

Università degli Studi di Napoli “Federico II”

Scuola Politecnica e delle Scienze di Base
Area Didattica di Scienze Matematiche Fisiche e Naturali

Dipartimento di Fisica “Ettore Pancini”



Laurea Magistrale in Fisica

**Studio di una tecnica di scansione
innovativa per il miglioramento della
qualità dell'immagine in Cone-Beam CT**

Relatore:

Prof. Antonio Sarno

Candidato:

Paolo Mauriello

Matricola N94000661

A.A. 2022/2023

“
La vera libertà si vive faticosamente tra continue insidie.”

“
Se i giovani si organizzano, si impadroniscono di ogni ramo del sapere e
lottano con i lavoratori e gli oppressi, non c'è scampo per un vecchio ordine fondato sul privilegio e l'ingiustizia.”

Indice della tesi

Capitolo 1	5
1. Introduzione	5
1.2 La Cone Beam CT convenzionale: versatilità ed alto rapporto efficacia/costo	7
1.2.1. Problematiche e limitazioni della CBCT	13
1.2.2. Configurazione a sorgente multipla per il superamento delle limitazioni della CBCT	14
1.3. ExoCT: una tecnica di scansione innovativa per il miglioramento della qualità dell'immagine.	16
1.4. Scopo della tesi	17
Capitolo 2	19
2. Impatto della collimazione sulla qualità dell'immagine bidimensionale	19
2.1. Software Monte Carlo per la simulazione su piattaforma CPU	19
2.2. Studio della qualità dell'immagine 2D	23
2.2.1. Impatto della collimazione sullo scatter to primary ratio	23
2.2.2. Impatto della collimazione del fascio sulla qualità dell'immagine	26
2.2.3. Studio della visibilità di piccoli dettagli	35
Capitolo 3	43
3. Fantoccio digitale tridimensionale per la valutazione della qualità dell'immagine	43
Capitolo 4	47
4. Riproduzione in-silico dello scanner ExoCT	47
4.1. Software Monte Carlo basato sulla piattaforma GGEMS	47
4.2. Validazione del software Monte Carlo per la simulazione degli scanner CT	50
4.3. Software per la ricostruzione ExoCT	53
4.4. Stime quantitative del fantoccio simulato	57
5. Conclusioni	71
Appendice A	74
Appendice B	81
Appendice C	84
Indice Figure e Tabelle	87
Bibliografia	90
Ringraziamenti	92

Capitolo 1

1. Introduzione

L'obiettivo del lavoro di tesi è investigare, tramite test in-silico, una geometria innovativa di scansione in tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT) che mira alla riduzione dello scatter rileato e alla riduzione degli artefatti dovuti al confinamento della sorgente conica in una orbita di scansione circolare. Le acquisizioni di immagini in CBCT avvengono attraverso la scansione del paziente o porzione dello stesso con un fascio di raggi X a forma di cono che copre l'intero campo di vista (FOV). Al fine di ricostruire l'intero FOV quindi, si realizza una rotazione solidale della sorgente di raggi X e di un rivelatore di tipo flat panel attorno al FOV per l'acquisizione di varie viste radiografiche, delle quali si ricostruisce un'immagine della struttura interna tramite un software dedicato. La scansione CBCT è stata sviluppata all'inizio degli anni '80 per l'angiografia e ha portato a innumerevoli vantaggi rispetto alla Total Body Multi-detector CT in termini di risoluzione spaziale, dose, costi e spazio occupato. Ad oggi presenta innumerevoli applicazioni che spaziano dall'angiografia, all'imaging dentario, sia in ambito implantologico che per la visualizzazione delle ossa come malattie della mascella, della dentatura, delle strutture ossee del viso, della cavità nasale e dei seni paranasali, all'interventistica basata su ago, come l'ablazione, biopsie, la vertebroplastica e più in generale nello studio delle articolazioni ATM (Articolazioni Temporo Mandibolare). Un'altra importante applicazione, recente rispetto alle precedenti, è nell'ambito radioterapico, legato al posizionamento del paziente in Image Guided Radiotherapy.

La CBCT, però, presenta delle problematiche intrinseche legate essenzialmente alla presenza di radiazione diffusa e alla forma conica del fascio che è confinato su una traiettoria circolare. Questi tendono ad inficiare la qualità delle proiezioni acquisite. L'abbondanza di radiazione di scatter che raggiunge il rivelatore causa, da un lato, artefatti nell'immagine ricostruita (shading artifacts e cupping artifacts) e dall'altro aumenta il rumore ad alta frequenza. Il confinamento del fascio su traiettoria circolare causa un sotto-campionamento per porzioni del FOV distanti dal piano che contiene la sorgente rotante ed implica una diminuzione della definizione dell'immagine.

Recentemente si stanno investigando delle tecniche di scansione alternative per risolvere queste limitazioni. La nuova tipologia di scansione, che in questa tesi si propone di utilizzare, è l'ExoCT. Si tratta di una variante della CBCT a fascio non collimato, dove a differenza di quest'ultima, il fascio risulta collimato in direzione assiale e la coppia sorgente-rivelatore oscilla nella direzione di collimazione durante la scansione circolare.

Nel primo capitolo si passano in rassegna le principali caratteristiche e applicazioni della Cone Beam CT tradizionale, passando attraverso la sua versatilità e problematiche e limitazioni intrinseche dovute essenzialmente, sia all'abbondanza dello scatter rilevato, sia al confinamento dell'orbita esclusivamente su una traiettoria circolare. Nel prosieguo del capitolo, si mostra quindi, la soluzione ExoCT, analizzandone le principali caratteristiche.

Nel secondo capitolo si effettuano degli studi preliminari in-silico, utilizzando il software Geant4, volti ad investigare l'impatto della collimazione del fascio sulla qualità delle proiezioni planari. Per tale scopo, si analizzano radiografie di oggetti test contenenti inclusioni per valutare indici di qualità dell'immagine convenzionali, nonché visibilità di piccole lesioni e microcalcificazioni.

Nel terzo capitolo si descrive il design di un fantoccio digitale, utilizzato durante la seconda fase simulativa, che è ideato al fine di valutare la cospicuità dell'immagine al variare della posizione nel volume ricostruito, nonché accuratezza e precisione in analisi quantitativa, quali la stima dei coefficienti di attenuazione dei materiali inclusi.

Nel quarto e ultimo capitolo si descrivono le principali caratteristiche della nuova simulazione realizzata mediante il software GGEMS, che permette di utilizzare una architettura su scheda grafica (GPU) per la riduzione dei tempi di calcolo. Si effettua una validazione del software mediante delle acquisizioni fatte in laboratorio e si mostrano i vantaggi in termini di tempi computazionali legati all'utilizzo di tale piattaforma piuttosto che Geant4 utilizzato su CPU. Infine, tale software è utilizzato per simulare una scansione tomografica completa del fantoccio ideato, sia con tecnica di scansione CBCT tradizionale che in ExoCT, per valutare i benefici di quest'ultima in termini di migliore definizione dei dettagli e migliorata capacità di effettuare analisi quantitative.

1.2 La Cone Beam CT convenzionale: versatilità ed alto rapporto efficacia/costo

La Cone-Beam CT è una tecnica di tomografia computerizzata che utilizza un fascio di raggi X a forma di conica ed un rivelatore digitale – che insieme costituiscono il gantry dello scanner – per l’acquisizione di immagini proiettive del paziente. Le proiezioni sono acquisite per diverse posizioni relative del paziente e del gantry, il quale ruota su un’orbita circolare che si può estendere fino a 360°. La CBCT è utilizzata per l’imaging in odontoiatria, ortopedia e radiologia interventistica. Inoltre, tale tecnica di imaging è utilizzata per il posizionamento del paziente durante le sedute radioterapiche. Il fascio conico consente, a differenza del fascio più stretto utilizzato nella Multi-Detector CT (MDCT) di coprire l'intero campo di vista (FOV) in un unico giro, mentre nella MDCT è necessario eseguire delle traiettorie a spirale.

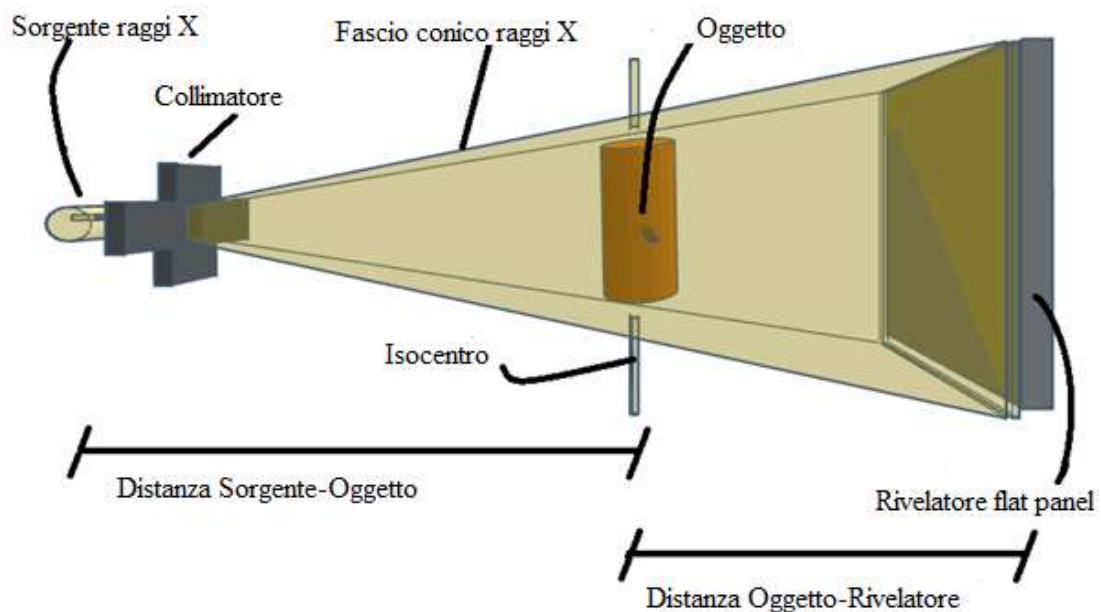


Figura 1.1 Rappresentazione in vista laterale dei principali componenti di uno scanner CBCT.

Il sistema di scansione è caratterizzato da un rivelatore a larga area (flat-panel), che consente di visualizzare interi organi, come cervello, cuore, fegato, seno o reni, in una singola acquisizione rotazionale assiale. Inoltre, il rivelatore fornisce un'altissima risoluzione spaziale sia in direzione radiale che assiale. In generale, le CBCT per applicazioni cliniche richiedono una risoluzione spaziale ed una di contrasto molto

elevati, in modo tale che il trade off dose-volume sia considerato accettabile dal principio ALARA.

La CBCT è una tecnica gold standard nel campo della visualizzazione orale o maxillo-facciale (Figura 1.2). In questo ambito, se confrontato con le tradizionali tecniche di imaging come le radiografie dentali o facciali, consente di ottenere diagnosi molto più accurate. In CBCT si è in grado di fornire immagini dettagliate per la visualizzazione delle ossa e perciò la scansione può essere eseguita per valutare le malattie della mascella, della dentatura, delle strutture ossee del viso, della cavità nasale e dei seni paranasali. E' inoltre una tecnica di imaging di fondamentale importanza in implantologia dove la sostituzione dei denti mancanti con impianti dentali richiede un'accurata valutazione del sito implantare per il corretto posizionamento dell'impianto e per evitare lesioni alle strutture vitali contigue. La CBCT consente, inoltre, di fornire angiogrammi (iniettando liquido di contrasto) in tempo reale, ad altissima risoluzione.

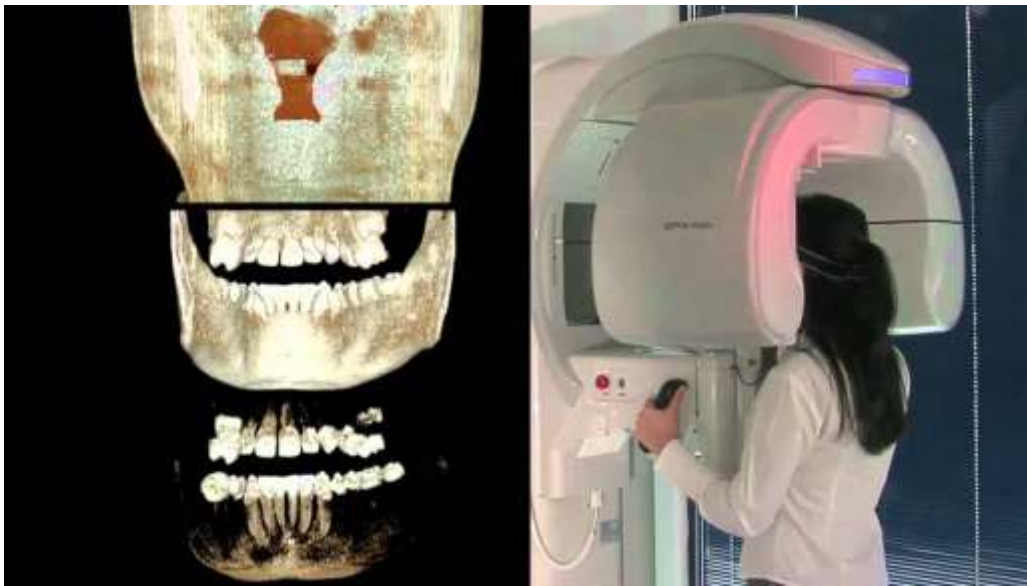


Figura 1.2. Alla sinistra una serie di immagini acquisite in CBCT e poi ricostruite. Alla destra l'apparato di scansione CBCT orale e maxillo-facciale. Fonte: Venkatesh E. et al. (2015).

Riguardo l'applicazione nella terapia endovascolare, viene utilizzata per il trattamento di malattie vascolari, soprattutto durante i trattamenti chirurgici coronarici. Progressi di questo tipo sono stati possibili attraverso lo sviluppo di dispositivi interventistici e di nuove tecniche per la loro diffusione, come l'utilizzo di immagini di proiezione 2D tramite la fluoroscopia a raggi X in tempo reale e tramite l'angiografia a sottrazione

digitale (DSA). Un altro campo di applicazione della CBCT è l'interventistica basata su ago, come l'ablazione, biopsie, la vertebroplastica e più in generale nello studio delle articolazioni ATM. La suddetta configurazione di scansione risulta utile quindi, per pianificare un intervento e per verificarne la corretta riuscita. Infatti, la CBCT individua alterazioni ossee di tipo flogistico, neoplastico e traumatico.

Cenni storici

Uno dei primi scanner volumetrici di CBCT è stato il Dynamic Spatial Reconstructor (DSR), concepito già nel 1975 dall'Unità di ricerca biodinamica e infine installato nel Medical Sciences Building nel campus della Mayo Clinic Rochester nel 1978 (Figura 1.3).

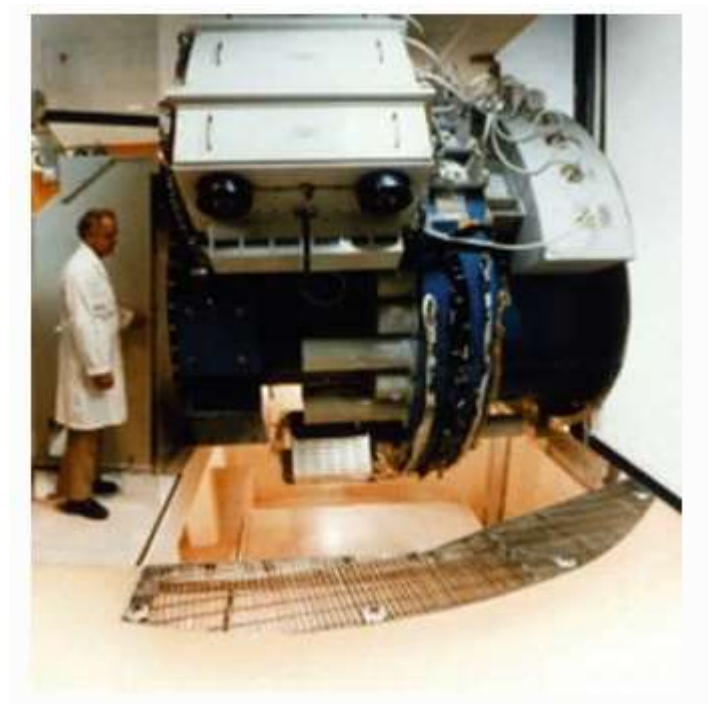


Figura 1.3. *Primo prototipo CBCT realizzato nel 1978. Fonte: William C. Scarfe et al. (2020).*

Al momento dello sviluppo del DSR, la ricostruzione 3D era ancora agli albori e non era disponibile un vero algoritmo di ricostruzione 3D. Si utilizzava un algoritmo di ricostruzione 2D standard, originariamente progettato per ricostruire sezioni trasversali dai dati di proiezione del fascio Fan-Beam. A partire dal 1983 venne sviluppato un prototipo di CBCT basato sulla tecnologia C-arm. Ma per poter essere utilizzata in ambito

clinico, bisogna attendere la fine degli anni '90, quando ci furono progressi nell'ambito della tecnologia dei flat-panel detector e degli algoritmi e computer per la ricostruzione. La prima applicazione è stata nell'ambito della diagnostica orale e maxillo-facciale e tra i primi Paesi a realizzarla ci fu l'Italia. Il sistema fu progettato e prodotto da QR, Inc. di Verona, ora una società Cefla (Molteni personal communication). Il primo prototipo fu denominato New Tom, visibile nella Figura 1.4 e venne introdotto nel mercato europeo al SIRM di Milano nel giugno del 1996, all'ECR di Vienna nel marzo '97. Il sistema venne descritto per la prima volta in Mozzo et al. (1998).



Figura 1.4. *Primo prototipo di CBCT (New Tom 9000) per applicazioni dentarie messo in commercio in Europa a partire dal 1996. Fonte: <https://www.newtom.it/en/dentale/company>*

Il New Tom 9000 rappresentò una rivoluzione nel campo della CT, perché sia l'esposizione che il tempo di scansione erano inferiori rispetto a tutte le altre scansioni CT già utilizzate in campo medico. Il paziente era collocato orizzontalmente ed un sistema di posizionamento laser aiutava l'operatore. Si forniva una ricostruzione completa del cavo mandibolare. Nel 2007 viene rilasciato il primo modello VG (Vertical Generation). Progettato inizialmente solo per l'ambito odontoiatrico, era caratterizzato da spazi ridotti e budget limitati. Successivamente, diversi sistemi CBCT vennero sviluppati per l'angiografia. A partire degli anni 2000, sono stati introdotti anche sistemi CBCT per la pianificazione della radioterapia e per esami di tipo mammografico. In generale i miglioramenti sono stati molteplici ed hanno continuato ad interessare vari aspetti: le

dimensioni dell'apparato di scansione, scelta tra vari FOV, la riduzione della quantità di dose, l'applicazione a differenti parti anatomiche del corpo umano.

Principali caratteristiche della Cone Beam CT

In base al tipo di applicazione per la quale deve essere utilizzata, si adattano alcune caratteristiche costruttive dell'apparato di scansione come, geometria e risoluzione dei rivelatori. Il principio di acquisizione è lo stesso per ogni dispositivo CBCT, ma ci sono differenze importanti quando si confrontano metodi e parametri di acquisizione. L'apparato di scansione consente limitare il raggio di azione del fascio: le macchine CBCT sono dotate della capacità di collimare il fascio di raggi X primario verso l'area di interesse, riducendo la dimensione dell'irradiazione e l'esposizione non necessaria e le radiazioni che degradano l'immagine, ovvero la radiazione diffusa. Una prima distinzione generica sugli apparati CBCT riguarda l'esposizione pulsata o continua: alcuni tubi a raggi X consentono di pulsare l'esposizione per garantire, sia che non vi sia alcuna esposizione nel tempo transiente tra due acquisizioni e sia per ridurre gli artefatti dovuti al movimento del gantry. Diversi dispositivi utilizzano l'esposizione pulsata, con conseguente discrepanza tra il tempo di scansione e il tempo di esposizione. Altri tipi di sorgente a raggi X consentono solo l'esposizione continua, per la quale il tempo di scansione totale e il tempo di esposizione sono equivalenti. Entrambi gli approcci di esposizione sono suscettibili a degli effetti di ritardo. In generale, la dose assorbita è proporzionale al prodotto tra il tempo di esposizione e la corrente del tubo. Una seconda importante distinzione è sull'arco di rotazione. Mentre la maggior parte degli scanner CBCT acquisisce proiezioni lungo un angolo di 360° (rotazione completa del tubo e del rivelatore), una rotazione di 180° più l'angolo del fascio, può risultare comunque sufficiente per la ricostruzione di un FOV completo. Per alcuni scanner, una rotazione parziale viene utilizzata per necessità, poiché una completa non è possibile a causa dell'ostruzione meccaniche. Una rotazione parziale comporta una riduzione della corrente erogata (mA) o del tempo di esposizione, ed anche una riduzione della qualità dell'immagine. La Tabella 1.1 riassume i principali parametri all'attuale stato dell'arte della CBCT in ambito medico.

Tipo	Specifiche rivelatore	Geometria del sistema	Geometria di acquisizione	Specifiche sequenza immagine
CT dedicata al seno	Dimensioni del rivelatore: da 1024 pixels x 665 pixels a 1944 pixels × 1536 pixels Dimensione pixel: 150 μm a 384 μm. Frame Rate: 30 s ⁻¹	SDD da 69.9 cm a 92.3 cm. Ingrandimento: da 1.4 a 1.9	Numero Proiezioni: da 300 a 500. Angolo di scansione: 360 ° Durata acquisizione: da 10 s a 16 s.	Tensione tubo: da 49 a 65 kV Grandezza macchia focale: da 0.1 mm a 0.3 mm
C-arm CBCT	Dimensioni del rivelatore: da 1024 pixels × 655 pixels a 1240 pixels × 960 pixels grandezza pixel: da 100 μm a 200 μm Frame Rate: 15 s ⁻¹ , 30 s ⁻¹ , 60 s ⁻¹ .	SDD ~ 120 cm Ingrandimento: da 1.4 a 1.7.	Numero proiezioni: da 130 a 600. Angolo scansione: da 200° a 260° Durata acquisizione: da 3.5 s a 20 s.	Tensione tubo: da 50 a 125 kV Grandezza macchia focale: da 0.1 mm a 0.3 mm
Cone-Beam CT per la radioterapia guidata	Dimensione matrice rivelatore: da 1024 pixels × 1024 pixels a 1024 pixels × 768 pixels Dimensione pixel: 200 μm	SDD ~100 cm. Ingrandimento: da 1.2 a 1.6.	Numero proiezioni: 600. Angolo: 190° a 360° Durata acquisizione ~ 60 s.	Tensione tubo: da 40 kV a 130 kV Grandezza macchia focale: da 0.5 mm a 1.2 mm
Testa	Dimensione matrice rivelatore sono variabili. La grandezza del pixel è variabile. Frame Rate è variabile	SDD: da 50 cm a 70 cm. Ingrandimento: da 1.2 a 2.	Numero proiezioni: da 180 a 360 Angolo: 189° a 360°; durata acquisizione: da 5 s a 30 s.	Tensione tubo: da 60 kV a 120 kV Dimensioni macchia focale: da 0.4 mm a 0.5 mm;
Estremità	Dimensione matrice rivelatore: da 1500 pixels × 2000 pixels a 1800 pixels × 2200 pixels Dimensione pixel: da 130 μm a 300 μm. Frame Rate: 15 s ⁻¹ a 25 s ⁻¹	SDD ~ 55 cm. Ingrandimento: da 1.3 a 1.8.	Numero proiezioni: da 200 a 600 Angolo: da 210 a 360; Durata acquisizione: 18 s a 60 s.	Tensione tubo: da 60 kV a 120 kV, oppure da 80 kV a 110 kV Dimensione macchia focale ~ 0.6 mm

Tabella 1.1 Tabella con le principali caratteristiche della CBCT per tessuto mammario, per testa, estremità, per la radioterapia guidata e per la C-arm CBCT. SDD = distanza sorgente-rivelatore in cm. Fonte: Fahrigr Rebecca et al. (2021).

1.2.1. Problematiche e limitazioni della CBCT

Nonostante la CBCT abbia fatto un rapido ingresso nel campo della diagnostica, attualmente non è priva di problematiche, che possono essere collegate alla geometria di proiezione "cone-beam", alla sensibilità del rivelatore e alla risoluzione delle immagini. Le immagini in CBCT sono influenzate da presenza di radiazione diffusa, artefatti, rumore e scarso contrasto dei tessuti molli. Un artefatto è una qualsiasi distorsione o errore nell'immagine che non è correlato al soggetto studiato. Ciò compromette la qualità dell'immagine e limita un'adeguata visualizzazione delle strutture. Gli artefatti possono essere dovuti al beam hardening, oppure correlati al paziente (movimento del paziente con conseguente scarsa nitidezza dell'immagine ricostruita), correlati allo scanner (circolare o a forma di anello) o correlati al raggio conico (sottocampionamento ed effetto cone-beam). Quindi l'abbondanza di scatter che raggiunge il rivelatore causa artefatti nell'immagine ricostruita (shading artifacts e cupping artifacts) e aumenta il rumore ad alta frequenza. Una seconda limitazione è legata alla forma conica del fascio a raggi x e alla traiettoria circolare: questo causa un sotto-campionamento per porzioni del FOV distanti dal piano che contiene la traiettoria della sorgente rotante ed implica una diminuzione della definizione dell'immagine. Ci sono stati sforzi per superare il problema del sotto-campionamento nella CBCT, con configurazioni di sorgenti di raggi X multi-sorgente, simulazioni al computer di sistemi CBCT inversi, sviluppo di prototipi di sistemi CT inversi e sviluppo di tecniche di correzione nell'algoritmo di ricostruzione dell'immagine, come scritto in Becker et al. (2020).

In confronto alla MDCT, la CBCT presenta minore precisione ed accuratezza nella stima dei parametri quantitativi, questo causato da rumore e artefatti, nonché dalla ridotta nitidezza dell'immagine per porzioni del FOV distanti dalla sorgente. I limiti degli artefatti del fascio conico e della diffusione della radiazione causati da grandi dimensioni di campo si superano riducendo il FOV. Nei successivi due paragrafi si approfondiranno due varianti della scansione CBCT tradizionale, introdotte solo per ridurre le problematiche causate dalle limitazioni intrinseche della CBCT.

1.2.2. Configurazione a sorgente multipla per il superamento delle limitazioni della CBCT

Becker et al. (2020) ha proposto una soluzione innovativa per ridurre l'impatto della radiazione diffusa e il sottocampionamento nella CBCT. Nel suo lavoro vengono investigate tre configurazioni come presenti nella Figura 1.5. In particolare, ha investigato l'impatto sulla qualità dell'immagine l'utilizzo di più di una sorgente, sia a fascio aperto (Figura 1.5(b) e Figura 1.5(c)), che collimato (Figura 1.5(d)).

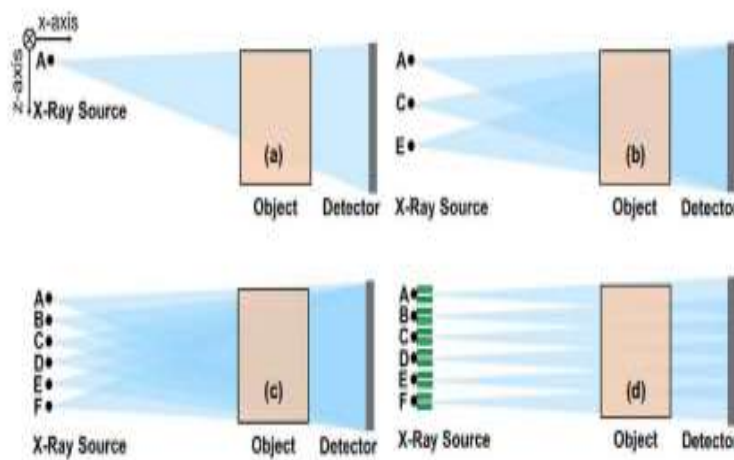


Figura 1.5. Rappresentazioni della geometria di ciascuna delle configurazioni utilizzate. In(a)vi è la configurazione ad una sorgente CBCT convenzionale; in (b) è la configurazione a 3 sorgenti; in (c) la configurazione a 6 sorgenti; la (d) è la configurazione a 6 sorgenti collimate. Fonte: Becker et al. (2020)

In particolare, in questo studio si è dimostrato che l'utilizzo di più di una sorgente ha permesso l'aumento della cospicuità delle immagini per porzioni del FOV distanti dal piano che contiene l'orbita della sorgente. Il test effettuato è riportato a titolo di esempio nella Figura 1.7. Si è qui scansionato un fantoccio tipo Defrise (Figura 1.6(i)) composto da diversi dischi plastici interposti tra sottili strati d'aria e si è mostrato che, mentre la configurazione a singola sorgente non consente di visualizzare tali intercapedini d'aria laddove distanti dalla sorgente (Figura 1.6(ii)b). D'altro canto, l'utilizzo di una configurazione a sorgente multipla non determina un piano preferenziale di scansione della sorgente e di conseguenza permette la definizione di tali intercapedini d'aria per tutta l'estensione del FOV. In aggiunta, in tale studio, si mostra che la configurazione

multisorgente collimata di cui in Figura 1.5(d) si ha anche una cospicua riduzione del rapporto tra radiazione di scatter e primaria che raggiungono il rivelatore, questo causando un ulteriore miglioramento della qualità delle immagini 3D generate.

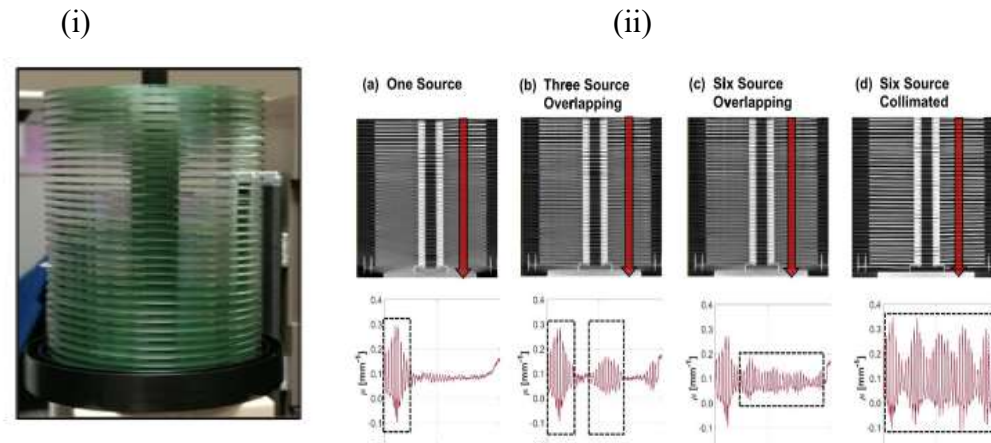


Figura 1.6. i) *Fantoccio Defrise utilizzato in Becker et al. (2020).* ii) *sezioni coronali dell'immagine ricostruita del fantoccio Defrise per le quattro geometrie di scansione mostrate in Fig. 1.5 con associati i profili dell'immagine lungo la linea rossa evidenziata nelle slice coronali* Fonte: Becker et al. (2020).

In conclusione, nei test presentati sono stati osservati innumerevoli svantaggi legati alla CBCT a singola sorgente non collimata in confronto con l'utilizzo di una configurazione a sorgenti multiple collimate. In particolare, la configurazione a sorgenti multiple collimate ha dimostrato sia di aumentare la cospicuità dell'immagine lungo il FOV, sia di permettere una migliore visualizzazione di dettagli. D'altro canto, la principale limitazione della configurazione proposta è dovuta al costo della sorgente a raggi x. Infatti, una singola sorgente presenta un costo circa pari a 1/3 del costo dell'intero scanner di CBCT a singola sorgente. Quindi, l'utilizzo di una configurazione a sorgenti multiple comporterebbe un eccessivo aumento dei costi dell'intero apparato; per tale motivo, soluzioni alternative sono necessarie.

1.3. ExoCT: una tecnica di scansione innovativa per il miglioramento della qualità dell'immagine

Per superare il problema del costo dell'apparato multisorgente come descritto nella sezione precedente e contemporaneamente per ridurre le problematiche della CBCT, si investigano nuove tecniche di scansione, alternative a quella descritta nella sezione precedente. Una possibile configurazione risolutiva è stata denominata ExoCT. Una sua rappresentazione è mostrata nella Figura 1.7.

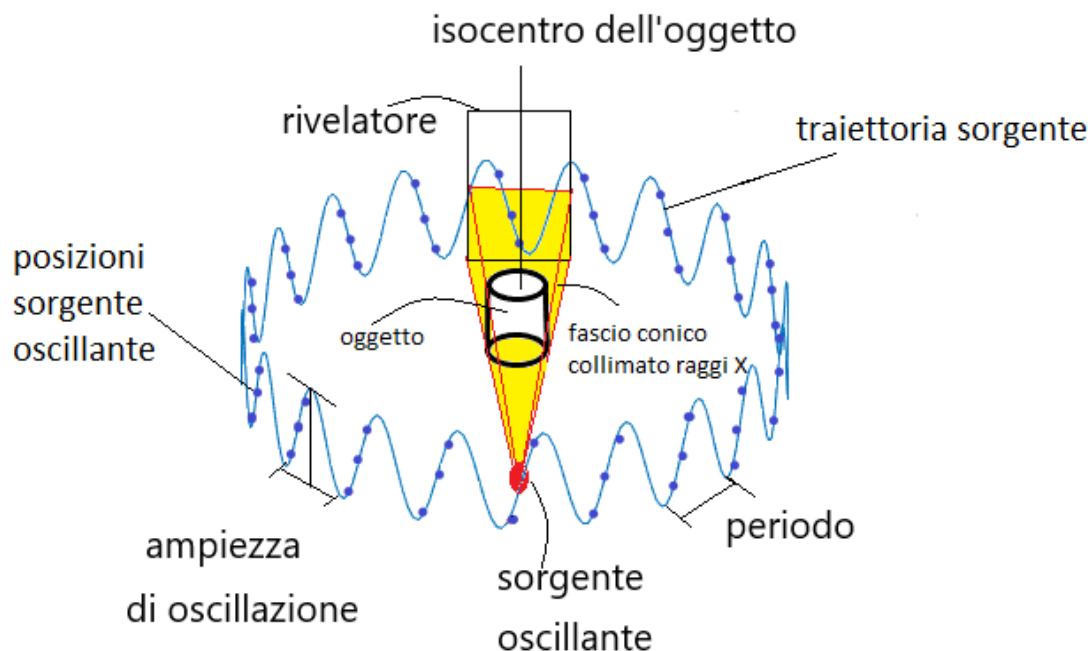


Figura 1.7. Geometria della scansione ExoCT con fascio collimato che irradia parzialmente il rivelatore. I punti blu sulla traiettoria di oscillazione (3 per ciascun periodo) rappresentano la posizione della sorgente di raggi X nelle quali vengono acquisite le proiezioni. Le acquisizioni avvengono ogni semi-periodo di oscillazione.

Così come nella configurazione in Figura 1.6(d) si riduce l'estensione del fascio in direzione assiale tramite collimazione, analogamente si realizza in questo caso. La radiazione diffusa che colpisce l'area del rivelatore al di fuori del fascio primario può essere rimossa mediante una manipolazione della proiezione, prima di effettuare la ricostruzione 3D. A questo punto, invece di utilizzare una configurazione multisorgente per compensare l'estensione assiale del FOV, si pianifica un'orbita di scansione

oscillante, dove la sorgente ed il rivelatore solidali basculano nella direzione di collimazione durante la rotazione circolare del gantry. La collimazione del fascio prodotto dalla sorgente consente di ridurre l'impatto della radiazione diffusa, mentre l'oscillazione della sorgente permette sia di compensare la perdita dell'estensione del FOV, sia di risolvere i problemi di sottocampionamento correlati alla traiettoria di scansione circolare propri della CBCT convenzionale.

In Figura 1.7 si osserva la traiettoria oscillante della sorgente in direzione assiale, che in questo esempio acquisisce 3 proiezioni per ogni periodo di oscillazione. Si nota che le proiezioni sono acquisite solo su un semiperiodo di oscillazione. L'estensione del FOV nella direzione assiale include, ovviamente, tutti i punti spaziali campionati almeno una volta per ogni periodo di oscillazione della sorgente. Inoltre, l'ampiezza arbitraria del movimento oscillatorio, che è limitata dalla durata della scansione e dalla velocità, permette anche di estendere il FOV nella direzione assiale in termini maggiori rispetto allo scanner CBCT con geometria circolare.

1.4. Scopo della tesi

Lo scopo principale della tesi è quello di confrontare il nuovo modello di scansione ExoCT rispetto alla CBCT in modo da mostrare i benefici della nuova scansione. Per fare ciò si implementa un codice basato sul metodo Monte Carlo. Il codice simula sia la scansione ExoCT che la scansione CBCT.

In una prima fase della tesi sono stati fatti dei test in proiezioni 2D (planari) per fantocci digitali, realizzati in tessuto mammario contenente dettagli a basso contrasto, in modo da valutare una serie di indici descrittivi della qualità dell'immagine in funzione della collimazione del fascio. Infine, sulla stessa superficie si introducono anche delle microsfere di diverso diametro, composte di carbonato di calcio, che introducono una diminuzione del segnale rispetto al fondo in modo da valutare la visibilità di piccoli dettagli e di come questa è influenzata dalla collimazione del fascio.

In una seconda fase della tesi si sviluppa un codice basato sempre sul metodo MC, che implementa l'esecuzione del codice sulle GPU, per consentire simulazioni con elevato

numero di eventi/fotoni senza compromettere i tempi di esecuzione. In questa fase si cerca di mostrare i benefici del nuovo tipo di scansione investigata confrontandola con la scansione CBCT. A tale scopo si propone un fantoccio digitale per valutare l'accuratezza delle valutazioni quantitative nonché la cospicuità dell'immagine al variare della posizione nel FOV.

Capitolo 2

2. Impatto della collimazione sulla qualità dell'immagine bidimensionale

Nel Capitolo 2 si effettua uno studio sull'impatto della collimazione assiale del fascio sulla qualità dell'immagine bidimensionale, per distinte geometrie di irraggiamento. Lo studio dell'impatto di un fascio collimato viene realizzato simulando, mediante il metodo Monte Carlo, l'irraggiamento di un fantoccio di un materiale omogeneo, che include inserti di materiali e dimensioni diverse. A tal scopo è stata sviluppata una piattaforma che consenta l'irraggiamento e l'acquisizione di proiezioni bidimensionali in-silico di fantocci digitali. La piattaforma è basata sul toolkit di simulazioni Monte Carlo Geant4.

2.1. Software Monte Carlo per la simulazione su piattaforma CPU

Le valutazioni in questo lavoro di tesi sono state effettuate avvalendosi del metodo Monte Carlo. Il metodo Monte Carlo è una tecnica di simulazione numerica che consente di valutare diversi scenari basandosi sulla probabilità degli eventi modellizzati. Il metodo Monte Carlo, che sfrutta le metodologie classiche del calcolo numerico, definisce una distribuzione di probabilità per ogni parametro del modello predittivo. Ciascuno di questi parametri è caratterizzato da un'incertezza intrinseca. Infatti, durante una simulazione Monte Carlo, il calcolo viene effettuato in migliaia di iterazioni, utilizzando ogni volta un diverso insieme di valori casuali dalla funzione di probabilità.

Il metodo Monte Carlo ha molti vantaggi, tra cui:

- **Flessibilità:** Il metodo può essere utilizzato per risolvere problemi complessi in diversi campi, come la finanza, l'ingegneria, la fisica, la chimica, la biologia, la medicina...
- **Accuratezza:** Il metodo può essere molto preciso quando viene utilizzato correttamente. Più viene eseguito il metodo, più precisi diventano i risultati.

- Scalabilità: Il metodo può essere utilizzato per risolvere problemi di qualsiasi dimensione, da piccoli a grandi problemi.

Tuttavia, il metodo Monte Carlo presenta anche alcune criticità, tra cui:

- Complessità: L'implementazione del metodo può essere complessa e richiede competenze tecniche avanzate.
- Tempo di esecuzione: Il metodo può richiedere molto tempo di calcolo, soprattutto se viene utilizzato per risolvere problemi complessi.
- Convergenza lenta: Il metodo può richiedere un grande numero di iterazioni per ottenere risultati precisi, il che può rallentare il processo di convergenza.

Nell'ambito fisico in particolare, viene utilizzato per simulare il comportamento di particelle subatomiche come neutroni, protoni, elettroni e di fasci di fotoni. Nel caso più specifico della fisica medica, viene utilizzato per simulare l'irraggiamento di fantocci composti da un certo tipo di materiale, consentendo di valutare la dose in applicazioni radiodiagnostiche o radioterapiche anche al fine di investigare nuove metodologie di scansione. In questo lavoro, ci si avvale del toolkit di simulazione Geant4 (Agostinelli et al 2003) per sviluppare il software di simulazione. Geant4 è un software avente licenza libera, basato sul linguaggio di programmazione C++, che permette di simulare la geometria e l'irraggiamento delle particelle subatomiche ed analizzarne il loro comportamento ed i risultati a cui si perviene. Geant4 include strumenti per la definizione ed il trattamento della geometria, tracciamento, risposta dei rivelatori, gestione delle run, visualizzazioni ed interfaccia utente. Per molte applicazioni fisiche questo significa richiedere meno tempo per dettagli a basso livello.

Il software utilizzato in questo lavoro è stato sviluppato a partire da quello descritto in Di Franco F. et al., (2020), ed in Sarno A. et al. (2020), ed utilizzato per la simulazione di esami radiologici alla mammella. Il suddetto software è in grado di simulare l'effetto fotoelettrico e le interazioni di scatter, sia coerente che incoerente. Dato il basso range degli elettroni alle energie di interesse di questo lavoro di tesi (fotoni X con energia $<80\text{Kev}$), questi non vengono tracciati ma supposti depositare energia nel punto in cui avvengono interazione fotoelettrica o Compton. In questo lavoro di tesi, i fotoni sono emessi da una sorgente puntiforme e in maniera isotropica e sono collimati in modo da

irradiare unicamente il rivelatore o parte di esso in base alla necessità. Per la scelta dello spettro, si utilizza un file in input che contiene uno spettro calcolato, alla tensione di 80 kV e avente HVL pari a 2.20 mm Al, utilizzando il software TASMICS (A.M. Hernandez et al., 2014). A tale scopo, la filtrazione di alluminio aggiuntiva è regolata al fine di avere uno spettro pari a quello misurato.

Al fine di calcolare l'immagine, per ogni fotone x che raggiunge il rivelatore, vengono individuati (scorati) posizione ed energia; il valore di ogni pixel dell'immagine è dato dalla fluenza di energia cumulativa che impatta sulla sua superficie. Il valore stimato viene aggiunto, in una matrice 2D realizzata in funzione della posizione del fotone sulla superficie del rivelatore. In Figura 2.1 è rappresentato, in vista laterale, lo schema di irraggiamento che richiama quello della proiezione in CBCT. I seguenti studi vengono effettuati al variare dell'apertura assiale del fascio (w); la distanza sorgente-rivelatore (SDD) è fissata a 75 cm, mentre la distanza tra sorgente e isocentro (SOD) è di 50 cm. In Tabella 2.1 si riassumono i parametri di scansione simulati.

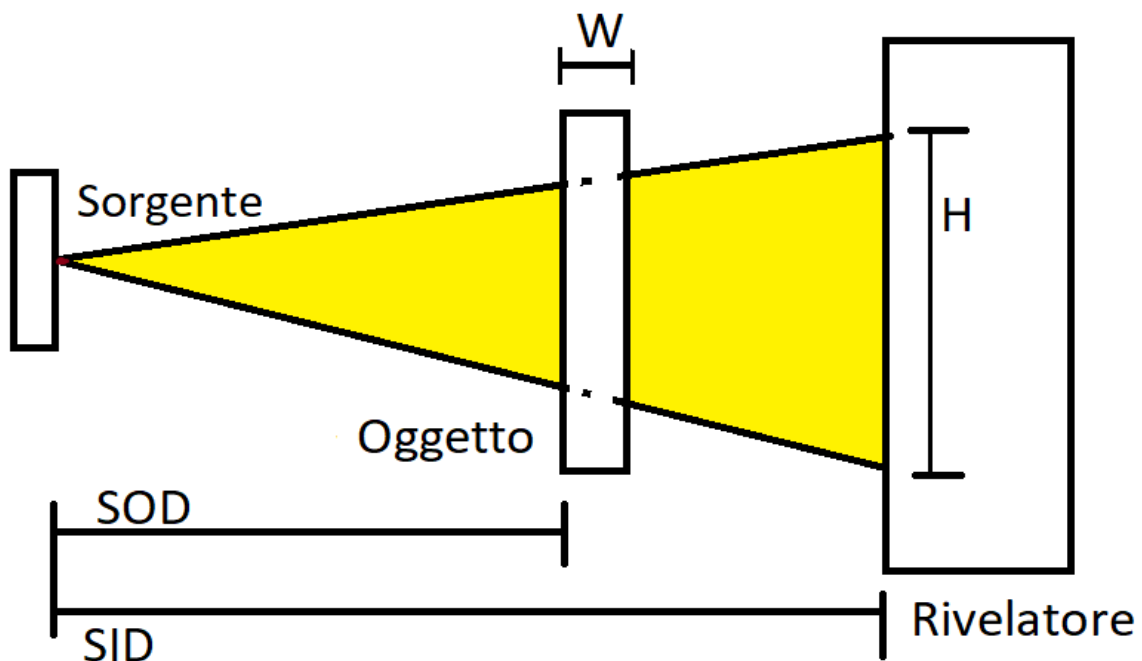


Figura 2.1. Schematizzazione della geometria di irraggiamento laterale adottata per gli studi in-silico. Si indica con w lo spessore (lunghezza della direzione di propagazione dei fotoni nella materia) del fantoccio. Si indica con H l'apertura assiale del fascio collimato sul rivelatore.

Distanza sorgente-oggetto (SOD)	500 mm
Distanza sorgente-immagine (SID)	750 mm
Dimensione pixel	0.1 mm
Tensione anodica	80 KVp
Tipo rivelatore	Flat panel
HVL	2.20 mm Al
Macchia focale	puntiforme

Tabella 2.1. *Principali parametri della scansione CBCT in silico.*

Il fantoccio irraggiato identificato dallo spessore w in Figura 2.1 è composto da tessuto equivalente mammario omogeneo costituito da una mistura di 50% materiale equivalente al tessuto adiposo e 50% tessuto ghiandolare di dimensioni $20\text{ cm} \times 20\text{ cm} \times w\text{ (mm)}$. Un'illustrazione del fantoccio è in Figura 2.2. Sono stati quindi valutati indici di qualità dell'immagine per differenti schemi di irraggiamento (i.e. apertura collimazione, indicata con H in Figura 2.1) e per quattro differenti spessori w del fantoccio: 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm. Al fine di valutare la visibilità di piccoli dettagli al variare della collimazione del fascio, si sono incluse nel fantoccio 4 coppie di microcalcificazioni composte da carbonato di calcio e di forma sferica con 4 differenti diametri; 250 μm , 200 μm , 180 μm e 160 μm .

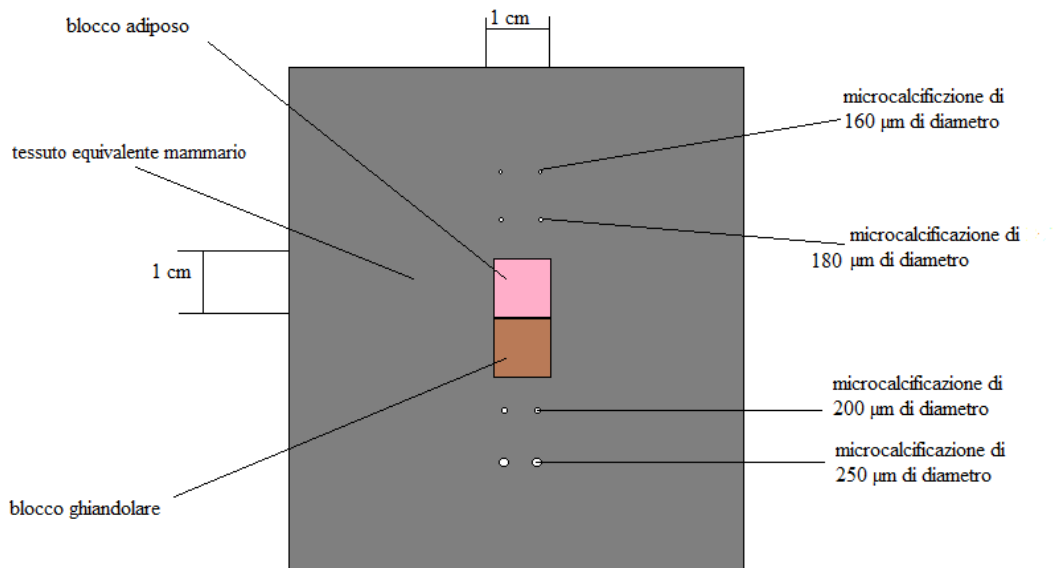


Figura 2.2. *Illustrazione schematica, non in scala, della porzione di fantoccio contenente i dettagli. Il blocco di colore grigio rappresenta il fantoccio di tessuto equivalente mammario. I due blocchi sulla superficie del fantoccio sono di tessuto ghiandolare (in marrone) e adiposo (in rosa). Le sfere di colore bianco sono le microcalcificazioni, composte di carbonato di calcio, di quattro diametri differenti: 250, 200, 180 e 160 μm .*

2.2. Studio della qualità dell'immagine 2D

2.2.1. Impatto della collimazione sullo scatter to primary ratio

Per poter determinare come possa incidere la collimazione del fascio sulle immagini acquisite, si utilizza il software di simulazione con geometria di scansione e fantoccio descritti in precedenza e illustrati in Figura 2.1 e Figura 2.2. Si prefigurano, anzitutto, delle valutazioni sulla qualità dell'immagine acquisite in proiezioni planari.

Ciascuna simulazione fornisce in output due proiezioni: la prima ottenuta tenendo conto solo dei fotoni primari e l'altra invece, solo dei fotoni diffusi, ovvero quei fotoni che abbiano subito almeno un evento di interazione con la materia prima di raggiungere il rivelatore. Le valutazioni di seguito verranno effettuate al variare di due parametri geometrici:

1. Spessore del fantoccio (w in Figura 2.1).
2. Apertura fascio sul rivelatore (H in Figura 2.1).

Le aperture del fascio sul rivelatore che sono utilizzate nelle simulazioni sono: 50, 100, 200, 300, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1600, 2000 pixels. L'apertura laterale del fascio è costante e tesa ad irraggiare sempre l'intera estensione del rivelatore di 2000 pixel. In tutte le simulazioni planari di questo capitolo si considera un pixel pitch di 0.1 mm. Al variare della collimazione del fascio si sono lanciati un numero di eventi tali che la fluena fotonica sia costante, ovvero i valori attesi di fotoni per pixel sia pari a 5000.

Si intende ricavare una stima del rapporto tra fotoni diffusi e primari (Scatter to Primary Ratio – SPR) ed una stima del rapporto dei fotoni primari su fotoni totali (Primary to Secondary and Primary Ratio – PSPR). Questi sono due parametri essenziali per la valutazione dell'impatto della radiazione di scatter sulla qualità delle immagini acquisite. Per le valutazioni di SPR e PSPR si escludono dal fantoccio gli inserti di cui Figura 2.2. Le stime di SPR e PSPR sono state implementate attraverso l'utilizzo del software di calcolo e visualizzazione delle immagini ImageJ. Questo è stato sviluppato dal National Institutes of Health degli Stati Uniti ed è basato sul linguaggio di programmazione Sun-Java (Image Processing and analysis in Java - <https://imagej.nih.gov/ij///index.html>).

Al fine di valutare l'SPR, si dividono pixel a pixel le proiezioni ottenute per i soli fotoni secondari $S(x,y)$ e quelle per i soli fotoni primari $P(x,y)$ con (x,y) coordinata del pixel nell'immagine:

$$SPR(x,y) = \frac{S(x,y)}{P(x,y)} \quad (1)$$

Al fine di fornire un indice sintetico si valuta l'SPR medio in una regione di interesse ROI rettangolare di 110 pixels $\times$ 44 pixels centrata nell'immagine di cui eq. (1). Tale ROI è selezionata in modo tale da essere sempre inclusa nell'impronta primaria del fascio di raggi x simulato.

Si valuta quindi l'incertezza di stima dell'SPR come deviazione standard dei valori dei pixel contenuti nella ROI selezionata.

I valori calcolati sono stati successivamente inseriti all'interno di un grafico, come in Figura 2.3, in modo da mostrare gli andamenti dei valori calcolati dell'SPR al variare dell'apertura del fascio sul rivelatore, a fissato spessore del fantoccio.

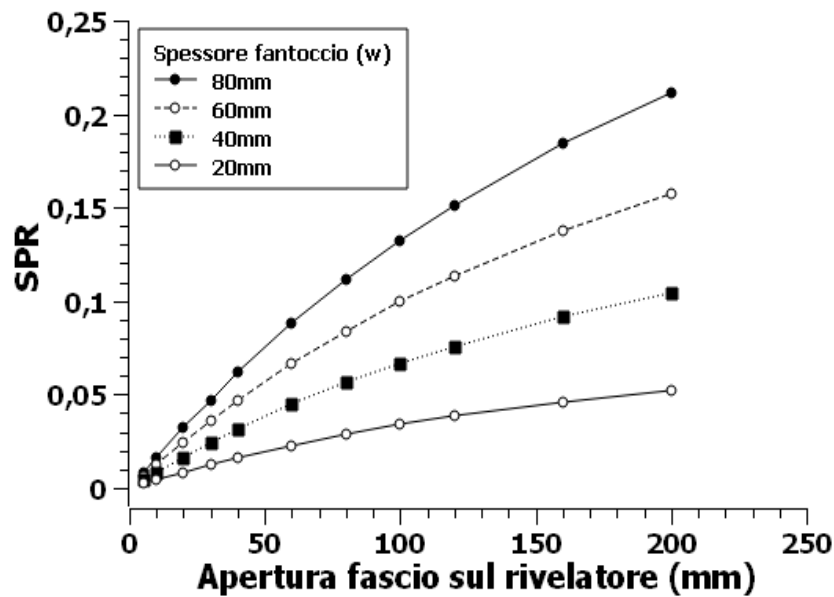


Figura 2.3. SPR vs Apertura fascio (H) per i quattro spessori (w) del fantoccio omogeneo di tessuto equivalente mammario pari a: 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm.

I risultati ottenuti consentono di stabilire come, all'aumentare dello spessore dello spessore del fantoccio, tenendo fissata l'apertura del fascio sul rivelatore, la quantità di fotoni diffusi aumenti rispetto al numero dei fotoni primari. Infatti, tenendo fissata

l'ascissa del grafico, il valore più elevato è dato dall'SPR del fantoccio di maggior spessore. Questo risultato appare scontato anche alla luce del fatto che aumentando la dimensione trasversa, ovvero la lunghezza percorsa dai fotoni, aumenti sempre più la probabilità che il fotone interagisca con la materia e quindi che il fotone sia diffuso. Perciò, il risultato appena ottenuto, avvalora ancora una volta, un risultato previsto già teoricamente. Invece, guardando il grafico ottenuto dal punto di vista dell'apertura del fascio, si osserva che, aumentando l'area investita dal fascio sul rivelatore e quindi la superficie trasversa del fantoccio irraggiato si ha analogamente un aumento dell'SPR.

Si può stimare una grandezza direttamente correlata all' SPR, ovvero il rapporto tra fotoni primari e fotoni totali che giungono sul rivelatore. Si procede, in maniera completamente analoga al caso precedente, ma effettuando, mediante il software ImageJ, la divisione pixel per pixel, tra l'immagine dei primari $P(x,y)$ e l'immagine ricavata dalla somma, sempre pixel per pixel sul rivelatore, dei primari e dei secondari $P(x,y) + S(x,y)$. Quindi si effettua la seguente operazione:

$$PSPR(x,y) = \frac{P(x,y)}{P(x,y)+S(x,y)} \quad (2)$$

Si realizza una ROI, avente sempre la stessa area e collocata al centro dell'immagine ricavata dalla somma delle immagini dei primari e dei fotoni diffusi. Si determina una stima del valore medio all'interno della ROI collocata centro dell'immagine. I dati calcolati sono riportati in Figura 2.4.

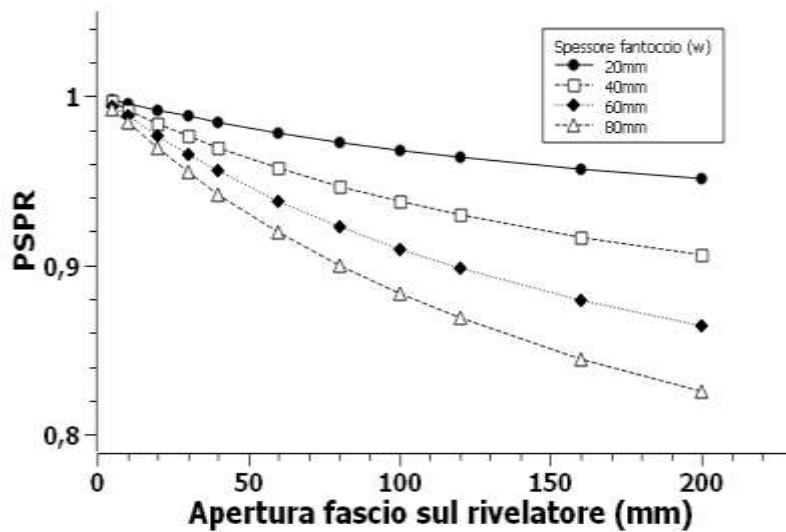


Figura 2.4. *PSPR vs Apertura fascio (H) per i quattro spessori (w) del fantoccio omogeneo di tessuto equivalente mammario.*

Si osserva come il rapporto primari su fotoni totali (primari e secondari), a parità di spessore, diminuisca all'aumentare dell'ampiezza dell'apertura sul rivelatore. Infatti, teoricamente si prevede che la quantità di fotoni diffusi tenda ad aumentare, questo dovuto sia alla diminuzione dei fotoni primari che giungono al rivelatore, sia all'aumento di quelli diffusi. Per cui a parità di apertura del fascio sul rivelatore, i valori maggiori per il PSPR sono per lo spessore di 20 mm, e via via decrescenti per gli altri tre spessori presi in considerazione. In maniera duale a quanto osservato per l'SPR, il PSPR diminuisce all'aumentare dell'apertura del fascio.

2.2.2. Impatto della collimazione del fascio sulla qualità dell'immagine

Valutazioni dell'SNR: rapporto segnale-rumore

Dalle stesse immagini simulate al paragrafo precedente, si è provveduto a stimare il rapporto segnale-rumore (Signal-to-Noise-Ratio, SNR), definito come il rapporto tra l'intensità del segnale (Signal) presente all'interno di una ROI ed il valore della fluttuazione del livello del segnale, ossia il rumore (Noise). Per ricavare una stima del segnale è necessario sommare, pixel per pixel del rivelatore, le proiezioni dei fotoni secondari e dei primari, in modo da considerare nel computo entrambi i processi che concorrono al valore del segnale. Tale operazione avviene sempre utilizzando il software di visualizzazione e calcolo di immagini, ImageJ. Quindi, seguendo la stessa procedura adottata precedentemente, si realizza una ROI, collocata al centro di ciascuna immagine ottenuta dalla somma della primaria e della secondaria, e si ricava una stima del valore medio del segnale S e della sua deviazione standard N , utilizzate come stima rispettivamente del segnale e del rumore nell'immagine. Effettuando la divisione tra i due valori ricavati, si ottiene una stima del rapporto segnale-rumore all'interno della ROI:

$$SNR = \frac{S}{N} \quad (3)$$

Nelle Figura 2.4 e Figura 2.5 si osservano i grafici per l'andamento dell'SNR al variare dell'apertura del fascio sul rivelatore, per i quattro spessori del fantoccio. Si può osservare che all'aumentare dell'apertura del fascio sul rivelatore, il rapporto segnale rumore tenda ad aumentare anche se non in maniera statisticamente rilevante. Questo andamento è

atteso data la natura Poissoniana degli eventi valutati (numero di fotoni sul rivelatore); questa è leggermente influenzata dalla presenza della radiazione diffusa all'aumentare dell'apertura del fascio.

L'SNR è, invece, decrescente all'aumentare dello spessore del fantoccio irraggiato a causa della riduzione della quantità di fotoni che incidono sul rivelatore. Ovviamente si osserva una netta riduzione se raddoppia lo spessore. Questo perché aumentando lo spessore, molti più fotoni rilasciano tutta l'energia all'interno del fantoccio, per cui il numero di fotoni incidenti è decrescente all'aumentare della lunghezza della dimensione trasversa del fantoccio, ovvero della lunghezza di penetrazione del fascio nella materia. Per cui in Figura 2.5, per meglio mostrare gli andamenti dell'SNR in funzione dell'apertura del fascio, si rappresentano solo gli spessori di 20 mm e 40 mm. Infatti, gli andamenti per gli spessori di 60 mm ed 80 mm, che sono mostrati in Figura 2.6, pur essendo simili ai due precedenti, sono in valore medio nettamente inferiori ai primi. Per l'apertura del fascio collimato sul rivelatore di 10 mm si osserva una diminuzione del 19.6% passando dallo spessore di 40 mm allo spessore di 60 mm. Inoltre, le differenze, in percentuale, risultano ancora più grandi se si confrontano, alla stessa apertura del fascio, i valori dell'SNR dello spessore di 20 mm con quello di 60 mm o di 80 mm. Infatti, per l'apertura del fascio collimato sul rivelatore di 10 mm, si osserva una diminuzione del 36.2% passando dallo spessore di 20 mm a quello di 60 mm.

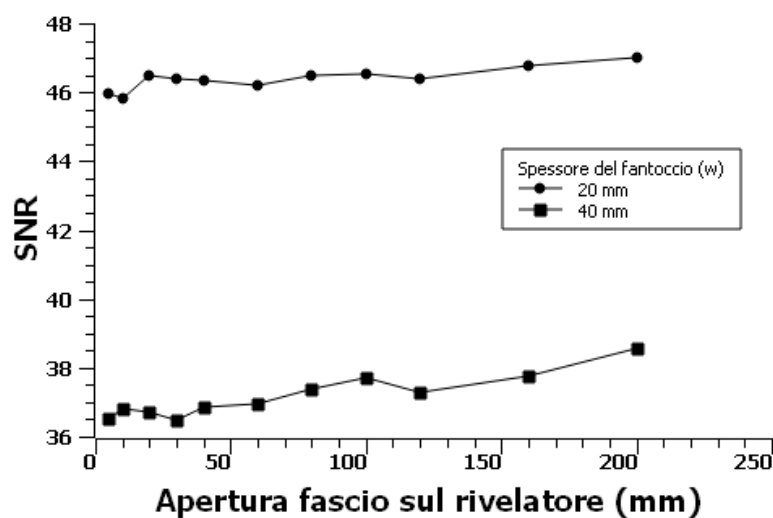


Figura 2.5. SNR vs Apertura fascio (H) per spessori (w) del fantoccio omogeneo di tessuto equivalente mammario di 20mm e 40mm.

Complessivamente nei 20 mm, l'SNR dall'apertura del fascio collimato sul rivelatore di 10 mm all'apertura di 200 mm, aumenta del 5.3%. Per lo spessore di 40 mm, dall'apertura di 10 mm all'apertura di 200 mm, aumenta del 9.4%. Nella Figura 2.6 si osservano gli andamenti dell'SNR per gli spessori di 60 ed 80mm. Anche in questo secondo caso si osservano gli andamenti crescenti all'aumentare dell'apertura del fascio. Per lo spessore di 60 mm, dall'apertura di 10 mm all'apertura di 200 mm, l'SNR aumenta di una quantità pari a 13.3%. Per lo spessore di 80 mm, dall'apertura del fascio collimato sul rivelatore di 10 mm all'apertura di 200 mm, aumenta di una quantità pari a 16.9%.

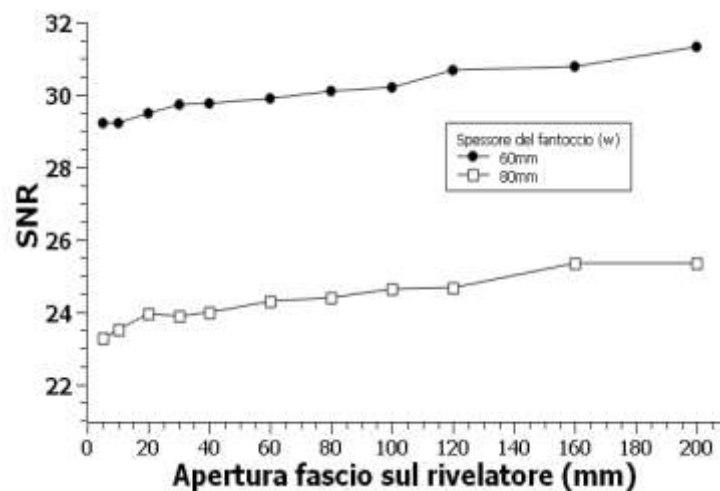


Figura 2.6. SNR vs Apertura fascio (H) per spessori (w) di 60 mm ed 80 mm del fantoccio omogeneo di tessuto equivalente mammario

Successivamente, si è cercato di mostrare il contributo al rapporto segnale-rumore solo dei fotoni primari, reso possibile dal codice software utilizzato per simulare l'irraggiamento. Questi, consente di distinguere il contributo dei fotoni diffusi da quelli primari che giungono sul rivelatore. Si è realizzato una ROI al centro di ciascuna immagine acquisita, utilizzando le stesse dimensioni e la stessa collocazione delle precedenti ROI, e si stima il valore medio del segnale e la relativa deviazione standard mediante il software ImageJ. Per gli stessi motivi legati all'SNR delle analisi precedenti, per osservare meglio gli andamenti, sono stati separati in due grafici distinti i contributi di 20 mm e 40 mm da quelli di 60 mm ed 80 mm.

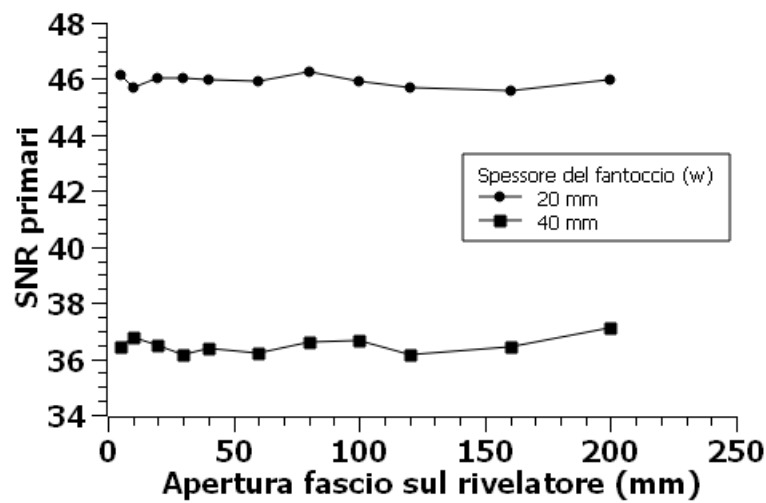


Figura 2.7. SNR delle proiezioni primarie vs Apertura fascio (H) per 20 mm e 40 mm di spessore (w) del fantoccio omogeneo di tessuto equivalente mammario.

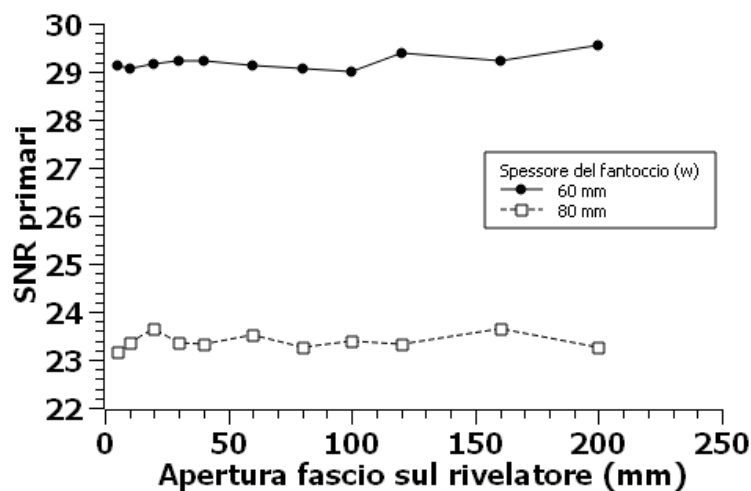


Figura 2.8. SNR delle proiezioni primarie vs Apertura fascio (H) per spessore (w) del fantoccio omogeneo di tessuto equivalente mammario di 60 mm e di 80 mm.

Come atteso, dato che al variare dell'apertura del fascio H , la fluenza fotonica è tenuta costante, anche l'SNR relativa ai soli fotoni primari è costante per fissato spessore del fantoccio. Per esempio, nel caso di fantoccio con $w = 20$ mm, la variazione è pari allo 0.6%, mentre per lo spessore w di 40 mm, dall'apertura di 5 mm all'apertura di 200 mm, l'SNR dei fotoni primari aumenta rispetto dell'1.8%. In maniera analoga a quanto fatto per le proiezioni dei primari, il software consente di ricavare una stima dell'SNR con il solo contributo della radiazione diffusa. Si realizza una ROI al centro di ciascuna

immagine, tenendo fisse le sue dimensioni e si ottengono le valutazioni. Si osservano degli andamenti come è possibile vedere nella Figura 2.9(a) e Figura 2.9(b).

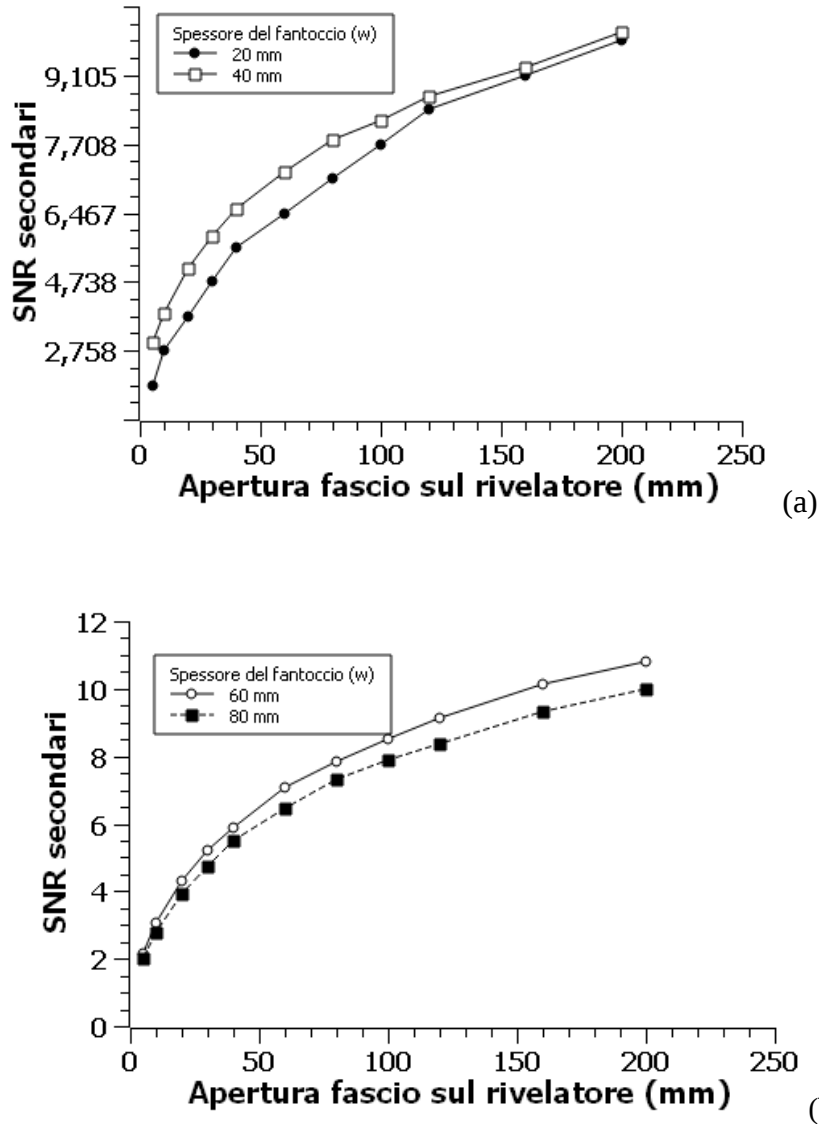


Figura 2.9. (a) SNR delle proiezioni secondarie vs Apertura fascio sul rivelatore (H) per lo spessore del fantoccio (w) di 20 mm e 40 mm. (b) SNR delle proiezioni secondarie vs Apertura fascio sul rivelatore (H) per lo spessore del fantoccio (w) di 60 mm e 80 mm.

Tale andamento è principalmente governato dal numero di fotoni secondari che raggiungono il rivelatore, che aumentano all'aumentare dell'apertura del fascio. Ciò è conferma di un ulteriore concetto già previsto teoricamente: aumentando l'apertura del fascio, ovvero l'area di irraggiamento sul rivelatore, aumenta la probabilità che questi giungano su di esso e siano, quindi, rilevati.

Valutazioni del Rumore

Seguendo la stessa procedura delle precedenti stime si stimano i valori delle fluttuazioni del segnale, ovvero il rumore complessivo all'interno delle ROI (N in eq. 3).

Come già fatto per l'SNR, per osservare meglio gli andamenti, si inseriscono i valori ricavati, in funzione dell'apertura del fascio, in due grafici distinti. In un primo, quelli per gli spessori di 20 mm e 40 mm (Figura 2.10) e in un secondo quelli di 60 mm ed 80 mm (Figura 2.11).

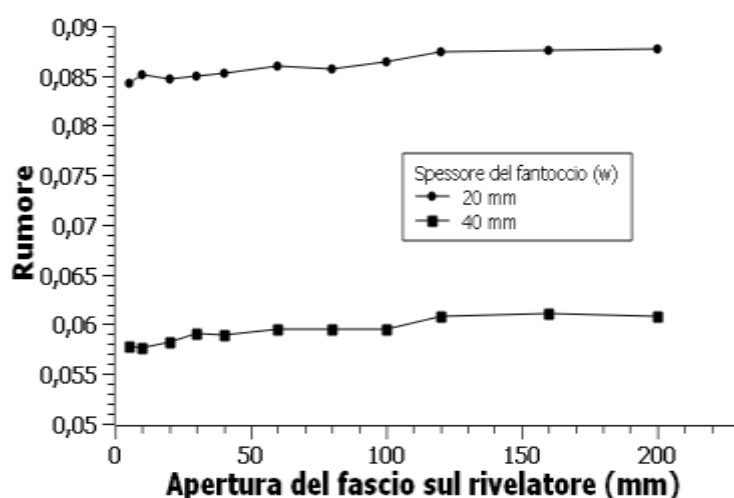


Figura 2.10. Rumore vs Apertura fascio (H) per spessori (w) di 20 mm e 40 mm del fantoccio di tessuto equivalente mammario.

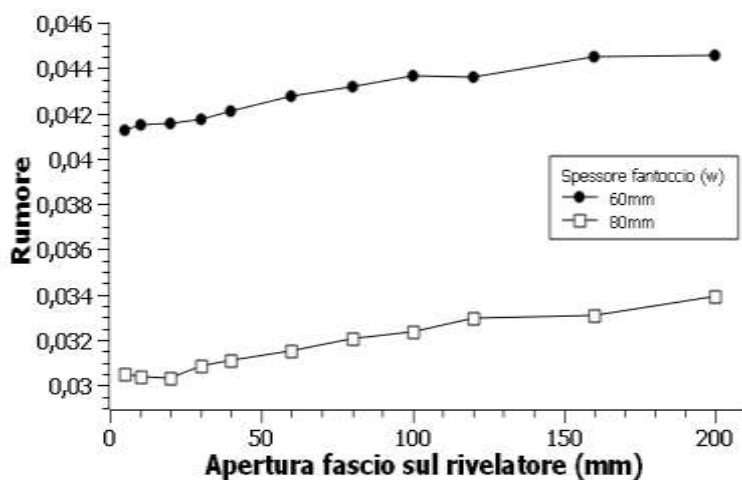


Figura 2.11. Rumore vs Apertura fascio (H) per spessori di 60 mm e 80 mm del fantoccio omogeneo di tessuto equivalente mammario.

Il rumore tende ad essere crescente se si aumenta l'apertura del fascio, con lievi fluttuazioni dovute a problematiche statistiche. Analogamente all'SNR, il suo andamento è crescente all'aumentare dell'apertura del fascio sul rivelatore.

Valutazioni del Contrast-to-Noise Ratio

Le simulazioni, di cui ai paragrafi precedenti, sono ripetute per il fantoccio illustrato in Figura 2.2, comprensivo dell'inserto di contrasto Adiposo-Ghiandolare. In Figura 2.12 è riportata una ROI dalla proiezione simulata.

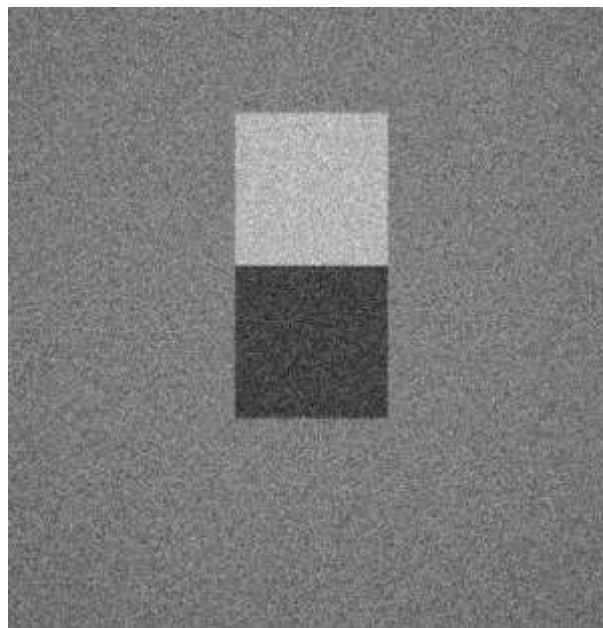


Figura 2.12. *Porzione della proiezione del fantoccio comprensivo di inserto ghiandolare adiposo per uno spessore $w = 20\text{mm}$. Si osservano il blocco adiposo (chiaro) contiguo al blocco ghiandolare (più scuro), entrambi con le seguenti dimensioni: $1\text{ cm} \times 1\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$.*

I test condotti per le valutazioni dei paragrafi precedenti sono ripetute nel caso del fantoccio comprendente l'inserto ghiandolare-adiposo. Le aperture del fascio collimato sul rivelatore prese in esame, sono le stesse del caso precedente ad esclusione dell'apertura di 5 mm. Anche in questo caso, la fluenza fotonica è mantenuta costante al variare dell'apertura del fascio H.

Per ciascuna proiezione acquisita si realizzano due ROI di $70\text{ pixels} \times 70\text{ pixels}$, una collocata al centro del blocco ghiandolare e l'altra al centro di quello adiposo. Tramite il

software ImageJ si determina il valore medio del segnale e il rumore (valore medio e deviazione standard σ) all'interno di ciascuna ROI, come mostrato in Figura 2.13.

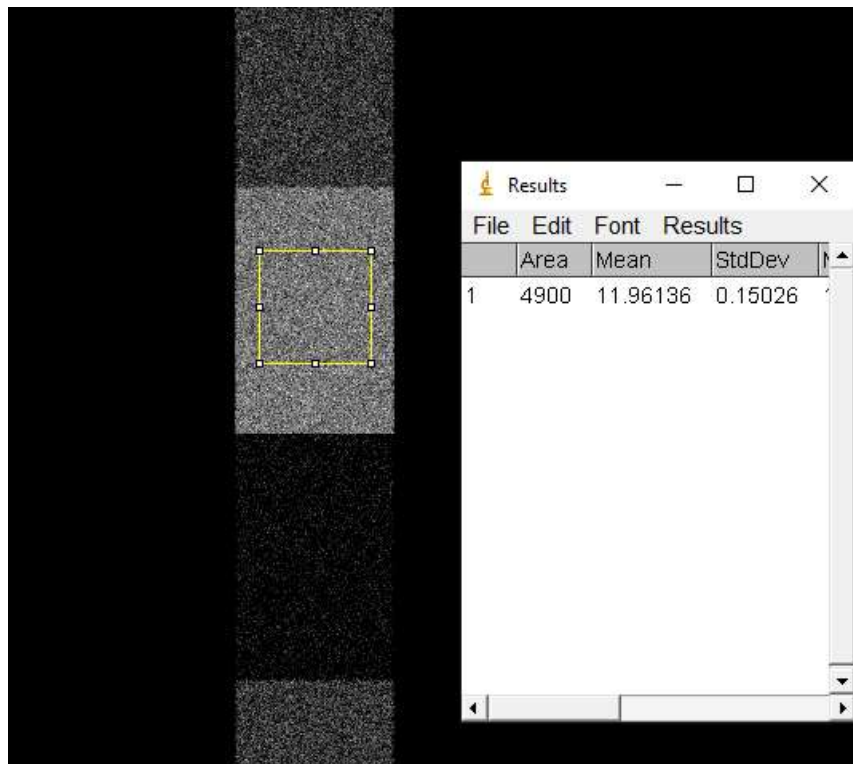


Figura 2.13. ROI collocata al centro del blocco adiposo e calcolo del valore medio del segnale (fotoni primari e secondari) e relativa deviazione standard per la proiezione di apertura del fascio sul rivelatore di 10 mm e spessore 20 mm. Indipendentemente dallo spessore e dall'apertura, le ROI sono realizzate sempre alla stessa area.

Si vuole ottenere una valutazione del contrasto, ovvero della differenza nei livelli del segnale tra due ROI. La differenza (in valore assoluto) tra i valori medi del segnale all'interno della ROI collocata al centro dell'adiposo e di quella collocata al centro del ghiandolare è denominata contrasto C:

$$C = | (\text{valore medio ghiandola}) - (\text{valore medio adipe}) | \quad (4)$$

Dalla valutazione del contrasto C e delle deviazioni standard nella ROI contenuta nell'inserito ghiandolare (σ_g) e quello adiposo (σ_a) si determina il Contrast-to-Noise Ratio (CNR), usando la seguente formula:

$$CNR = \frac{c}{\sqrt{\frac{\sigma_g^2 + \sigma_a^2}{2}}} \quad (5)$$

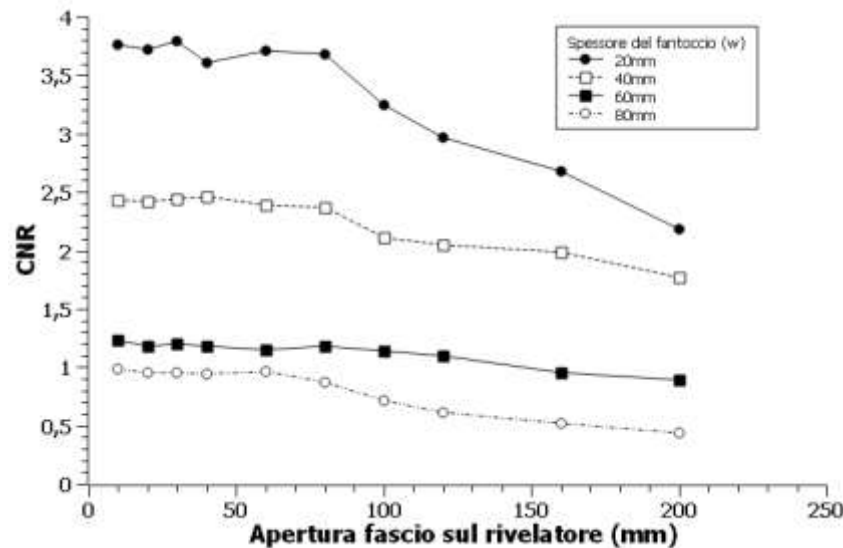


Figura 2.14. CNR vs Apertura del fascio sul rivelatore (H) per il blocco ghiandolare e adiposo per i quattro spessori (w) del fantoccio: 20 mm, 40 mm, 60 mm, 80 mm.

Il CNR viene stimato per ognuna delle 10 aperture del fascio e fissando uno dei 4 spessori differenti del fantoccio di tessuto mammario. In Figura 2.14 ne vengono mostrate le valutazioni per le dieci aperture del fascio sul rivelatore (H) ad ognuno dei quattro spessori del fantoccio (w).

Il CNR ha un andamento decrescente all'aumentare dell'apertura del fascio sul rivelatore. Dal confronto dei valori del CNR per i due estremi di apertura del fascio considerati ($H = 10$ mm e $H = 200$ mm) si evince che il CNR diminuisce complessivamente di:

- 42.1% per lo spessore di 20 mm.
- 24.4% per lo spessore di 40 mm.
- 28.7% per lo spessore di 60 mm.
- 52.7% per lo spessore di 80 mm.

Dal punto di vista dell'analisi della qualità delle immagini acquisite, ciò implica un abbassamento della capacità da parte dell'osservatore di distinguere gli oggetti inseriti all'interno dell'immagine.

Un ragionamento simile può essere affrontato anche per quanto riguarda lo spessore del fantoccio, che è inversamente correlato al numero di fotoni primari che raggiungono il rivelatore. Quindi, a parità di apertura del fascio sul rivelatore H, il CNR e la visibilità dei dettagli a basso contrasto diminuiscono all'aumentare dello spessore del fantoccio.

2.2.3. Studio della visibilità di piccoli dettagli

La microcalcificazione è un deposito formato principalmente da carbonato di calcio. Risulta estremamente importante indagare le principali cause di un'inadeguata visibilità delle stesse in quanto può aiutare nella diagnosi di alcune patologie, specialmente quelle legate al tumore al seno, oppure può essere un indice della capacità del sistema di imaging di discriminare piccoli dettagli. A seconda del sistema usato per l'irraggiamento, secondo Ghazi et al. (2020), si stimano perdite tra il 25% ed il 70% della risoluzione del contrasto a causa della presenza di radiazione diffusa. In questo paragrafo si analizza come l'apertura del fascio e quindi anche la radiazione diffusa influenzano la visibilità delle microcalcificazioni simulate. Si analizza in tal senso, l'andamento del segnale prodotto dalle microcalcificazioni rispetto al fondo. La Figura 2.15 riporta una ROI ricavata da una proiezione dei primari simulata del fantoccio presentato in Figura 2.2. In particolare, in Figura 2.15 si mostra la coppia di microcalcificazioni da 250 μm .

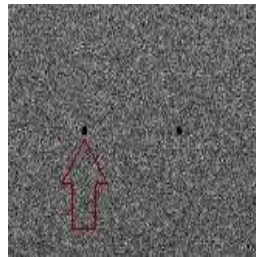


Figura 2.15. ROI da proiezione simulata di fotoni primari che mostra le microcalcificazioni di diametro di 250 μm .

Al fine di mostrare come possa risultare alterata e quindi, eventualmente ridotta, la visibilità delle microcalcificazioni al variare dell'apertura del fascio (H) si mostrano le microcalcificazioni presenti nelle proiezioni acquisite per micro-calcificazioni di diametro 250 μm (Figura 2.16), 200 μm (Figura 2.17), 180 μm (Figura 2.18) e 160 μm (Figura 2.19). Nei casi in Figure 2.16-2.19 si è utilizzato un fantoccio di 20 mm di spessore. Le seguenti proiezioni sono ricavate dalla somma delle proiezioni dei fotoni

primari e di quelle dei secondari. La somma è stata effettuata in maniera completamente analoga ai casi precedenti: utilizzando il software ImageJ, sono state sommate, pixel per pixel le proiezioni contenenti il contributo dei primari e delle secondarie.



Figura 2.16. Microcalcificazioni di diametro 250 μm delle proiezioni per fantoccio di spessore di 20 mm per le aperture del fascio sul rivelatore di a) 200 mm, b) 80 mm e c) 10 mm.

Si nota, da analisi qualitativa, che la visibilità di tali microcalcificazioni diminuisce all'aumentare dell'apertura del fascio.

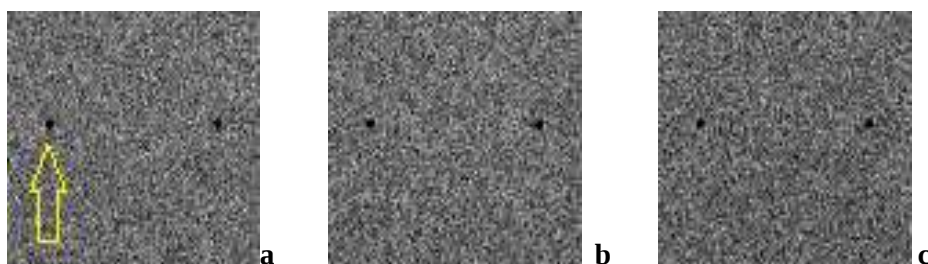


Figura 2.17. Microcalcificazioni di diametro 200 μm delle proiezioni per fantoccio di spessore di 20 mm per le aperture del fascio sul rivelatore di a) 200 mm, b) 80 mm e c) 10 mm.

Al diminuire del diametro delle microcalcificazioni (Figura 2.18 e Figura 2.19) si osserva un peggioramento della visibilità.



Figura 2.18. Microcalcificazioni di diametro 180 μm delle proiezioni per fantoccio di spessore di 20 mm per le aperture del fascio sul rivelatore di a) 200 mm, b) 80 mm e c) 10 mm. Si osserva nitidamente la riduzione del diametro della microcalcificazione rispetto alle precedenti immagini.

Infine, si mostrano le micro-calcificazioni aventi diametro inferiore a tutte, cioè quelle di diametro pari a $160\ \mu\text{m}$.

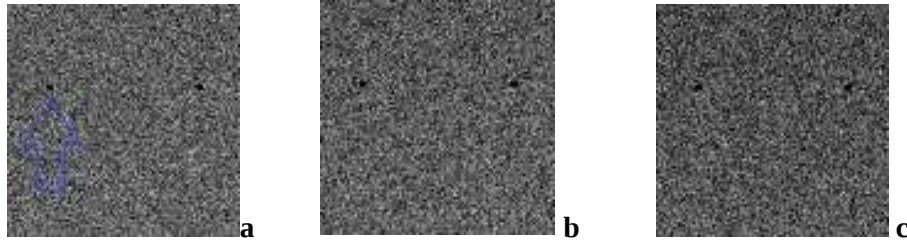


Figura 2.19. Microcalcificazioni di diametro $160\ \mu\text{m}$ delle proiezioni per fantoccio di spessore di 20 mm per le aperture del fascio sul rivelatore di a) 200 mm, b) 80mm e c) 10 mm. Si osserva ulteriormente la riduzione del diametro della microcalcificazione rispetto alle precedenti immagini.

Al fine di effettuare una valutazione quantitativa della visibilità delle microcalcificazioni, si stima il Signal Difference to Noise Ratio (SDNR). Si definisce SDNR la differenza tra il segnale introdotto dalla microcalcificazione e quello del fondo, diviso il rumore medio del fondo (σ_{BG}), ovvero la sua fluttuazione intorno al valore medio:

$$\text{SDNR} = \frac{(\text{valore picco}) - (\text{valore medio BG})}{\sigma_{BG}} \quad (6)$$

Al fine di stimare il segnale di picco si ricava un profilo passante per la microcalcificazione nella proiezione simulata (Figura 2.20). Quindi si effettua un fit di tipo polinomiale di secondo ordine per il profilo selezionato.

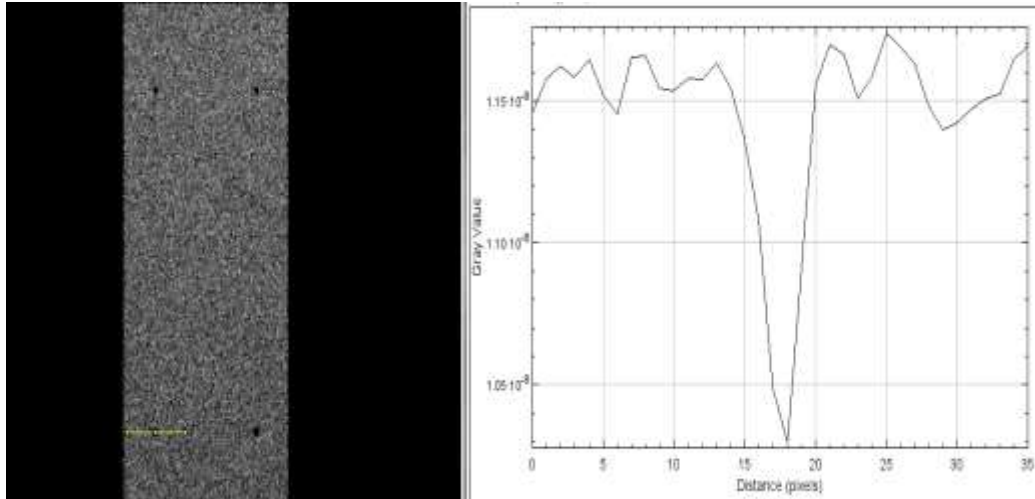


Figura 2.20. A sinistra: immagine visualizzata mediante ImageJ. Si osserva una linea profilo (in giallo) sulla microcalcificazione scelta. A destra si mostra il profilo lungo la linea, di cui a sinistra. La quale corrisponde al profilo della microcalcificazione scelta.

Il fit viene realizzato mediante il software di calcolo e visualizzazione grafica Origin-Pro. Si permette di stimare i 3 parametri che consentono di determinare univocamente il vertice della parabola del fit, ovvero il “picco”. Si stimano i parametri della parabola che consentono di determinare il picco della microcalcificazione per ciascuna delle 10 aperture del fascio, di quattro spessori differenti del fantoccio.

Il picco della microcalcificazione è calcolato considerandolo pari all’ordinata del vertice della parabola di fit:

$$\text{picco} = \frac{-\Delta}{4a} \quad (7)$$

Seguendo una procedura analoga ai casi precedenti, per ciascuna delle aperture si stima il valore medio e deviazione standard σ_{BG} del background da una ROI opportunamente selezionata e compresa tra le due microcalcificazioni (Figura 2.21).

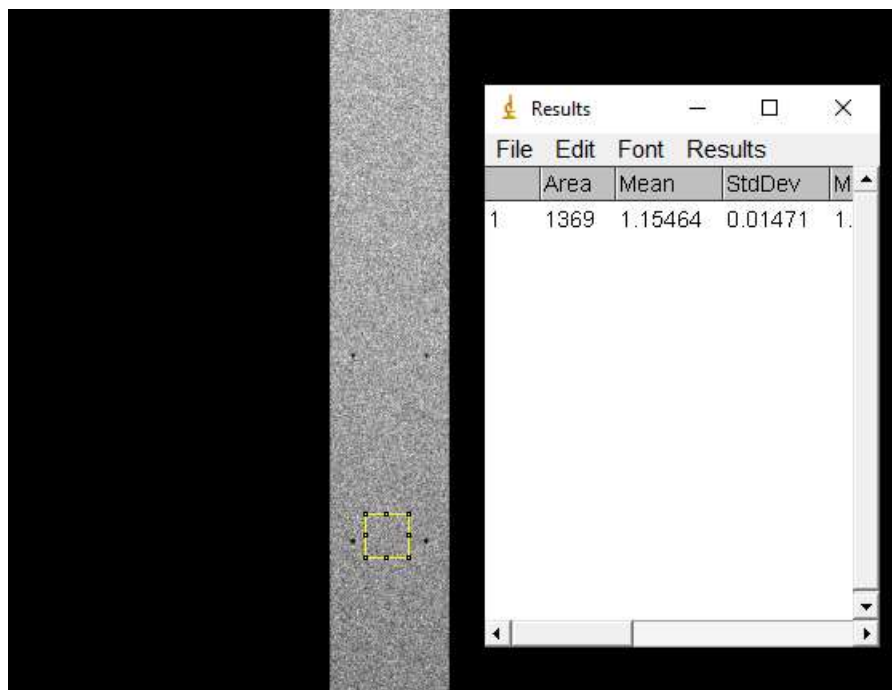


Figura 2.21. ROI realizzata sulla proiezione di apertura del fascio sul rivelatore pari a 10 mm, collocata tra le due micro-calcificazioni di 250 μm , per stimare valore medio del segnale e relativa deviazione standard. Indipendentemente dall'apertura e dallo spessore, la ROI ha sempre la stessa area. Si notano anche le microcalcificazioni di diametro 200 μm .

Dopo aver calcolato il picco, si determina l'SDNR (Signal Difference to Noise Ratio) della microcalcificazione, rispetto al background. L'SDNR viene stimato per ciascuna delle 10 aperture per i 4 spessori differenti di breast-tissue e per le microcalcificazioni di diametro 250 μm . Un'illustrazione della superficie del fantoccio irraggiato è presente in Figura 2.2. Gli andamenti al variare dell'apertura del fascio collimato sul rivelatore, per ciascuno dei quattro spessori, sono mostrati nelle successive Figure.

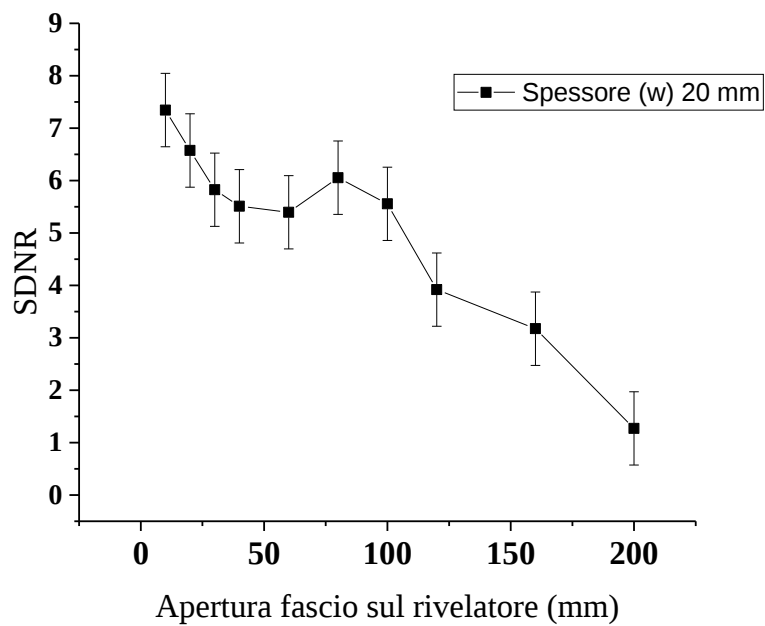


Figura 2.22. SDNR tra una microcalcificazione e il background (fondo) vs Apertura fascio sul rivelatore per lo spessore (w) del fantoccio di 20 mm.

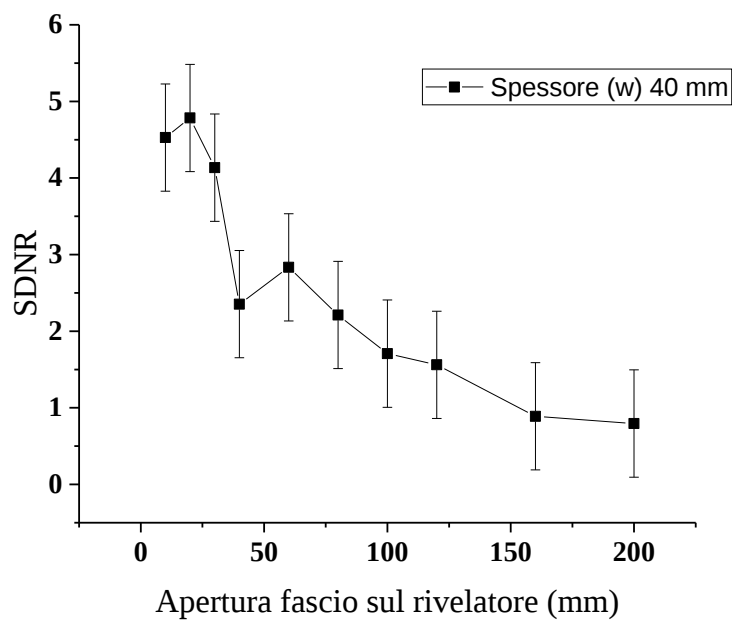


Figura 2.23. SDNR tra una microcalcificazione e il background (fondo) vs Apertura fascio sul rivelatore per spessore (w) del fantoccio di 40 mm.

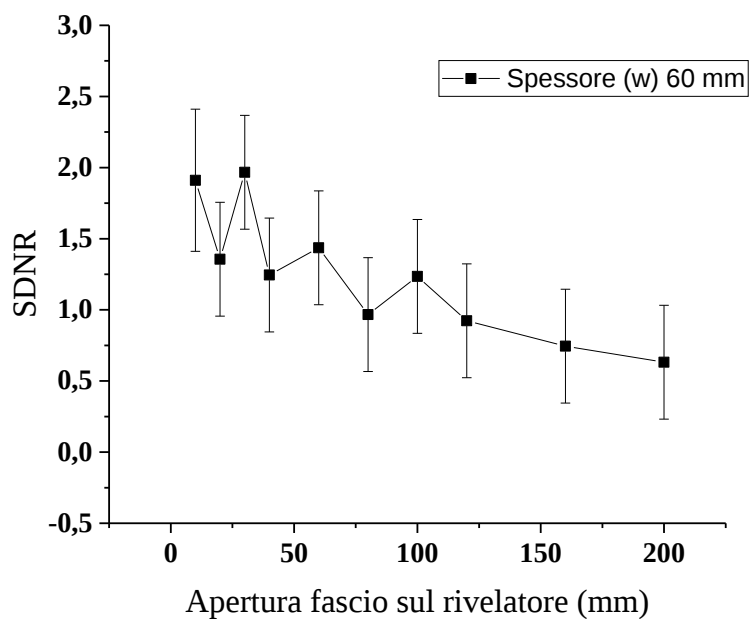


Figura 2.24. SDNR tra una microcalcificazione e il background (fondo) vs Apertura fascio sul rivelatore per uno spessore (w) del fantoccio di 60 mm.

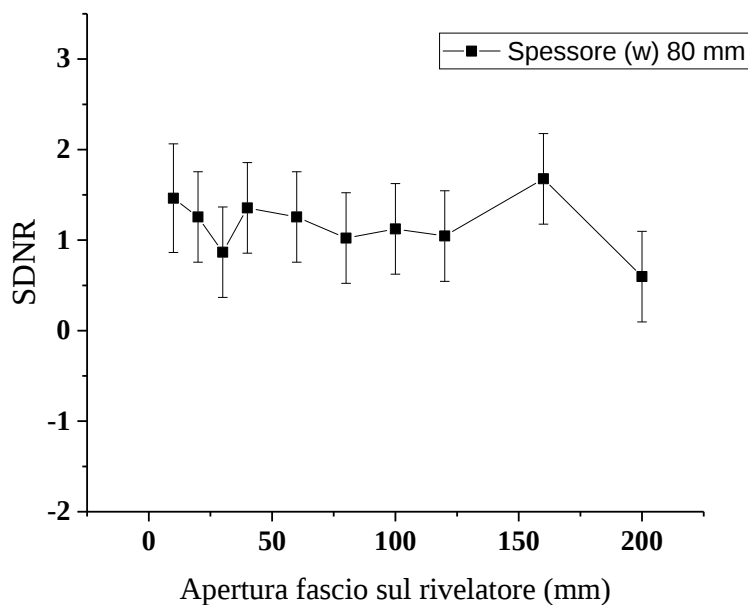


Figura 2.25. SDNR tra una microcalcificazione e background (fondo) vs Apertura fascio sul rivelatore per uno spessore (w) del fantoccio di 80 mm.

Per l'SDNR si osserva, nelle Figura 2.25, Figura 2.24, Figura 2.23 e Figura 2.22, un andamento decrescente all'aumentare dello spessore del fascio. Quindi stringendo il

fascio è più facile osservare le micro-calcificazioni e quindi maggiore è l'aumento del livello del segnale rispetto al fondo, che ne comporta. Questo comportamento può essere ascritto all'aumentare del livello di radiazione di scatter che raggiunge il rivelatore all'aumentare dell'apertura del fascio. Tali andamenti decrescenti sono meno evidenti per spessori maggiori del fantoccio, dove il minor segnale che raggiunge il rivelatore rende più rilevante l'incertezza relativa sulle stime. Valutazioni a statistica maggiore saranno necessarie per valutare appropriatamente questi comportamenti.

Capitolo 3

3. Fantoccio digitale tridimensionale per la valutazione della qualità dell'immagine

La seconda fase della tesi prevede lo sviluppo di un software in grado di simulare l'irraggiamento sia con il nuovo metodo di scansione tomografica proposto – ExoCT – che con quello tradizionale, con campo aperto e senza oscillazione, in modo da confrontare i due metodi e mostrare i benefici introdotti da questo nuovo tipo di configurazione proposto.

A tal proposito, si vogliono andare ad investigare i probabili benefici apportati dalla nuova geometria di scansione relativi all'incremento di accuratezza nelle stime dei coefficienti di attenuazione dei materiali, ovvero delle unità Hounsfield (HU). Inoltre, si vuole valutare l'incremento della qualità dell'immagine al variare della distanza dal centro del campo di vista (piano che contiene l'orbita di scansione della sorgente in CBCT) e la ripetibilità e riproducibilità dei valori misurati, investigando diverse aree del campo di vista.

Al fine di effettuare in-silico le valutazioni descritte, si introduce un fantoccio “digitale” presentato in questo paragrafo. In seguito, si farà riferimento a tale fantoccio come fantoccio MAU.

Si conviene che per stimare al meglio possibile i coefficienti lineari, così come le perdite di definizione dell'immagine, sia necessario realizzare un fantoccio che ne agevoli le suddette valutazioni e che agevoli le due differenti tipologie di scansione.

Al fine di valutare la variazione della cospicuità delle immagini al variare della posizione nel campo di vista, ovvero al variare della distanza dal piano contenente l'orbita di rotazione della sorgente, si è voluto imitare il fantoccio Defrise presentato nel capitolo 1. Quindi si sono alternate 20 lastre di Poli-Metil-Meta-Acrlato (PMMA, formula chimica $(C_5 H_8 O_2)_n$), separate da intercapedini di aria. Ogni lastra di PMMA è composta da $100 \text{ voxels} \times 100 \text{ voxels} \times 9 \text{ voxels}$, la cui dimensione può essere decisa in base alla necessità

di utilizzo. Le intercapedini di aria sono invece spesse 1 voxel, ma aventi stessa superficie delle lastre di PMMA. La Figura 3.1 riporta una rappresentazione del fantoccio, in vista sagittale (Figura 3.1(a)) ed in vista assiale (Figura 3.1(b)).

Questa configurazione consente di effettuare una prima valutazione sulla qualità delle immagini acquisite.

La configurazione descritta consente di effettuare, al termine delle acquisizioni dovute all'irraggiamento del fantoccio, una valutazione sulla cospicuità dell'immagine all'allontanarsi dalla macchia focale, ovvero la perdita di definizione dell'immagine acquisita. Questo è un primo parametro che consente di effettuare una valutazione sulla qualità delle immagini acquisite.

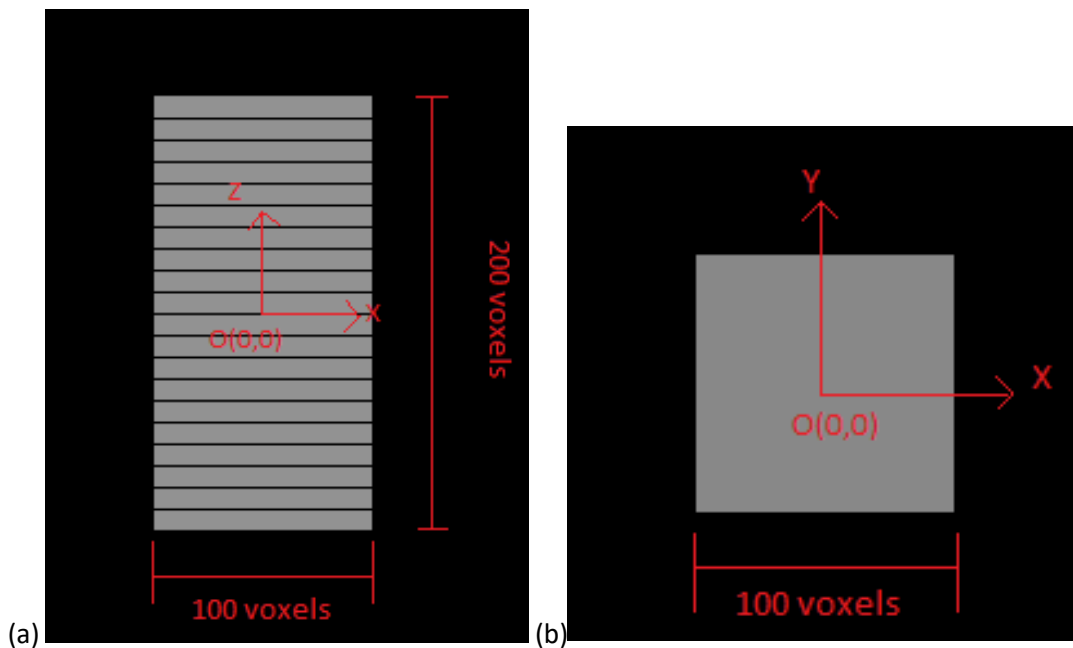


Figura 3.1. a) Rappresentazione in vista coronale del fantoccio composto da 20 lastre di PMMA (grigio) di 10 voxel di spessore, ed intervallate da lastra di aria (nero) di spessore 1 voxel. b) Rappresentazione di una slice del fantoccio composto di PMMA (grigio) in vista assiale. Si osservano le due dimensioni della superficie, entrambe pari a 100 voxel.

Come riportato in Figura 3.1, per le valutazioni successive, si riterrà il centro del sistema di riferimento concorde con il baricentro del fantoccio.

Al fine delle valutazioni di accuratezza e precisione delle stime dei coefficienti di attenuazione, si rende necessario l'inserimento all'interno del MAU di inserti di differenti

materiali. A tal fine si sono aggiunti quattro inserti da $10 \text{ voxels} \times 10 \text{ voxels} \times 9 \text{ voxels}$ di quattro diversi materiali:

La seconda parte della costruzione in silico del fantoccio digitale prevede l'introduzione di 4 box di pari dimensioni, ognuno composto da un differente materiale:

1. PVC (Poli-Vinil-Cloruro: $(CH_2CHCl)_n$).
2. PE (Poli-Etilene: $(C_2 H_4)_n$).
3. PC (Poli-Carbonato: $(C_{16} H_{14} O_3)$).
4. Acqua (H_2O).

I quattro inserti sono inseriti in quattro posizioni differenti col bordo distanziato di 10 voxels dal bordo della lastra di PMMA, come indicato nella slice coronale in Figura 3.2(a). Al fine di valutare come varia l'incertezza nella stima dei coefficienti di attenuazione al variare della distanza dal centro del fantoccio, gli stessi sono stati ripetuti in 5 diverse lastre i cui centri distano dal centro del fantoccio, in direzione assiale di mm:

1. 5 voxels
2. 35 voxels
3. 55 voxels
4. 75 voxels
5. 95 voxels

Si ricorda che la posizione 0 corrisponde ad avere la stessa quota Z dell'isocentro del MAU. Si inserisce inoltre, un inserto di aria $2 \text{ voxels} \times 2 \text{ voxels} \times 2 \text{ voxels}$ come indicato in Figura 3.2(a) per orientare le valutazioni nelle immagini 3D del fantoccio.

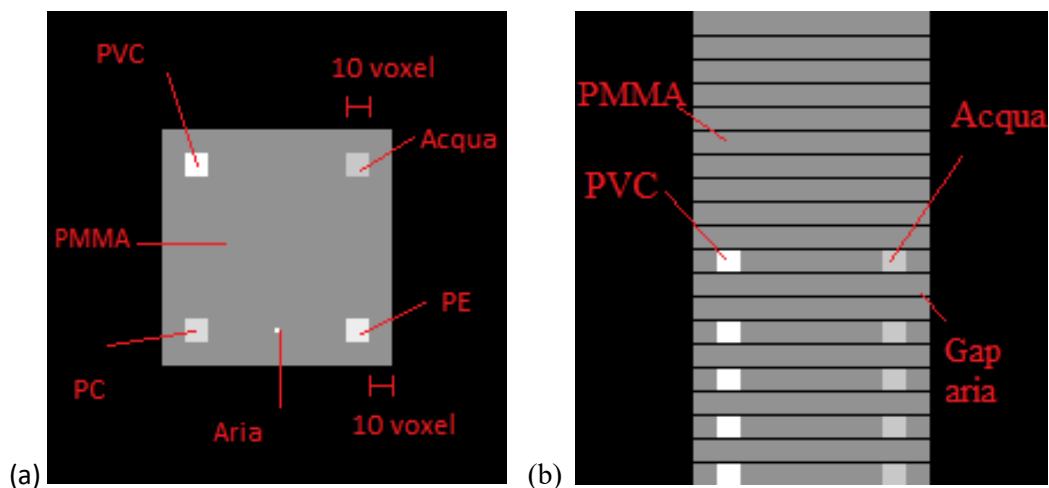


Figura 3.2. (a) vista assiale di una lastra del fantoccio MAU. Si osservano i 4 differenti colori per i 4 materiali distinti introdotti. In alto a destra vi è l'inserto di acqua, in basso a destra quello di PE, in basso a sinistra quello di PC ed in alto a sinistra quello di PVC. Ogni inserto ha dimensioni 10 voxels x 10 voxels. Inoltre, ogni lato di ogni inserto è posto ad una distanza di 10 voxels dal lato del PMMA. Il foro di aria è introdotto come indicatore della posizione dei quattro inserti. (b) possiamo osservare una vista coronale del fantoccio. Si osservano due dei quattro inserti, quello di acqua e quello di PE. Si osserva come i loro spessori siano pari a quelli delle lastre di PMMA, ovvero 9 voxels.

Capitolo 4

4. Riproduzione in-silico dello scanner ExoCT

La configurazione di scansione ExoCT proposta e la convenzionale CBCT vengono comparate, in questo capitolo, attraverso test in-silico, con la computazione di immagini simulate del fantoccio descritto nel precedente capitolo 3. Dato che le valutazioni di immagini CBCT/ExoCT richiedono grandi capacità computazionali, al fine di ridurre i tempi di calcolo si è ricorsi all'uso di un codice Monte Carlo basato su architettura GPU: GPU Geant4-based Monte Carlo Simulations (GGEMS). Questo è basato sul toolkit simulativo Geant4, ma parallelizza su architettura GPU il calcolo delle interazioni dei fotoni X, con l'obiettivo di una sostanziale riduzione dei tempi di calcolo.

4.1. Software Monte Carlo basato sulla piattaforma GGEMS

La piattaforma per simulazioni Monte Carlo GGEMS consente di lanciare le simulazioni Geant4 per le applicazioni di imaging e terapia particellare utilizzando l'architettura delle GPU, ovvero su delle unità di processore grafico, che consentono di accelerare la generazione ed il tracciamento dei fotoni. Il codice, per riprodurre in-silico gli esami tomografici è stato scritto in C++ e utilizza una routine scritta in Python per gestire le geometrie e le energie, nonché selezionare i parametri di input e output. Il software, in base alle librerie e funzioni richiamate consente, se opportunamente implementate, sia di sviluppare un fantoccio tridimensionale e sia di irraggiarlo. Utilizzando tale piattaforma di simulazione si è sviluppato ad i fini del lavoro di tesi, un codice per la simulazione di configurazione CBCT/ExoCT. Inoltre, GGEMS toolkit, permette anche la creazione di fantocchi digitali voxellizzati; per tale motivo è stato preferito per la realizzazione, in-silico, del fantoccio descritto nel cap.3. Il codice su come generarlo è dettagliato in appendice A, seguendo il manuale di GGEMS: Welcome to GGEMS Documentation-<https://doc.ggems.fr/v1.2/ggems.pdf>.

Le simulazioni della tesi sono state effettuate su scheda grafica NVIDIA P2200 con CUDA version 11.7.

La geometria di irraggiamento è la stessa di quella rappresentata nella Figura 2.1. I principali parametri geometrici sono inseriti nella Tabella 4.1. Per la geometria CBCT si acquisiranno 300 proiezioni su un angolo di scansione di 360°; nel caso dell'ExoCT, si useranno 300 oscillazioni con 3 proiezioni collimate per ogni oscillazione.

Distanza sorgente oggetto (SOD)	500 mm
Distanza sorgente immagine (SID)	750 mm
Dimensione pixel	0.1 mm
Tipo rivelatore	Flat panel
Forma del fascio	Fascio conico
Macchia focale	puntiforme

Tabella 4.1: la tabella contiene i principali parametri della seconda fase di simulazioni.

Le simulazioni radiografiche sono state riprodotte esattamente alla stessa maniera della precedente. Il rivelatore è realizzato mediante pixel assemblati in un modulo e ripetuti in sequenza. Per introdurre tutti i materiali del fantoccio MAU è necessario richiamarli dal file "materials.txt". Questo contiene l'elenco, compreso di densità di tutti gli elementi della Tavola Periodica e quello di molti composti utilizzati nelle simulazioni, compresi la composizione e densità. Alcuni materiali come PMMA, PC, PVC e PE sono stati introdotti ex novo perché non presenti nell'elenco. Le informazioni complete su composizione e densità sono state prese dall'elenco dei materiali presenti sul sito del Nist: <https://www.nist.gov/srm>.

Un approfondimento sul codice necessario ad impostare la configurazione d'irraggiamento è presente nell'Appendice B e Appendice C.

Il codice genera in output una proiezione radiografica dove il valore di ogni pixel riporta il numero totale dei fotoni che impattano in tale posizione sul rivelatore. Il codice permette di generare separatamente un'immagine di secondari, i.e. contando sul rivelatore i soli fotoni che hanno interagito almeno una volta nella geometria simulata.

Per l'ExoCT è necessario inserire un collimatore e traslarlo nel segmento che congiunge sorgente e isocentro dell'oggetto della quantità che si ritiene opportuna a determinare la collimazione programmata. Tale collimatore è formato da lamelle di tungsteno di 2mm a formare una fessura di 2 mm. Inoltre, ai fini della scansione oscillante che caratterizza la

ExoCT, è necessario inserire una sorgente che produce un fascio conico e traslarla sia verso l'alto che verso il basso, in modo che compia la traiettoria oscillatoria dall'alto verso il basso. Anche il rivelatore deve essere solidale in tale movimento oscillante

Per automatizzare la simulazione delle diverse viste radiografiche è stato realizzato un programma in C++. In particolare, consente di lanciare sul terminale la stringa necessaria per avviare la simulazione di irraggiamento, scegliendo il numero di fotoni in ingresso e dando la possibilità di far variare l'angolo di rotazione del fantoccio: “python3 ct_phantoccioPC.py -n 1000000000 -angle +to_string(i)”.

La Figura 4.1 riporta una proiezione simulata con la routine GGEMS del fantoccio MAU.

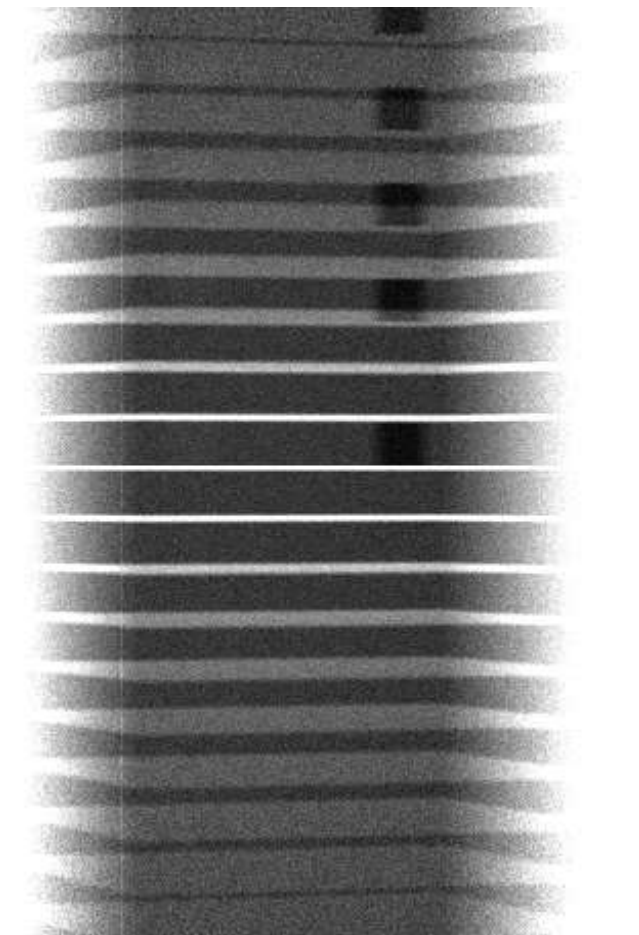


Figura 4.1. Vista proiettiva simulata del fantoccio MAU in scansione CBCT.

4.2. Validazione del software Monte Carlo per la simulazione degli scanner CT

Prima di effettuare l'irraggiamento in-silico del fantoccio MAU, è necessario validare il software in modo da valutare se esso risulta conforme all'uso previsto e soddisfi specifici requisiti. La validazione consiste nel confronto tra alcune simulazioni test realizzate con il software in esame e delle acquisizioni radiografiche sperimentali effettuate in laboratorio. Per le acquisizioni effettuate in laboratorio è stato utilizzato un tubo a raggi X denominato: Hamamatsu 150 kV Microfocus X-ray source L8121-03. Il rivelatore utilizzato è di tipo flat panel il cui nome è: X-Ray Flat Panel sensor Hamamatsu C7942CA-22. L'oggetto irraggiato è un fantoccio composto da una lastra di PMMA avente spessore 2 cm e superficie di dimensioni 20 cm × 20 cm e su questa è stato inserito una lamina di alluminio di dimensioni 5 cm × 5 cm × 0.1 cm. La lamina dal bordo coincidente con la lastra di PMMA è stata traslata di 1cm verso il centro della superficie. Le seguenti misure per gli oggetti da irraggiare sono effettuate utilizzando un calibro millesimale Mituyoyo, mentre le distanze geometriche mediante un metro a nastro metallico. Le acquisizioni effettuate in laboratorio sono state eseguite seguendo i parametri elencati in Tabella 4.2.

Distanza sorgente oggetto (SOD)	500 ± 1 mm
Distanza sorgente immagine (SID)	750 ± 1 mm
Spessore/materiale filtrazione aggiuntiva	1.58mm Al
Tensione anodica	80 KVp
Tipo rivelatore	Flat panel
HVL	2.20 mm Al
Tube Output	0.139 mGy/mAs
Corrente del tubo	500 µA

Tabella 4.2. *Principali parametri della configurazione di laboratorio*

Sono state effettuate 80 acquisizioni radiografiche e successivamente mediate. Al termine l'immagine media è stata pulita, mediante il software ImageJ, con la seguente procedura:

$$\text{Immagine pulita} = \frac{\text{Immagine} - \text{Dark}}{\text{Flat} - \text{Dark}} \quad (8)$$

Anche per il flat e il dark sono state eseguite 80 acquisizioni e poi mediate. Le operazioni di cui eq. (8) sono state effettuate pixel a pixel. L'immagine flat è acquisita con gli stessi parametri di irraggiamento dell'immagine, mentre il dark è una acquisizione a fascio spento intesa a rimuovere il segnale di background del rivelatore. Ai fini del confronto è stata ripetuta la stessa configurazione di irraggiamento in-silico, irraggiando con una sorgente con un fascio monocromatico a 41 keV (energia media del fascio usato in laboratorio). Nel caso simulato, l'operazione di cui eq. (8) si traduce in una semplice divisione per l'immagine di flat simulata (poiché si suppone che non vi sia un segnale di fondo da dover rimuovere nella simulazione). In Figura 4.2 è possibile osservare le due acquisizioni, quella in-silico in Figura 4.2(a) e quella di laboratorio in Figura 4.2(b). I profili delle immagini che passano per i bordi di PMMA ed Alluminio sono riportati in Figura 4.3(c). Da questo confronto si nota che i due profili, quello simulato e quello misurato, sono comparabili.

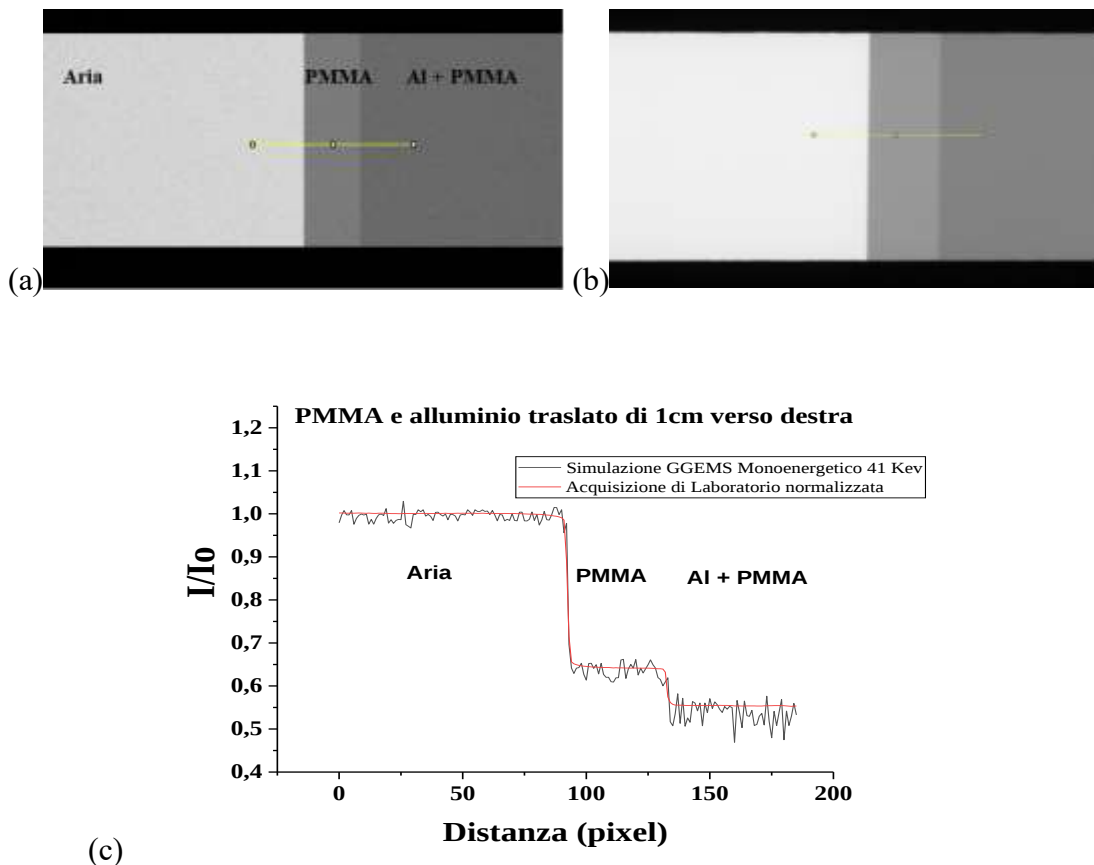


Figura 4.2. a) Proiezione simulata mediante il software GGEMS dove si osservano 3 materiali diversi: PMMA, alluminio e aria. b) Proiezione acquisita in laboratorio e poi “pulita”. c) Profili delle immagini valutati lungo le linee gialle in (a) e (b).

Successivamente si effettua una valutazione dei tempi computazionali necessari a tracciare sia su CPU (Central Processing Unit), utilizzando il codice sviluppato per le simulazioni del Capitolo 2, che su GPU, dell'irraggiamento di 10^9 fotoni su un fantoccio di PMMA di dimensioni $10\text{ cm} \times 10\text{ cm} \times 2\text{ cm}$. Il numero totale dei fotoni lanciati con il software basato su piattaforma GGEMS è calcolato in modo tale da avere 10^9 fotoni che raggiungono il rivelatore nel caso di assenza di oggetti interposti tra sorgente e rivelatore; questo non è necessario con il codice scritto per le simulazioni del capitolo 2, che permette di definire l'area irraggiata tramite macro. Il codice che gira su CPU è utilizzato su un server che monta due AMD EPYC 7281 16-Core Processor con un totale di 64 thread, con frequenza di clock di 2.1 GHz. Invece, la GPU utilizzata è NVIDIA P2200 con CUDA toolkit version 11.7. Le simulazioni prese in esame riguardano due tipi di configurazione:

- Cone Beam CT Full Field (FF).
- Cone Beam CT con collimatore ad apertura di 2 mm valutata sul piano del rivelatore ($H = 2\text{ mm}$ nella Figura 2.1).

I dati sui tempi necessari (espressi in secondi) ad effettuare i due tipi di irraggiamento, sono stati inseriti nella Tabella 4.3.

Configurazione	CPU	GPU
CBCT FF	2750 secondi	275 secondi
CBCT collimato	5060 secondi	2820 secondi

Tabella 4.3. *Valutazione dei tempi computazionali necessari ad irraggiare un fantoccio omogeneo di PMMA con 10^9 fotoni, nelle configurazioni CBCT FF e CBCT collimato.*

Dalla Tabella 4.3 evince in maniera abbastanza netta la miglioria introdotta dall'utilizzo delle GPU rispetto alle CPU, riguardo ai tempi computazionali dei processi in-silico. Questo perché le GPU possiedono un'architettura che consente di lanciare in parallelo tanti processi, consentendo di eseguirli in modo efficiente. Questo porta a un notevole incremento delle prestazioni e alla riduzione dei tempi computazionali per completare complessi calcoli scientifici e simulazioni come queste due in esame. Infatti, utilizzando le GPU il processo eseguito in CBCT FF si riduce di ben 10 volte utilizzando le GPU piuttosto che le CPU, mentre con il processo eseguito in CBCT collimato i tempi computazionali si riducono del 45% circa.

La riduzione della differenza nei tempi di calcolo nel caso di fascio collimato sono principalmente dovuti ad una limitazione di GGEMS, che permette esclusivamente di generare sorgenti coniche, e quindi la necessità di tracciare i fotoni indirizzati verso porzioni del collimatore non includenti la fessura; per cui bisogna aumentare di un ordine di grandezza circa il numero di fotoni generati dalla sorgente. D'altro canto, il software utilizzato su CPU genera e traccia solo i fotoni indirizzati nell'area di collimazione voluta. Per cui la notevole differenza tra i primi due tempi computazionali si riduce nel secondo caso, quello CBCT collimato.

I risultati sui tempi computazionali consentono di illustrare la convenienza dell'utilizzo delle GPU e quindi del nuovo software GGEMS, contando inoltre anche il risultato positivo ottenuto nella fase di validazione. Questi forniscono due valide motivazioni sul suo utilizzo nel prosieguo della tesi.

4.3. Software per la ricostruzione ExoCT

Al termine dell'irraggiamento del fantoccio, utilizzando il software ImageJ si possono ricavare uno stack delle acquisizioni e mediante un'opportuna elaborazione si ottengono i sinogramma. Questo è corretto per il flat, cioè le singole proiezioni sono divise pixel a pixel per un'immagine flat simulata senza l'oggetto nel campo di vista. Ognuno dei valori contenuto nel pixel è proporzionale all'intensità normalizzata del fascio incidente. Il software di ricostruzione è basato sul toolkit Astra Toolbox (<https://www.astra-toolbox.com/>). Tale software di ricostruzione CT permette tra le altre cose, la ricostruzione di immagini 3D da proiezioni acquisite in geometria di scansione CBCT. Astra Toolbox fornisce routine Matlab che permettono ricostruzioni tomografiche su architettura GPU, garantendo tempi brevi e permette inoltre di definire arbitrariamente la posizione della sorgente ed il rivelatore durante la scansione, dando in tal modo la possibilità di ricostruire il volume 3D partendo dalle proiezioni acquisite in geometria di scansione caratterizzante la ExoCT. Al fine di semplificarne l'uso del software di ricostruzione, è stata sviluppata un'interfaccia grafica che permette all'utente di procedere con ricostruzioni ExoCT e CBCT senza necessità di modificare parti di codice.

Un'immagine esplicativa che mostra la GUI del software di ricostruzione è rappresentata in Figura 4.3.

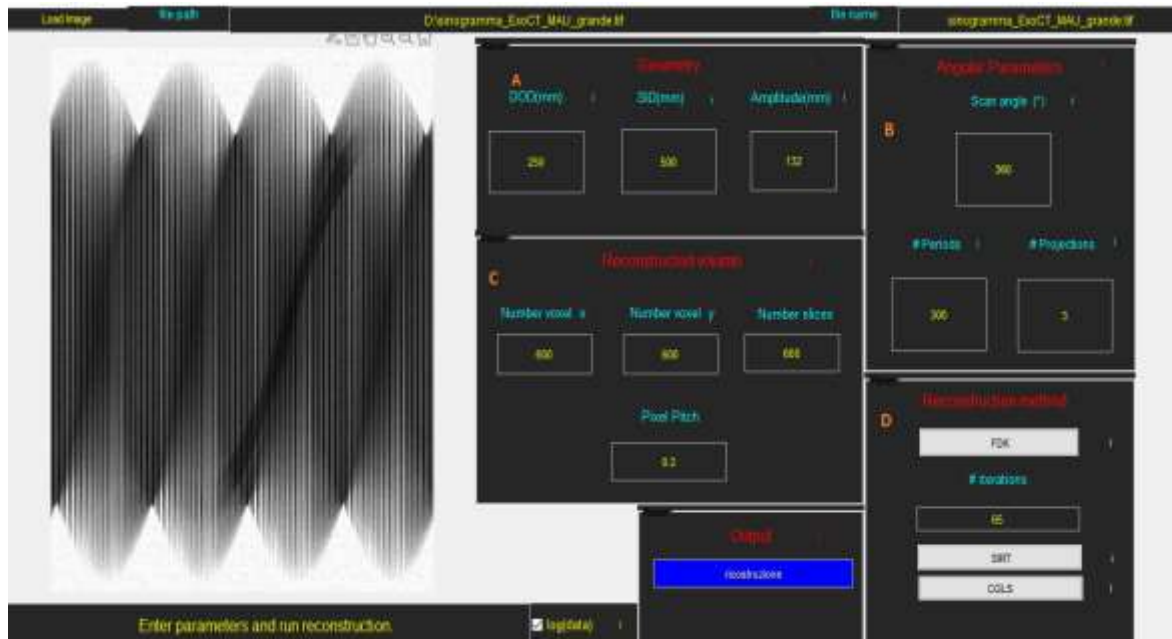


Figura 4.3. GUI del software di ricostruzione. La sezione A stabilisce i parametri geometrici della configurazione in esame. La sezione B stabilisce i parametri angolari. La sezione C riporta i parametri volumetrici di ricostruzione, la sezione D il metodo di ricostruzione. Infine, ci sono le sezioni in cui si possono scegliere i sinogramma di input “Load File”, scrivere il nome per l’output e se effettuare o meno il logaritmo naturale dei punti dei sinogramma in input. Si osserva, come nell’esempio in Figura, anche l’anteprima dei sinogramma da ricostruire.

La GUI consente di caricare i sinogramma scelti per la ricostruzione, premendo sul button “Load File”. Si consente di prelevarli dal PC locale dove è allocato il software o da qualsiasi drive collegato al locale, e anche di visualizzare come anteprima, mediante un’apposita finestra posta al di sotto del pushbutton, i sinogramma scelti per la ricostruzione. Ci sono inoltre, una barra che consente di visualizzare il percorso completo dei sinogramma ed una per il nome completo del file scelto.

Gli aspetti più importanti del software sono la scelta dei parametri geometrici e angolari per la ricostruzione.

In primis, i parametri geometrici che sono indicati nel blocco denominato “Geometry” indicato con A:

- DOD: Detector to Object Distance, consente di impostare la distanza tra il rivelatore e fantoccio inserito durante la fase di acquisizione.

- SID: Source to Isocentre Distance, che consente di impostare la distanza tra l'isocentro dell'oggetto e la sorgente.
- Amplitude: si tratta di un importante parametro geometrico legato alla distanza massima che percorre la sorgente nella geometria di scansione ExoCT in direzione assiale. Infatti, la scansione di tipo ExoCT è caratterizzata da un'oscillazione dall'alto verso il basso, contemporaneamente alla rotazione, della sorgente. Il nome, non a caso, è traducibile come Ampiezza di oscillazione della sorgente.

Questi parametri consentono di definire l'aspetto geometrico della scansione eseguita. In particolare, per visualizzare meglio l'ampiezza si rimanda alla Figura 1.7 (illustrazione ExoCT). L'ampiezza è la distanza tra i due picchi della curva di oscillazione.

Nel blocco “Angular Parameters”, indicato con l'indice B in Figura 4.3, sono contenuti i parametri strettamente collegati al protocollo di scansione:

- Scan Angle: ampiezza dell'angolo che viene “spazzato” durante la fase di acquisizione.
- Projections: il numero di proiezioni che si acquisiscono per ogni periodo di scansione. La traiettoria di scansione prevede che contemporaneamente alla rotazione avvenga l'oscillazione della sorgente; per cui il numero di punti, presenti lungo il segmento che congiunge il punto massimo e minimo dell'oscillazione, ovvero Amplitude, costituiscono il numero di proiezioni. Nel caso di CBCT questo parametro è presettato a 1.
- Periods: è il numero di oscillazioni della sorgente per lo Scan Angle totale. Nel caso di CBCT periods è il numero di proiezioni totali, laddove Amplitude è impostata a 0. Il numero di angoli della traiettoria di scansione in cui si effettuano delle acquisizioni. Per ciascun angolo di acquisizione si procede ad ottenere una o più acquisizioni a seconda della tipologia di acquisizione Cone Beam CT e dei parametri scelti.

Una seconda parte del processo di ricostruzione è caratterizzato dalla scelta dei parametri volumici per la ricostruzione (Figura 4.3-C), ovvero la dimensione del volume ricostruito espresso in numero voxel in direzione x e y che vanno a definire l'estensione della slice assiale, ed il numero di sliceo. Inoltre, si consente di scegliere, tramite la voce “Pixel

pitch” le dimensioni del pixel del rivelatore; il software, quindi, ricostruisce volumi con voxel cubici con lato uguale all’estensione del pixel pitch.

Un altro blocco permette di richiedere al software di effettuare o meno il logaritmo dei dati acquisiti in input. Essendo le proiezioni divise pixel per pixel per il flat, allora ognuno dei valori contenuto nei pixel è proporzionale all’intensità normalizzata del fascio incidente. Seguendo la legge di Lambert-Beer, il valore dei pixel normalizzato può essere valutato come:

$$\frac{I(x)}{I_0} = e^{-\int(\mu) dx} \quad (9)$$

dove $I(x)$ rappresenta l’intensità di attenuazione del fascio ad una certa distanza x dalla sorgente, mentre I_0 l’intensità del fascio valutata nello stesso punto x (per fascio conico divergente), ma in assenza dell’oggetto nel campo di irradiazione. In quanto il Toolkit di ricostruzione tomografica utilizzato inverte la trasformata di Radon (all’esponente del secondo membro dell’eq.9) è necessario invertire l’esponenziale.

$$\int \mu dx = -\ln \left(\frac{I(x)}{I_0} \right) \quad (10)$$

Un ulteriore blocco della GUI consente di scegliere il tipo di algoritmo con cui si vuole adoperare la ricostruzione del file di input. La scelta è tra tre algoritmi:

- FDK algorithm, acronimo di algoritmo di Feldkamp-Davis-Kress. Si tratta di un algoritmo di ricostruzione di tipo analitico che consente di ottenere le slice ricostruite in geometria Cone Beam CT, mediante la tecnica analitica della retroproiezione.
- SIRT, acronimo di Simultaneous Iterative Reconstruction Technique. Si tratta di un algoritmo di ricostruzione di tipo iterativo, ovvero utilizza una tecnica che, per migliorare l’immagine ricostruita, ha bisogno di un numero via via crescente di iterazioni per migliorare l’immagine ricostruita.
- CGLS, acronimo di Conjugate Gradient Least Squares. Si tratta di un algoritmo di tipo iterativo, che minimizza in base al numero di iterazioni richiesto, l’errore quadratico medio, in modo da migliorare l’immagine ricostruita. Si tratta di un

algoritmo che ha bisogno di un numero inferiore di iterazioni rispetto al SIRT per convergere ad un'immagine ricostruita in maniera ottimale.

L'algoritmo di ricostruzione iterativo ha la necessità di avere in input anche il numero di iterazioni necessarie. Infatti, vi è un'apposita casella posta al di sopra di entrambi, in cui è necessario inserire il numero di iterazioni.

Infine, vi è l'Output Name, ovvero la scelta del nome con cui si intende salvare in Output, le immagini ricostruite. Ciascuna di esse è distinta dalle altre dalla presenza di un indice numerico, che varia in base al numero di slice scelto per la ricostruzione. La barra "Software Status" indica lo stato di avanzamento del programma di ricostruzione, una volta che è stata avviata. Sono presenti anche degli info point, il cui simbolo è una "i", di fianco ad ogni casella dei parametri implicati nella ricostruzione. Passando con il cursore sopra ciascuno di essi, compare una finestra in cui è inserita una breve spiegazione sul parametro da impostare o da scegliere.

In questo lavoro di tesi, le ricostruzioni sono effettuate mediante l'algoritmo di tipo analitico, ovvero l'algoritmo FDK. Questo per ridurre notevolmente i tempi necessari alla ricostruzione.

Al termine del processo di ricostruzione, si possono visualizzare le slice dei sinogramma ricostruite. Queste sono salvate dal software in formato di file di testo: Nome_file_sl_i.txt, dove "Nome_file" è il nome scritto nella casella Output Name, "sl" è inserito automaticamente dal software ed è un'abbreviazione di slice, mentre "i" è l'indice numerico di ciascuna slice che consente di distinguerla dalle altre. L'indice numerico i assume valori compresi tra 1 e il numero scelto per il parametro di ricostruzione volumico lungo Z, ovvero Number slices.

4.4. Stime quantitative del fantoccio simulato

Il principale scopo delle simulazioni svolte è quello di stimare i coefficienti di attenuazioni lineari dei materiali irraggiati e di confrontare i risultati ottenuti con entrambe le configurazioni. Inoltre, i risultati sono anche confrontati con le stime teoriche ottenute mediante l'utilizzo del software XMuDAt. Questo software, sviluppato dall'Istituto di Fisica Biomedica e Tecnica dell'Università di Vienna (XMuDAt: Photon

attenuation data on PC Version 1.0.1 of August 1998- Report IAEA-NDS-195) consente di calcolare i coefficienti di attenuazione, di assorbimento e di trasferimento di energia di una vasta gamma di materiali, in un range di energia dei fotoni compreso tra 1 keV e 50 MeV. Fornisce anche la composizione e la densità dei materiali scelti. Consente inoltre, di visualizzare l'andamento del coefficiente di attenuazione massico del materiale scelto in funzione dell'energia. Da tale punto in poi, per evitare di ripetere continuamente la fonte di provenienza delle suddette stime, saranno indicate semplicemente come stime teoriche. In primis, si calcolano i coefficienti di attenuazione teorici dei cinque materiali distinti inseriti nel fantoccio irraggiato. I coefficienti massici sono stati calcolati all'energia di 41 keV, ovvero l'energia media del fascio utilizzato in laboratorio. I valori numerici sono stati raccolti nella Tabella 4.4.

Materiale	Densità d (g/cm^3)	Coefficiente attenuazione massico $\frac{\mu}{\rho}$ ($\frac{cm^2}{g}$) all'energia medio del fascio, 41 keV	Coefficiente attenuazione lineare μ (cm^{-1})
PVC	1.41	0.688	0.956
PC	1.20	0.22	0.264
PE	0.93	0.224	0.208
Water	1.00	0.262	0.262
PMMA	1.19	0.23	0.273

Tabella 4.4. Valori numerici dei coefficienti di attenuazione dei materiali ricavati teoricamente (XMuDat).

Successivamente si passa a stimare i valori dei coefficienti di attenuazione lineare ottenuti dall'irraggiamento, sia in configurazione di CBCT che in configurazione di ExoCT del fantoccio MAU, le cui dimensioni sono: 100 voxels $\times$ 100 voxels $\times$ 200 voxels. Si è posto: 1 voxel = 0.5 mm.

Si effettuano due tipi di stime per ciascuna delle due configurazioni di irraggiamento. Nella prima fase si tratta di stimare il coefficiente di attenuazione lineare dei materiali in una slice posta al centro del fantoccio ricostruito. I coefficienti di attenuazione sono stimati in una ROI di dimensioni: 12 pixels $\times$ 12 pixels, posta al centro della superficie di ciascun blocco di materiale differente, compreso il PMMA, utilizzando il software di calcolo e visualizzazione di immagini ImageJ. Nella Figura 4.4 si mostra come sono

stimati i coefficienti di attenuazione lineari μ (pixel^{-1}) per l'immagine del fantoccio ricostruito mediante l'algoritmo di ricostruzione analitico.



Figura 4.4. Valutazione del coefficiente di attenuazione lineare del PVC nella slice centrale per il fantoccio ricostruito con configurazione CBCT, effettuata servendosi del software ImageJ. Non sono visibili tutti e quattro gli inserti per ridotto CNR rispetto al fondo di PMMA.

Il valore medio ricavato è misurato in pixel^{-1} . Poiché ciascun pixel del rivelatore è pari a 0.2 mm, allora è necessario scrivere la seguente equazione di equivalenza per passare da pixel^{-1} a cm^{-1} :

$$\text{Valore medio in } (\text{cm}^{-1}) = \text{Valore medio in } (\text{pixel}^{-1}) \cdot \frac{1 (\text{pixel})}{0.02 \text{ cm}} \quad (11)$$

Nella Tabella 4.5 si mostrano, in configurazione CBCT con fascio non collimato e in ExoCT, le stime dei coefficienti di attenuazione μ dei 5 materiali distinti che compongono il fantoccio alla distanza di 5 mm dal centro del fantoccio.

Materiale	Stima μ (cm^{-1}) CBCT	Differenza percentuale con valore teorico	Stima μ (cm^{-1}) ExoCT	Differenza percentuale con valore teorico
PMMA	0.271 ± 0.131	1.0 %	0.273 ± 0.129	0.0 %
PVC	0.886 ± 0.135	7.3 %	0.912 ± 0.146	4.6 %
PE	0.204 ± 0.111	2.3 %	0.208 ± 0.131	0.5 %
PC	0.261 ± 0.113	0.9 %	0.261 ± 0.107	0.6 %
Water	0.259 ± 0.119	1.0 %	0.262 ± 0.098	0.0 %

Tabella 4.5. Valutazioni dei coefficienti di attenuazione lineare μ in CBCT non collimato e ExoCT del MAU piccolo. Le valutazioni sono effettuate alla distanza di 5 mm dal centro del MAU. Si osserva la diminuzione della discrepanza tra valori teorici e valutazioni in ExoCT, se confrontate con quelle di CBCT.

Le differenze con i valori teorici si riducono notevolmente nella configurazione di scansione ExoCT. Infatti, dalla Tabella 4.5 si osserva che il PVC passa da una differenza con il torico del 7.3% in CBCT ad una differenza pari a 4.6 % in ExoCT. Analogamente per il PE si passa da una differenza pari al 2.3 % per CBCT ad una pari allo 0.5 % per l'ExoCT. Inoltre, per il PMMA si passa da una differenza pari all'1.0 % in CBCT ad una differenza pressoché nulla (le differenze sono sulla quarta cifra decimale che non è stata inserita in Tabella 4.5). Successivamente, si valutano nelle due configurazioni i valori dei coefficienti di attenuazione del PMMA e del PVC per ognuna delle cinque lastre contenenti gli inserti a cinque distanze dal centro del fantoccio. Nella Tabella 4.6 e Tabella 4.7 sono riportati i valori stimati rispettivamente per ExoCT e per CBCT a fascio non collimato.

Distanza lastra -centro del fantoccio	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PMMA in ExoCT	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PVC in ExoCT	Differenza percentuale teorico e PMMA	Differenza percentuale teorico e PVC
5 mm	0.273 ± 0.117	0.912 ± 0.145	0.0 %	4.2 %
35 mm	0.273 ± 0.126	0.909 ± 0.129	0.0 %	4.5 %
55 mm	0.273 ± 0.135	0.909 ± 0.125	0.0%	4.5 %
75 mm	0.272 ± 0.132	0.905 ± 0.128	0.4 %	4.9 %
95 mm	0.271 ± 0.129	0.905 ± 0.130	0.7 %	4.9 %

Tabella 4.6. Valutazioni dei coefficienti lineari di attenuazione μ al centro di ciascuna delle cinque slab di PMMA contenenti gli inserti, per la configurazione ExoCT con tre proiezioni per periodo per il MAU piccolo.

Distanza lastra- centro del fantoccio	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PMMA in CBCT	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PVC in CBCT	Differenze percentuali teorico e PMMA	Differenze percentuali teorico e PVC
5 mm	0.272 ± 0.129	0.886 ± 0.136	0.6 %	7.5 %
35 mm	0.271 ± 0.136	0.878 ± 0.126	1.1 %	8.2 %
55 mm	0.265 ± 0.140	0.876 ± 0.129	4.2 %	8.4 %
75 mm	0.272 ± 0.138	0.876 ± 0.124	0.6 %	8.4 %
95 mm	0.230 ± 0.107	0.444 ± 0.010	15.2 %	53.0 %

Tabella 4.7. Valutazioni dei coefficienti lineari di attenuazione μ al centro di ciascuna delle cinque lastre di PMMA contenenti gli inserti, per la configurazione CBCT a fascio non collimato per il MAU piccolo. La valutazione a 95 mm risulta problematica perché c'è un difetto di immagine dovuto all'uscita dal campo di vista (artefatto da cono).

La valutazione del coefficiente di attenuazione distante 95 mm dall'isocentro del fantoccio, nella configurazione CBCT a fascio non collimato, risulta problematica a causa di un difetto di ricostruzione dovuto all'uscita dal campo di vista, come si può vedere nella Figura 4.5(a) dove è evincibile un artefatto da cono. Nella configurazione ExoCT le valutazioni risultano molto più vicine alle stime teoriche, se confrontato con la configurazione CBCT. Infatti, si ha che per il PVC, in ExoCT si differisce del 4.2 % dal teorico, mentre in CBCT del 7.3 %. Invece, il PE, in ExoCT differisce dello 0.5 % dal

teorico, mentre in CBCT del 2.3 %. Per il PC, in ExoCT si differisce dello 0.6 % dal teorico, mentre in CBCT dello 0.9 %. Mentre sia per Acqua che PMMA, in ExoCT, le differenze sono pressoché nulle, perché per entrambe le differenze sono sulla quarta cifra decimale. In CBCT le differenze rispetto al teorico sono pari a 0.9 % per l'Acqua e 1.0 % per il PMMA. Nella Figura 4.5(b) è presente il profilo che consente di valutare in termini di cospicuità di un'immagine del MAU ricostruito.

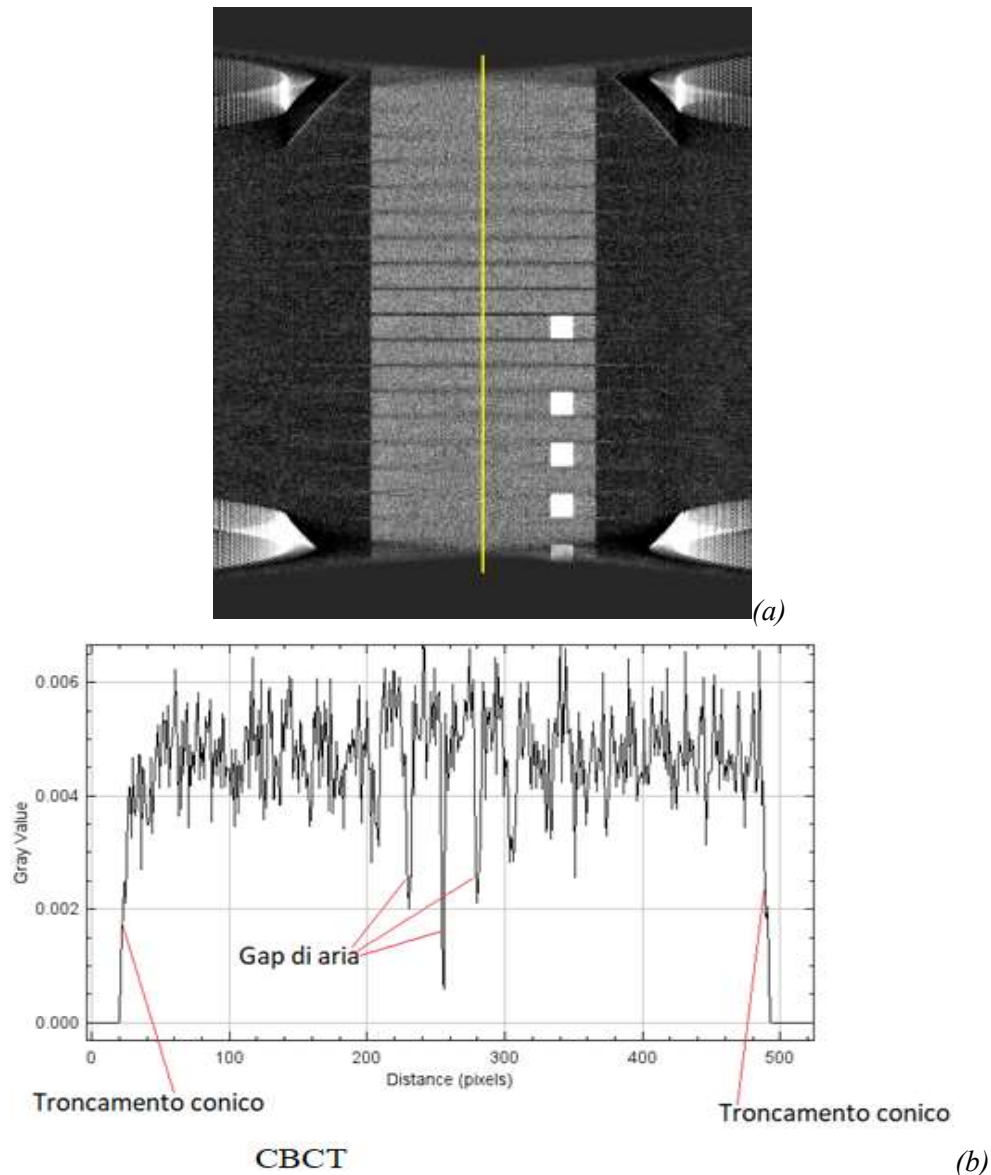


Figura 4.5. a) Vista in coronale del fantoccio MAU piccolo ricostruito in CBCT a campo intero. Si osservano le dimensioni del fantoccio ricostruito (linee più chiare rispetto al fondo). Si osserva la presenza simmetrica di due troncamenti conici e la fuoriuscita di un inserto dal campo di vista. b) Si osserva il profilo sulla linea tracciata in giallo che mostra come perde la definizione dell'immagine all'allontanarsi dalla macchia focale.

Nella Figura 4.6 si osservano la ricostruzione del MAU in vista coronale e la valutazione in cospicuità dell'immagine nella configurazione ExoCT.

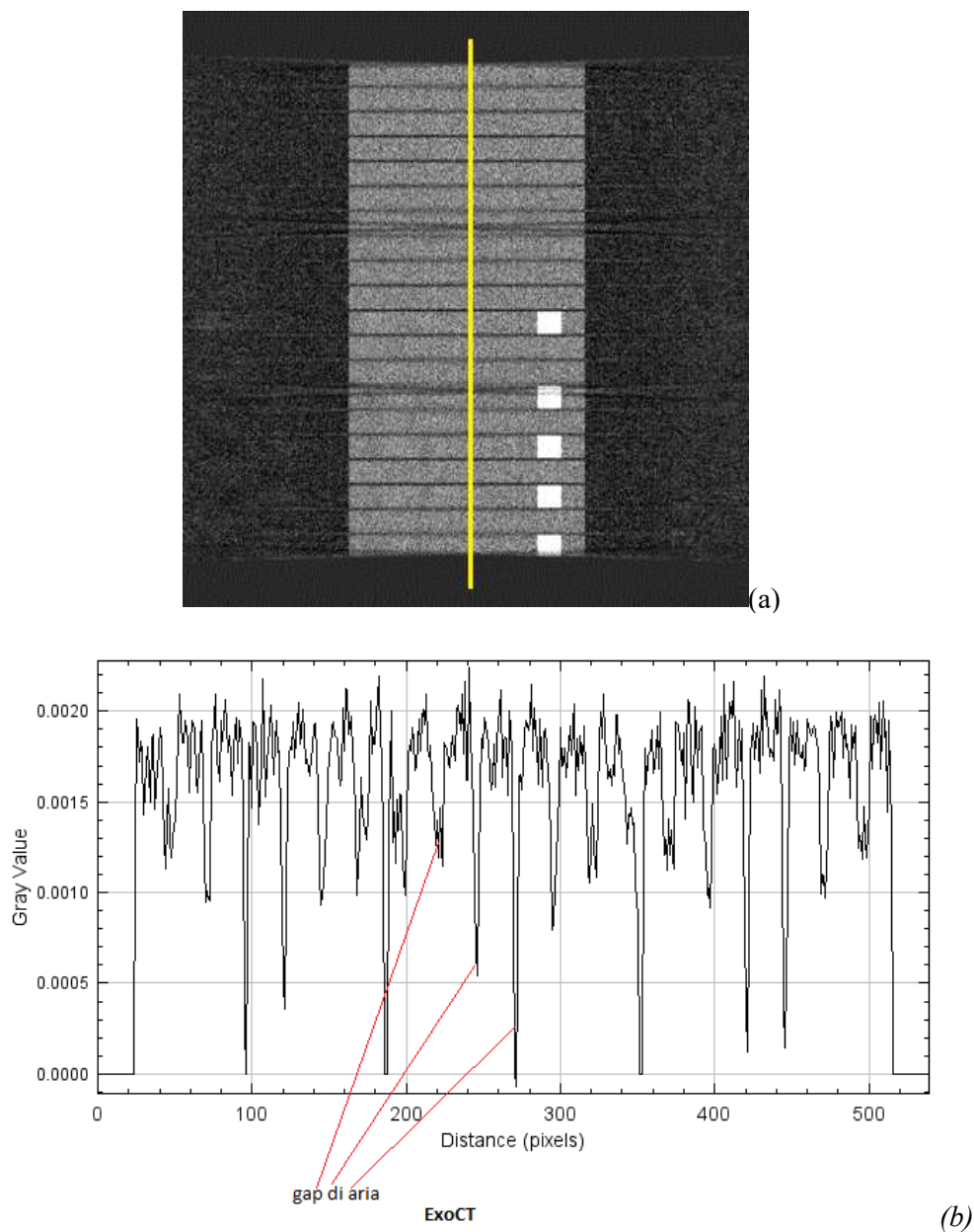


Figura 4.6. a) Il MAU di dimensioni $10\text{ cm} \times 10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ in vista coronale per l'ExoCT. Si traccia una linea profilo passante per l'isocentro, analogamente a quanto visto in Figura 4.5. Non si osservano troncamenti conici. b) Tracciando il profilo si osservano i picchi degli inserti d'aria del MAU. Si osserva una riduzione della perdita in cospicuità all'allontanarsi dal centro del fantoccio, se confrontato con la CBCT di Figura 4.5.

Nella configurazione ExoCT si osservano quindi, dei benefici in termini di riduzione degli artefatti. Si effettuano valutazioni anche in merito alla perdita di definizione

dell'immagine all'allontanarsi dalla macchia focale, ovvero si valutano le perdite in cospicuità delle immagini. La valutazione può essere effettuata sui gap di aria inseriti tra le varie slab di PMMA, sia in vista sagittale che coronale. In Figura 4.7 la valutazione è avvenuta tracciando una linea su una delle slice centrali in vista coronale per l'acquisizione in ExoCT. Nella ricostruzione del fantoccio irraggiato in CBCT si osserva la perdita di definizione delle immagini acquisite all'allontanarsi dalla macchia focale. Tracciare una linea passante su tutto il profilo del fantoccio in corrispondenza dell'isocentro, in vista coronale consente di osservare, come in Figura 4.6(b), come i picchi dei gap d'aria si riducono progressivamente in cospicuità, proprio a causa della perdita progressiva di definizione dell'immagine. Questo effetto è mitigato se si passa a ricostruire un fantoccio irraggiato in ExoCT. I risultati di questa nuova configurazione di irraggiamento sono osservabili in Figura 4.6(a) e Figura 4.6(b). Inoltre, anche in termini di troncamenti conici è abbastanza evidente la riduzione nella ricostruzione dall'irraggiamento ExoCT. Ovviamente il beneficio può essere ulteriormente accentuato se si passa ad aumentare il numero di acquisizioni per periodo, anche mantenendo l'ampiezza fissata. Successivamente si è irraggiato sia in CBCT che ExoCT lo stesso fantoccio MAU, ma con le dimensioni pari a $100 \text{ voxels} \times 100 \text{ voxels} \times 200 \text{ voxels}$, con la seguente: $1 \text{ voxel} = 1 \text{ mm}$. Da questo momento in poi, si indica il fantoccio con le nuove dimensioni come MAU grande. Le valutazioni sui coefficienti di attenuazione dei materiali irraggiati in CBCT e ExoCT sono stati inseriti nella Tabella 4.8.

Materiale	Stima μ (cm^{-1}) CBCT	Differenza percentuale con stima teorica	Stima μ (cm^{-1}) ExoCT	Differenza percentuale con stima teorica
PMMA	0.222 ± 0.321	18.7 %	0.237 ± 0.356	8.5 %
PVC	0.667 ± 0.323	29.9 %	0.792 ± 0.402	16.8 %
PE	0.133 ± 0.265	36.0 %	0.143 ± 0.347	31.2 %
PC	0.217 ± 0.260	17.4 %	0.225 ± 0.324	14.8 %
Water	0.210 ± 0.373	23.0 %	0.223 ± 0.364	14.7 %

Tabella 4.8. Valutazioni dei coefficienti di attenuazione lineare μ in CBCT non collimato e ExoCT del MAU grande. Le valutazioni sono effettuate alla distanza di 5 mm dal centro del MAU grande.

Anche in ExoCT si osserva un aumento della discrepanza tra i valori dei coefficienti di attenuazione dei materiali, nel momento in cui si passa dal fantoccio MAU piccolo e

quelli del MAU più grande. Questo può essere ascrivito all'aumentare dello scatter prodotto in relazione all'aumento delle dimensioni del fantoccio irraggiato. Infatti, per il PVC in ExoCT si ha una differenza pari al 17.3 %, mentre in CBCT pari al 31.4 %. Inoltre, per il PE in ExoCT si ha una differenza pari al 16.0 %, mentre in CBCT pari a 45.6 %. Invece per il PMMA, in ExoCT si ha una differenza pari all'8.5 %, mentre in CBCT pari al 23.0 %. Infine, seguendo la stessa procedura effettuata per le valutazioni sul MAU piccolo, si valutano i coefficienti di attenuazione del PVC per 5 diverse distanze dal centro del MAU. Nelle stesse distanze dal centro si effettuano le valutazioni anche del PMMA. I valori ottenuti sono stati inseriti nella Tabella 4.9 e Tabella 4.10.

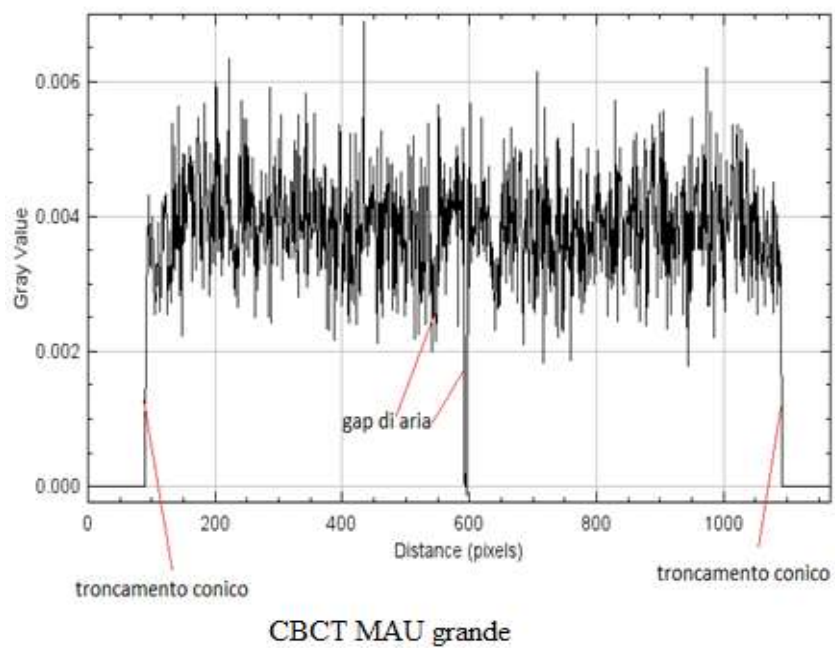
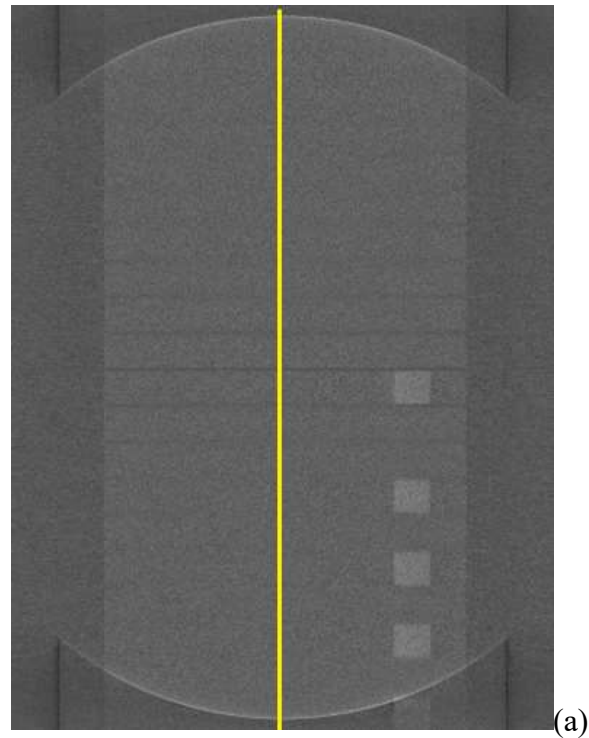
Distanza lastra-centro del MAU	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PMMA in ExoCT	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PVC in ExoCT	Differenze percentuali teorico e PMMA	Differenze percentuali teorico e PVC
5mm	0.237 ± 0.356	0.790 ± 0.400	12.3 %	16.8 %
55mm	0.221 ± 0.419	0.778 ± 0.431	15.8 %	18.2 %
75mm	0.210 ± 0.256	0.751 ± 0.432	23.1 %	21.0 %
95mm	0.214 ± 0.396	0.712 ± 0.458	26.7 %	25.2 %

Tabella 4.9. Le valutazioni dei coefficienti di attenuazione di PMMA e PVC in cinque differenti distanze (5 lastre di PMMA differenti) dal centro del MAU in ExoCT per il MAU grande.

Distanza lastra-centro del MAU	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PMMA in CBCT	Stima $\mu(cm^{-1})$ per PVC in CBCT	Differenze percentuali teorico e PMMA	Differenze percentuali teorico e PVC
5 mm	0.222 ± 0.321	0.667 ± 0.363	18.7 %	29.8 %
55 mm	0.187 ± 0.291	0.625 ± 0.363	31.5 %	34.3 %
75 mm	0.198 ± 0.336	0.605 ± 0.349	27.5 %	36.7 %
95 mm	0.169 ± 0.280	0.182 ± 0.259	38.1 %	80.8 %

Tabella 4.10. Le valutazioni dei coefficienti di attenuazione di PMMA e PVC in cinque differenti distanze (5 lastre differenti di PMMA) dal centro del MAU, in CBCT per il MAU grande.

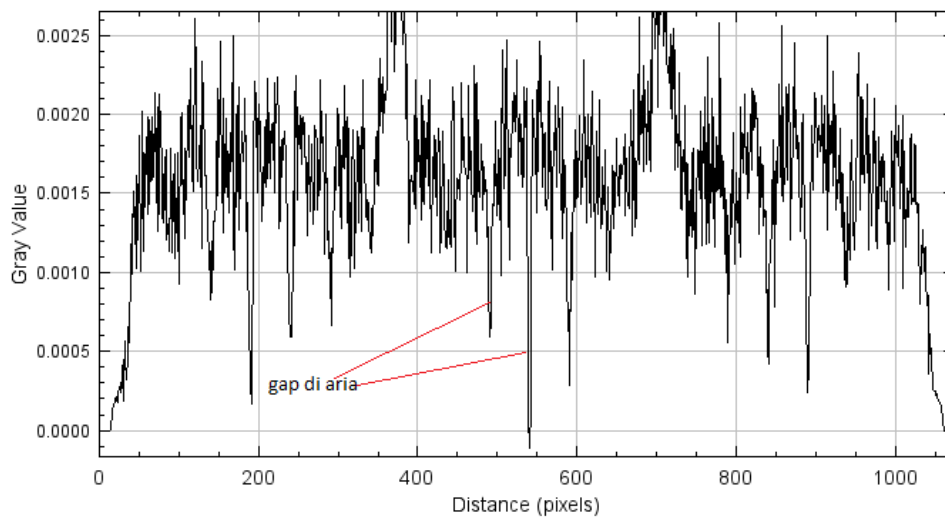
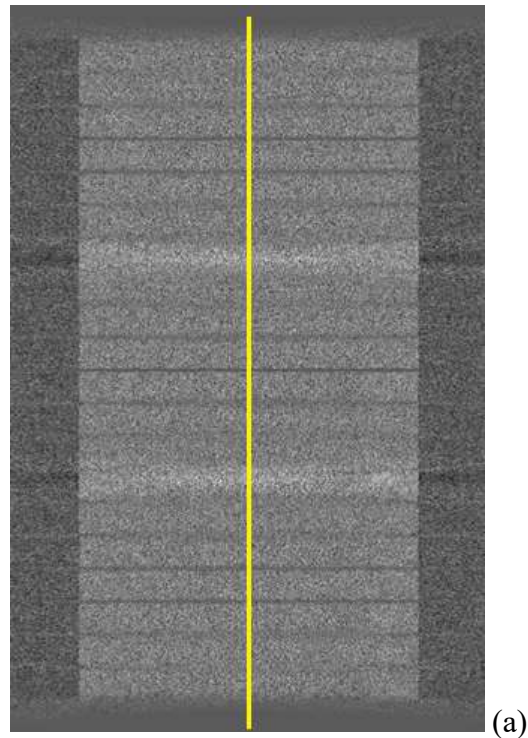
Oltre alla notevole discrepanza con i valori teorici dovuta alla presenza di radiazione diffusa, si osserva un aumento della differenza con il teorico all'aumentare della distanza dal centro del MAU. Infatti, per il PVC in ExoCT, si passa, al variare della distanza dal centro del MAU, da una differenza percentuale con il teorico pari al 16.8 % ad una pari al 25.2 %. Invece, per il PVC in CBCT si passa dal 29.8 % all' 80.8 %. In definitiva l'ExoCT consente di ottenere valutazioni più vicine alle stime teoriche rispetto alla CBCT. Analoghe valutazioni riguardo la perdita di cospicuità sono state effettuate sul MAU grande, in entrambe le configurazioni di irraggiamento. In Figura 4.7(a) e Figura 4.7(b) si può osservare la perdita di cospicuità dell'immagine all'allontanarsi dal centro, anche se risulta disturbata dalla notevole presenza di radiazione diffusa.



(b)

Figura 4.7. a) si osserva la linea tracciata sul MAU grande in vista coronale. Si osserva una fuoriuscita dal campo di vista. b) Si osserva il profilo, che risulta influenzato notevolmente dalla presenza di radiazione diffusa.

In Figura 4.8(a) e in Figura 4.8(b) si effettua un'analoga valutazione per l'ExoCT.



ExoCT MAU grande

(b)

Figura 4.8. a) si osserva la linea profilo in vista coronale del MAU grande ricostruito in ExoCT. Si osserva il disturbo su due zone del fantoccio. b) Plot realizzato lungo la linea gialla.

Si può osservare la notevole presenza della radiazione diffusa che va a “sporcare” il segnale dei primari. Infatti, dalle ricostruzioni del fantoccio si osserva un notevole peggioramento della loro qualità. Inoltre, si osserva una notevole discrepanza con i valori teorici nelle stime dei coefficienti di attenuazione.

Infine, si procede ad effettuare una stima del CNR tra i materiali: PVC e PMMA. Il calcolo viene effettuato per le immagini del fantoccio ricostruito nelle due configurazioni d'irraggiamento, per entrambi i fantocchi MAU.

Distanza dal centro del MAU	CNR
5 mm	4.916
35 mm	5.021
55 mm	4.955
75 mm	4.469
95 mm	4.371

Tabella 4.11. Calcolo del CNR tra PVC e PMMA in ExoCT per il MAU piccolo.

Distanza dal centro del MAU	CNR
5 mm	4.098
35 mm	4.835
55 mm	4.552
75 mm	4.199
95 mm	4.739

Tabella 4.12. Calcolo del CNR tra PVC e PMMA in CBCT per il MAU piccolo.

Distanza dal centro del MAU grande	CNR
5 mm	1.035
35 mm	1.366
55 mm	1.529
75 mm	1.240
95 mm	1.182

Tabella 4.13. Calcolo del CNR tra PVC e PMMA in CBCT per il MAU grande.

Distanza dal centro del MAU grande	CNR
5 mm	1.383
35 mm	1.205
55 mm	1.179
75 mm	1.533
95 mm	1.194

Tabella 4.14. Calcolo del CNR tra PVC e PMMA in ExoCT per il MAU grande.

Per ciascuna immagine del MAU ricostruito, si confronta il CNR dell'immagine acquisita in CBCT con quella acquisita in ExoCT. Per i valori calcolati alla distanza di 5 mm dal centro del MAU, si osserva che nella CBCT il CNR diminuisce del 16.4 % rispetto all'ExoCT. Si effettua un confronto analogo anche per il MAU grande. Si osserva in tal caso che, nella CBCT il CNR diminuisce del 25.3 % rispetto all'ExoCT.

Inoltre, si può constatare come, nel MAU grande, il CNR sia ampiamente inferiore rispetto a quello calcolato nel MAU piccolo. Presumibilmente, anche in questo caso, la radiazione diffusa abbassa notevolmente il contrasto tra PVC e PMMA. Ad esempio, nel caso della CBCT, il CNR a 5 mm di distanza dal centro del MAU, diventa 4.0 volte più piccolo, passando dal MAU piccolo al MAU grande. Analogamente, nel caso dell'ExoCT, passando dal MAU piccolo al MAU grande, il CNR a 5 mm di distanza dal centro, risulta 4.2 volte più piccolo.

5. Conclusioni

L'obiettivo della tesi è stato quello di dimostrare l'efficacia dell'introduzione di una nuova tipologia di scansione CBCT, ovvero l'ExoCT, illustrata nella Figura 1.7. La CBCT ha molteplici applicazioni che spaziano dall'imaging dentario a quello radioterapico, legato alla rimodulazione dei piani di trattamento dei pazienti. Ma le proiezioni ottenute dalle scansioni di tipo Cone Beam CT tradizionale presentano problematiche e limitazioni intrinseche dovute alla presenza di artefatti conici ed una bassa qualità dovute alla presenza della radiazione diffusa.

Si è effettuato, anzitutto, uno studio preliminare, su alcune grandezze che caratterizzano la qualità delle proiezioni planari acquisite in Cone Beam CT:

- SNR
- CNR
- SPR
- SDNR

Le simulazioni sono state effettuate utilizzando il software sviluppato al CERN, Geant4. Questo toolkit, scritto in C++, consente di effettuare l'irraggiamento in-silico di una serie di oggetti, definendo geometria, tracciamento delle particelle, risposta dei rivelatori, qualità dei materiali da irraggiare, e registrazione dei dettagli di ogni run.

Emerge la notevole riduzione del CNR e dell'SNR all'aumentare del volume dei fantocci irraggiati ed una tendenza a crescere all'aumentare dell'apertura del fascio sul rivelatore. I risultati per l'SNR sono visibili nelle Figura 2.5 e Figura 2.6, mentre per il CNR sono visibili nelle Figura 2.14. Questi sono due dei principali indici per la valutazione della qualità dell'informazione presente nelle proiezioni acquisite. Viceversa, emerge un aumento dell'SPR all'aumentare sia del volume irraggiato che dell'apertura del fascio sul rivelatore, come visibile nelle Figura 2.3.

Si è analizzato, inoltre, l'impatto della radiazione diffusa, che risulta evidente anche nella visibilità di piccoli dettagli come le microcalcificazioni. Ciò si è tradotto in un abbassamento dell'SDNR delle microcalcificazioni all'aumentare del volume irraggiato

e dell'apertura del fascio sul rivelatore. Questi risultati sono visibili nelle Figura 2.22, Figura 2.23, Figura 2.24 e Figura 2.25.

Successivamente, si investiga un nuovo tipo di scansione proposta, ovvero la configurazione ExoCT. Si crea ad hoc un fantoccio, mediante la piattaforma GGEMS e seguendo il modello del fantoccio Defrise, descritto da Becker et al., (2020), si introducono in determinate posizioni, 20 inserti di 4 differenti materiali:

- Water
- PVC
- PE
- PC

Il fantoccio realizzato, denominato MAU, visibile nella Figura 3.2 sia in vista assiale che coronale, viene irraggiato con entrambe le configurazioni prese in esame. Al termine delle acquisizioni, si è provveduto a ricostruire analiticamente le proiezioni, sviluppando, mediante il programma di calcolo Matlab, un opportuno software di ricostruzione. Questo software utilizza la libreria Open source Astra Toolbox e per semplificarne l'utilizzo, ne è stata realizzata una GUI, visibile in Figura 4.3, mediante l'applicazione Guide di Matlab.

Sono stati stimati i coefficienti lineari di attenuazione di ciascuno dei materiali che compongono il fantoccio, e si è potuto constatare come le stime ottenute in ExoCT siano molto più vicine alle stime previste teoricamente, ottenute tramite il software XMuDat, come si è potuto osservare nella Tabella 4.4, Tabella 4.5 e Tabella 4.6.

Poi si passa ad effettuare misure sulla perdita di cospicuità delle immagini acquisite. Visualizzando le immagini in vista coronale, come nella Figura 4.5 e nella Figura 4.6, si osserva che in ExoCT le perdite sono nettamente inferiori rispetto alla CBCT tradizionale. Inoltre, nelle suddette immagini, si osserva come si riducano gli artefatti conici e quindi si è osservato un netto miglioramento della qualità delle immagini.

Successivamente si è irraggiato e poi ricostruito il fantoccio MAU di dimensioni raddoppiate. Si osserva una notevole discrepanza con i valori teorici nelle stime dei coefficienti di attenuazione, per entrambe le configurazioni. Come si può osservare nelle

Figura 4.7 e Figura 4.8, si ha la presenza di un disturbo dovuto alla notevole influenza della radiazione diffusa.

Infine, è stata effettuata una valutazione sui tempi computazionali delle simulazioni eseguite mediante CPU e GPU. Nella Tabella 4.3, dove è possibile osservare i risultati, è visibile come appaia chiaro che l'utilizzo delle GPU e quindi del software GGEMS apporti notevoli miglorie riguardo ai tempi, rispetto all'utilizzo del software Geant4, che lancia essenzialmente le simulazioni su CPU. Le valutazioni sono state fatte nelle due configurazioni CBCT Full Field e CBCT con collimazione, lanciando 10^9 fotoni.

Si conclude come la configurazione ExoCT in silico, porti a migliorare notevolmente la qualità delle immagini rispetto alla CBCT tradizionale. Infatti, aumentando il numero di proiezioni per periodo, emergono ulteriori riduzioni della discrepanza tra i coefficienti di attenuazione lineari, rispetto alle stime teoriche. Inoltre, la proiezione acquisita in Cone-Beam CT FF, tende a perdere con più facilità la definizione all'allontanarsi dalla macchia focale, rispetto all'acquisizione legata all'ExoCT. Infine, si evidenzia l'impatto che la radiazione diffusa ha sulla qualità dell'immagine acquisita. Infatti, si effettua un'analoga valutazione sul CNR anche sulle immagini del MAU ricostruito in 3D. I risultati sono valutabili nella Tabella 4.11, Tabella 4.12, Tabella 4.13 e Tabella 4.14. Si osserva, anche in questo caso, come sia evidente l'influenza della radiazione di scatter.

Appendice A

In questa appendice si cerca di mostrare la realizzazione in silico del fantoccio digitale che viene irraggiato.

Sotto si passa in rassegna le righe principali che consentono di creare, impostare e inizializzare il volume in cui inserire il volume del fantoccio.

```
volume_creator_manager.set_dimensions(200,200,200)
```

```
volume_creator_manager.set_element_sizes(1.0, 1.0, 1.0, 'mm')
```

```
volume_creator_manager.set_output('data/fantoccio_23_05_23_simulazione.mhd')
```

```
volume_creator_manager.set_range_output('data/range_fantoccio_23_05_23_simulazione.txt')
```

```
volume_creator_manager.set_material('Air')
```

```
volume_creator_manager.set_data_type('MET_INT')
```

```
volume_creator_manager.initialize().
```

Si osserva nella riga 3 e 4 la creazione di due file:

- `fantoccio_23_05_23_simulazione.mhd`. Si tratta di un file in cui sono contenuti le dimensioni del pixel, la dimensione del file .raw creato, il tipo di oggetto creato;
- `range_fantoccio_23_05_23_simulazione.txt`. Si tratta di un file in cui sono elencati tutti i materiali presenti, compreso del nome e label necessario per distinguerlo.

Questi file elencati sono quelli da dover richiamare quando si imposta il codice per simulare l'irraggiamento. Il suddetto codice è approfondito nell'Appendice B.

Successivamente si passa a realizzare l'oggetto da inserire all'interno di questo volume appena creato. Il codice necessario a realizzare un blocco di PMMA del fantoccio, avente spessore di 20 cm superficie di 100 cm^2 è il seguente:

```
box_phantom8 = GGEMSBox(100.0, 100.0, 200.0, 'mm')
```

```
box_phantom8.set_position(0.0, 0.0, 0.0, 'mm')
```

Appendici

```
box_phantom8.set_label_value(8)
```

```
box_phantom8.set_material('PMMA')
```

```
box_phantom8.initialize()
```

```
box_phantom8.draw()
```

```
box_phantom8.delete()
```

Si adopera un ciclo for è necessario per determinare 19 slab di aria, di spessore 1mm e superficie pari a superficie di 100 cm^2 . Infatti, si nota il label pari a 0. Inoltre, non è necessario inserire il nome del materiale, poiché è già usato per realizzare il materiale che compone il volume “world”.

```
for j in range(9.5,89.5,10):
```

```
box_phantom3 = GGEMSBox(200.0, 200.0, 1.00, 'mm')
```

```
box_phantom3.set_position(0.0, 0.0, j, 'mm')
```

```
box_phantom3.set_label_value(0)
```

```
box_phantom3.initialize()
```

```
box_phantom3.draw()
```

```
box_phantom3.delete()
```

```
for a in range(0.5,90.5,10):
```

```
b=-a
```

```
box_phantom3 = GGEMSBox(200.0, 200.0, 1.00, 'mm')
```

```
box_phantom3.set_position(35.0, -35.0, b, 'mm')
```

```
box_phantom3.set_label_value(0)
```

```
box_phantom8.initialize()
```

```
box_phantom8.draw()
```

Appendici

```
box_phantom8.delete()
```

Il fantoccio è realizzato osservando la seguente logica: introduco una box di PMMA, all'interno della quale inserisco, ogni 10cm, delle slab di aria aventi pari superficie al box ma spessore di 1mm.

Il codice da scrivere per ottenere i quattro blocchi, composti ciascuno di un materiale differente, si realizzano introducendo altre tre funzioni di box relative a dimensioni, posizione e materiale di cui è composto. Si introduce la variabile *box_phantom5*, avente un numero distinto in modo da distinguerla dalle altre box, per introdurre il box del primo dei quattro inserti.

Introducendo la funzione *box_phantom5* si va a definire la posizione, la localizzazione del fantoccio, valore numerico del label per il tipo di materiale di cui è composto. Si ripete l'inserimento delle box mediante l'uso di un ciclo for. Questo è necessario per comprendere la ripetizione delle slab.

```
box_phantom5 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')
```

```
box_phantom5.set_position(-35.0, 35.0, -1.5, 'mm')
```

```
box_phantom5.set_label_value(12)
```

```
box_phantom5.set_material('PC')
```

```
box_phantom5.initialize()
```

```
box_phantom5.draw()
```

```
box_phantom5.delete()
```

```
for k in range(1,10,1):
```

```
    j = k - 98.5
```

```
box_phantom5 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')
```

```
box_phantom5.set_position(-35.0, 35.0, j, 'mm')
```

```
box_phantom5.set_label_value(12)
```

Appendici

box_phantom5.set_material('PC')

box_phantom5.initialize()

box_phantom5.draw()

box_phantom5.delete()

for k in range(1,10,1):

j = k - 80.5

box_phantom5 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')

box_phantom5.set_position(-35.0, 35.0, j, 'mm')

box_phantom5.set_label_value(12)

box_phantom5.set_material('PC')

box_phantom5.initialize()

box_phantom5.draw()

box_phantom5.delete()

for k in range(1,10,1):

j = k - 60.5

box_phantom5 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')

box_phantom5.set_position(-35.0, 35.0, j, 'mm')

box_phantom5.set_label_value(12)

box_phantom5.set_material('PC')

box_phantom5.initialize()

box_phantom5.draw()

Appendici

box_phantom5.delete()

for k in range(1,10,1):

j = k - 40.5

box_phantom5 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')

box_phantom5.set_position(-35.0, 35.0, j, 'mm')

box_phantom5.set_label_value(12)

box_phantom5.set_material('PC')

box_phantom5.initialize()

box_phantom5.draw()

box_phantom5.delete()

for k in range(1,10,1):

j = k - 10.5

box_phantom5 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')

box_phantom5.set_position(-35.0, 35.0, j, 'mm')

box_phantom5.set_label_value(12)

box_phantom5.set_material('PC')

box_phantom5.initialize()

box_phantom5.draw()

box_phantom5.delete()

Appendici

Il codice scritto sopra consente di realizzare digitalmente il cubo di PC con ciascuna dimensione di 1cm e collocato all'interno di opportune slab di PMMA, tra due slab di aria. In maniera analoga si realizzano anche gli altri 3 cubi. Di seguito ne sono mostrati, per esigenze di spazio, solo delle parti, ma la scrittura del codice è completamente analoga.

```
box_phantom6 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')
```

```
box_phantom6.set_position(35.0, 35.0, -1.5, 'mm')
```

```
box_phantom6.set_label_value(13)
```

```
box_phantom6.set_material('Water')
```

```
box_phantom6.initialize()
```

```
box_phantom6.draw()
```

```
box_phantom6.delete()
```

```
for a in range(1,10,1):
```

```
    j = a - 98.5
```

```
    box_phantom6 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')
```

```
    box_phantom6.set_position(35.0, 35.0, j, 'mm')
```

```
    box_phantom6.set_label_value(13)
```

```
    box_phantom6.set_material('Water')
```

```
    box_phantom6.initialize()
```

```
    box_phantom6.draw()
```

```
    box_phantom6.delete()
```

```
.....
```

Il ciclo si itera altre quattro volte.

Appendici

```
box_phantom7 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')
```

```
box_phantom7.set_position(-35.0, -35.0, -1.5, 'mm')
```

```
box_phantom7.set_label_value(14)
```

```
box_phantom7.set_material('PE')
```

```
box_phantom7.initialize()
```

```
box_phantom7.draw()
```

```
box_phantom7.delete()
```

```
for m in range(1,10,1):
```

```
    j = m -98.5
```

```
    box_phantom7 = GGEMSBox(10.0, 10.0, 1.00, 'mm')
```

```
    box_phantom7.set_position(-35.0, -35.0, j, 'mm')
```

```
    box_phantom7.set_label_value(14)
```

```
    box_phantom7.set_material('PE')
```

```
    box_phantom7.initialize()
```

```
    box_phantom7.draw()
```

```
    box_phantom7.delete()
```

.....

Il ciclo si itera altre quattro volte.

Risulta importante realizzare il “world” nel quale inserire i vari oggetti. Infatti, il fantoccio da irraggiare deve essere inserito all’interno di esso. Per inserirlo è necessario richiamare i file.raw (immagine in formato “grezzo”), file.mhd (in formato .mhd) e file.txt (in formato testo), che sono stati prodotti nel codice necessario a creare il fantoccio. Quindi nel software di irraggiamento, si inserisce direttamente il fantoccio già creato, stabilendo solo la posizione e la rotazione rispetto al sistema di riferimento del “world”. Per effettuare il suddetto irraggiamento sono state modificate le dimensioni del pixel: 1 pixel = 0.5mm. Infatti, in output si trovano le dimensioni del fantoccio raddoppiate.

Appendice B

Per la realizzazione del sistema di irraggiamento del fantoccio è necessario inizializzare il codice a partire dalle seguenti linee di codice:

```
cbct_system = GGEMSCTSystem('detector') #consente di creare un sistema denominato detector.
```

Si sceglie il tipo di rivelatore, mediante la seguente linea di codice:

```
cbct_system.set_ct_type('flat') #viene scelto un rivelatore di tipo flat nel caso in esame.
```

Si scelgono il numero di moduli del rivelatore, il numero degli elementi del rivelatore dentro il modulo, la loro grandezza, il materiale di cui è composto, la soglia energetica di rilevazione, la sua posizione rispetto alla sorgente e la sua posizione rispetto all’isocentro dell’oggetto da irraggiare (non dimenticando di considerare la metà dello spessore del rivelatore da aggiungere alla distanza), come mostrato nella Figura A.

```
cbct_system.set_number_of_modules(1, 3)
```

```
cbct_system.set_number_of_detection_elements(12,4,1)
```

```
cbct_system.set_size_of_detection_elements(1.0, 1.0, 1.0, 'mm')
```

```
cbct_system.set_material('GOS')
```

Appendici

```
cbct_system.set_threshold(10.0, 'keV')
```

```
cbct_system.set_source_detector_distance(1500.5, 'mm')
```

```
cbct_system.set_source_isocenter_distance(900.0, 'mm')
```

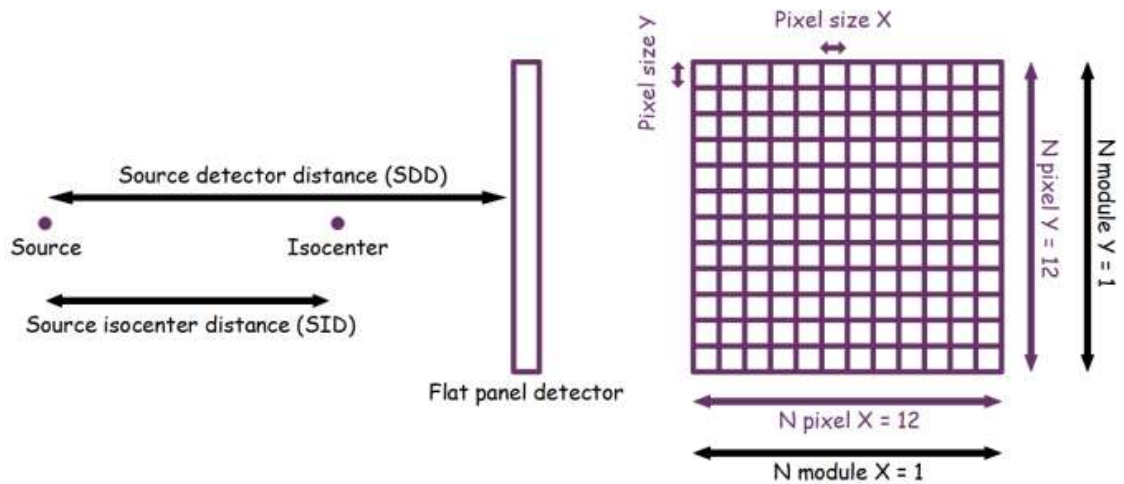


Figura A: un esempio di come è strutturato un rivelatore flat panel e di alcuni parametri necessari ad inizializzare l'irraggiamento. Fonte: GGEMS pdf- Portable Documents- Welcome to GGEMS Documentation- <https://doc.ggems.fr/v1.2/ggems.pdf/>.

Si può inoltre, scegliere se ruotare il sistema oppure traslarlo ed in quale formato salvare le proiezioni. Infatti, nel codice è consentito salvare le proiezioni che conteggiano anche solo i fotoni diffusi. Si tratta di un aspetto che facilita l'analisi della qualità delle immagini e la valutazione dell'impatto che può avere il fascio di una certa geometria di irraggiamento sul sistema:

```
cbct_system.set_rotation(0.0, 0.0, 40.0, 'deg') # rotazione di 40° gradi sull'asse z rispetto alle del world.
```

```
# 400 mm translation along Z world axis
```

Appendici

cbct_system.set_global_system_position(0.0, 0.0, 400.0, 'mm') # 400 mm di traslazione lungo l'asse z del world.

cbct_system.save('projection')

cbct_system.store_scatter(True) #consente con la dicitura 'True' di salvare le proiezioni con fotoni diffusi.

Si possono scegliere anche varie opzioni, tra cui il modulo per attivare la dosimetria, ovvero il calcolo della dose assorbita. I fantocci sono realizzati solo con volumi voxelizzati.

Per creare un fantoccio è necessario assegnare un nome per definire il file .mhd e il file range.txt. Si definiscono inoltre, posizione e rotazione.

Per creare il mondo si introduce il modulo “GGEMSWorld”, impostando dimensioni, e dimensioni del pixel:

world = GGEMSWorld ()

world.set_dimensions (x,y,z)

world.set_element_sizes (1.0,1.0,1.0, 'mm')

world.set_output_basename ('data/world')

world.energy_tracking (True)

world.energy_squared_tracking (True)

world.momentum (True)

world.photon_tracking (True)

Il modulo dosimetrico può essere attivato per calcolare la dose assorbita. Per il momento solo gli elettroni sono esclusi.

Appendice C

Nel caso della configurazione ExoCT risulta necessario l’inserimento di un collimatore per il fascio prodotto, come presente nelle righe sottostanti:

```
phantom2 = GGEMSVoxelizedPhantom('mycollimator')  
phantom2.set_phantom('data/mycollimator.mhd', 'data/range_mycollimator.txt')  
phantom2.set_rotation(0.0, 0.0, 0.0, 'deg')  
phantom2.set_position(-487.0, 0.0, 0.0, 'mm')
```

Il collimatore deve essere precedentemente creato mediante un opportuno codice, in maniera analoga a quanto visto per il fantoccio. Il collimatore è caratterizzato da due parallelepipedi di eguale volume. La lunghezza di ognuno è di 26 mm. Questi sono distanziati lungo la direzione Z di una quantità pari a 2mm.

Il codice per inserire il fantoccio è il seguente:

```
phantom3 = GGEMSVoxelizedPhantom('fantoccio_07_06_23_simulazione.raw')  
  
phantom3.set_phantom('data/fantoccio_07_06_23_simulazione.mhd',  
'data/range_fantoccio_07_06_23_simulazione.txt')  
  
phantom3.set_rotation(0.0, 0.0, scanAngle, 'deg')  
  
phantom3.set_position(0.0, 0.0, -66.0, 'mm')
```

Si ricorda che il fantoccio deve essere precedentemente “costruito” mediante il codice descritto nell’Appendice A.

Un ulteriore importante caratteristica è dettata dalla sorgente. Questa è definita con una geometria di tipo Cone-beam CT. La direzione dei fotoni generati punta sempre verso il centro del mondo.

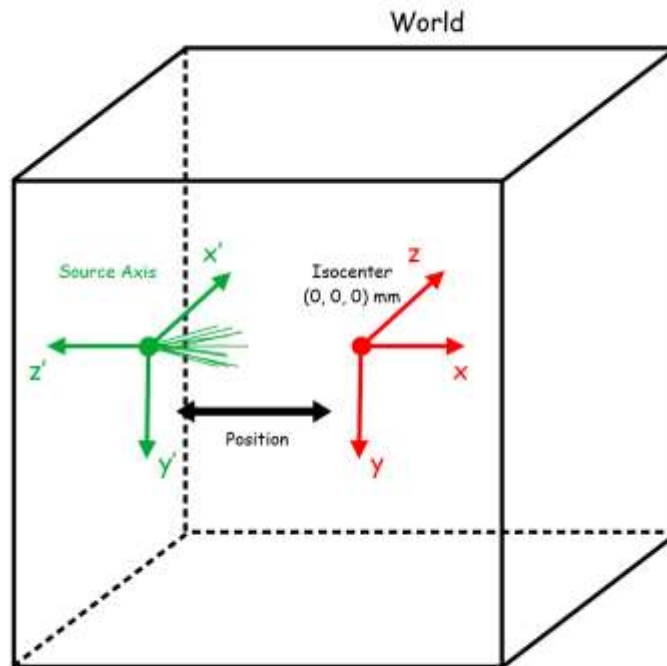


Figura B: schema posizione della sorgente nel volume “world”. Fonte: GGEMS pdf- Portable Documents- Welcome to GGEMS Documentation- <https://doc.ggems.fr/v1.2/ggems.pdf>

Si crea una sorgente, si sceglie il tipo di particella, il numero di particelle, posizione, rotazione, apertura del fascio, macchia focale, spettro della sorgente:

```
xray_source = GGEMSXRaySource('xray_source')

xray_source.set_source_particle_type('gamma')

xray_source.set_number_of_particles(1000000000)

xray_source.set_position(-595.0, 0.0, 0.0, 'mm')

xray_source.set_rotation(0.0, 0.0, 0.0, 'deg')

xray_source.set_beam_aperture(12.5, 'deg')

xray_source.set_focal_spot_size(0.0, 0.0, 0.0, 'mm')

xray_source.set_polyenergy('data/spectrum_120kVp_2mmAl.dat')
```

Appendici

```
# Monoenergetic source xray_source.set_monoenergy(25.0, 'keV')
```

N.B.: per le particelle si può scegliere anche il range della sezione di taglio. Sono definite in unità di distanza, valido per i fotoni e tutti i navigatori:

```
range_cuts_manager.set_cut('gamma', 0.1, 'mm', 'all')
```

```
range_cuts_manager.set_cut('gamma', 0.1, 'mm', 'my_phantom') # per il fantoccio denominato  
'myphantom'.
```

Indice Figure e Tabelle

<i>Figura 1.1.....</i>	<i>6</i>	<i>Tabella 1.1.....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 1.2.....</i>	<i>7</i>	<i>Tabella 2.1.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 1.3.....</i>	<i>8</i>	<i>Tabella 4.1.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 1.4.....</i>	<i>9</i>	<i>Tabella 4.2.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 1.5.....</i>	<i>13</i>	<i>Tabella 4.3.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 1.6.....</i>	<i>14</i>	<i>Tabella 4.4.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 1.7.....</i>	<i>15</i>	<i>Tabella 4.5.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 2.1.....</i>	<i>20</i>	<i>Tabella 4.6.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 2.2.....</i>	<i>21</i>	<i>Tabella 4.7.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 2.3.....</i>	<i>23</i>	<i>Tabella 4.8.....</i>	<i>63</i>
<i>Figura 2.4.....</i>	<i>24</i>	<i>Tabella 4.9.....</i>	<i>64</i>
<i>Figura 2.5.....</i>	<i>26</i>	<i>Tabella 4.10.....</i>	<i>64</i>
<i>Figura 2.6.....</i>	<i>27</i>	<i>Tabella 4.11.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 2.7.....</i>	<i>28</i>	<i>Tabella 4.12.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 2.8.....</i>	<i>28</i>	<i>Tabella 4.13.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 2.9.....</i>	<i>29</i>	<i>Tabella 4.14.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 2.10.....</i>	<i>30</i>		
<i>Figura 2.11.....</i>	<i>30</i>		
<i>Figura 2.12.....</i>	<i>31</i>		

<i>Figura 2.13</i>	32
<i>Figura 2.14</i>	33
<i>Figura 2.15</i>	34
<i>Figura 2.16</i>	35
<i>Figura 2.17</i>	35
<i>Figura 2.18</i>	35
<i>Figura 2.19</i>	36
<i>Figura 2.20</i>	37
<i>Figura 2.21</i>	38
<i>Figura 2.22</i>	39
<i>Figura 2.23</i>	39
<i>Figura 2.24</i>	40
<i>Figura 2.25</i>	40
<i>Figura 3.1</i>	43
<i>Figura 3.2</i>	45
<i>Figura 4.1</i>	48
<i>Figura 4.2</i>	50
<i>Figura 4.3</i>	53
<i>Figura 4.4</i>	58
<i>Figura 4.5</i>	61
<i>Figura 4.6</i>	62

Figura 4.7.....66

Figura 4.8.....67

Figura A.....81

Figura B.....84

Bibliografia

Agostinelli S. et al., 2003 Geant4—a simulation toolkit *Nucl. Instrum. Methods A* 506 250–303

Astra Toolbox- <https://www.astra-toolbox.com/>.

Becker AE, Hernandez AM, Schwoebel PR, Boone JM. Cone beam CT multisource configurations: evaluating image quality, scatter, and dose using phantom imaging and Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol.* 2020 Dec 18;65(23):235032. doi: 10.1088/1361-6560/abc306. PMID: 33080583; PMCID: PMC8561950.

Cesarelli M - Elaborazione di Segnali e Immagini Biomediche-Immagini Generali-Parte III. https://www.docenti.unina.it/#!/professor/4D4bc1qk55vk7wjgzg3pmxlh59rv5dlgewd9jem5nrt4w54d3146383333947/materiale_didattico/34010074?codlns=U2240.

Dental Cone-BeamCT-RadiologyInfo.org. <https://www.radiologyinfo.org/en/info/dentalconect>.

DSPACE Home- materialsdata.nist.gov- <https://www.nist.gov>

Di Franco F., Sarno A., Mettivier G., Hernandez A.M., Bliznakova K., Boone J.M., Russo P., GEANT4 Monte Carlo simulations for virtual clinical trials in breast X-ray imaging: Proof of concept, *Physica Medica*, Volume 74, 2020, Pages 133-142, ISSN 1120-1797- <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.05.007>

Fahrig Rebecca, Jaffray D. A., Sechopoulos I., Stayman J.W., Flat-panel conebeam CT in the clinic: history and current state. *Journal of Medical Imaging*, Vol. 8, Issue 5, 052115 (October 2021). <https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.5.052115>.

Farman, A.G., Scarfe, W.C. (2018). *Historical Perspectives on CBCT*. In: Scarfe, W., Angelopoulos, C. (eds) *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-62061-9_1

From the 1990s to today- NewTom Dental. <https://www.newtom.it/en/dentale/company/>

GGEMS pdf- Portable Documents- Welcome to GGEMS Documentation- <https://doc.ggems.fr/v1.2/ggems.pdf>

Hernandez A. M., Boone J.M., "Tungsten Anode Spectral Model using Interpolating Cubic Splines; Unfiltered x-ray spectra from 20 kV to 640 kV" *Med Phys.* 41, 042101 (2014).

*Image Processing and analysis in Java -The ImageJ website has moved to ImageJ.org-
<https://imagej.nih.gov/ij///index.html>*

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY NUCLEAR DATA SERVICE
DOCUMENTATION SERIES OF THE IAEA NUCLEAR DATA SECTION Report IAEA-NDS-
195- XMuDat- XMuDat: Photon attenuation data on PC Version 1.0.1 of August 1998- Report
IAEA-NDS-195, XMuDat

Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: An updated review. *Phys Med.* 2021 Aug;88: 193-217. doi: 10.1016/j.ejmp.2021.07.007. Epub 2021 Jul 17. PMID: 34284332.

Mozzo P. et al., A new volumetric CT machine for dental imaging on the cone-beam technique: preliminary results, in *Eur Radiol*, vol. 8, n.9, 1998, pp. 1558-64, PMID 9866761.

Peymon Ghazi, "Reduction of scatter in breast CT yields improved microcalcification visibility", 2020 *Phys. Med. Biol.* 65 235047.

Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224. doi: 10.1259/dmfr.20140224. PMID: 25263643; PMCID: PMC4277439.] Venkatesh E, Elluru SV. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2017 Dec 2;51(3 Suppl 1): S102-S121. doi: 10.17096/jiufd.00289. PMID: 29354314; PMCID: PMC5750833

Sarno A., Mettivier G., Di Franco F., Paternò G. Taibi A., Cardarelli P., Tucciariello R.M., Fantacci M.E., Bliznakova K., Hernandez A.M, Boone J.M., Russo P., "Advanced Monte Carlo application for in-silico clinical trials in x-ray breast imaging," *Proc. SPIE 11513, 15th International Workshop on Breast Imaging (IWBI2020), 1151315 (22 May 2020); doi: 10.1117/12.2563322. Event: Fifteenth International Workshop on Breast Imaging, 2020, Leuven, Belgium.*

Ringraziamenti

Nonostante la mia completa incapacità verso qualsiasi manifestazione di affetto, per questo lavoro di tesi credo sia strettamente necessario menzionare tutte le persone che, senza il loro aiuto o presenza, non sarei mai giunto a conclusione.

Desidero ringraziare profondamente il mio relatore, il professor Antonio Sarno che, grazie ai suoi consigli e alla sua pazienza, mi ha sostenuto ed aiutato in tutto il lavoro di tesi, dal primo giorno della richiesta, fino agli ultimi giorni dedicati alla stesura dell'elaborato e alla preparazione della presentazione. L'apporto maggiore è senz'altro il suo, senza la sua serietà, preparazione e lucidità non avrei raggiunto una convergenza sul lavoro di tesi.

Inoltre ringrazio il mio correlatore, il professor Giovanni Mettivier, per i suoi consigli, per avermi suggerito puntualmente le giuste modifiche da apportare alla tesi, per avermi permesso di accedere al laboratorio durante il lavoro di tesi e per avermi insegnato le fondamenta dell'analisi delle immagini.

Voglio ringraziare il professor Paolo Russo, docente dei corsi di Fisica Medica e Laboratorio di Fisica Biomedica, che con passione e lucidità mi ha trasmesso le fondamenta di questa disciplina ed insegnato il metodo sperimentale da adottare. Senza di lui non avrei mai intrapreso una tesi in questo ambito.

Desidero ringraziare la mia famiglia... Mi hanno sostenuto e incoraggiato sin dal primo giorno di iscrizione a Fisica. Senza di loro non sarei mai giunto a conclusione.