 0.2 secondi di risoluzione su almeno 15 cm di scansione all'isocentro.

Queste evoluzioni hanno quindi consentito di poter finalmente eseguire esami TC cardiologici con la garanzia di ridotti artefatti da movimento e un'adeguata copertura geometrica.

Le due apparecchiature recentemente installate presso l'AOU Ospedali Riuniti di Ancona, impiegano i due differenti approcci indicati sopra. Come indicato in letteratura questi due approcci portano all'estremo alcuni aspetti caratteristici delle acquisizioni assiali e spirali ovvero l'*Overbeaming* e l'*Overscanning*.

Lo scopo di questo lavoro di tesi è appunto quello di andare a valutare su tecnologie così complesse la quantità di radiazione erogata ma non impiegata per produrre immagini andando ad effettuare una valutazione puntuale su tutte le modalità di acquisizione consentite per ciascuna tecnologia ed effettuando dei confronti ove possibile.

# I TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

## 1.1 NASCITA DELLA TC

La tomografia computerizzata (TC) è una tecnica di diagnostica per immagini che, sfruttando una sorgente radiogena rotante attorno all'asse longitudinale del corpo, fornisce immagini tomografiche (strati corporei di spessore variabile) con possibilità di ricostruzioni tridimensionali, superando la bidimensionalità limitante della radiologia convenzionale.

Qui, tutto il volume irradiato, viene compresso lungo la direzione del fascio radiante su un'immagine 2D con conseguente sovrapposizione e schiacciamento delle strutture in un unico piano e rappresentazione di un'immagine additiva dei tessuti corporei attraversati.

Per questo, la tecnica tomografica, risulta necessaria per ottenere immagini definite, dettagliate, quantitativamente e qualitativamente superiori.

Le idee alla base del funzionamento della tomografia risalgono alla prima metà del novecento, quando *A.E.M. Bocage* pensò ad una tecnica stratigrafica che permetteva di visualizzare una struttura sfocando tutto ciò che si trovava al di sopra e al di sotto del piano d'interesse su cui essa giaceva.

Nel 1917 il matematico *Johann Radon*, teorizzò, tramite l'introduzione della trasformata e dell'antitrasformata di Radon, la possibilità di ricostruire immagini bidimensionali di un oggetto a partire da sue diverse proiezioni.

Avendo un numero infinito di proiezioni monodimensionali di un oggetto, fatte da un numero infinito di angoli diversi, secondo *Radon* si poteva ottenere una ricostruzione perfetta dell'oggetto originale.

Le prime applicazioni nel mondo della medicina, furono effettuate dal fisico *A.M. Cormack* quando, tra il 1957 e il 1963 operando in campo medico nucleare per aumentare l'accuratezza

del trattamento, diede un contributo essenziale allo sviluppo della tomografia creando un metodo di calcolo della distribuzione della radiazione assorbita basato sulla trasmissione delle misurazioni.

Nel 1972 però, grazie al lavoro dell'ingegnere inglese *Godfrey N. Hounsfield*, oggi riconosciuto come l'inventore della tomografia computerizzata, si fece un ulteriore passo avanti in medicina con la produzione della prima immagine tomografica grazie al primo scanner TC per uso clinico da egli stesso sviluppato nel 1967.

Ignaro degli studi dei suoi predecessori, anche *Hounsfield* comprese che, effettuando molte proiezioni radiografiche di un corpo da diverse angolazioni, è possibile ottenere un'immagine della sua struttura interna.

Dagli anni '70 in poi ci fu un crescente e rapido sviluppo tecnologico dei tomografi dal punto di vista delle prestazioni, delle caratteristiche e delle applicazioni, passando per diverse generazioni fino ad arrivare nei tempi odierni a delle TC estremamente complesse, rapide, con notevole riduzione di dose e con possibilità di utilizzo in un ampio range di esami radiologici.

## 1.2 PRINCIPI GENERALI

La tomografia computerizzata sfrutta un complesso rotante tubo-detettore per la produzione e la ricezione di un sottile fascio di raggi X che attraversa il corpo del paziente, posizionato su un apposito lettino lungo l'asse di rotazione del complesso stesso, alloggiato in una struttura a forma di anello (*gantry*).

Nelle varie rotazioni e in relazione alle differenti posizioni angolari del tubo, le attenuazioni dei fotoni parzialmente assorbiti dai tessuti del paziente, a diversa densità e composizione chimica, vengono misurate da un'*Array* di detettori, con funzione di rilevazione; essi raccolgono la radiazione secondaria convertendola in impulsi elettrici successivamente digitalizzati ed elaborati dall'hardware dello scanner tramite un algoritmo matematico di ricostruzione che fornisce immagini tomografiche su una matrice numerica delle strutture incontrate.

L'unità fondamentale e unitaria dell'immagine è il *pixel* (*picture element*), a cui viene associato un valore dipendente dal coefficiente di attenuazione lineare del tessuto in quel punto della sezione; avendo essa un determinato spessore, ad ogni *pixel* corrisponde un volume di tessuto chiamato *voxel* (*volume element*).

A ciascuno di essi viene assegnato un valore pari alla media delle attenuazioni incontrate, trasformato poi proporzionalmente in valore di tonalità di grigio, prendendo il nome di numero TC o Unità *Hounsfield*, calcolato come segue:

$$\text{Numero TC} = (\mu_t - \mu_w / \mu_w) K$$

$\mu_t$  e  $\mu_w$  indicano rispettivamente i coefficienti di attenuazione lineare del tessuto e dell'acqua mentre  $K$  rappresenta un fattore di scala che determina il livello di contrasto (solitamente pari a 1000).

I numeri TC dei tessuti, sono direttamente proporzionali al coefficiente di attenuazione lineare e vengono calcolati usando come riferimento l'attenuazione dell'acqua.

Nella scala di *Hounsfield* saranno dunque rappresentati i valori di tessuti sopra o sotto idrici, con densità cioè superiore o inferiore a quella dell'acqua che è pari a 0.

L'occhio umano ha una capacità di differenziazione dei livelli di grigio piuttosto limitata per questo si tende a ridurre i valori entro un intervallo specifico, determinato da una finestra di visualizzazione *Window*, la cui ampiezza *Window Width* è uguale al numero dei coefficienti densitometrici di interesse e il cui livello *Window Level* rappresenta il centro (parametri modificabili entrambi a piacimento).

## II SCANNER TC

### 2.1 TC SEQUEZIALE

Nei tomografi di prima e seconda generazione viene prodotto un fascio estremamente collimato, rilevato da un numero esiguo di detettori ed erogato tramite una modalità detta sequenziale o *step-and-shoot*; il tubo esegue una rotazione intorno al paziente per 360° raccogliendo tutte le informazioni dalle diverse proiezioni (incrementi angolari di 1° per gli *scanner* di prima generazione e di 5° per quelli di seconda) mentre il lettino porta paziente rimane nella stessa posizione. Dopo la prima rotazione, il lettino esegue una traslazione in senso longitudinale, permettendo l'avvio della seconda rotazione per l'acquisizione dello strato successivo.

Tutto questo comporta però una produzione di immagini di bassa qualità e di tempi di scansione estremamente lunghi, con un conseguente aumento degli artefatti e della dose radiante.

Nell'evoluzione tecnologica sono state perciò elaborate delle soluzioni che riducessero i tempi di acquisizione delle immagini e che aumentassero il numero di rivelatori per sezione.

Così, verso la metà degli anni Ottanta, furono messi a punto sistemi di contatti striscianti o *Slip Rings*, anelli di materiale conduttore disposti lungo la circonferenza del *gantry*, tramite i quali la corrente di alimentazione può essere trasmessa al tubo radiogeno.

Questo sistema è presente negli *scanner* di terza generazione, con archi anche di 300-800 rivelatori e con produzione di fasci a ventaglio di 30°-50° di apertura, favorendone la diffusione.

## 2.2 TC SPIRALE

La tecnologia di trasmissione della corrente di alimentazione al tubo a contatti striscianti è fondamentale poiché rende possibile un'acquisizione dei dati continua detta spirale o volumetrica, in cui alla rotazione del sistema tubo-detettore viene associato il movimento del lettino, senza alcuna interruzione;

in questo modo, il volume acquisito è rappresentato non come una serie di strati indipendenti tra loro ma come un volume elicoidale, con lo svantaggio però dell'uso di un complesso algoritmo di interpolazione dei dati per estrarre immagini tomografiche da esso, a causa dell'inclinazione delle proiezioni secondo l'elica di scansione.

Inoltre, dovendo considerare e descrivere il movimento dell'intero complesso tubo-detettore in relazione alla posizione del tavolo, per le scansioni volumetriche viene introdotto il *Pitch Factor*, un parametro di acquisizione, definito come:

$$P = vt / s$$

Esso esprime il "passo dell'elica", in cui  $v$  rappresenta la velocità di avanzamento del lettino,  $t$  il tempo di rotazione del sistema tubo-detettore ed  $s$  lo spessore nominale di strato o collimazione del fascio. Un *Pitch* pari a 1 indica che lo spostamento del lettino è equivalente alla dimensione di collimazione.

Valori elevati di *Pitch* ( $>1$ ) comportano problematiche quali sotto campionamento del volume e perdita di risoluzione spaziale sia sul piano XY che lungo Z, l'asse longitudinale del paziente, a causa di un maggior distanziamento tra le spirali dell'elica; allo stesso tempo però, permettono un'importante riduzione dei tempi di scansione e della dose erogata.

Valori ridotti di *Pitch* ( $<1$ ) intuitivamente comportano un sovra campionamento ovvero un incremento dei dati raccolti. Oltre ad esso, altri parametri rilevanti in TC sono:

- *tempo di scansione*: tempo necessario per acquisire un intero volume anatomico dipendente da fattori legati sia al paziente che all'operatore
- *velocità di rotazione del tubo*: tempo di rivoluzione del tubo compiendo un arco di 360°
- *velocità di spostamento del lettino*
- *collimazione*: ampiezza o apertura dei collimatori e dunque del fascio; nelle TC a singolo strato determina anche lo spessore di strato che nelle TCMS viene definito dall'apertura dei singoli canali del detettore
- *spessore di strato*: dimensione dello strato corporeo acquisito dipendente dalla dimensione dei detettori stessi che influisce sulla risoluzione spaziale lungo l'asse z quindi sulla qualità dell'immagine, sul tempo di elaborazione dei dati raccolti ed indirettamente sulla dose al paziente (più piccolo è lo strato più alto sarà il rumore che può essere ridotto solo con un aumento del numero dei fotoni bersaglio)
- *intervallo di strato*: distanza che intercorre tra il centro di un'immagine ricostruita e la successiva. Ridotti intervalli producono un aumento dell'*Overlapping* o embricatura degli strati con conseguente aumento di risoluzione per il numero maggiore di dati

## 2.3 TC MULTISTRATO

Un ulteriore miglioramento nella risoluzione temporale si è ottenuto con l'avvento dei sistemi TC spirali multistrato (TCMS) tutt'ora utilizzati e implementati.

Qui il fascio di raggi X è rilevato non da una ma da più file di detettori allineati lungo l'asse longitudinale del paziente, permettendo l'acquisizione di volumi più ampi in tempi molto brevi.

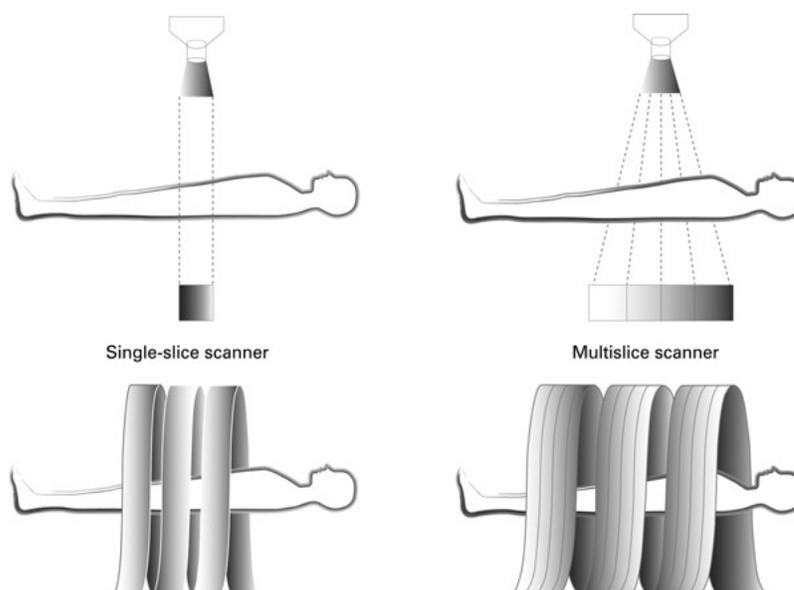


Figura 1: Dimostrazione delle due diverse tipologie di acquisizione.

Queste tipologie di TC consentono di ottenere simultaneamente informazioni da più strati adiacenti, con spessore anche inferiore al millimetro (figura 1).

I primi modelli prodotti presentano banchi di 8-16-32 rilevatori solitamente a matrice variabile, la cui dimensione decresce dalla periferia verso il centro; l'avanzamento della tecnologia ha permesso la diffusione di *scanner* a 64 strati (figura 2) e oltre (anche 256 in quelli più recenti) solitamente a matrice fissa, stessa dimensione per ogni rilevatore, con possibilità di ricostruzione retrospettiva a spessore variabile

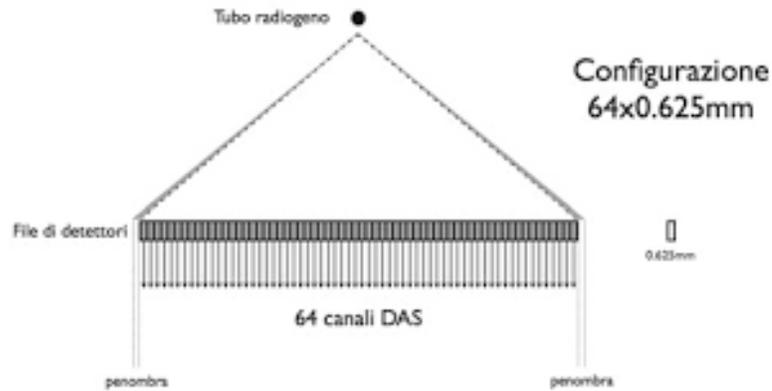


Figura 2: Rappresentazione di un sistema di rilevazione a 64 canali a matrice fissa di 0,625 mm

Questa tipologia di sistema, combinata alla modalità di acquisizione spirale, contribuisce ad un notevole aumento della copertura anatomica (elevato numero di dati raccolti a ogni singola rotazione), della risoluzione spaziale, della possibilità di utilizzare collimazioni del fascio maggiori, di acquisire distretti corporei soggetti a movimento senza artefatti e di effettuare esami angiografici ottimizzando la quantità di mezzo di contrasto somministrata.

Nella TC multistrato inoltre, è necessario rivalutare il concetto di *Pitch*, univoco per le TC spirali a singolo strato; esistono dunque due accezioni differenti:

- *Detector Pitch* ( $Pd = vt/d$ ) dove  $d$  rappresenta l'ampiezza del singolo detettore lungo l'asse longitudinale.
- *Beam Pitch* ( $Pb = vt/\sum_i d_i$ ) dove  $\sum_i d_i$  rappresenta la somma delle ampiezze di tutti i detettori lungo l'asse longitudinale o la collimazione del fascio

In TC mono strato, essendo lo spessore di strato uguale alla collimazione di detettore, il calcolo del  $Pd$  con configurazione del sistema di rilevazione a matrice variabile può essere complesso.

Per questo viene preso come riferimento il  $Pb$ , che nel caso di un sistema multistrato a matrice fissa è espresso come:

$$Pb = Pd/N$$

dove  $N$  rappresenta il numero di canali di rilevazione e  $d$  l'ampiezza di ognuno.

## 2.4 TC REVOLUTION



Figura 3: TC *Revolution* nella sala del pronto soccorso dell'AOU Ospedali Riuniti di Ancona

La TC *Revolution* è costituita da un tubo *Performix™ HDw*, con potenze fino a 103 kW per acquisizioni rapide supportando imaging normale e ad alta risoluzione, da un collimatore tridimensionale post-paziente e da un sistema di rilevazione *Gemstone detector clarity* (gemme garnet, fosforo e terre rare) ad ampia copertura che riduce effetti di diffusione, di indurimento del fascio e di artefatti in condizioni di basso segnale.

Il sistema di rilevazione è costituito da 512 sezioni da 256 file di detettori a 0,625 mm di spessore lungo l'asse Z potendo così fornire una copertura di 160 mm. Per entrambe le modalità di scansione, assiale ed elicoidale, il *range* dello spessore della sezione selezionabile che determina la dimensione delle immagini acquisite va da 0,625 a 5 mm permettendo di ottenere collimazioni da 5, 40, 80, 120, 140 e 160 mm a diversa combinazione.

Presenta un collimatore pre-paziente, a due lame controllate indipendentemente, tre filtri *Bowtie*, a farfalla, che conformano il fascio primario ottimizzano la dose e la qualità delle immagini. Con questa TC è possibile eseguire efficientemente esami per molti distretti anatomici e per diverse tipologie di paziente.

Presentando un'elevata risoluzione temporale (rotazioni del tubo fino a 0,28 s) l'*imaging* cardiologico ne trae maggiore vantaggio; con protocolli di sincronizzazione con il ciclo cardiaco e di ottimizzazione temporale con correzione di movimento (*SnapShot freeze*), permette di ottenere immagini ad alta risoluzione anche di pazienti con frequenze cardiache maggiori di 60 bpm riducendo gli artefatti da movimento coronarico. Dal punto di vista dosimetrico, i sistemi impiegati per il controllo e l'ottimizzazione del carico di dose per esame sono:

- *Organ Dose Modulation* modulazione della corrente in funzione dell'angolo del tubo riducendola nella parte anteriore del paziente evitando irraggiamenti eccessivi agli organi radiosensibili
- *SmartmA* per modulare la corrente (entro valori massimi e minimi) in funzione dell'anatomia specifica del paziente grazie ai dati raccolti dallo scanogramma
- *kV Assist* per ottimizzare i valori di tensione del tubo migliorando il contrasto in relazione alla corporatura del paziente
- *ASiR-V un* algoritmo di ricostruzione iterativa statistica adattiva in grado di consentire una riduzione della dose a seconda della corporatura del paziente e dell'applicazione clinica, migliorando contemporaneamente la qualità delle immagini e la rilevabilità a basso contrasto
- *Protocolli specifici* che consentono una personalizzazione della dose in base alla corporatura del paziente (età, peso e altezza)

## 2.5 TC DUAL SOURCE SOMATOM FORCE



Figura 4: TC *Somatom Force* della radiologia dell'AOU Ospedali Riuniti di Ancona

La TC *Force* si distingue principalmente per la tecnologia a doppia sorgente radiogena. All'interno dello stesso *gantry* sono presenti due sistemi ortogonali tra loro: due tubi, a ridotto peso e dimensione, che possono lavorare a differenti kilovoltaggi e a cui corrispondono due specifici sistemi di rilevazione UFC (*Ultra Fast Ceramic*).

Per essere entrambi inseriti in un unico alloggiamento vengono ridotte le dimensioni di uno dei rilevatori, che avrà una copertura risultante di 33 cm di diametro, sufficiente tuttavia a coprire tutte le strutture corporee nella maggior parte dei casi.

Si possono scegliere kV, mA e filtri in maniera indipendente tra i due sistemi in cui l'acquisizione dei dati e delle equivalenti posizioni sull'asse z avvengono simultaneamente, anche avendo uno sfasamento angolare tra le due spirali.

È un'apparecchiatura che presenta rotazioni del tubo fino a 0,25s consentendo, negli studi cardiologici, acquisizioni anche in condizioni di frequenze irregolari alle quali può essere applicato un adattamento del passo dell'elica.

L'ottimizzazione temporale è possibile grazie al protocollo di acquisizione in modalità spirale *Turbo Flash* in cui sono selezionabili valori di *Pitch* fino a 3 senza sotto campionamenti e artefatti d'immagine; le informazioni acquisite un quarto di rotazione dopo dal secondo tubo radiogeno, possono infatti garantire una copertura di tutto il volume scansionato, superando così il limite delle TC a singola sorgente in cui per evitare queste problematiche il valore massimo di *Pitch* selezionabile risulta essere di 1,5.

I sistemi di contenimento della dose installati sono:

- *Care Dose 4D* un controllo automatico dell'esposizione che adatta la dose lungo l'asse z, per le diverse angolazioni del tubo e secondo le dimensioni del paziente. La modulazione angolare avviene secondo il profilo di attenuazione angolare che avviene ad ogni singola rotazione cosicché la corrente al tubo viene ridotta/aumentata nelle aree a bassa/elevata attenuazione. Grazie allo scanogramma, viene modulata la dose lungo l'asse z; calcolando i profili di attenuazione lungo la direzione di proiezione di radiazione tramite un algoritmo dedicato, vengono generati i profili di corrente al tubo sia in AP che in laterale ottimizzando la dose e il rumore ad ogni singolo strato di scansione (attenuazione locale)
- *Care kV* che adatta la tensione al tubo radiogeno alla tipologia di esame e protocollo selezionato ottimizzando la dose e la qualità delle immagini
- *X-Care* protocollo di scansione che riduce la corrente al tubo in un'area preimpostata sulla regione frontale del paziente durante l'acquisizione per limitare la dose ad organi superficiali come petto e occhi

- *ADMIRE* algoritmo iterativo di ricostruzione che aumenta la risoluzione e la nitidezza delle immagini riducendo contemporaneamente il rumore (granulosità dell'immagine)
- *Adaptive Dose Shield* sistema di collimazione adattivo che dinamicamente permette di ridurre gli effetti del fenomeno dell'*Overscanning* a causa del quale, per un'accurata ricostruzione dell'immagine, il *range* dell'esposizione risulta maggiore di quello utile con un conseguente aumento di dose
- *Filtri Bow Tie* (standard, ampio e stretto) che conformano il fascio migliorando la qualità d'immagine al centro del campo di scansione e riducendone la dose all'esterno.

Un'altra caratteristica funzionale di questo *scanner* è la possibilità di acquisire simultaneamente volumi anatomici in *Dual Energy*, ottenendo una maggiore differenziazione dei tessuti.

### III DOSE IN TC

#### 3.1 PRINCIPI E GRANDEZZE DOSIMETRICHE

Se da un lato la tomografia computerizzata è una delle metodiche maggiormente utilizzata in campo medico per la rapidità e l'accuratezza delle diagnosi, dall'altro costituisce una tecnica radiologica ad alti livelli di radiazione erogata, pur essendo oggi ridotti e controllati in virtù del principio *ALARA (As Low As Reasonably Achievable)*.

Occorre dunque conoscere vantaggi e svantaggi delle procedure radiologiche per effettuare una corretta valutazione dei benefici che la tecnica di imaging può portare.

Dal punto di vista clinico, gli effetti sono suddivisibili in due principali categorie:

- danni Deterministici o acuti che insorgono rapidamente dopo l'esposizione ad alte dosi
- danni Stocastici o probabilistici la cui insorgenza è proporzionalmente legata alla dose e la cui entità è invece indipendente da essa

Per cercare di quantificare tali effetti e di definire i valori soglia, sono state introdotte delle grandezze radioprotezionistiche che tengono conto della Dose Assorbita ovvero la quantità di energia depositata dalla radiazione nel mezzo per unità di massa [J/Kg] espressa in *Gray (Gy)*.

Per la tomografia computerizzata, essendo l'irraggiamento radiale da tutte le direzioni, durante la rotazione del sistema tubo-detettore sia in acquisizione assiale che spirale, le grandezze che descrivono la dose sono specifiche.

Ipotizzando che tutto il fascio di radiazione, con profilo rettangolare, rimanga confinato nello strato nominale acquisito senza allargamento per diffusione, il valore di dose qui assorbita viene rappresentato dal CTDI (*Computed Tomography Dose Index*), indicatore di dose locale, espresso in mGy e definito tramite la relazione:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz$$

Si parla di  $CTDI_{100}$  poiché la misura si esegue solitamente tramite una camera a ionizzazione di 100 mm (limiti di integrazione sono dunque +50 e -50) dove:

- N e T rappresentano il numero e lo spessore elementare degli strati e il loro prodotto equivale alla Collimazione
- $D(z)$  è il valore di dose assorbito nel punto z.

Per le acquisizioni elicoidali, in base al *Pitch* scelto, la dose può subire un incremento o una diminuzione in relazione a un maggiore o minore *overlapping* tra gli strati nominali successivi; per questa ragione si utilizza il  $CTDI_{VOL}$

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_w$$

In cui il  $CTDI_w$  (Weighted CTDI) rappresenta una media pesata dei  $CTDI_{100}$  misurati all'interno del fantoccio, 1/3 del  $CTDI_{100}$  al centro sommati a 2/3 del  $CTDI_{100}$  in periferia.

Moltiplicando il  $CTDI_{VOL}$  per la lunghezza della scansione si ottiene una grandezza dosimetrica, il DLP (*Dose-Lenght Product*) che descrive l'esposizione reale e complessiva.

Sebbene il  $CTDI_{VOL}$  sia una grandezza che tiene in considerazione la modalità di acquisizione spirale, il possibile aumento del carico di dose dovuto ad una maggiore o minore ampiezza dell'elica non può essere quantificato.

### 3.2 OVERSCANNING

L'avvento delle TC multistrato, sebbene innovativo e vantaggioso, ha comportato un notevole aumento delle inefficienze geometriche lungo l'asse longitudinale del paziente amplificate dall'elevata apertura del fascio di radiazione (anche di 16 cm nelle nuove TC) e spesso da collimazioni poco efficienti e limiti strutturali dei rilevatori stessi.

Principalmente il fattore che contribuisce alla degradazione del rendimento del fascio primario è la Penombra, legata alle caratteristiche geometriche della sorgente, che non essendo puntiforme ma con dimensioni finite, causa una caduta d'intensità della radiazione intorno all'asse centrale.

Se nelle TC a singolo o doppio strato anche la componente a più bassa energia viene utilizzata, con un numero di detettori superiore, per avere una distribuzione omogenea del fascio e per riuscire ad irradiare in maniera omogenea anche le file di rilevatori periferiche, è necessario un allargamento della collimazione del fascio, facendo ricadere la penombra al di fuori dell'area attiva del sistema di rilevazione, oltre gli strati di acquisizione scelti (fig.5).

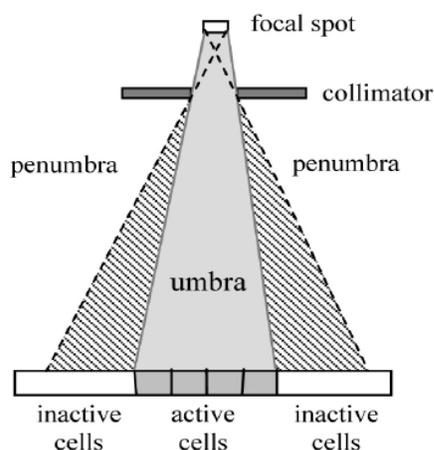


Figura 5: Aumento della radiazione al di fuori delle celle di rilevazione attive.

Questo fenomeno prende il nome di *Overbeaming* e si traduce dunque in un aumento di dose non utile ai fini diagnostici; esso prevaleva nelle TC a ridotto numero di banchi di detettori. Con l'avvento di apparecchiature con un numero di canali di rilevazione maggiore, ha iniziato ad essere meno rilevante fino a ricoprire un ruolo marginale con effetti quasi trascurabili per TC a 64 strati (fig.6).

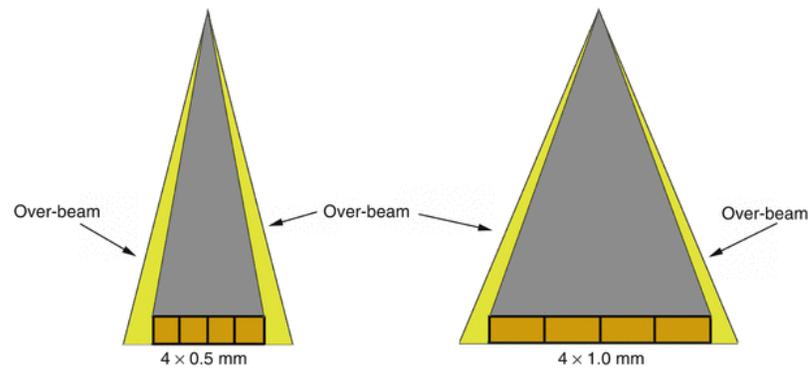


Figura 6: Aumento della collimazione (da 2 a 4 mm) con riduzione della penombra.

Un fenomeno che contrariamente ha rivestito e riveste tutt'ora un ruolo di notevole importanza è quello dell'*Overscanning*, l'allungamento della spirale di acquisizione oltre il limite anatomico con eccessivo irraggiamento a causa delle caratteristiche fisiche del macchinario stesso.

È una problematica nata con l'avvento delle TC multistrato, in cui, per permettere al sistema di elaborazione dati di effettuare interpolazioni lineari in maniera corretta e di ricostruire spirali complete, esiste un incremento di dose oltre il valore minimo necessario per la formazione dell'immagine.

Oltre ad aumentare inutilmente il volume da studiare l'*Overscanning* può causare, negli studi toraco-addominali o neuro, un irraggiamento non trascurabile di alcuni organi radiosensibili posti ai limiti del pacchetto di scansione.

Principalmente è correlato a fattori come la collimazione totale del fascio, gli algoritmi di ricostruzione specifici dell'apparecchiatura ed il *Pitch*; verificandosi infatti solo nelle acquisizioni spirali, la geometria dell'elica incide notevolmente sull'ampiezza delle sue variazioni.

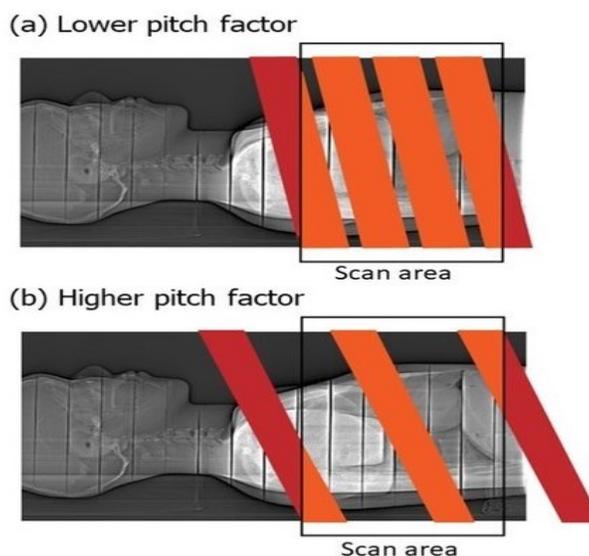


Figura 7: Dimostrazione dell'*Overscanning* in funzione del *Pitch*: passo dell'elica ed entità del fenomeno ridotti (a) e aumentati (b).

Come rappresentato in figura (fig.7), un valore ridotto di *Pitch* provoca una diminuzione della distanza tra le spirali dell'elica, descritta dal movimento combinato del lettino e del sistema tubo-detettore; il numero di dati acquisiti nell'area di scansione aumenta mentre il fenomeno dell'*Overscanning* si riduce.

Al contrario un valore di *Pitch* elevato, genera la creazione di un'elica piuttosto ampia, i cui estremi oltrepassano abbondantemente l'area di scansione programmata causando un aumento di dose. L'irraggiamento appare maggiore nelle scansioni ad elevati valori di *Pitch* di brevi distretti anatomici, ed è per questo un fenomeno da non sottovalutare soprattutto negli esami pediatrici.

Inoltre esso si accentua con l'utilizzo di collimazioni più ampie e in alcuni macchinari con spessori di ricostruzione ridotti.

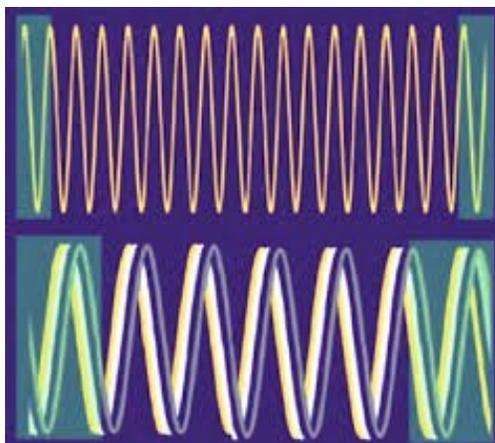


Figura 8: Confronto dell'*Overscanning* in una TC a singolo strato (in alto) ed una a 4 strati (in basso)

Come si può osservare in figura 8, con l'utilizzo di una maggiore apertura del fascio dovuta all'uso di apparecchiature multistrato ed un maggiore valore di *Pitch* l'area in verde corrispondente alla zona di *Overscanning* risulta considerevolmente aumentata.

Con Collimazione s'intende l'apertura del fascio primario in uscita dal tubo a raggi X grazie alla presenza di strutture ad elevato peso atomico che permettono di schermare completamente la radiazione e adattandola alla regione anatomica oggetto di studio.

Attualmente nelle più recenti TC esistono collimatori pre-paziente che determinano l'ampiezza del fascio, rilevato dalle file di detettori attivi secondo la loro configurazione.

La funzione di attenuazione della radiazione diffusa precedentemente effettuata dai collimatori post paziente, dipende dalle dimensioni dei detettori e dai vari setti che li separano.

Studi effettuati hanno dimostrato come l'effetto di aumento di dose agli estremi di scansione può essere limitato applicando collimatori dinamici adattivi lungo Z.

### 3.3 METODI DI COLLIMAZIONE ATTIVA

L'uso crescente della tomografia, soprattutto con l'avvento delle TC multistrato, è stato accompagnato da un progressivo interesse nella riduzione generale della dose al paziente al minimo necessario e particolarmente nella diminuzione dell'esposizione non necessaria, causata dall'*Overscanning*.

Un metodo efficace per contenere o evitare questo fenomeno è l'utilizzo di collimatori dinamici pre-paziente che permettono una modifica adattiva della forma del fascio durante l'esposizione.

La componente della radiazione che espone il tessuto fuori dal volume scelto viene bloccata dinamicamente lungo l'asse Z.

Sono posizionati cranialmente e caudalmente rispetto al fascio centrale relativo all'anatomia del paziente. Il collimatore craniale, all'inizio della scansione volumetrica, comincia ad aprirsi lasciando spazio solo alla radiazione utili a fini diagnostici mentre il collimatore caudale risulta completamente aperto.

Contemporaneamente, durante l'acquisizione, in maniera progressiva il primo viene retratto ad una velocità proporzionale alla velocità di spostamento del lettino fino ad essere completamente aperto dopo una distanza pari al valore della collimazione e rimanendo tale fino alla fine dell'acquisizione. Durante la scansione si trovano quindi entrambi aperti.

Quando la distanza tra la fine di scansione e quella del lettino è pari all'ampiezza di collimazione, il collimatore caudale inizia anch'esso progressivamente a chiudersi fino al raggiungimento della posizione finale del lettino; a questo punto esso bloccherà totalmente la componente del fascio che andrebbe oltre il limite di scansione.

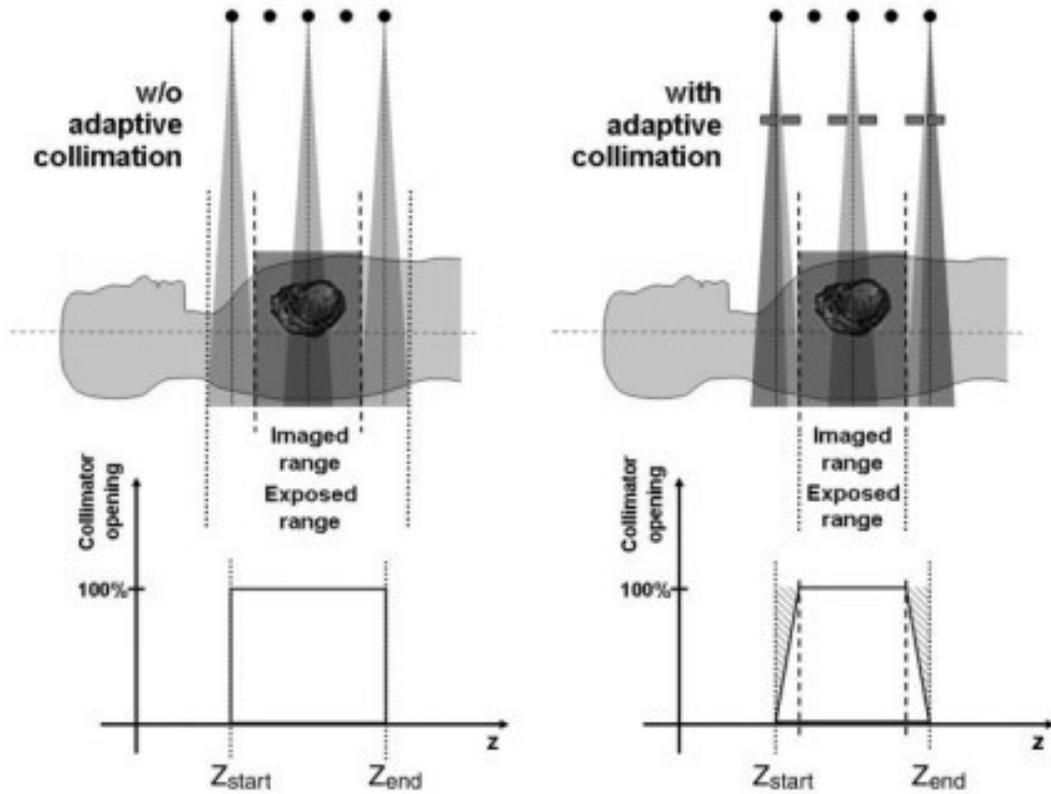


Figura 9: Esempio di un protocollo di scansione TC convenzionale e con l'uso di sistemi di collimazione adattiva.

Come è possibile osservare in figura 9, la presenza di collimatori dinamici permette una migliore conformazione del fascio, riducendo il *range* di esposizione effettiva dell'anatomia allo stretto necessario, facendolo coincidere con il *range* scelto utile a fini di *imaging*.

## IV MATERIALI E METODI

### 4.1 GAFCHROMIC

Per la realizzazione dello studio, come materiale di analisi diretta dell'ampiezza del fascio di radiazione primario, sono state utilizzate delle pellicole radiocromiche auto sviluppanti, *Gafchromic XR-QA2 film*, con elevata risoluzione spaziale ed alto *range* dinamico.

Sono specifici strumenti per applicazioni radiologiche e diagnostiche su apparecchiature a medio-basse energie, da 20 a 200 kV, presentando sensibilità a valori di dose compresi tra 0,1 e 20 cGy.

Sono distribuite in confezioni da 10 fogli in due differenti misure 10"x12" e 8"x10", variabili grazie alla possibilità di ritagliarle e modellarle in diverse dimensioni.

L'autosviluppo è rapido (risposta all'esposizione entro pochi ms) offrendo risultati di alto contrasto istantanei ed è garantito da una particolare configurazione a quattro strati sottili composti principalmente da Carbonio, Idrogeno e Ossigeno.

Sono presenti due substrati esterni; uno superiore di 97 micron di poliestere giallo, che permette di migliorare le variazioni cromatiche verso l'arancione scuro-marrone durante l'esposizione alla radiazione permettendo una valutazione qualitativa dei livelli di dose, ed uno inferiore di poliestere bianco opaco. Entrambi contengono due strati fondamentali della pellicola, uno di 25 micron che costituisce la componente attiva, in cui sono presenti piccole quantità di Litio Azoto e Cloro, ed uno adesivo di 20 micron, sensibile alle pressioni.

Per lo studio è stata utilizzata la dimensione 10" x 12" (24,5 x 30,48 cm), sufficientemente ampia per le acquisizioni assiali e spirali effettuate.

Le pellicole sono state ritagliate in senso verticale creando strisce di 2-3 cm x 30,48 cm in modo da essere posizionate in senso longitudinale lungo la direzione di scansione (asse Z).

Come supporto per le *Gafchromic* sono stati utilizzati due differenti tipologie di fantocci.

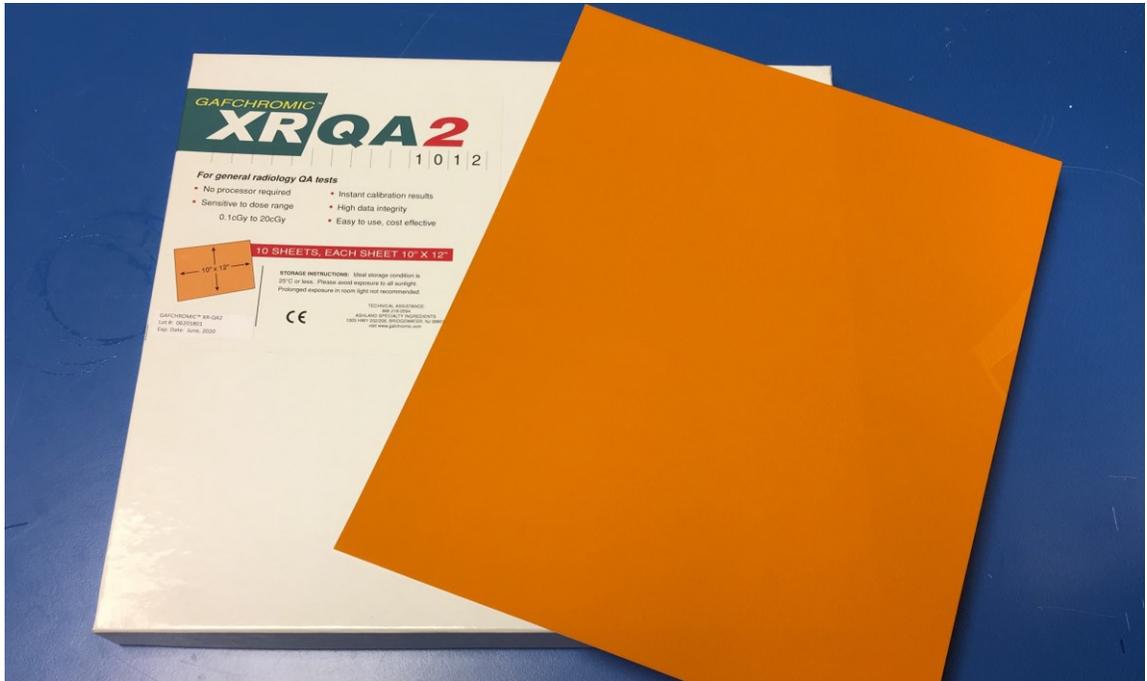


Figura 10: Pellicole radiocromiche utilizzate nello studio

## 4.2 FANTOCCIO ANTROPOMORFO E TLD RODS

Come simulatore del paziente è stato utilizzato un fantoccio antropomorfo *Alderson-Rando* composto da tessuto osseo naturale e materiali plastici tessuto equivalente, scomponibile in 32 sezioni assiali dal *vertex* cranico alla regione pelvica di spessore pari a 2,5 cm.

Per lo studio sono state prese in considerazione solo le sezioni dalla 9° alla 22°.

Per ogni acquisizione è stato utilizzato lo stesso metodo di posizionamento del fantoccio, ponendolo con ingresso craniale al *gantry*, con il piano sagittale mediano perfettamente perpendicolare al piano d'appoggio.

Per effettuare lo studio dosimetrico, calcolando dose puntuale o media agli organi nelle regioni di scansione, sono stati utilizzati dei dosimetri a termoluminescenza LiF100 (Fluoruro di Litio) a forma di *Rods* inseriti all'interno dei fori cilindrici presenti nelle slices del fantoccio antropomorfo utilizzato come supporto.

### 4.3 FANTOCCI PER MISURE ALL'ISOCENTRO

La misura dell'*Overcanning* all'isocentro è stata effettuata sia in fantoccio che in aria utilizzando due differenti modalità.

Per la misura in fantoccio è stato utilizzato un supporto cilindrico in PMMA (polimetilmetacrilato) di 32 cm di diametro complessivo che si compone di tre cilindri cavi ad incastro di diversa dimensione, normalmente impiegato per la misura del CTDI (fig.10).

Il cilindro interno presenta cinque fori, uno centrale e quattro disposti lungo la circonferenza a formare una croce; quello medio e quello esterno presentano una struttura a quattro fori condividendo il foro centrale del primo cilindro, in modo da avere una struttura unica una volta assemblati. Le pellicole sono state posizionate nel foro centrale, posizionato all'isocentro del *gantry*. Per le acquisizioni oltre gli 80 mm sono stati aggiunti due cilindri di spessore inferiore a quello centrale con stessa configurazione e composizione, al fine di contenere tutto il fascio radiante e la radiazione diffusa prodotta (fig.12). Per l'analisi in aria non sono stati utilizzati particolari fantocci, ma un semplice spessore in polistirolo su cui è stata tracciata una croce di riferimento per posizionare correttamente le pellicole (fig.11).



Figura 11: Supporto in polistirolo per le misure isocentriche in aria



Figura 12: Fantoccio in PMMA per le misure isocentriche

#### 4.4 ACQUISIZIONI TC REVOLUTION E TC FORCE

La valutazione dell'entità del fenomeno dell'*Overscanning* è stata effettuata nei due *scanner* recentemente installati nell'Azienda Sanitaria Ospedali Riuniti di Ancona:

- *TC Somatom Force* del dipartimento di radiologia per esami in elezione di tipo vascolare, neuro, toraco-addominale, osteo-articolare e cardiaco
- *TC Revolution* della sala TC del Pronto Soccorso per esami in urgenza

Le acquisizioni sono state eseguite nelle due principali modalità, spirale ed assiale, utilizzando però in entrambe stessa dimensione del campo, *Large Body* per studi del distretto toraco-addominale e circa gli stessi valori di kV (120) e mA (intorno a 500) in maniera da avere una coerente esposizione tra le varie misure; per la *TC Revolution* ne sono state effettuate 8:

- 6 scansioni assiali a differenti collimazioni (160, 140, 120, 100, 80 e 40 mm)
- 2 scansioni elicoidali con variazione del *Pitch* (stessa lunghezza di scansione  $\approx 15,2$  cm usando un *Pitch* di 1,5 e di 1,3).

Il fantoccio antropomorfo è stato posizionato supino sopra il lettino porta-paziente con ingresso craniale al *gantry*, piano sagittale mediano perpendicolare al piano d'appoggio, laser sagittale passante per la linea mediana del torace e *laser* coronale corrispondente alla linea ascellare posteriore a metà spessore del fantoccio.

È stato acquisito uno scanogramma in AP ed uno in laterale per un corretto posizionamento del pacchetto di scansione che per confrontabilità è stato scelto di 15 cm circa comprendendo le sezioni dalla 13° alla 18° e utilizzando dei reperi radiopachi per la loro individuazione.

Una volta effettuata la *scout* di riferimento (in direzione cranio-caudale mantenuta poi per le esposizioni successive), per l'acquisizione assiale con collimazione di 160 e 140 mm sono state applicate al fantoccio due pellicole centrali sulla linea mediana (fig. 12), una superiore ed una inferiore sfasate di circa 7,5 cm in modo da avere una più ampia copertura anatomica, segnando i punti di inizio e fine scansione e comprendendo la 9° e la 23° sezione; in entrambi i lati a metà spessore, dall'inizio della 10° alla fine della 20° sezione, sono state applicate solo due pellicole (fig.13).



Figura 13: Posizionamento di una delle due pellicole laterali



Figura 14: Dimostrazione dell'applicazione delle due pellicole anteriori sulla linea mediana nelle acquisizioni assiali per collimazioni di 160 e 140 mm

Una volta effettuate queste prime scansioni assiali, variando la configurazione dei rilevatori e seguendo la stessa procedura, sono state applicate le pellicole per le acquisizioni a collimazione inferiore (120, 100, 80 e 40 mm) limitandone l'uso a tre, una centrale e due laterali e riutilizzando lo scanogramma precedentemente ottenuto come riferimento.

Per le due acquisizioni in modalità spirale, sono state utilizzate le stesse condizioni di scansione applicate però intuitivamente ad un protocollo differente, modificando la tipologia di movimento del sistema tubo-detettore e scegliendo un'impostazione di collimazione definita con il valore di *Pitch* massimo che il macchinario offriva. Sono state applicate ed esposte sempre 3 *Gafchromic*,

due laterali ed una centrale estesa dalla 10° sezione del fantoccio alla 21° compresa.

Simultaneamente alla prima acquisizione assiale a 160 mm è stata inoltre valutata la dose agli organi per una simulazione di esame cardiologico sul fantoccio antropomorfo all'interno del quale sono stati posizionati i *TLD LiF100* a forma di rods calibrati con il fascio impiegato dalla *TC Revolution*. I *Rods* sono stati inseriti in 13 slices del fantoccio, dal collo/tiroide fino all'addome a fronte di un'acquisizione assiale a massima collimazione (160 mm) con i seguenti parametri: dimensione del campo di acquisizione *Large Body*, collimazione di 160 mm (256 x 0,625), 120 kV, 500 mA e 2,5 mm di spessore di ricostruzione.

Una volta esposti i dosimetri sono stati disinseriti e sottoposti al processo di lettura tramite uno specifico lettore che permette di estrapolare l'energia acquisita in quantità di carica e successivamente cancellarla.

Nella figura è rappresentata la sezione 15, corrispondente al centro di scansione, nei cui fori (in giallo) sono stati applicati i dosimetri (fig. 15).

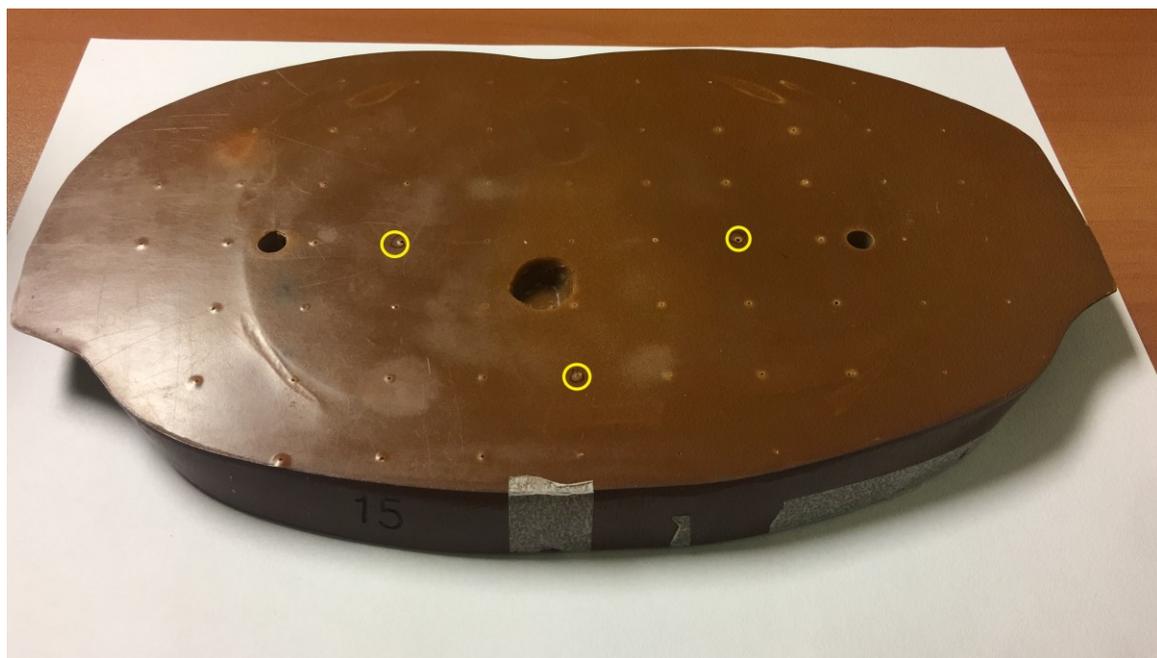


Figura 15: Esempio di sezione assiale del fantoccio antropomorfo con fori cilindrici per l'inserimento dei

*TLD rods*

In TC *Force* sono state eseguite un totale di cinque misure:

- 4 in modalità spirale di cui tre utilizzando la tecnologia a doppia sorgente che l'apparecchiatura permette, con valori di *Pitch* decrescente (3,2 2,5 e 1,5) ed una a singola sorgente con *Pitch* massimo (1,5)
- 1 in modalità assiale a singola sorgente scegliendo una collimazione di 80 mm

Sono state utilizzate le stesse condizioni di posizionamento e centratura del fantoccio e per ogni acquisizione sono risultate necessarie solo tre pellicole, una centrale e due laterali, posizionandole sulla superficie del fantoccio coprendo la regione toracica, dalla sezione numero 10 alla 21 compresa.

Per quanto riguarda le acquisizioni elicoidali, in numero maggiore, sono state effettuate per valutare il fenomeno dell'*Overscanning* sia in condizioni di differente impostazione del sistema di erogazione che di diversi valori di *Pitch*, tramite i quali osservare la possibilità di un aumento di dose radiante al paziente.

Dopo aver effettuato lo scanogramma in AP e in laterale del fantoccio, utilizzando come riferimenti i reperi radiopachi posti all'inizio della sezione 13 e a fine sezione 18, per ogni acquisizione spirale a singola e doppia sorgente, con valori decrescenti del passo dell'elica, è stato impostato un pacchetto di scansione di 15,3 cm utilizzando una configurazione di rilevazione di 192x0,6 mm mantenendo gli stessi parametri di esposizione.

Per le acquisizioni a doppia sorgente sono stati impostati dei protocolli *Turbo Flash*, propri dello scanner utilizzato; la TC *Somatom Force* con il sistema *Dual Source* permette infatti di coprire l'intero volume scansionato anche con *Pitch* di 3,2.

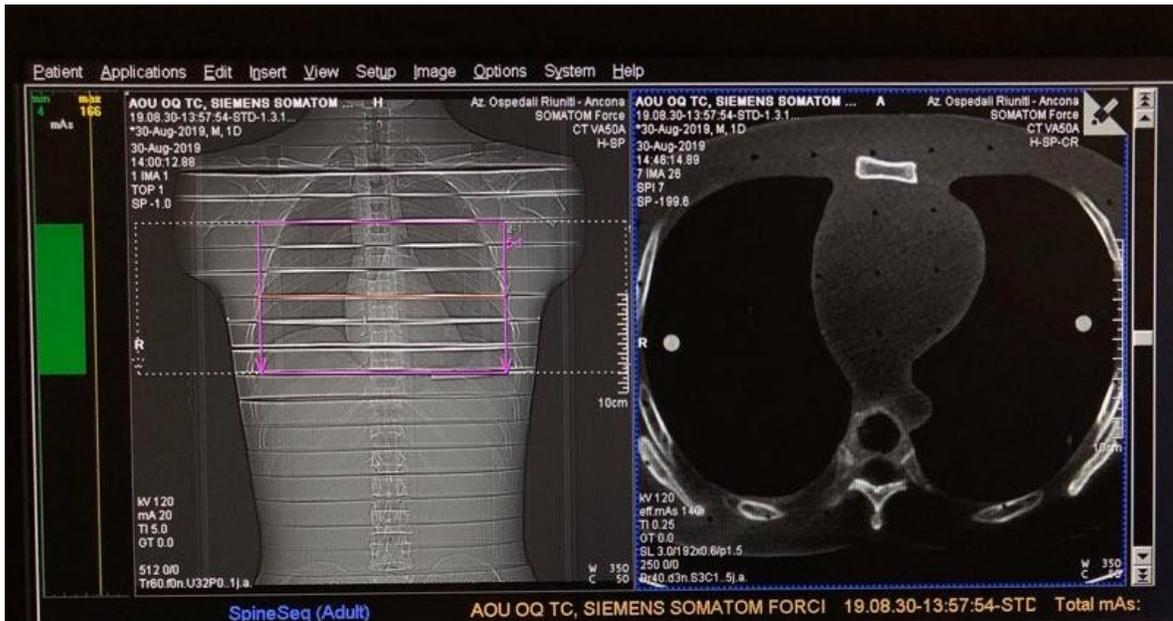


Figura 16: Protocollo di scansione spirale *Turbo Flash* con *Pitch* di 1,5 in TC Force

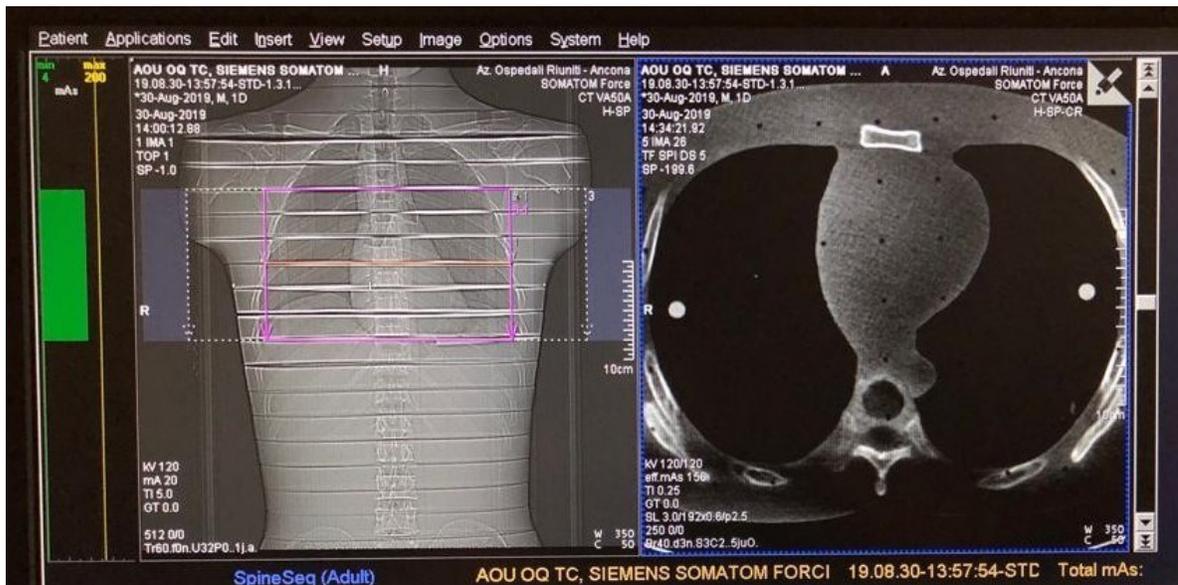


Figura 17: Protocollo di scansione spirale *Turbo Flash* con *Pitch* di 2,5 in TC Force

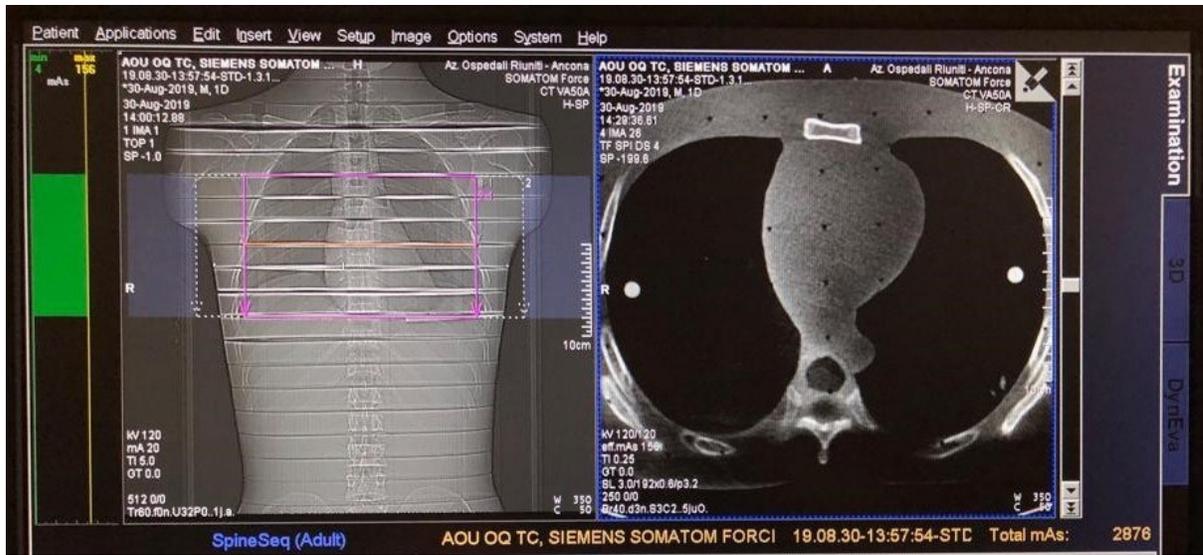


Figura 18: Protocollo di scansione spirale *Turbo Flash* con *Pitch* di 3,2 in TC *Force*

Per la scansione in modalità spirale a singola sorgente è stato selezionato il valore di *Pitch* massimo, pari a 1,5, che poteva essere selezionato secondo il protocollo di scansione a collimazione di 192x0,6 mm; diverso per la tipologia di acquisizione assiale in cui è stato scelto un protocollo con collimazione 128x0,6 mm

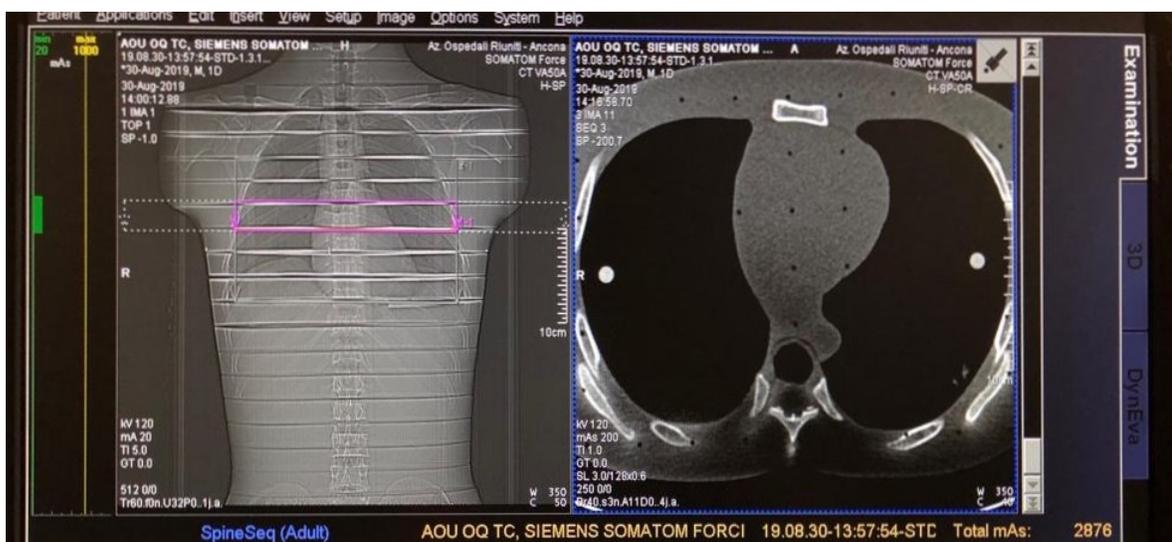


Figura 19: Protocollo assiale con collimazione di 128x0,6 mm effettuato in TC *Force*

## 4.5 ACQUISIZIONI ALL'ISOCENTRO

Una volta ottenute le informazioni a livello superficiale sono state realizzate ulteriori misure per avere un confronto in condizioni isocentriche.

Sono state ripetute le stesse scansioni in entrambe le TC, utilizzando i medesimi protocolli per la riproducibilità dei dati, variando solamente il supporto.

Nelle misure isocentriche in fantoccio le pellicole sono state inserite parallele al piano d'appoggio nel foro centrale del cilindro in PMMA per CTDI, adeguatamente centrato e fissato al lettino porta-paziente, segnando su di esse un riferimento di inizio e fine per la loro confrontabilità in fase di lettura (fig.20).

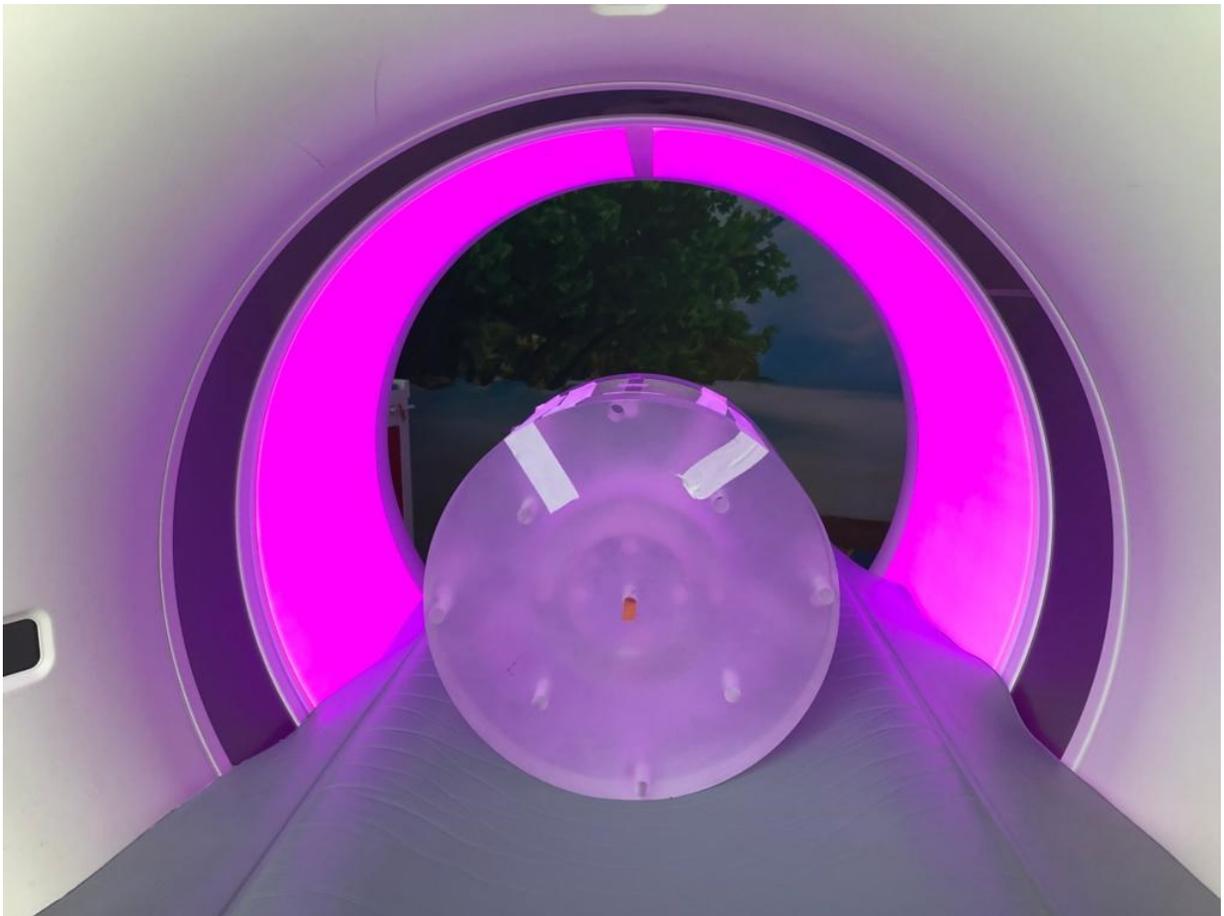


Figura 20: Applicazione della pellicola al centro del fantoccio in PMMA, posizionato sul lettino della TC

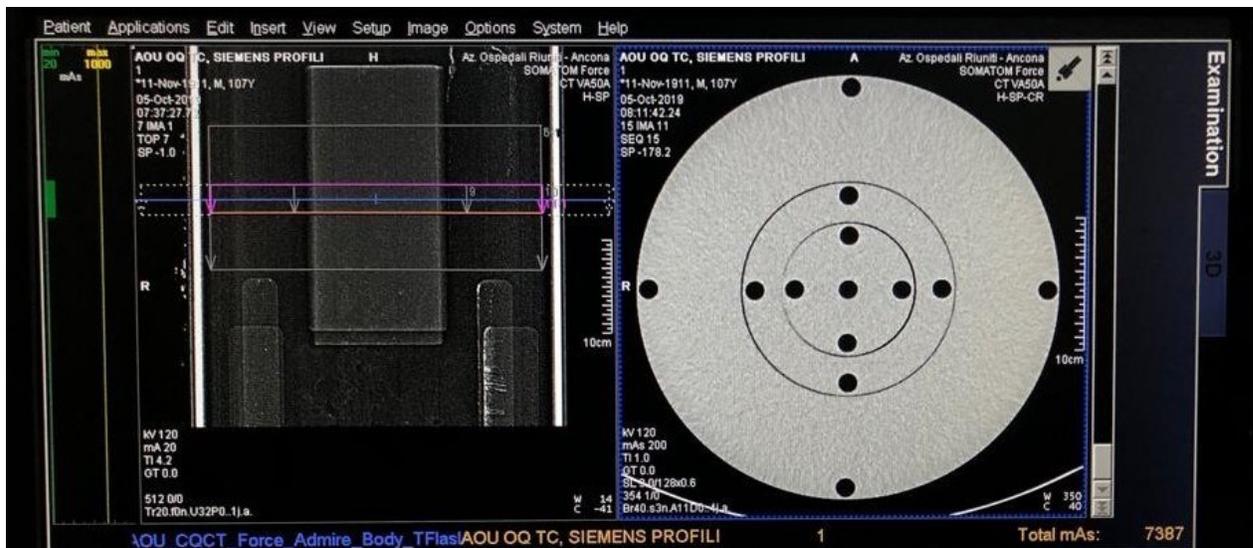


Figura 21: Scansione assiale in TC *Force* con fantoccio per CTDI in condizioni isocentriche

Per le esposizioni in aria le pellicole radiocromiche sono state posizionate al centro di uno spessore di 8 cm in polistirolo e grazie alla presenza di due assi di riferimento, precedentemente tracciati, è stato possibile segnare il centro di scansione (fig. 22).



Figura 22: Posizionamento della pellicola sul supporto in polistirolo (TC *Force*)

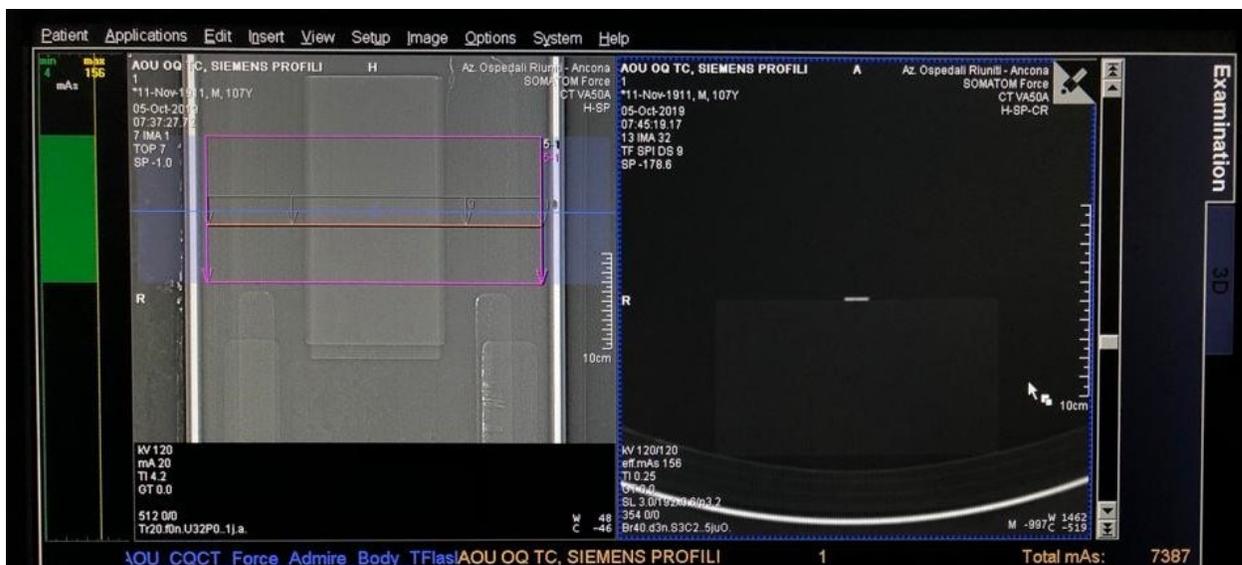


Fig. 23: Visualizzazione della *scout* di riferimento e dell'impostazione del protocollo di scansione

Una volta esposte, tutte le pellicole acquisite per lo studio, sono state trattate e conservate, secondo le indicazioni della casa produttrice, in un luogo fresco ed asciutto, lontano da fonti di luce e calore ed è stata effettuata la lettura dopo  $48 \pm 4$  ore dall'esposizione.

Il processo è avvenuto con l'utilizzo di uno *scanner* piano *Epson Expression 10000XL*, al centro del quale sono state posizionate le pellicole, dove la risposta è più omogenea e l'influenza del sistema di lettura è minore. Sono state effettuate tre scansioni per pellicola, in modalità a colori a 72 dpi (0,3528 mm per *pixel*) e le immagini sono state ogni volta salvate in formato TIFF RGB a 48 bit. Per la successiva analisi è stato scelto *ImageJ*, software open-source utile per ottenere dalle pellicole esposte informazioni in termini di *gray-value* in relazione a valori di lunghezza modificando l'unità da *pixel* a millimetri e tracciando una linea per tutta la sua estensione (fig. 24). Con l'uso di *Excel*, successivamente facendo una media tra i valori massimi e minimi ottenuti dal profilo è stata calcolata l'FWHM (*Full Width at Half Maximum*), parametro fondamentale per poter ricavare la lunghezza in mm effettiva del fascio di radiazione, da poter confrontare con il calcolato teorico.

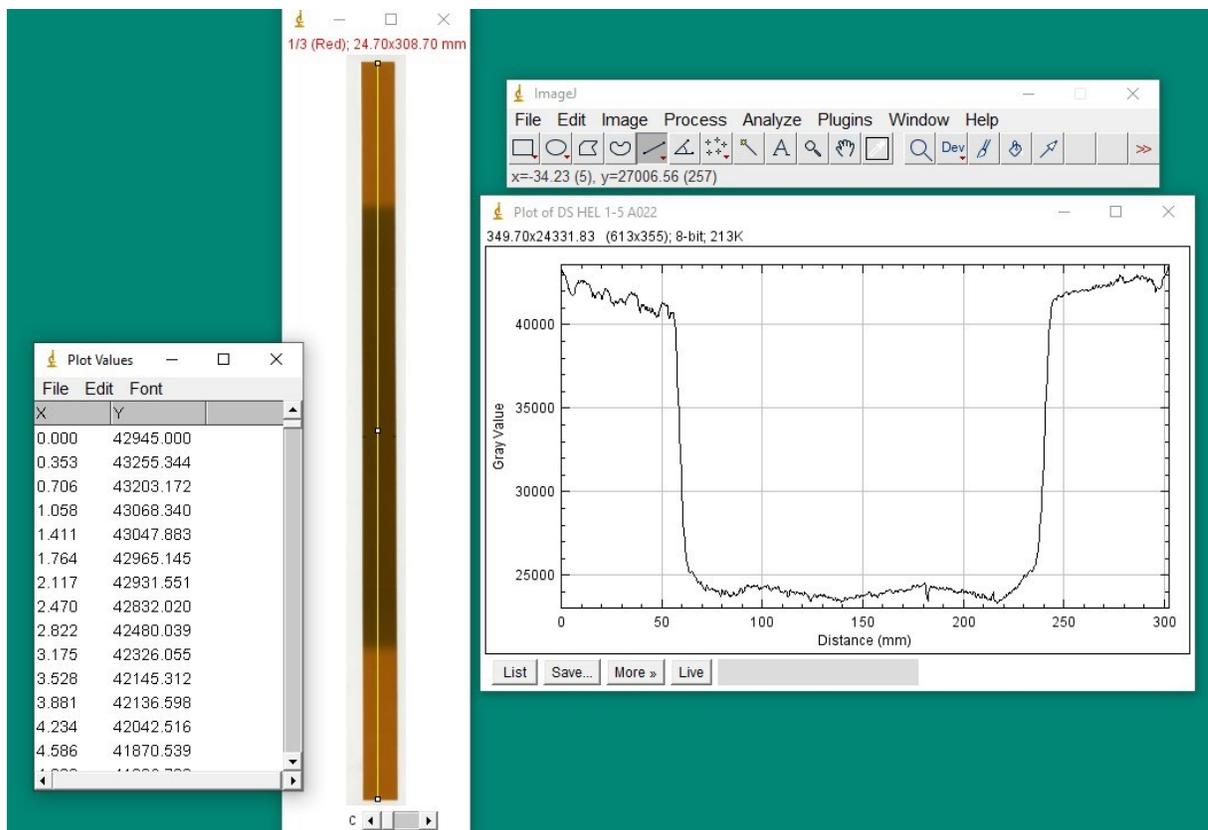


Figura 24: Esempio di lettura di una pellicola con realizzazione di un grafico in funzione della lunghezza

## V RISULTATI

Dall'analisi di ogni pellicola esposta sono stati ottenuti dei grafici esplicativi dell'andamento del fascio di radiazione, raggruppando i valori misurati a seconda dell'apparecchiatura utilizzata, della modalità di scansione e della posizione della pellicola sul fantoccio durante l'esposizione.

Per fini esplicativi in alcuni grafici sono stati inseriti gli estremi di scansione e dunque la lunghezza effettiva in millimetri confrontabile con quella misurata, pari al valore di collimazione per le acquisizioni assiali.

## 5.1 TC REVOLUTION

### 5.1.1 ARIA/FANTOCCIO CTDI

Dalle scansioni assiali all'isocentro in aria effettuate con l'uso del supporto in polistirolo, i risultati ottenuti, rispetto alle scansioni all'isocentro in fantoccio, hanno mostrato un valore coerente ma leggermente superiore alla collimazione scelta, con una differenza di circa 0,6 cm.

Nel grafico seguente sono stati raggruppati i profili del fascio di tutte le scansioni assiali a diversa collimazione, da 160 mm a 40 mm di lunghezza (grafico 1)

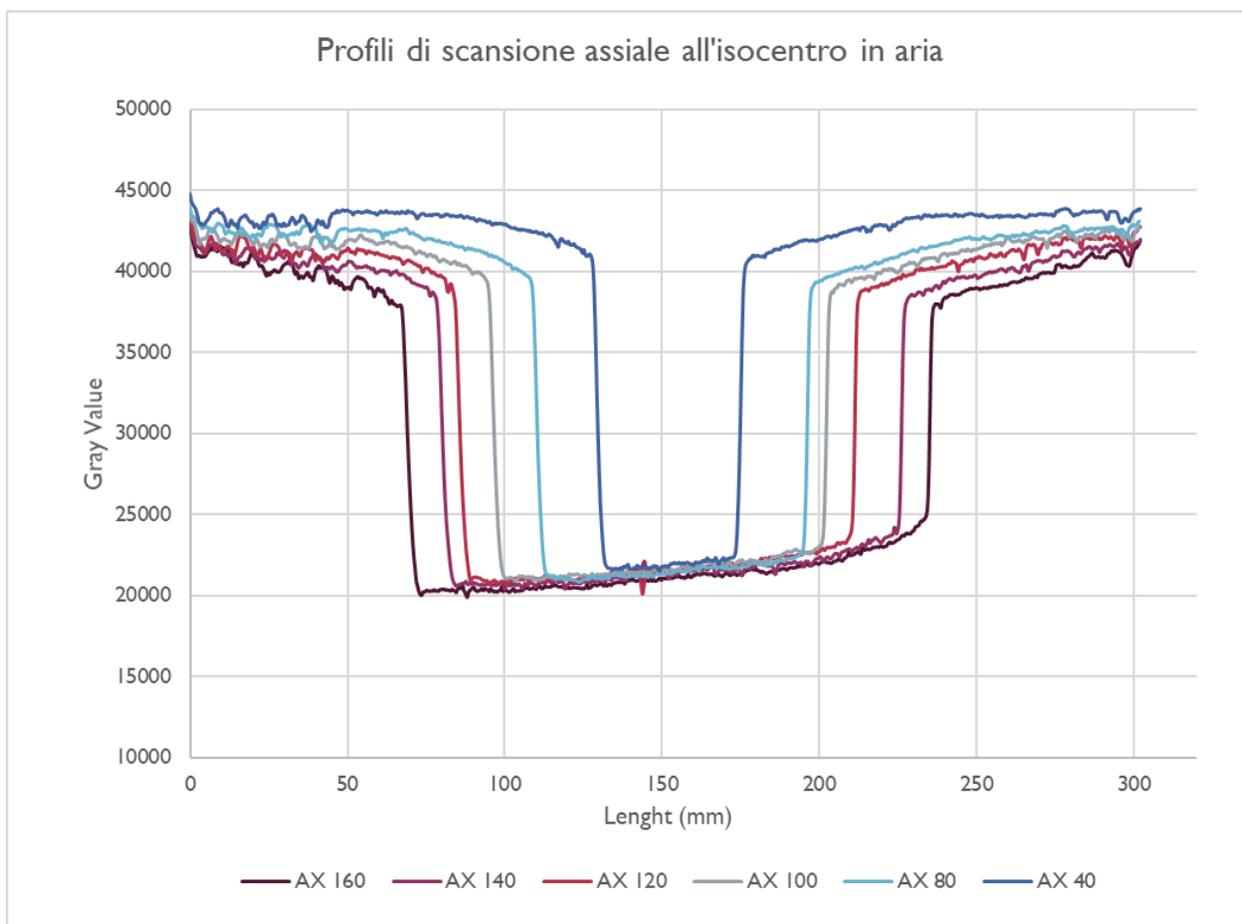


Grafico 1: Rappresentazione della somma dei profili di scansione assiale all'isocentro a diversa collimazione (160, 140, 120, 100, 80 e 40 mm) in aria in *TC Revolution*

Per le scansioni spirali con l'uso di due valori di *Pitch* differenti, analizzando i profili in aria ottenuti in condizioni isocentriche è stato possibile verificare un aumento dell'esposizione.

Con l'utilizzo di un *Pitch* di 1,5 per 152,3 mm di lunghezza di scansione è stato registrato un valore di 243 mm; per 155 mm di scansione con *Pitch* di 1,3, coerentemente alla riduzione del passo dell'elica, è stato ottenuto un valore inferiore, pari a 209 mm.

I profili di entrambe le scansioni in aria effettuate in condizioni isocentriche sono rappresentate nel grafico 2.

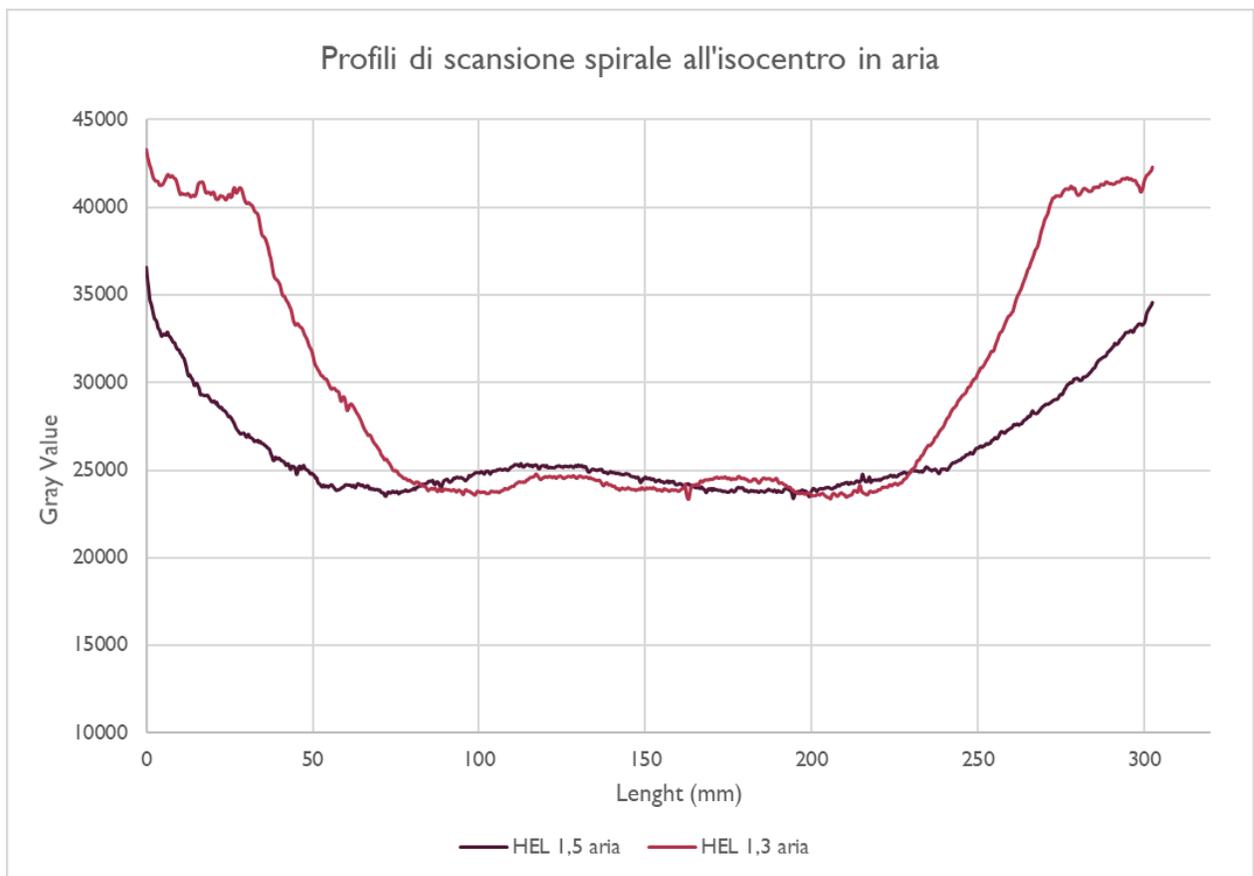


Grafico 2: Rappresentazione grafica dei profili di scansione spirale acquisiti in TC *Revolution* in aria a diverso valore di *Pitch* in condizioni isocentriche

Per quanto riguarda l'analisi delle scansioni all'isocentro effettuate con l'uso del fantoccio in PMMA, dalle scansioni a collimazioni di 160 e 140 mm sono stati ottenuti rispettivamente dei valori di 174 e 164 mm, dimostrando un aumento di 1,4 e 2,4 cm.

Per collimazioni di 120, 100, 80 e 40 mm sono stati registrati valori di 164, 161, 144 e 48 mm.

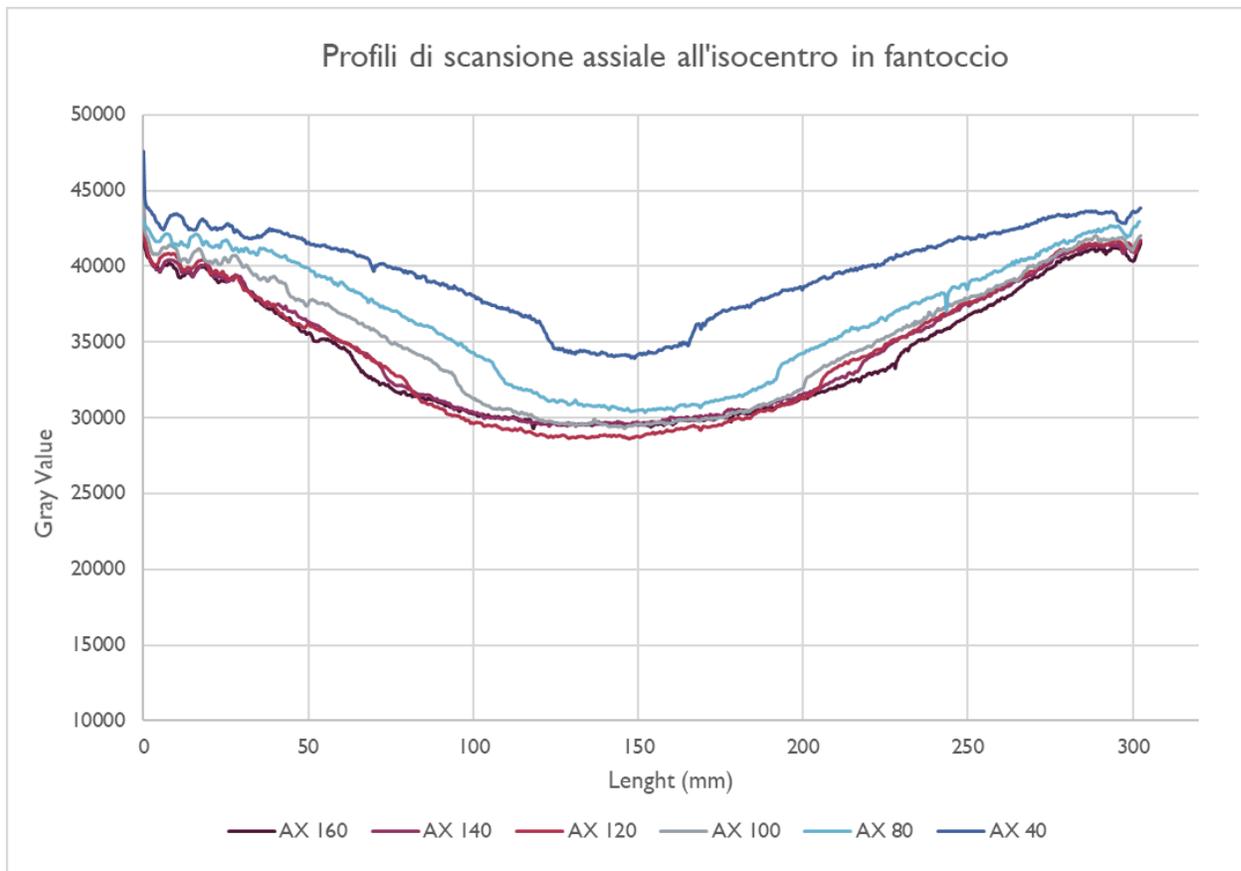


Grafico 3: Rappresentazione della somma dei profili di scansione assiale acquisiti in TC *Revolution* all'isocentro a diversa collimazione (160, 140, 120, 100, 80 e 40 mm) lungo la pellicola inserita nel fantoccio

Con un valore di 185 mm, la scansione a 1,3 di *Pitch* di 155 mm ha evidenziato un profilo più coerente con il valore di lunghezza scelto nel protocollo, risultando anche di 2,4 cm minore rispetto al valore ottenuto in aria.

La scansione spirale in fantoccio di 152,3 mm in cui è stato utilizzato un *Pitch* di 1,5 mostra che le dimensioni di 250 mm lungo Z del fantoccio non sono sufficienti a contenere tutto il fascio, dai grafici si può comunque desumere che le dimensioni sono di poco superiori a quelle dell'acquisizione a *Pitch* 1,3 e quindi oltre i 200 mm. Di seguito sono stati riportati dei grafici per rappresentare le due scansioni spirali sopraindicate a differente *Pitch* e dei grafici di confronto tra le misure in aria e in fantoccio segnando i limiti di scansione.

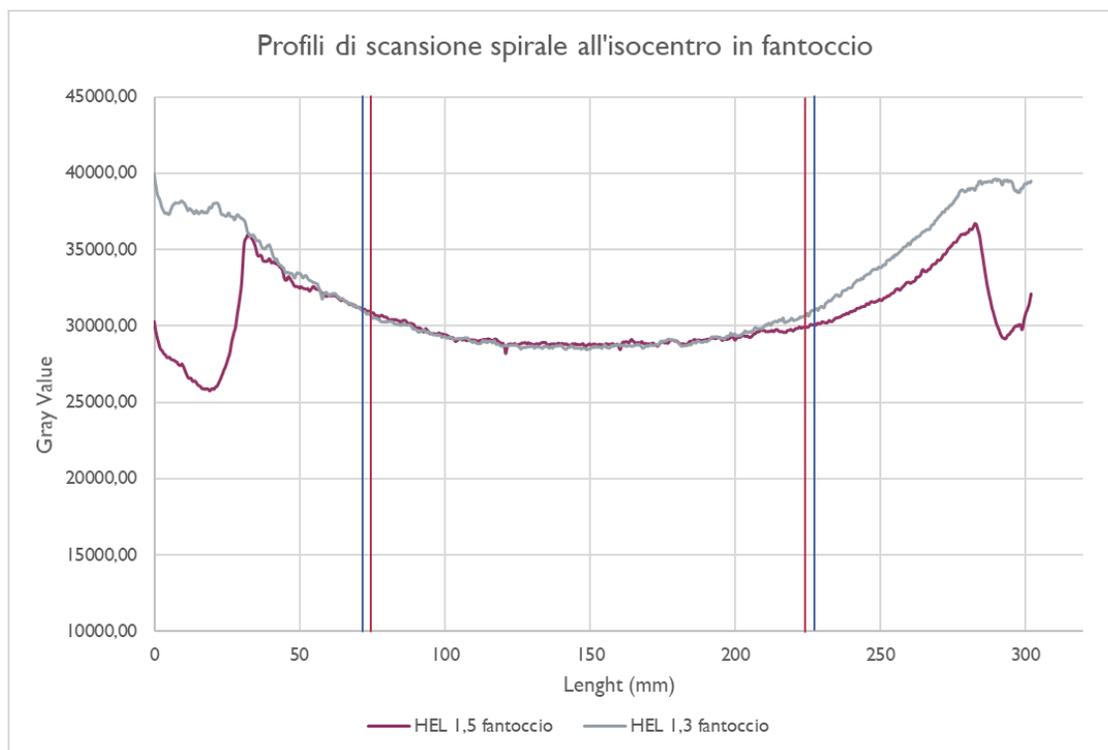


Grafico 4: Rappresentazione dei profili di scansione spirale in TC *Revolution* all'isocentro, con due differenti *Pitch* effettuate entrambe in fantoccio per CTDI

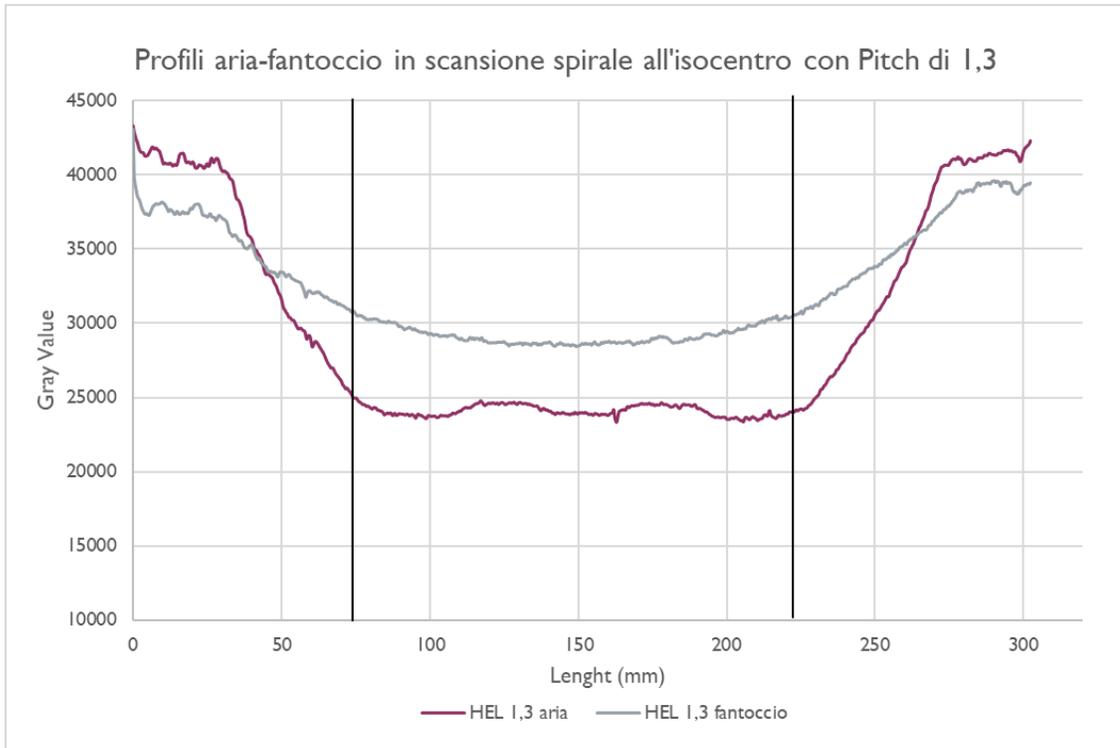


Grafico 5: Confronto tra le due scansioni in aria e in fantoccio con l'uso dello stesso *Pitch* (TC Revolution)

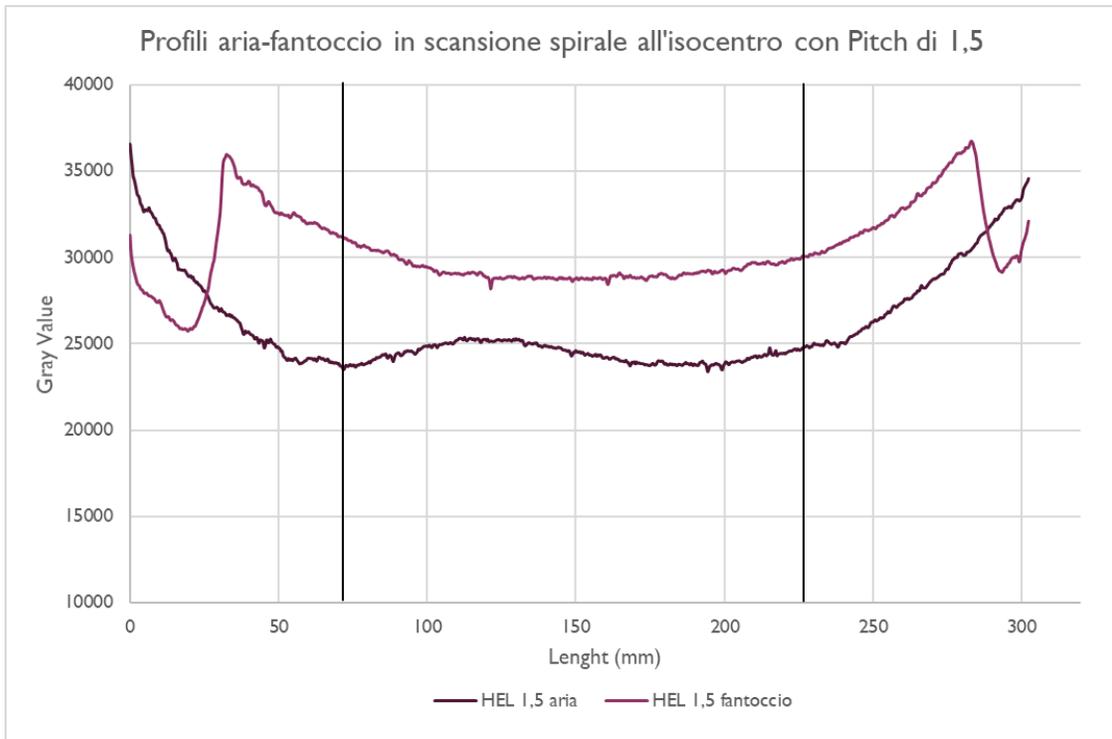


Grafico 6: Confronto tra le due scansioni in aria e in fantoccio con l'uso dello stesso *Pitch* (TC Revolution)

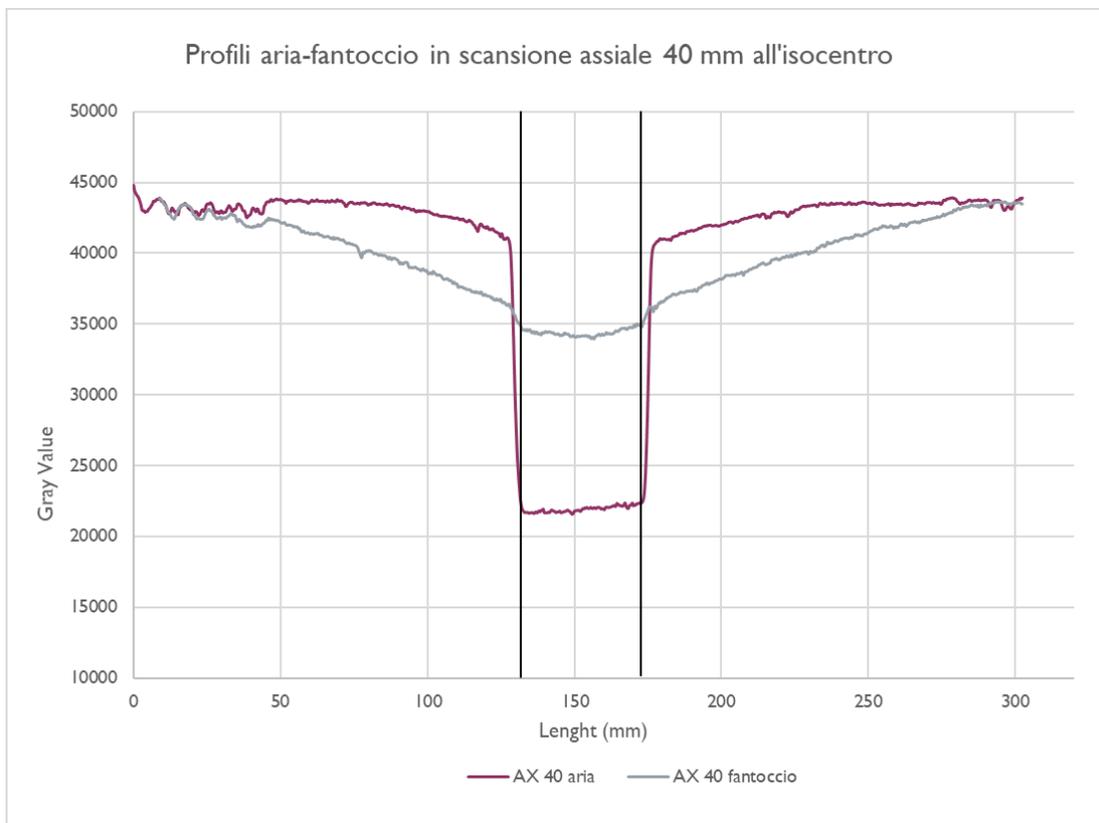


Grafico 7: Confronto tra le due scansioni assiali in aria e in fantoccio con collimazione di 40 mm (TC *Revolution*)

### 5.1.2 FANTOCCIO ANTROPOMORFO

Analizzando i risultati ottenuti dalle acquisizioni in TC *Revolution* realizzate in superficie con il supporto del fantoccio antropomorfo *Alderson-Rando* è stato possibile verificare nelle scansioni assiali una corrispondenza tra il calcolato e il misurato rispetto alle due scansioni elicoidali, che hanno invece mostrato risultati meno conformi.

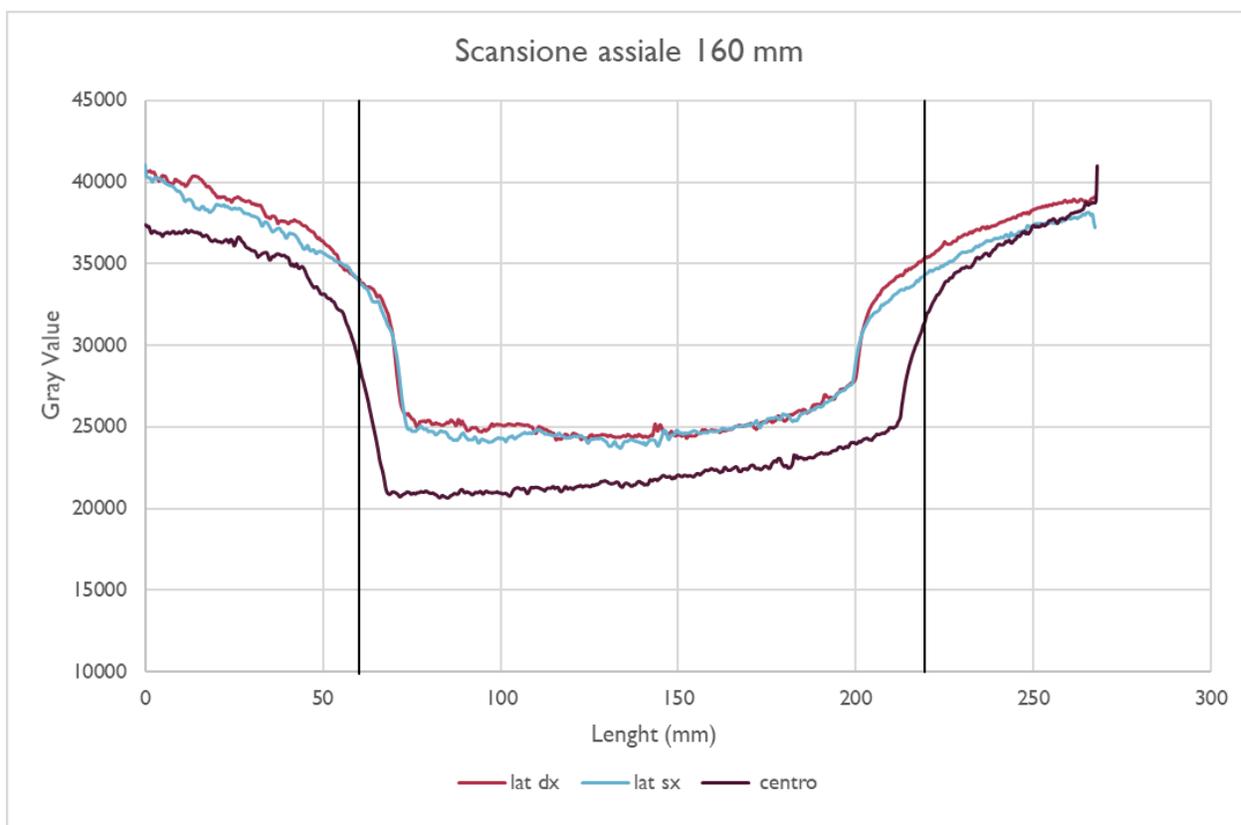


Grafico 8: Rappresentazione grafica dell'andamento del fascio di radiazione nelle tre pellicole, centrale, laterale destra e laterale sinistra, per la scansione assiale con collimazione di 160 mm effettuata in TC *Revolution*

Come è possibile osservare nel grafico 8, con una scansione assiale di 160 mm confrontando il valore di collimazione del fascio selezionato e l'effettiva distanza lungo l'asse longitudinale si è ottenuta una coerente esposizione; 158 mm nella pellicola centrale, 138 e 139 mm rispettivamente in quella laterale destra e sinistra.

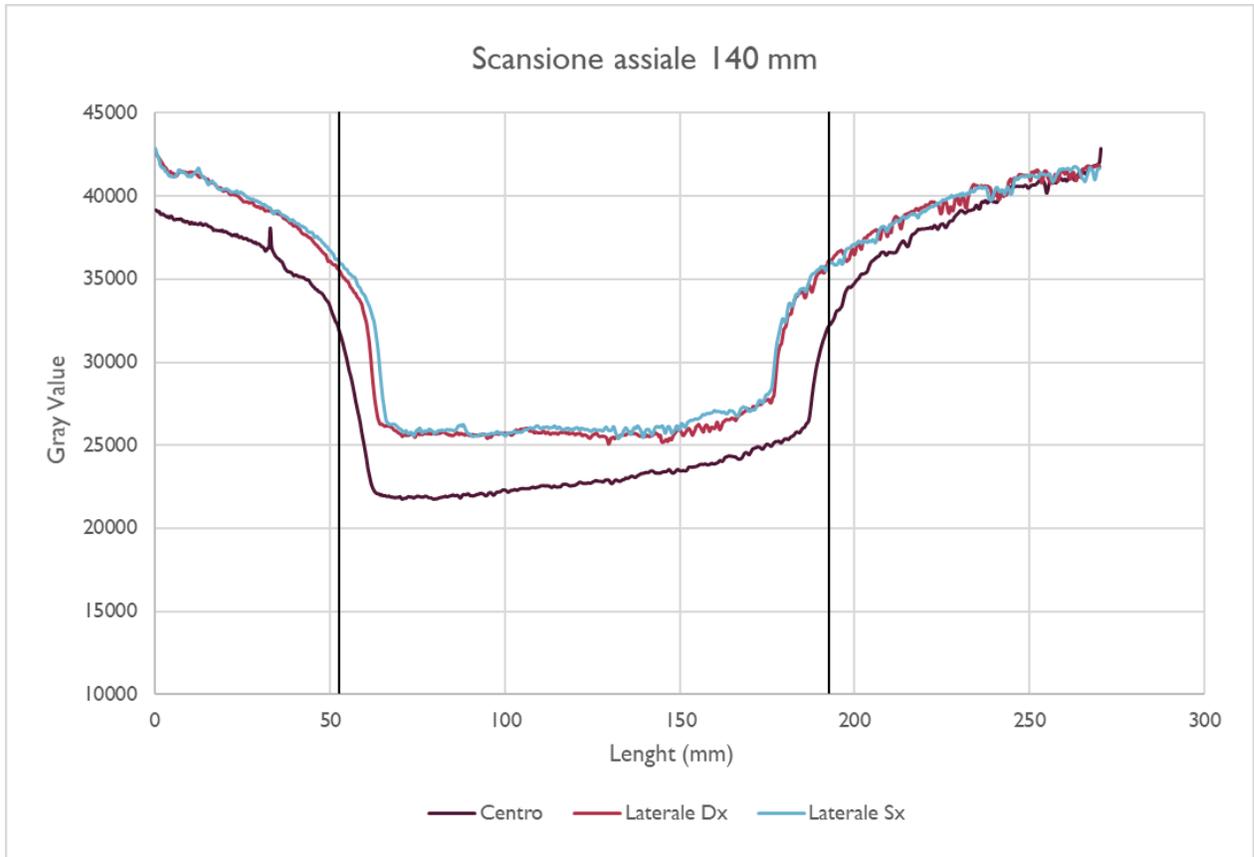


Grafico 9: Rappresentazione grafica dell'andamento del fascio in TC *Revolution* lungo le tre pellicole applicate, centrale, laterale destra e laterale sinistra, per la scansione assiale con collimazione di 140 mm

Per la scansione assiale di 140 mm, si sono riscontrati valori entro il *range* di collimazione; 141 mm per la pellicola centrale, 131 e 129 mm per quella laterale destra e laterale sinistra (grafico 9). Analogamente, dall'analisi delle successive scansioni, sono stati ricavati valori di lunghezza corrispondenti alla collimazione effettiva scelta durante l'impostazione del protocollo per le pellicole centrali (esposizione AP) e valori leggermente al di sotto della soglia per le pellicole laterali legati alla geometria e alla proiezione stessa del fascio di radiazione.

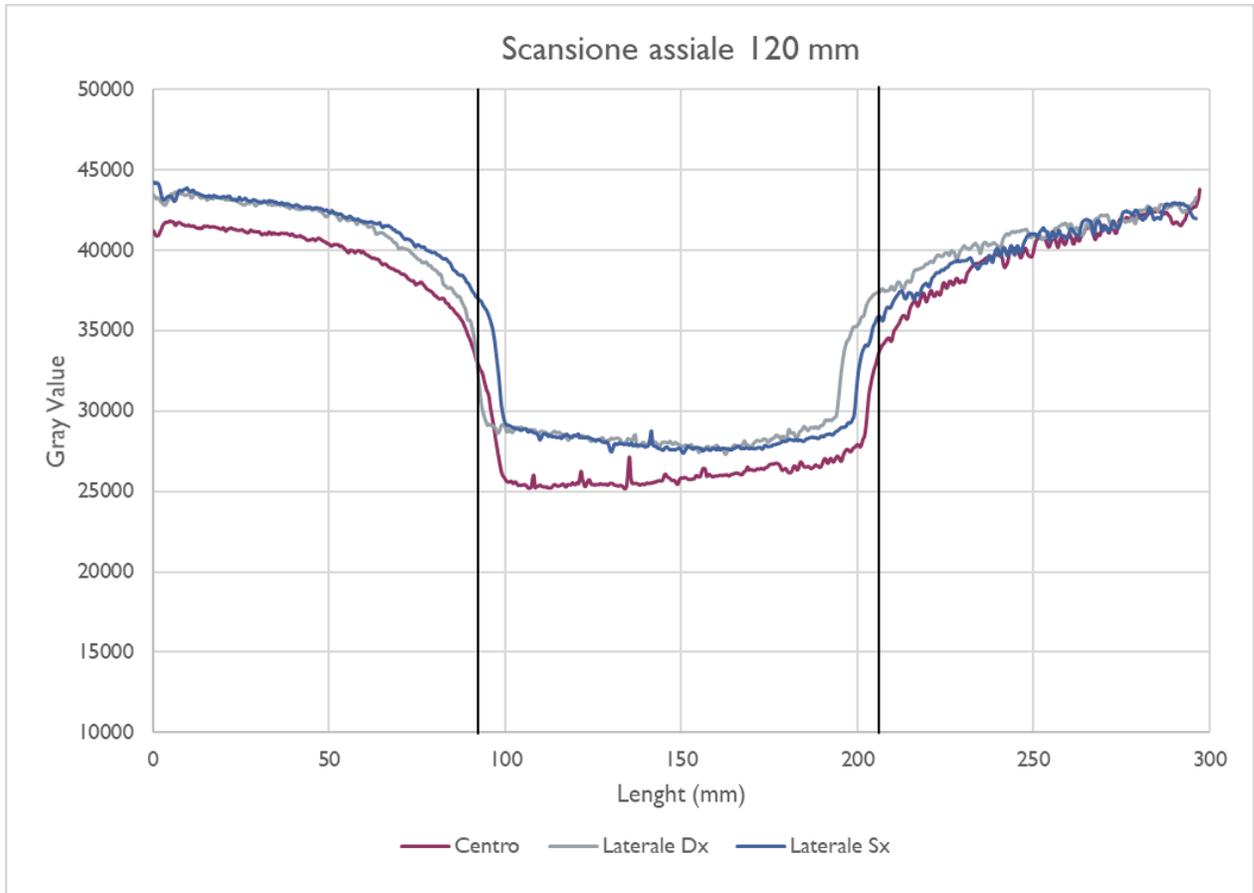


Grafico 10: Rappresentazione dell'andamento del fascio in TC *Revolution* nelle tre pellicole applicate, centrale, laterale destra e laterale sinistra, per la scansione assiale con collimazione di 120 mm

I valori misurati per la pellicola centrale, laterale destra e laterale sinistra nella scansione assiale di 120 mm di collimazione sono rispettivamente di 116, 113 e 111 mm (grafico 10).

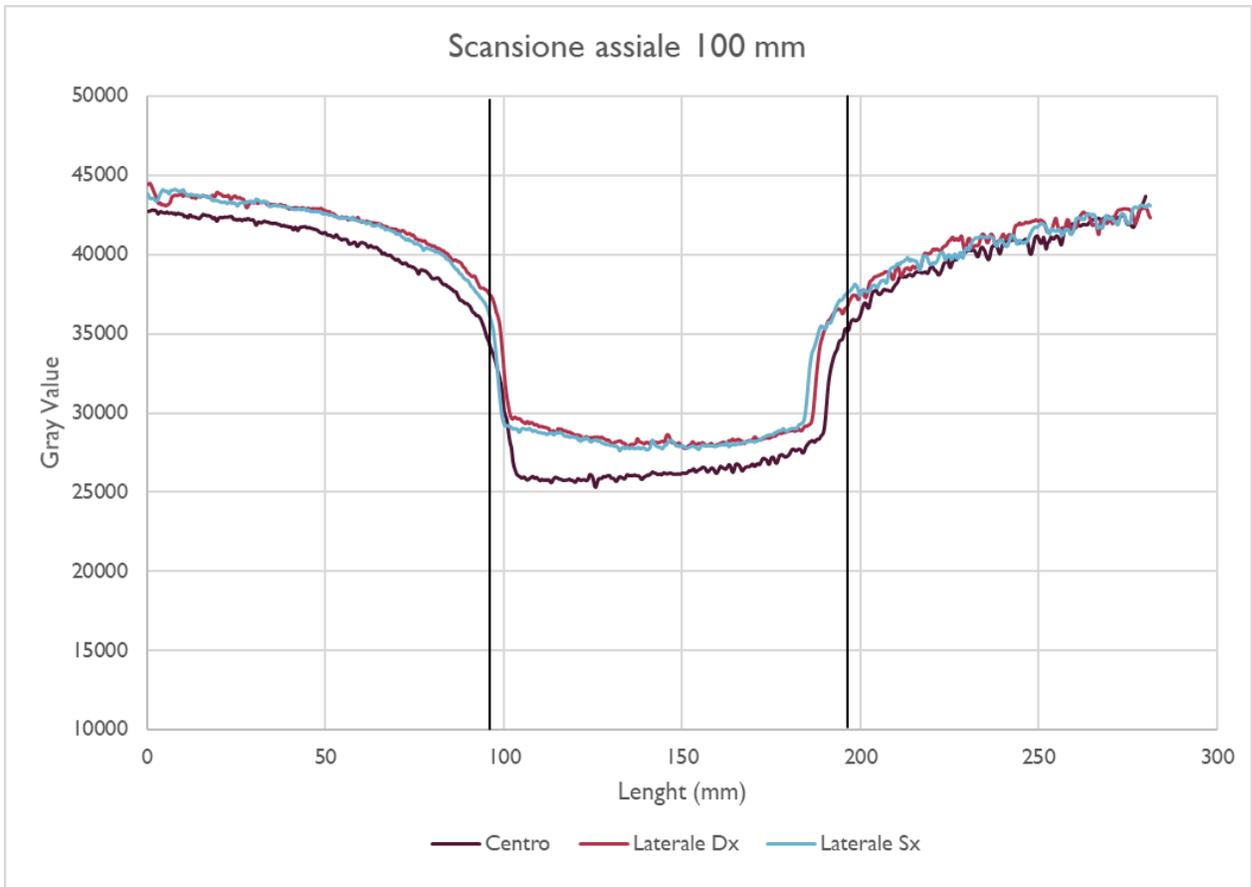


Grafico 11: Rappresentazione dell'andamento del fascio in TC *Revolution* di radiazione nelle tre pellicole applicate, centrale, laterale destra e laterale sinistra, per la scansione assiale con collimazione di 100 mm

Come rappresentato nel grafico 11, il valore ottenuto dall'analisi della pellicola centrale è di 99 mm contro i 100 mm di collimazione selezionati per effettuare la scansione.

Le pellicole laterale destra e laterale sinistra hanno mostrato valori di 95 e 97 mm.

I risultati ottenuti dall'analisi delle pellicole delle scansioni assiali a 80 e 40 mm di collimazione sono di 79 e 42 mm per il fascio in direzione AP, 77 e 43 mm per la proiezione laterale destra e 78 e 42 per la proiezione laterale sinistra.

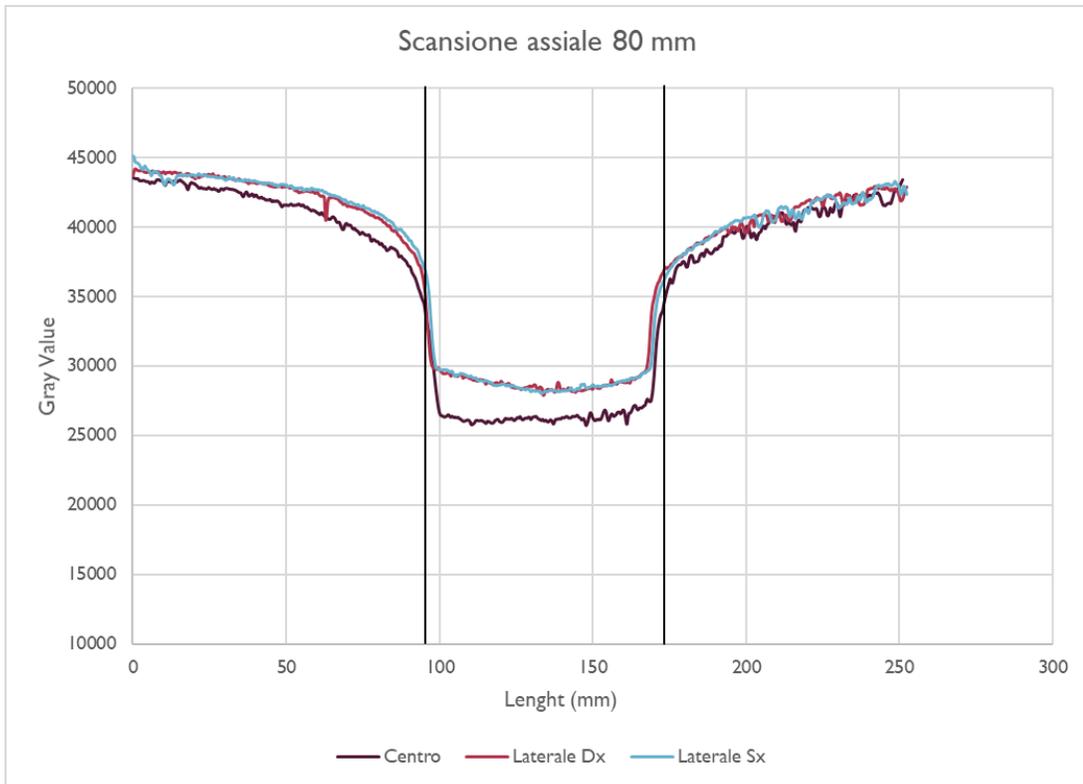


Grafico 12: Profili del fascio in TC *Revolution* per la scansione assiale con collimazione di 80 mm

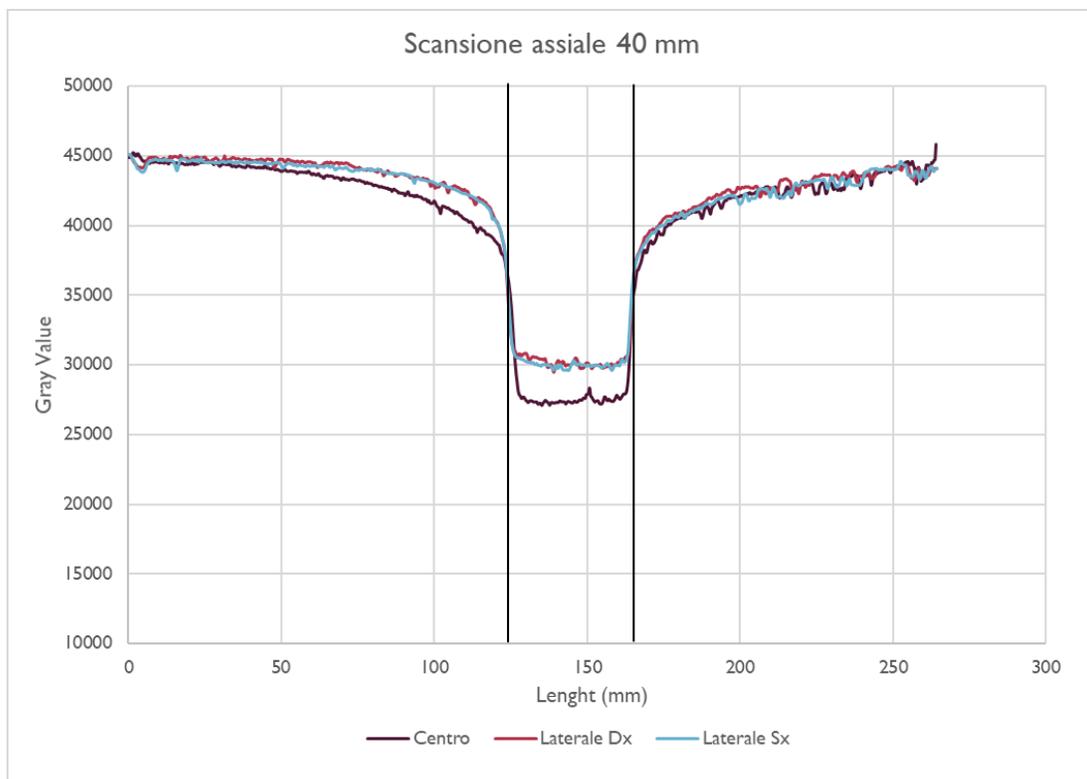


Grafico 13: Profili del fascio in TC *Revolution* per la scansione assiale con collimazione di 40 mm

Nelle due scansioni spirali invece, confrontando i valori calcolati e teorici nella pellicola centrale e in quella laterale destra, è stato possibile verificare un aumento del *range* di esposizione rispetto a quello scelto.

Utilizzando un valore di *Pitch* di 1,3 in una scansione di 155 mm di lunghezza sono stati rilevati 209 mm nella proiezione AP e 213 mm per la proiezione laterale destra.

Nella pellicola di sinistra è stato registrato un valore di 164 mm (grafico 14).

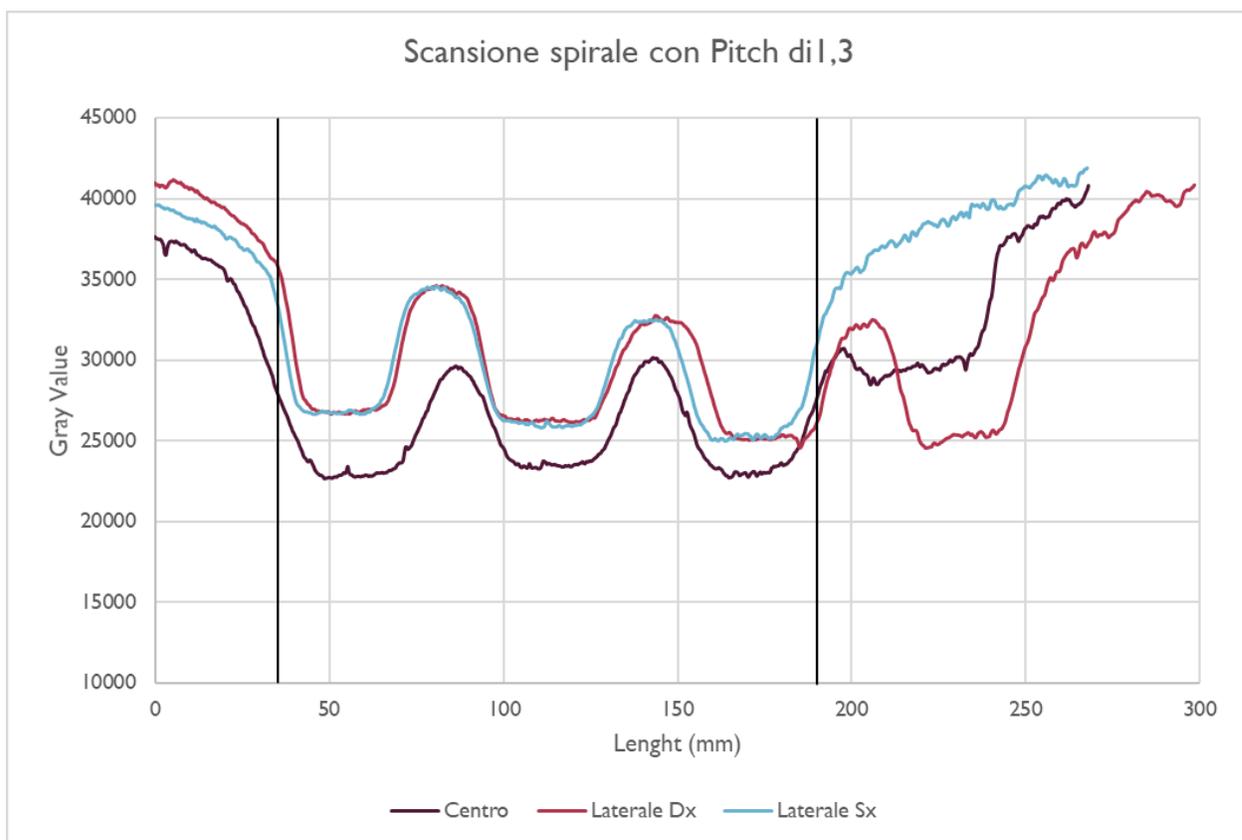


Grafico 14: Rappresentazione grafica dell'andamento del fascio in TC *Revolution* nelle tre pellicole, centrale, laterale destra e laterale sinistra per 155 mm di scansione con *Pitch* di 1,3

Con l'uso di un *Pitch* di 1,5 in una scansione di 152,3 mm i valori ottenuti per le proiezioni AP, laterale destra e laterale sinistra sono rispettivamente di 223, 207 e 201 mm.

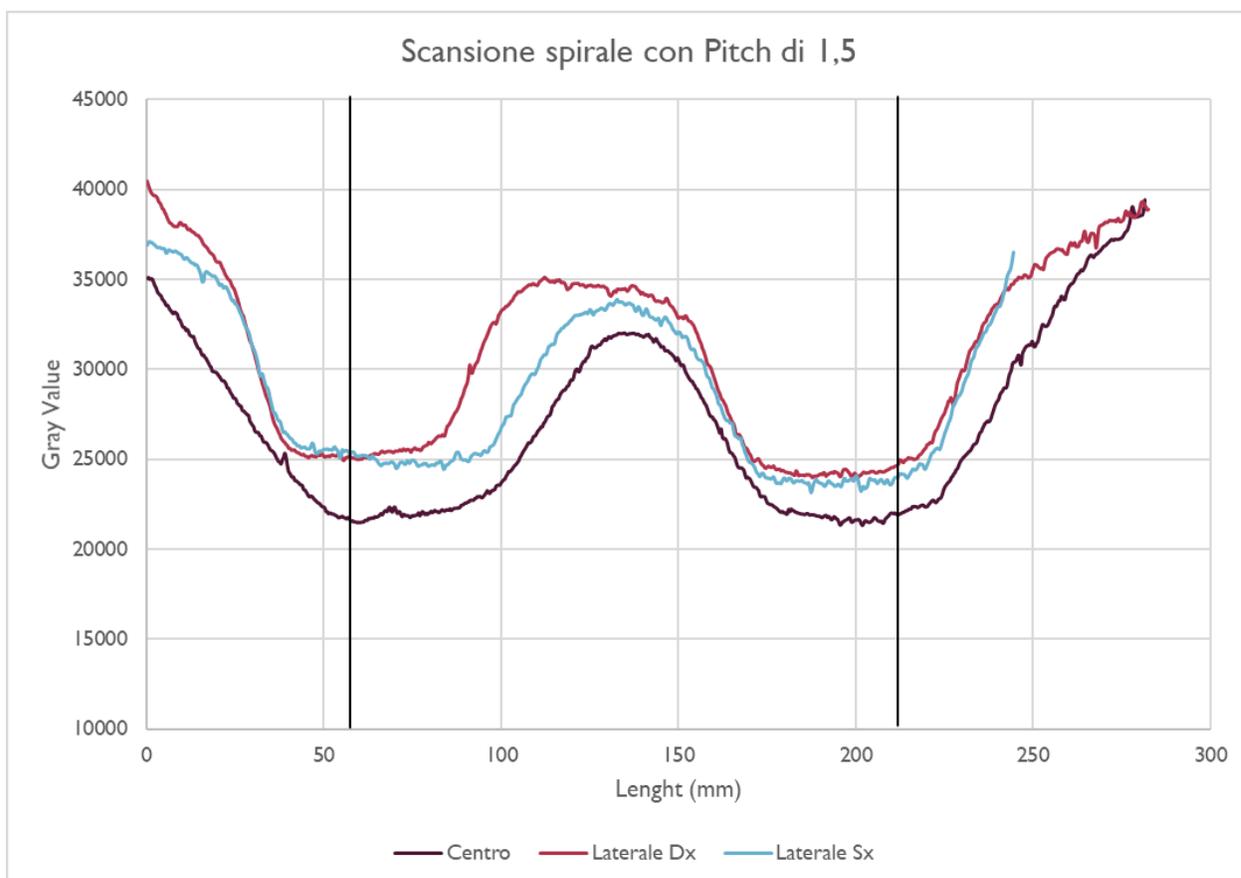


Grafico 15: Rappresentazione grafica del fascio in TC *Revolution* nelle tre pellicole utilizzate, centrale, laterale destra e laterale sinistra per 152,3 mm di scansione con *Pitch* di 1,5

Come è possibile osservare nel grafico 15, rispetto all'analisi della precedente scansione a *Pitch* inferiore utilizzando le stesse condizioni di acquisizione, il *range* di esposizione risulta aumentato in tutte le tre proiezioni.

## 5.2 TC FORCE

### 5.2.1 ARIA/FANTOCCIO CTDI

In TC *Force*, avendo a disposizione un sistema a doppia sorgente, sono state valutate maggiormente le acquisizioni in modalità spirale i cui risultati, diversamente dall'unica scansione assiale effettuata, hanno mostrato difformità rispetto al *range* di scansione stabilito, con valori aumentati soprattutto nel protocollo a singola sorgente.

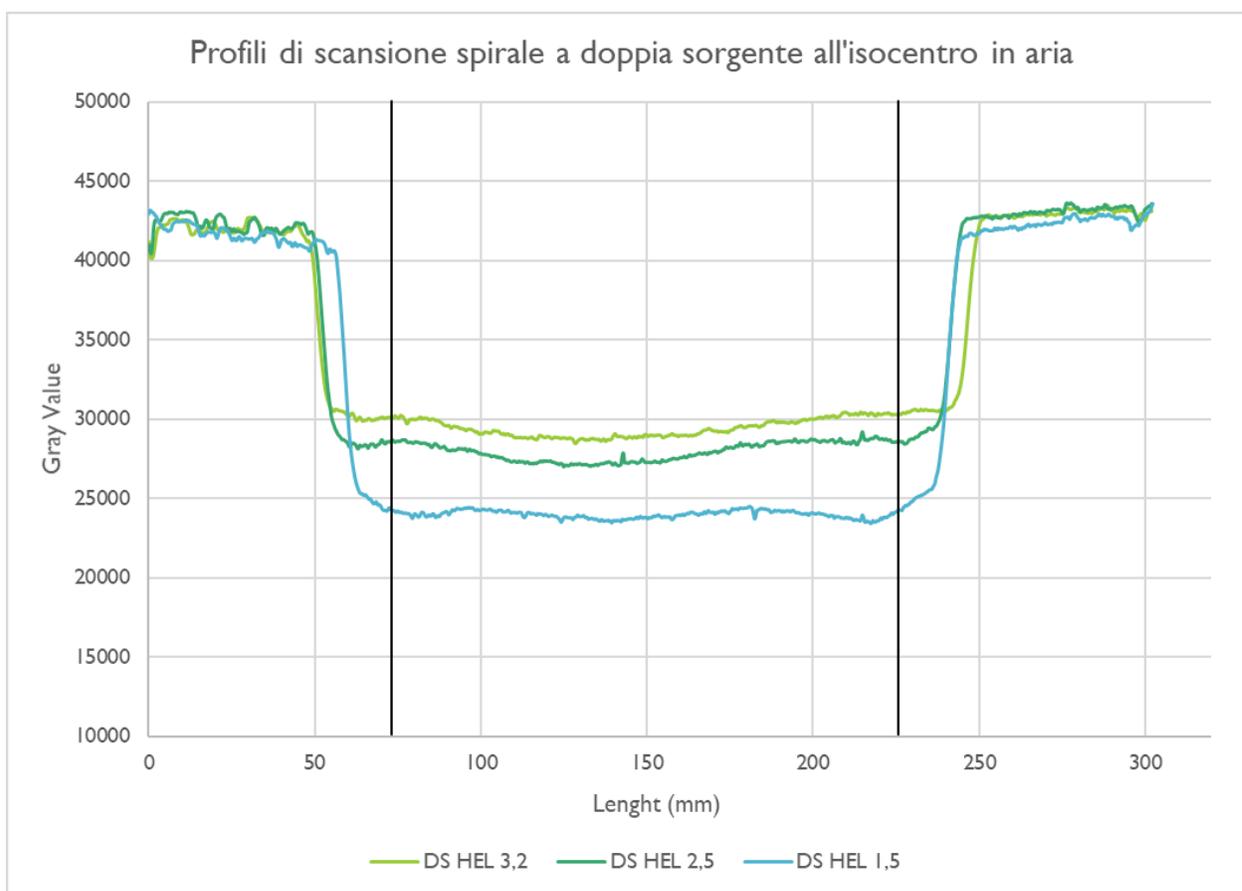


Grafico 16: Rappresentazione della somma dei profili di scansione spirale a doppia sorgente in aria a *Pitch* crescente in TC *Force*

Nel grafico 16, sono riportati i profili di scansione delle acquisizioni a doppia sorgente effettuate in condizioni isocentriche in aria variando il *Pitch Factor* in cui è possibile osservare un aumento di esposizione oltre i limiti imposti dalla lunghezza di scansione pari a 153,8 mm.

Per la scansione con *Pitch* di 3,2 è stato ottenuto un valore di 195 mm mentre per le due successive con *Pitch* di 2,5 e 1,5 sono stati registrati rispettivamente valori di 188 e 182 mm.

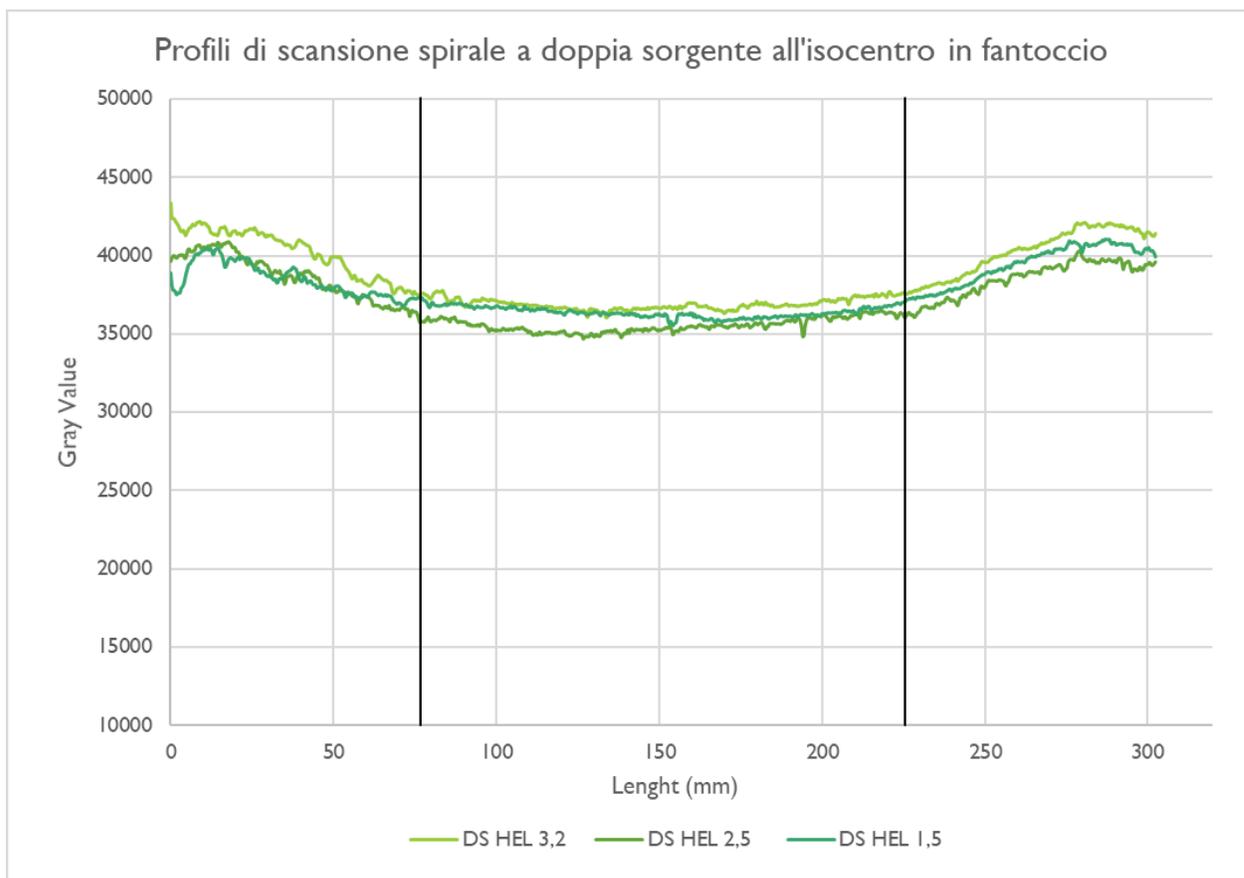


Grafico 17: Rappresentazione della somma dei profili di scansione spirale a doppia sorgente in fantoccio per CTDI a *Pitch* crescente, in TC Force

Le stesse acquisizioni spirali in fantoccio hanno mostrato, dal *Pitch* inferiore in ordine crescente, valori di 183, 193 e 194 mm. Nei seguenti grafici sono state rappresentate le scansioni spirale e assiale a singola sorgente, mettendo a confronto in entrambi i profili in aria e in fantoccio.

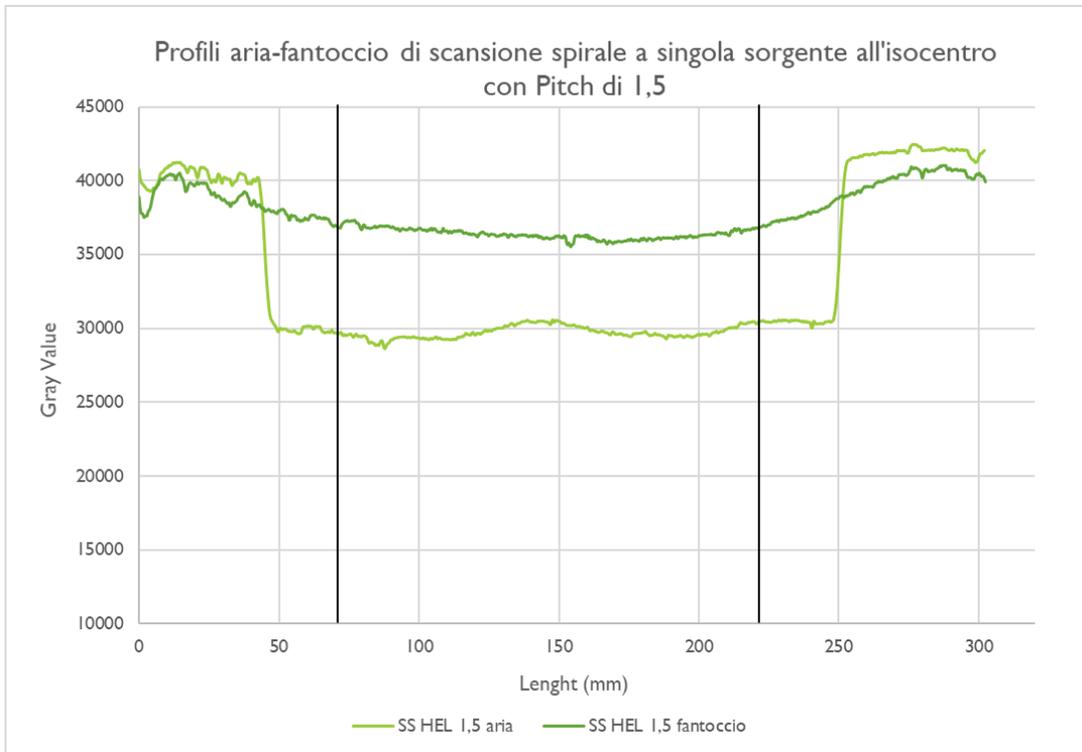


Grafico 18: Confronto tra profili di scansione spirale a singola sorgente in aria e in fantoccio (TC Force)

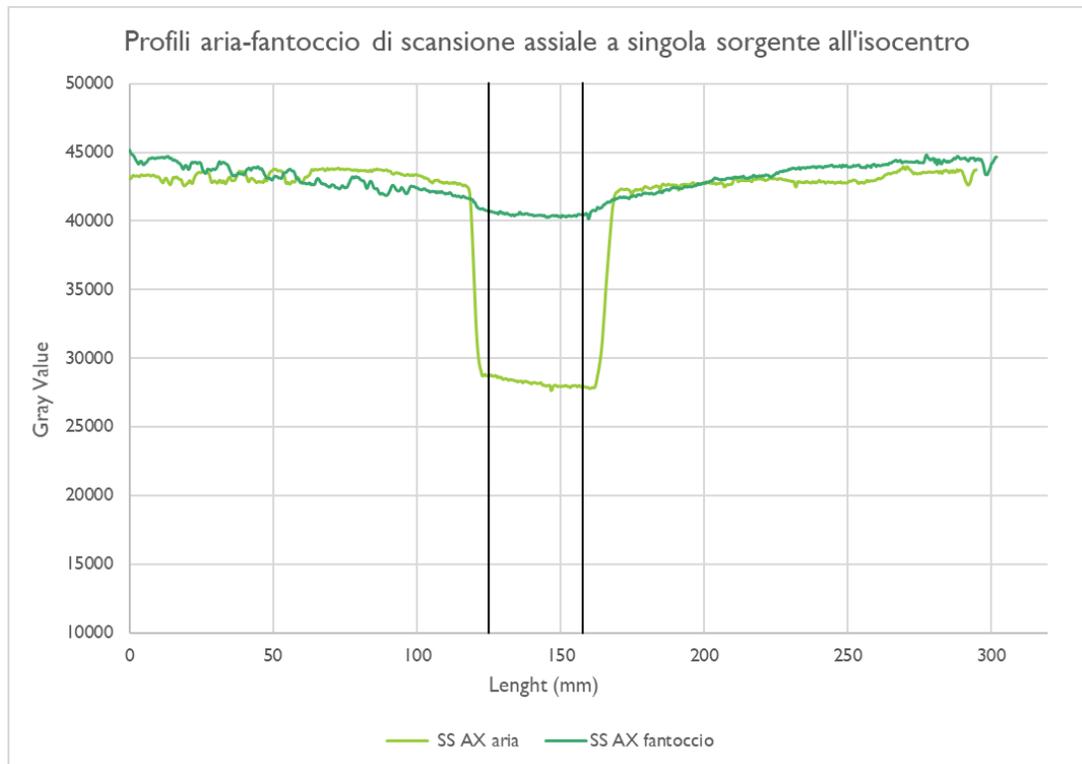


Grafico 19: Confronto tra profili di scansione assiale a singola sorgente in aria e in fantoccio (TC Force)

Dai grafici 18 e 19 è possibile osservare un *range* di esposizione aumentato in entrambe le modalità di acquisizione e tipologie di misura; i risultati in fantoccio hanno mostrato un valore di 45 mm nell'assiale a singola sorgente (31,5 mm di scansione) e di 203 mm contro i 153,8 di lunghezza effettiva della spirale a singola sorgente con *Pitch* di 1.5; nelle misure in aria, allo stesso modo, è stato verificato un incremento del 46% nell'assiale con un valore di 46 mm e del 34% nella spirale con 206 mm di scansione misurati.

### 5.2.2 FANTOCCIO ANTROPOMORFO

Dalle misure effettuate con l'uso del fantoccio antropomorfo nelle acquisizioni spirali a doppia sorgente (DS) di 153,8 mm, sono state registrate diminuzioni della lunghezza del *range* di esposizione contemporaneamente alla riduzione del valore di *Pitch*.

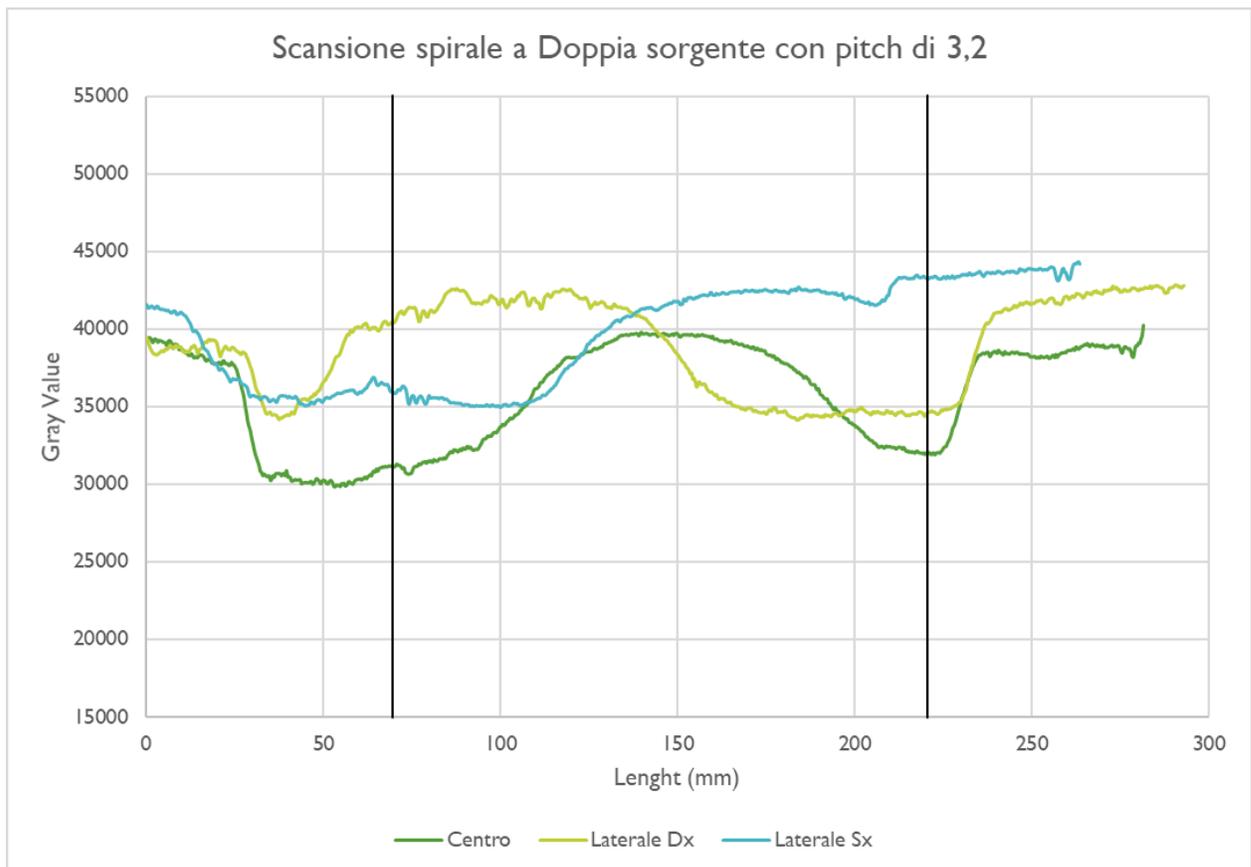


Grafico 20: Profili di scansione spirale DS nelle tre proiezioni, con *Pitch* di 3,2 (TC Force)

Dalla scansione spirale a massimo *Pitch* sono state registrate lunghezze di 203 mm nella proiezione AP, 203 mm nella laterale destra e 115 mm in quella sinistra (grafico 20).

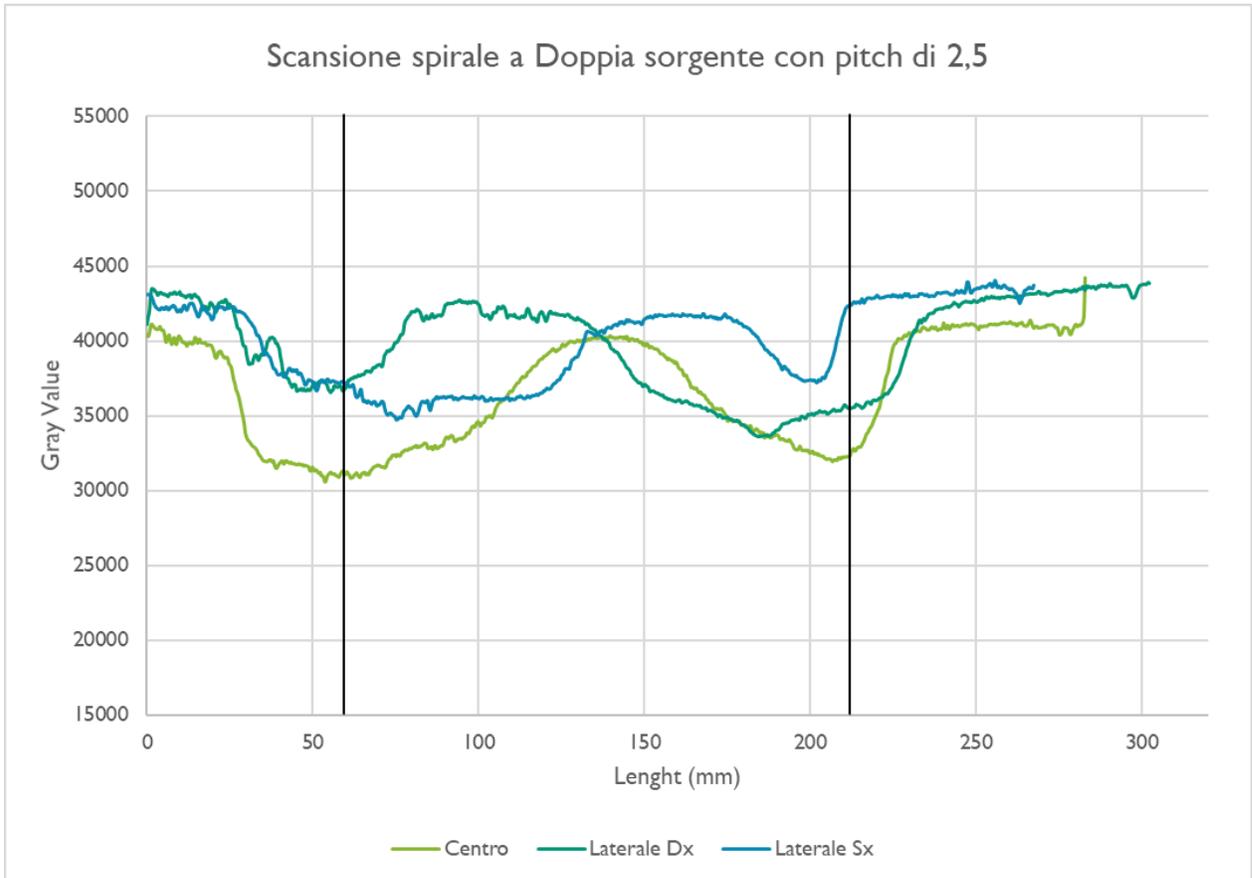


Grafico 21: Profili di scansione spirale nelle tre proiezioni con *Pitch* di 2,5 (TC Force)

Nella spirale a passo intermedio (2,5) sono stati misurati valori inferiori alla precedente scansione valutata ma contemporaneamente superiori alla lunghezza effettiva di scansione: 195 mm per la proiezione AP, 198 mm per la laterale destra e 174 mm per la laterale sinistra (grafico 21).

Analogamente, i risultati ottenuti dalla scansione spirale a *Pitch* inferiore (1,5) hanno permesso di riscontrare, coerentemente con il passo scelto, valori ridotti ma incrementati di circa 1 cm rispetto alla lunghezza teorica in tutte e tre le proiezioni; considerando l'ordine, AP, laterale destra e laterale sinistra, i valori misurati sono: 167, 165 e 163 mm (grafico 22).

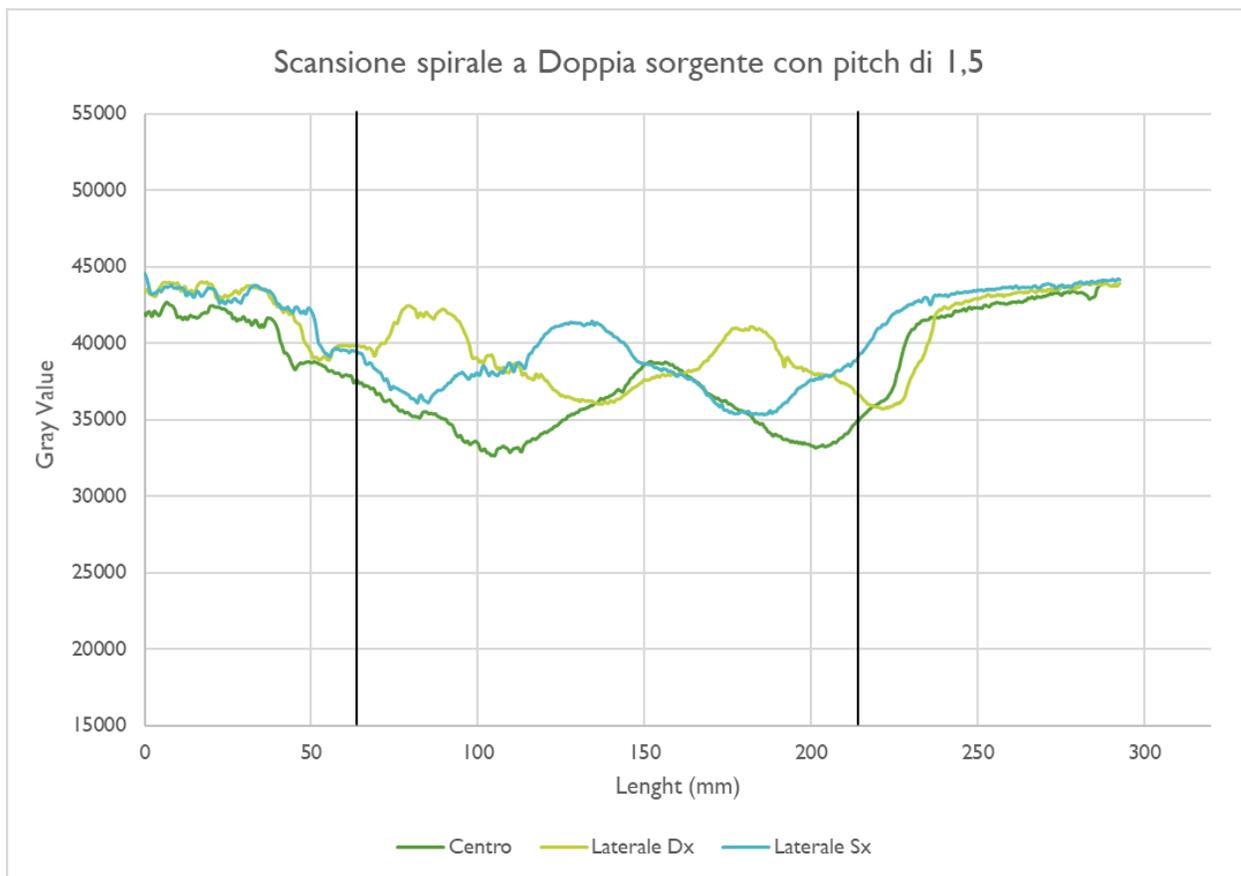


Grafico 22: Profili di scansione spirale nelle tre proiezioni con *Pitch* di 1,5 (TC Force)

Nei grafici seguenti sono stati riportati i profili ricavati dalle pellicole utilizzate nelle due scansioni a singola sorgente (SS): l'assiale di 31,5 mm di lunghezza e la spirale di 153,8 mm con *Pitch* di 1,5 (grafico 23 e 24) i cui risultati mostrano gli effetti dell'*Overscanning* con un valore centrale (AP) di 213 mm, un laterale destro di 203 ed un laterale sinistro di 209 mm. Dall'acquisizione assiale sono stati invece ricavati valori di 41 mm nelle proiezioni AP e laterale sinistra e di 34 mm nella proiezione laterale destra.

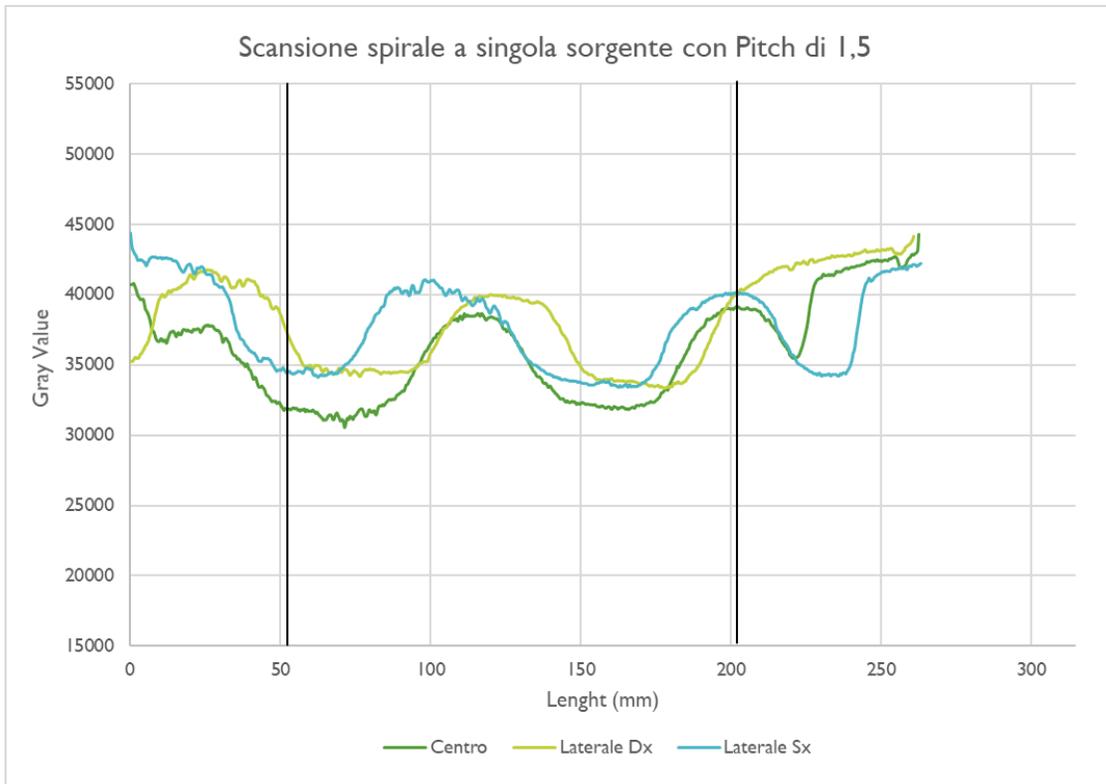


Grafico 23: Profili di scansione spirale SS nelle tre proiezioni con un *Pitch* di 1,5 (TC Force)

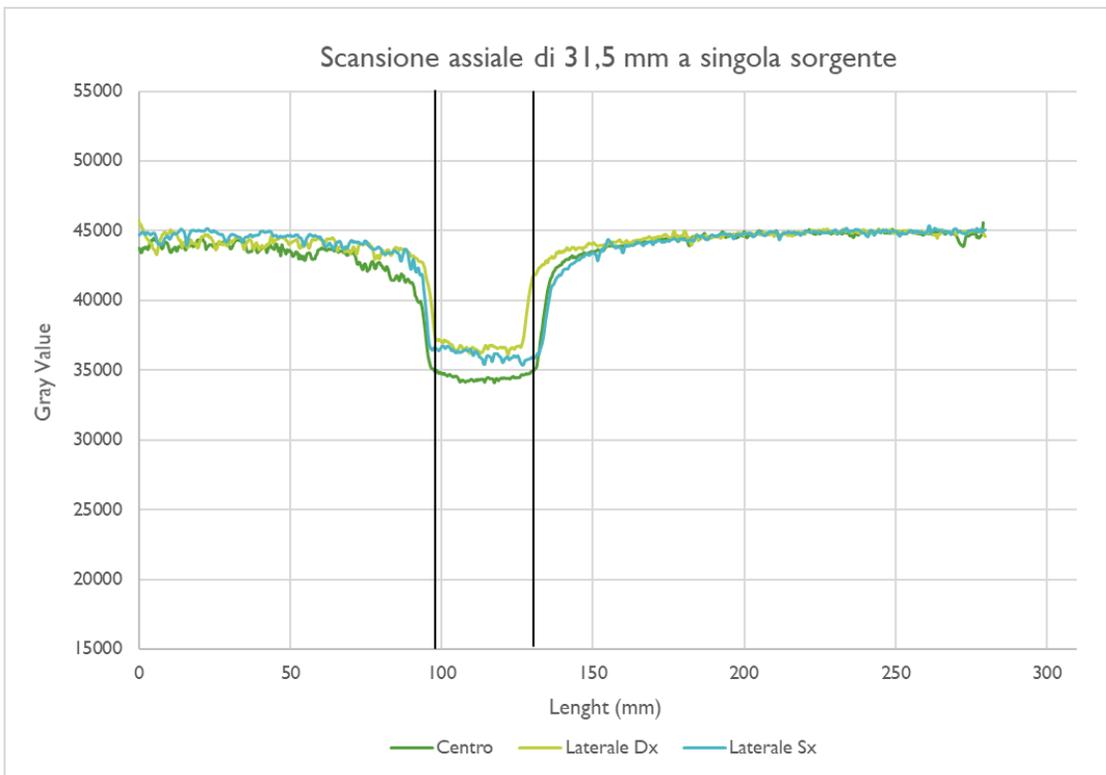


Grafico 24: Profili di scansione assiale a SS nelle tre proiezioni (TC Force)

Sono riportate di seguito delle tabelle riassuntive dei valori in millimetri ottenuti per ogni tipologia di scansione, proiezione e condizione di misura (superficiale e isocentrica) e dei valori di scarto percentuale, confrontando misurato e calcolato teorico (tabelle 2 e 3); nelle acquisizioni assiali la lunghezza di scansione coincide con il valore di collimazione scelto.

APPARECCHIATURA	MODALITA'	LUNGHEZZA SCANSIONE(mm)	AP	LL DX	LL SX	Isocentro FANTOCCIO	Isocentro ARIA
<b>TC REVOLUTION</b>	Assiale	160	158	138	139	174	166
	Assiale	140	141	131	129	164	146
	Assiale	120	116	113	111	161	126
	Assiale	100	99	95	97	144	106
	Assiale	80	79	77	78	122	86
	Assiale	40	42	43	42	48	46
	Spirale 1,5	152,3	223	207	201	258	243
	Spirale 1,3	155	209	213	164	185	209
<b>TC FORCE</b>	SS Assiale	31,5	41	34	41	45	46
	SS Spirale 1,5	153,8	213	203	209	203	206
	DS Spirale 3,2	153,8	203	203	115	194	195
	DS Spirale 2,5	153,8	195	198	174	193	188
	DS Spirale 1,5	153,8	167	165	163	183	182

Tabella 1: Riassunto dei valori ottenuti dalle acquisizioni effettuate in TC Force e TC Revolution

### TC REVOLUTION

Modalità Scansione	Lunghezza di scansione (mm)	Scarto % AP	Scarto % LL DX	Scarto % LL SX	Scarto % ISO Fantoccio	Scarto % ISO Aria
Assiale	160	-1,2	-14	-13,1	+8,5	+3,9
Assiale	140	+0,8	-6,5	-7,8	+16,9	+4,6
Assiale	120	-3,6	-5,9	-7,4	+34,4	+5,3
Assiale	100	-0,5	-5,4	-3	+44,3	+5,8
Assiale	80	-0,8	-3,9	-2,5	+53	+7,9
Assiale	40	+5,8	+6,7	+5,8	+20	+15,1
Spirale 1,5	152,3	+46,2	+36	+31,8	+69,3	+59,6
Spirale 1,3	155	+34,5	+37,3	+5,6	+19,5	+34,7

Tabella 2: Rappresentazione dello scarto percentuale calcolato per ogni proiezioni e modalità di scansione in TC Revolution

## TC FORCE

Modalità scansione	Lunghezza di scansione (mm)	Scarto% AP	Scarto % LL DX	Scarto % LL SX	Scarto % ISO Fantoccio	Scarto% ISO Aria
SS Assiale	31,5	+30,2	+7,9	+30,2	+42,2	+46
SS Spirale 1,5	153,8	+38,8	+32,1	+35,6	+31,9	+33,7
DS Spirale 3,2	153,8	+31,9	+31,7	-25,4	+26,4	+23,9
DS Spirale 2,5	153,8	+26,7	+28,7	+13,1	+25,7	+22,3
DS Spirale 1,5	153,8	+8,7	+7,1	+6,2	+19,3	+18,1

Tabella 3: Rappresentazione dello scarto percentuale calcolato per ogni proiezione e modalità di acquisizione in TC Force

### 5.3 DOSIMETRIA

Per quanto riguarda i risultati della misura di dose agli organi su fantoccio, nella tabella seguente sono indicate le dosi per i punti più sensibili o la media per le *slices* contenute nel volume d'esame.

Punto di misura	Dose Assorbita (mGy)	% Dose rispetto alla <i>slice</i> centrale
Tiroide	5,16508	13%
Base Cuore	31,0005	78%
Polmone-Apice Cuore	39,5213	<i>Slice</i> di riferimento
Polmone	37,7134	95%
Fegato	28,6452	72%

Tabella 4: Rappresentazione dei valori puntuali di dose nella regione epatica, tiroidea e della base cardiaca e dei valori di dose media nelle *slices* dell'area polmonare

Dalla tabella 4 si evince come la tiroide, organo sensibile più prossimo al volume di scansione riceve una dose di circa il 13% rispetto alla dose media massima. Si nota inoltre che ogni 2,5 cm (spessore di una *slice* del fantoccio) essa aumenta di oltre il 5% e che ai limiti del volume la dose è di circa il 30%.

## DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Dalle valutazioni effettuate in questo lavoro di tesi si evidenzia come l'evoluzione tecnologica che ha portato alle soluzioni adottate dai due tomografi non si è rivolta esclusivamente alle finalità cliniche di garantire al massimo l'imaging cardiologico.

I due sistemi hanno dimostrato comunque che sono stati adottati dei sistemi per contenere *Overbeaming* e *Overscanning* al di sotto di quanto fosse possibile auspicare su sistemi analoghi di qualche anno fa.

Le scansioni assiali sono la modalità di acquisizione dove risulta più efficiente e semplice contenere l'*Overbeaming*; questo risulta soprattutto evidente con la TC *Revolution* dove lo scarto tra collimazione nominale e collimazione radiante ha un valore costante indipendente dalle dimensioni, risultato evidente della collimazione adattiva. Il risultato appare migliore che nella TC *Force* ma va tuttavia indagato con più cura perché non risulta sempre chiaro in fase di acquisizione il rapporto tra collimazione del fascio, configurazione dei rivelatori e quindi lunghezza di scansione. Per le acquisizioni spirali l'*Overscanning* è al minimo del 20%, in ragione delle scelte costruttive il sistema Siemens con banco di rivelatori di dimensioni ridotte, per quanto sdoppiato, riesce a mantenere un *Overscanning* entro il 30% anche con *Pitch* molto elevati, il sistema GE evidentemente focalizzato ad acquisizioni cardio in assiale con l'intero

banco, quando va ad acquisire scansioni spirali (possibili solo con collimazioni a partire da 80 mm) risulta meno efficiente arrivando ad un *Overscanning* superiore al 30%.

Questo ovviamente influisce sulla dose a organi fuori dal volume di scansione ma ad esso prossimi, che possono ricevere una dose anche del 30% rispetto al volume se si trovano entro pochi centimetri da esso.

È quindi comunque necessario tenere in considerazione che in esami così complessi la garanzia di adeguatezza clinica ha un costo in termini di irraggiamento di aree limitrofe a quella di scansione con livelli dosimetrici che risultano comunque significativi.

## BIBLIOGRAFIA

- Luigi Cei “Tecniche di tomografia computerizzata e di risonanza magnetica” 2011 SEU
- J. Hsieh, “Computed Tomography: principles, design, artifacts, and recent advances” 2009 2nd edition, Wiley, Hoboken
- Faggioni L, Paolicchi F, Neri E, “Elementi di tomografia computerizzata” 2014 Springer-Verlag, Italia.
- Kalender W.A. “Computed Tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications”. 2nd edition 2011, Wiley, New York
- Caramella D, Paolicchi F, Faggioni L, “La dose al paziente in diagnostica per immagini”. 2012, Springer, Milano
- Kalender W.A. “X-ray Computed Tomography” Physics in Medicine and Biology, 2006 (R29-R43)
- IAEA Human Health Series No. 19 “Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy applications”. International Atomic Energy Agency, 2012, Vienna
- Prokop M, Galanski M. “Tomografia Computerizzata, spirale e multistrato” 2006, Masson
- Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K. et al “Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. Radiology 2005 (235:756–773)

- Van der Molen AJ, Geleijns J. “Overranging in multisection CT: Quantification and relative contribution to dose- Comparison of four 16-Section CT Scanners” Radiology, 2007 (242: 208-216)
- Christner JA, Zavaletta VA, Eusemann CD et al “Dose reduction in helical CT: dynamically adjustable z-axis X-ray beam collimation” Am J Roentgenol, 2010 (194: W49:55)
- McCollough C.H et al “Dual and multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications” Radiology,2015 (volume 276: number 3)
- Booij R, Dijkshoorn M.L, Van Straten M. “Efficacy of dynamic collimator for Overranging dose reduction in a second- and third-generation Dual Source CT scanner” European Radiology 2017 (27:3618-3624)
- Deak P.D, Langner O, Lell M, Kalender W.A. “Effects of Adaptive Section Collimation on Patient Radiation Dose in Multisection Spiral CT” Radiology, 2009 (volume 252: number 1)
- Siemens Healthcare Sector “Somatom Force, Istruzioni d’uso syngo CT VA50A “2013-2014, Siemens AG
- “Revolution CT. Manuale dell’utente” 2015, General Electric Company
- Meditron Gafchromic XR Brochure. URL:[https://www.meditron.ch/industrial-and-research/downloads/PC-11805\\_Gafchromic\\_XR.pdf](https://www.meditron.ch/industrial-and-research/downloads/PC-11805_Gafchromic_XR.pdf)