

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

Scuola di Scienze
Corso di Laurea Magistrale in Fisica

**Caratterizzazione
fisica di apparati per tomosintesi
digitale della mammella**

Relatore:
Prof. Nico Lanconelli

Candidato:
Eugenio Accorsi

**Sessione II
Anno Accademico 2015/2016**

Abstract

In questo lavoro di tesi sono state studiate le caratteristiche di una macchina per tomosintesi Fujifilm AMULET Innovality in uso presso l'Istituto Scientifico Romagnolo per lo Studio e la Cura dei Tumori (I.R.S.T.) di Meldola.

Le valutazioni sono state fatte utilizzando diversi fantocci, uno dei quali costruito durante il lavoro di tesi. Per la valutazione delle immagini di mammografia digitale e di tomosintesi sono state seguite le linee guida della International Electrotechnical Commission (IEC) e della European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF).

Per lo studio delle mammografie digitali sono stati valutati, utilizzando i software COQ e ImageJ, i parametri di NPS, MTF e DQE.

Per lo studio delle immagini di tomosintesi sono stati appositamente sviluppati degli algoritmi in linguaggio Java, integrati poi all'interno del software COQ. Il programma sviluppato ha permesso di valutare ASF, MTF, NPS e omogeneità delle immagini ricostruite.

Indice

Introduzione	i
1 Il sistema per tomosintesi digitale	1
1.1 Attenuazione dei raggi X	1
1.2 Struttura e funzionamento generale del sistema	2
1.2.1 Tubo a raggi X	4
1.2.2 Rivelatore	5
1.2.3 Algoritmi di ricostruzione	5
1.3 Fujifilm AMULET Innovality	6
1.3.1 Caratteristiche generali e modalità di funzionamento	6
1.3.2 Rivelatore	8
2 Parametri di qualità delle immagini	9
2.1 Immagini planari	9
2.1.1 Modulation Transfer Function	10
2.1.2 Noise Power Spectrum	12
2.1.3 Detective Quantum Efficiency	13
2.2 Immagini ricostruite	14
2.2.1 Artifact Spread Function	15
2.2.2 Distorsione geometrica	16
2.2.3 Omogeneità	16
2.2.4 Modulation Transfer Function	18
2.2.5 Noise Power Spectrum	20

3	Materiali e metodi	25
3.1	Phantom	25
3.2	Software	27
3.2.1	Artifact Spread Function	28
3.2.2	Distorsione geometrica	29
3.2.3	Omogeneità	30
3.2.4	Modulation Transfer Function	30
3.2.5	Noise Power Spectrum	34
4	Risultati	37
4.1	Immagini planari	37
4.1.1	Modulation Transfer Function	38
4.1.2	Noise Power Spectrum	40
4.1.3	Detective Quantum Efficiency	41
4.2	Immagini ricostruite	42
4.2.1	Artifact Spread Function	42
4.2.2	Distorsione geometrica	49
4.2.3	Omogeneità	51
4.2.4	Modulation Transfer Function	52
4.2.5	Noise Power Spectrum	57
5	Conclusioni	61

Introduzione

La mammografia digitale (FFDM *full-field digital mammography*) è una tecnica di imaging non invasiva che presenta una relativamente bassa esposizione alla radiazione ionizzante, utilizzata in ambito medico per lo screening e la diagnosi dei tumori alla mammella. Tuttavia la natura bidimensionale della mammografia evidenzia alcuni problemi; in particolare del tessuto ghiandolare denso sopra o sotto una lesione può ridurre la visibilità nella proiezione (aumentando il numero di falsi negativi). Inoltre due regioni normali separate solo verticalmente possono risultare sovrapposte nella proiezione apparendo come una lesione (aumentando il numero di falsi positivi). La mammografia infatti acquisisce una proiezione 2D di un oggetto tridimensionale [16]. La tomosintesi digitale della mammella (DBT, *digital breast tomosynthesis*), inizialmente mostrata da Niklason et al. [11] (1997), è una tecnica di tomografia radiologica con una geometria di acquisizione molto simile a quella usata nella mammografia digitale. La principale differenza è che il tubo radiogeno è ruotato, in uno stretto range di angoli, sopra il seno compresso, in modo da poter acquisire una serie di immagini di proiezione al variare della posizione del tubo. Queste immagini di proiezione sono poi combinate, tramite un algoritmo, per ricostruire una immagine quasi-tridimensionale. A causa del limitato angolo di acquisizione la tomosintesi è caratterizzata da una risoluzione anisotropa; in particolare la risoluzione nei piani paralleli al rivelatore risulta molto elevata rispetto a quella nella direzione perpendicolare. Comunque, la bassa risoluzione lungo l'asse perpendicolare è ritenuta sufficiente a ridurre il problema della sovrapposizione dei tessuti.

Il sistema DBT preso in considerazione in questo lavoro di tesi è il Fujifilm AMULET Innovality in uso presso l'Istituto Scientifico Romagnolo per lo Studio e la Cura dei Tumori (IRST) di Meldola. Questo sistema può effettuare anche mammografie digitali (FFDM), ottenute mantenendo il tubo a raggi X fisso sul rivelatore. Per

questo è stata effettuata anche una caratterizzazione delle mammografie, valutando la MTF, la NNPS e la DQE. Per queste valutazioni è stato seguito il protocollo 62220-1 della International Electrotechnical Commission (IEC) [4] valutando MTF, NPS, DQE e risposta del rivelatore.

Il Fujifilm AMULET Innovality si differenzia da altri sistemi per avere due modalità di funzionamento in modalità tomosintesi: ST (*Standard*) e HR (*high resolution*). In queste modalità il range di angoli usati per l'acquisizione cambia, passando da un range totale di 15° per ST a 40° per HR.

Per la caratterizzazione delle immagini ottenute con il sistema di DBT è stato seguito il documento "Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems" della European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) [18]. Durante questo lavoro di tesi è stato assemblato un fantoccio utilizzato per la valutazione degli artefatti dovuti alla ricostruzione delle proiezioni, come descritto nel protocollo EUREF precedente. Per la caratterizzazione è stato utilizzato inoltre il fantoccio AGATHA e un fantoccio costruito dal Dottor Stefano Rivetti. Oltre agli artefatti dovuti alla ricostruzione sono state valutate anche la MTF e la NPS.

La caratterizzazione del sistema è stata effettuata utilizzando il programma COQ, implementato come plugin Java per il software ImageJ [6]. Il programma COQ permette una completa valutazione delle immagini FFDM; nel corso del lavoro di tesi è stato modificato e ampliato in modo da permettere l'analisi delle immagini di tomosintesi, creando dei nuovi algoritmi per l'analisi.

Capitolo 1

Il sistema per tomosintesi digitale

1.1 Attenuazione dei raggi X

La tomosintesi digitale della mammella (DBT, *digital breast tomosynthesis*) consiste nella misura dei profili di trasmissione di un fascio di raggi X che attraversa una mammella. Questo è lo stesso principio su cui si basa la mammografia digitale (FFDM *full-field digital mammography*). Nella tomosintesi tuttavia il tubo a raggi X viene ruotato, entro un limitato angolo, in modo da ottenere delle immagini di proiezione in diverse posizioni. Queste proiezioni vengono poi combinate in modo da ottenere una immagine tridimensionale.

Le immagini FFDM e di proiezioni della DBT sono quindi formate da una matrice di pixel, in cui i valori corrispondono al valore di grigio associato alla misura di attenuazione del fascio in quel punto. Le immagini DBT ricostruite a partire dalle proiezioni sono invece tridimensionali e formate da voxel (elementi di volume).

La misura di attenuazione del fascio si ottiene dalla legge di Lambert-Beer

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

Dove I e I_0 rappresentano la intensità di fascio di raggi X, rispettivamente in uscita e in ingresso, di un oggetto di spessore x . Il coefficiente di attenuazione μ dipende dal materiale dell'oggetto considerato, dalla sua densità e dalla energia del fascio di fotoni utilizzato.

Sfruttando questa legge è possibile ottenere delle immagini con un contrasto variabile,

a causa del diverso assorbimento dei raggi X. La attenuazione dipende infatti dallo spessore, dalla densità e dal numero atomico del materiale attraversato. Nel caso in cui si consideri un insieme complesso di elementi si considera la media dei numeri atomici di tutti gli elementi coinvolti.

1.2 Struttura e funzionamento generale del sistema

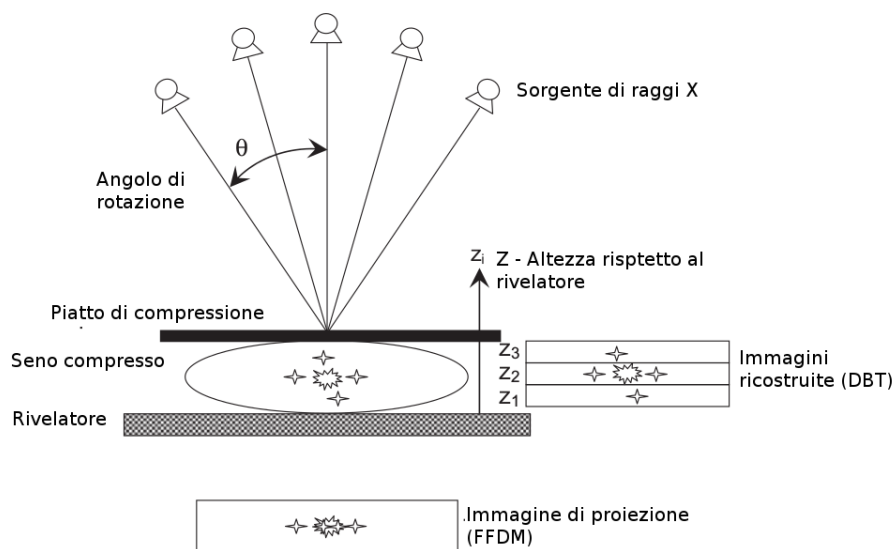


Figura 1.1: Schema di un generico sistema per tomosintesi. In basso e a lato sono mostrate rispettivamente le immagini teoriche ottenute tramite una mammografia planare e tramite tomosintesi. Il punto di rotazione del fascio di raggi X dipende dal sistema preso in considerazione.

La maggior parte dei sistemi di DBT attualmente in commercio ha componenti simili a quelli della mammografia digitale: un rivelatore *full field* (di tipo diretto o indiretto), un supporto e un piatto di compressione per il seno, e un tubo a raggi X. Un sistema per la DBT condivide una simile modalità di acquisizione di un sistema FFDM; in particolare in entrambe il seno deve essere compresso. La compressione è necessaria per diminuire le dosi di radiazione assorbita dal tessuto (diminuendo lo spessore di tessuto attraversato dai raggi X). Diminuendo lo spessore si evitano anche

sovra esposizioni della zona più vicina alla sorgente di raggi X. Inoltre la compressione diminuisce la sfocatura dovuta al movimento mantenendo statico il seno, questo è di particolare importanza nella tomosintesi dove diverse immagini vengono acquisite in rapida successione. Un altro motivo è che le strutture interne del seno sono molto irregolari e possono sovrapporsi le une alle altre, nel caso della FFDM la compressione aiuta a separarle. La forza applicata dal piatto di compressione nella mammografia è paragonabile a quella della tomosintesi.

Le immagini DBT o FFDM in ambito medico possono essere acquisite tipicamente da 2 direzioni: *Cranial-Caudal* (CC) e *medio-lateral-oblique* (MLO). La modalità CC consiste in una acquisizione dall'alto verso il basso mentre la MLO è in direzione obliqua, dal centro del seno verso l'esterno. La modalità CC mostra in particolare l'aspetto mediano della mammella e una minima parte del muscolo pettorale. La MLO viene mostrata una maggiore quantità di seno ma anche una più grande parte del muscolo pettorale.

Le differenze sostanziali tra un sistema FFDM e uno DBT sono: la capacità del tubo a raggi X di ruotare attorno ad un punto vicino o sopra al rivelatore e l'utilizzo di un rivelatore con una velocità di scansione relativamente alta (per diminuire il tempo di esposizione). A seconda del sistema preso in considerazione il rivelatore può essere statico o muoversi seguendo il movimento del tubo a raggi X.

Sempre in funzione del sistema considerato il tubo a raggi X può muoversi con un movimento continuo oppure agire in modalità *step-and-shoot*. Il tubo a raggi X, nel primo caso si muove continuamente durante la scansione mentre nel secondo caso si ferma per ogni immagine da acquisire. Il metodo *step-and-shoot* riduce la sfocatura dovuta al movimento del tubo a raggi X ma aumenta la durata dell'esame rispetto al primo metodo presentato. Per limitare la dose le immagini di proiezione sono ottenute con una esposizione più bassa rispetto ad una mammografia digitale normale.

Attualmente la maggior parte dei sistemi di DBT sono in grado di effettuare anche delle mammografie digitali, mantenendo il tubo a raggi X statico sopra il rivelatore. In figura 1.1 è mostrato lo schema di funzionamento di un tipico sistema di DBT. I diversi sistemi di tomosintesi in commercio attualmente hanno range di acquisizione che variano da 15° a 50° (considerando la intera rotazione) e acquisiscono tipicamente 9-25 immagini di proiezione[16].

1.2.1 Tubo a raggi X

Il tubo radiogeno è, in generale, costituito da un'ampolla di vetro sottovuoto al cui interno sono presenti un anodo e un catodo ad alta tensione, una schematizzazione è mostrata in figura 1.2. Il filamento riscaldatore del catodo viene attraversato da una corrente a basso voltaggio ed emette elettroni per effetto termoionico. Gli elettroni sono quindi accelerati dall'alta tensione presente tra catodo-anodo. Questi collidono sul bersaglio (generalmente in tungsteno ma sono presenti anche bersagli in altri materiali) che converte l'energia cinetica degli elettroni in raggi X per radiazione caratteristica e per Bremsstrahlung. La radiazione fine filtrata (con filtri di alluminio, rodio o altri elementi) per rendere omogeneo il fascio in uscita ed eliminare le componenti meno energetiche dei fotoni che non contribuirebbero alla formazione dell'immagine ma aumenterebbero la dose assorbita [1].

Per la regolazione di alcuni parametri del tubo radiogeno può essere utilizzato l'automatic exposure control (AEC). Questo è un sistema per regolare la intensità della corrente dei tubi radiogeni durante la scansione. In molti moderni sistemi l'AEC controlla anche il voltaggio e l'amperaggio oltre al tempo di esposizione. L'AEC ha lo scopo di produrre scansioni di qualità migliore con una minima esposizione del paziente.

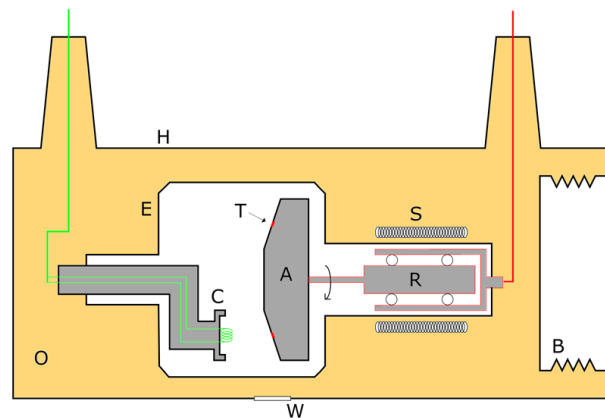


Figura 1.2: Schema di un tubo radiogeno con anodo rotante. La rotazione permette di dissipare il calore più velocemente. Nella immagine, C è il catodo, A l'anodo, T il target colpito dagli elettroni e W la regione da cui escono i raggi X.

1.2.2 Rivelatore

Come per la FFDM, sono presenti due principali categorie di rivelatori in uso per i sistemi di tomosintesi: a conversione diretta e a conversione indiretta. I primi utilizzano dei rivelatori a semiconduttore per trasformare i fotoni incidenti in un segnale elettrico. I rivelatori a conversione indiretta invece prima convertono i raggi X in luce visibile, attraverso uno scintillatore; quindi la luce emessa viene convertita in un segnale elettrico, attraverso fotodiodi.

Tutti i rivelatori usati nei sistemi di tomosintesi devono avere però una veloce risposta per acquisire immagini a bassa dose, limitando il rumore e gli effetti di *ghosting* o LAG. Il LAG si riferisce al segnale residuo presente nella immagine di proiezione acquisita subito dopo alla immagine in cui il segnale residuo si è generato. Il *ghosting* invece si riferisce alla modifica di sensibilità ai raggi X del rivelatore a causa di una precedente esposizione. LAG e *ghosting* sono effetti presenti sia nei rivelatori a conversione diretta che indiretta [1].

1.2.3 Algoritmi di ricostruzione

Alla base della ricostruzione di una immagine di tomosintesi attraverso le immagini di proiezioni vi è la teoria sviluppata nel 1917 da Radon. Si può dimostrare infatti che una funzione può essere ricostruita a partire dalla totalità delle sue proiezioni; ciò significa avere a disposizione infinite proiezioni attorno all'oggetto preso in considerazione.

La proiezione di una funzione (\mathbf{x}) ad un certo angolo θ è data da un integrale di linea nella direzione data dall'angolo scelto

$$Rf(L) = \int_L f(\mathbf{x}) |d\mathbf{x}|$$

Dove $Rf(L)$ è detta trasformata di Radon. Considerando il caso in due dimensioni si può riscrivere la trasformata parametrizzando la linea L in funzione dell'angolo di inclinazione θ e della distanza ρ tra L e l'origine. $Rf(\theta, s)$, a questo punto, rappresenta lo spazio di Radon in due dimensioni [7].

A partire da questa trasformata è possibile calcolare la antitrasformata di Radon per ottenere la immagine originale. L'antitrasformata di Radon consiste nel retro-

proiettare ogni valore di un punto della proiezione su una matrice di calcolo, lungo la direzione parallela all'angolo di acquisizione. In questa operazione entrano in gioco tuttavia anche il limitato numero di proiezioni, il limitato angolo di acquisizione della tomosintesi e il rumore nelle immagini di proiezione. Il risultato ottenuto non è quindi la matrice di partenza ma una matrice corrispondente ad un'immagine fortemente degradata. La retroproiezione risulta infatti instabile ed è necessario applicare dei filtri nello spazio di Fourier; per questo si utilizza la retroproiezione filtrata (*Filtered Back-Projection*, FBP) [7].

La FBP consiste nel effettuare la trasformata di Fourier di ogni vettore dello spazio di Radon (lo spazio che contiene i valori di proiezione). La trasformata di Fourier viene poi modificata, utilizzando determinati filtri. A questo punto si calcola la trasformata inversa di Fourier ritornando allo spazio di Radon. Infine si calcola la retroproiezione sui profili così modificati.

Nella tomosintesi vengono utilizzate anche tecniche statistico-iterative; queste fanno parte di un insieme di algoritmi per migliorare la immagine ricostruita. Queste consistono generalmente in una stima iniziale della immagine, tramite l'algoritmo FBP, e proseguono con una serie di operazioni iterative per infine andare a valutare la immagine finale ricostruita. La parte iterativa consiste nei seguenti passaggi: calcolare le proiezioni della immagine ricostruita inizialmente, confrontarle con le proiezioni misurate per creare una matrice di errore e infine correggere l'immagine ricostruita tramite la matrice ottenuta. La iterazione cerca di minimizzare questa matrice di errore. Naturalmente questi algoritmi richiedono un tempo di computazione più elevato rispetto della FBP [17].

1.3 Fujifilm AMULET Innovality

1.3.1 Caratteristiche generali e modalità di funzionamento

Il sistema di tomosintesi utilizzato è il Fujifilm AMULET Innovality in uso presso l'Istituto Scientifico Romagnolo per lo Studio e la Cura dei Tumori (IRST) di Meldola. Questo sistema utilizza una combinazione anodo/filtro W/Rh o W/Al, ha un range di kVp tra 22 e 49 con una potenza massima di 7 kW. Il rivelatore è al selenio amorfo con una superficie 23.46 x 29.64 cm. Il sistema acquisisce le immagini di proiezione

in modo continuo. Mantenendo fisso il tubo a raggi X questo sistema può effettuare anche mammografie digitali planari, con pixel di dimensione di $50 \mu\text{m}$.

La particolarità del AMULET Innovality è che sono presenti due modalità di tomosintesi differenti: una standard (ST), caratterizzata da un limitato angolo di esposizione (15°), e una ad alta risoluzione (HR), che utilizza un angolo maggiore (40°). La modalità ST, essendo caratterizzata da un minore angolo, presenta una risoluzione, in direzione perpendicolare al rivelatore, minore rispetto alla modalità HR (figura 1.3). La modalità ST è quindi una modalità di acquisizione più rapida, caratterizzata da un più breve tempo di esposizione e una minore dose rispetto alla modalità HR; quest'ultima tuttavia permette di ottenere delle immagini con una più elevata risoluzione per l'area presa in esame. Il numero di immagini di proiezione acquisite è, in entrambi i casi, 15.

La dimensione dei pixel nelle slice ricostruite in modalità HR è 100 o $50 \mu\text{m}$ mentre nel caso della modalità ST è 150 o $100 \mu\text{m}$. La distanza tra le slice risulta essere in ogni caso 1 mm , ottenendo quindi dei voxel anisotropi nelle immagini tridimensionali [9] [13].

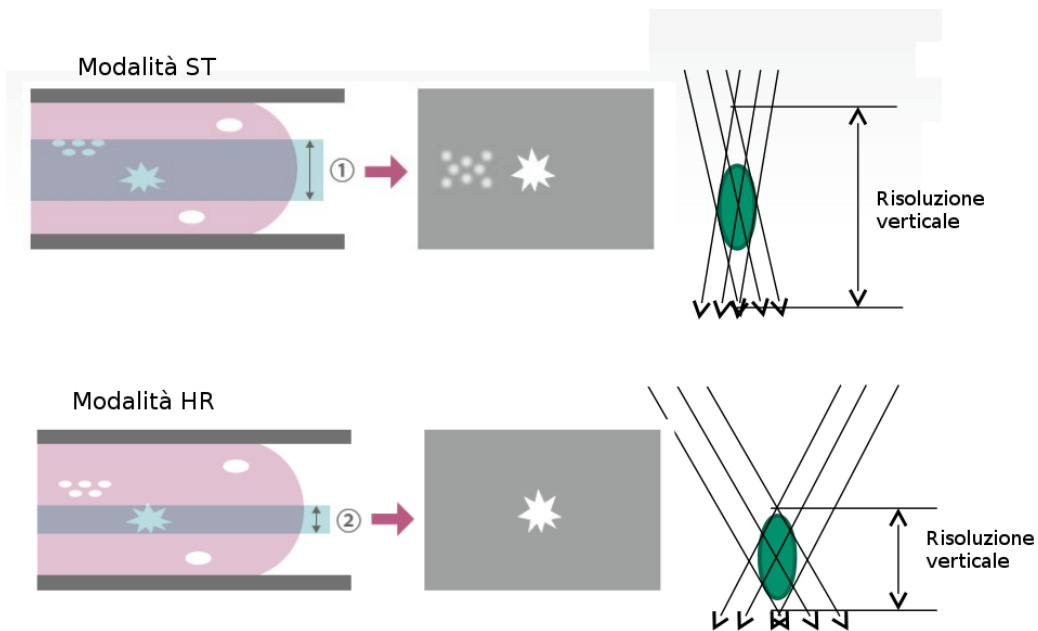


Figura 1.3: Confronto tra la modalità ST e HR, per quanto riguarda la risoluzione spaziale perpendicolarmente dal rivelatore.

1.3.2 Rivelatore

Il rivelatore utilizzato è al selenio amorfo e ha i pixel con dimensione di $68 \mu\text{m}$ aventi forma esagonale (la dimensione si riferisce ai pixel quadrati di pari superficie). In figura 1.4a è mostrata la disposizione dei pixel esagonali. In generale la forma esagonale dei pixel è da preferire ad una quadrata per via di una migliore capacità di campionatura. Il pixel esagonale, in questo caso, non risulta essere un esagono regolare, tuttavia la differenza nella distanza tra i centri è inferiore al 3%.

In figura 1.4 è confrontata la disposizione tramite layout esagonale e quadrato. La linea tratteggiata mostra l'area coperta dal pixel mentre la linea continua mostra l'elettrodo per la raccolta del segnale. L'area coperta da ogni singolo pixel quadrato di $68 \mu\text{m}$ risulta uguale a quella del pixel esagonale. La distanza tra i centri dei pixel quadrati è $68 \mu\text{m}$ in orizzontale e $96 \mu\text{m}$ in diagonale, con una differenza, quindi, maggiore del 40%. La migliore capacità di campionatura del layout esagonale permette di ottenere in output immagini con pixel di $50 \mu\text{m}$.

Un altro vantaggio di una matrice esagonale è un netto miglioramento nella sensibilità, risultando il 18% più elevata rispetto a quella di un rivelatore con pixel quadrati di $50 \mu\text{m}$ [14].

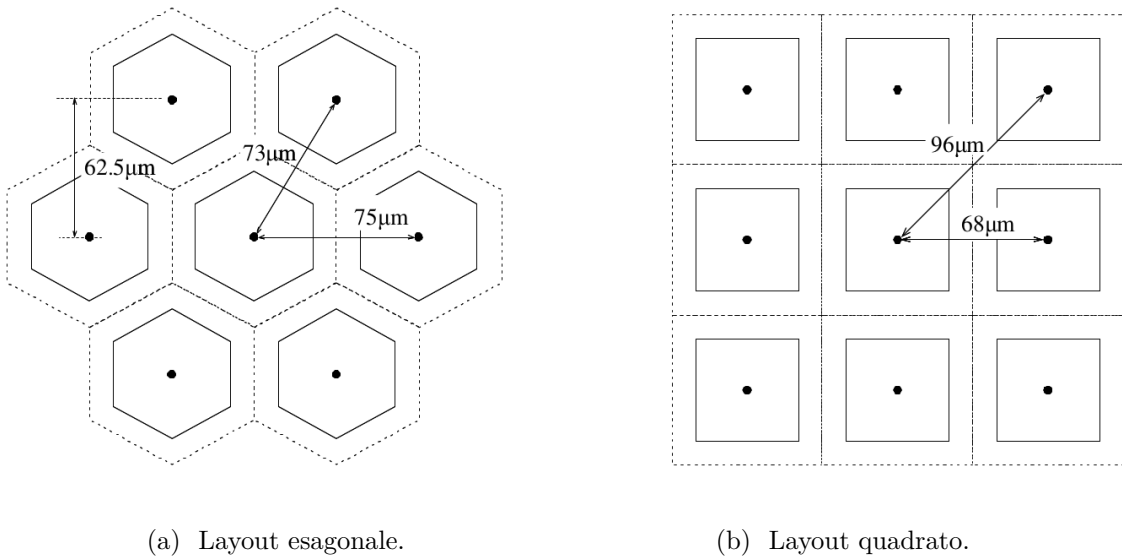


Figura 1.4: Confronto tra il layout di pixel esagonali (1.4a) e quadrati (1.4b).

Capitolo 2

Parametri di qualità delle immagini

In questo capitolo sono descritti i parametri considerati per la caratterizzazione del sistema di tomosintesi. Siccome il sistema preso in considerazione può effettuare anche mammografie digitali, il capitolo è diviso in due sezioni: la prima parte descrive i parametri valutati nelle immagini planari mentre la seconda le immagini ottenute tramite tomosintesi.

2.1 Immagini planari

Le immagini planari qui considerate sono le mammografie digitali ottenute dal sistema con tubo radiogeno mantenuto fisso. Per una corretta analisi dei parametri descritti in seguito è necessario calcolare la risposta del rivelatore. Infatti la modalità con cui un rivelatore risponde alla radiazione incidente non è necessariamente lineare. Per il calcolo dei seguenti parametri è necessario perciò linearizzare la risposta del rivelatore, come evidenziato dal protocollo 62220-1 del IEC [4].

Per la linearizzazione è necessario effettuare delle acquisizioni a diverse dosi; in questo modo si possono interpolare le medie dei valori di intensità delle immagini con la dose. La funzione da utilizzare per la interpolazione dipende dal rivelatore utilizzato. Mediante i parametri della funzione di risposta è possibile, quindi, linearizzare la risposta del rivelatore. Le immagini linearizzate non saranno a questo punto dipen-

denti dal guadagno del sistema poiché i valori di intensità della immagine saranno a questo punto uguali alla dose sul rivelatore.

Risulta quindi necessario misurare la dose sul piano di appoggio utilizzando un dosimetro e poi, considerando che la dose ha un andamento inversamente proporzionale al quadrato della distanza dalla sorgente, si ottiene

$$D_r = \frac{SDD^2}{SID^2} D_m \quad (2.1)$$

Dove D_r è la dose sul rivelatore, SDD è la distanza tra la sorgente e il rivelatore, SID è la distanza tra il piano di appoggio e il rivelatore e D_m è la dose misurata sul piano di appoggio. Mantenendo il voltaggio del tubo a raggi x costante la dose sul rivelatore è direttamente proporzionale ai mAs. Risulta quindi semplice legare mAs e dose sul rivelatore [4].

2.1.1 Modulation Transfer Function

La *Modulation Transfer Function* (MTF) è un importante parametro nell'analisi delle immagini che permette di ottenere una valutazione quantitativa della risoluzione spaziale di un sistema. La MTF esprime il rapporto tra la modulazione del segnale in uscita e di quello in ingresso in funzione della frequenza spaziale.

$$MTF(u, v) = \frac{\|\mathcal{F}(PSF(x, y))\|}{\|\int PSF(x, y) dx dy\|} \quad (2.2)$$

La PSF, citata nella formula precedente, descrive la risposta di un sistema di imaging a una sorgente puntiforme. Tale sorgente deve essere di dimensioni trascurabili rispetto alla dimensione del singolo pixel del sistema di imaging. Idealmente la risposta del sistema dovrebbe essere una immagine composta da un singolo pixel, ciò tuttavia non può accadere e quindi si ottiene la funzione PSF.

La MTF è definita matematicamente come il modulo normalizzato della trasformata di Fourier (identificata da \mathcal{F}) della *Point Spread Function* (PSF). La equazione 2.2 mostra questa relazione, con u e v che identificano le frequenze spaziali, normalmente espresse in linee per millimetro, lp/mm. Queste frequenze spaziali sono relative alle direzioni spaziali x e y (espresse in mm). La trasformata di Fourier \hat{f} di una funzione

generica f è definita come

$$\mathcal{F}(f(x)) = \hat{f}(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-i2\pi x\xi} dx \quad (2.3)$$

La MTF tuttavia non può essere determinata analiticamente tramite la equazione 2.2, poiché la PSF è una funzione discreta. Viene quindi utilizzata la trasformata di Fourier discreta DFT approssimando la trasformata di Fourier. Nella seguente formula è definita la DFT a una dimensione di una generica successione di valori x_n :

$$\mathcal{F}(\vec{x}) = \sum_1^N x_n e^{-i2\pi x \cdot u} \quad (2.4)$$

La trasformata a più dimensioni consiste in una composizione di una sequenza di DFT a una dimensione lungo ogni dimensione considerata. L'integrale al denominatore nella formula 2.2 è semplicemente la somma di tutti i valori della PSF.

Da un punto di vista sperimentale, per la valutazione della MTF lungo una direzione, viene spesso utilizzata la *Line Spread Function* (LSF) o la *Edge Spread Function* (ESF). La LSF è la immagine generata da un oggetto lineare (ad esempio una fenditura di larghezza infinitesima su di una lastra completamente assorbente). La ESF invece rappresenta la immagine generata da una funzione gradino (ad esempio il bordo lineare di un oggetto). [5]

$$\text{LSF} = \frac{d\text{ESF}}{dx} \quad (2.5)$$

La equazione 2.5 lega la LSF e la ESF, x identifica la direzione lungo la quale viene effettuata la derivata. La LSF è in effetti la rappresentazione lungo una direzione della PSF, quindi il modulo normalizzato della trasformata di Fourier della LSF risulta la MTF unidimensionale in una direzione.

Utilizzando la LSF o la ESF, con un profilo inclinato rispetto alla matrice del rivelatore, è possibile ottenere un sovra-campionamento dei dati, come in figura 2.1, questo implica un miglior risultato. Per il calcolo della MTF è necessario aver linearizzato la risposta del rivelatore.

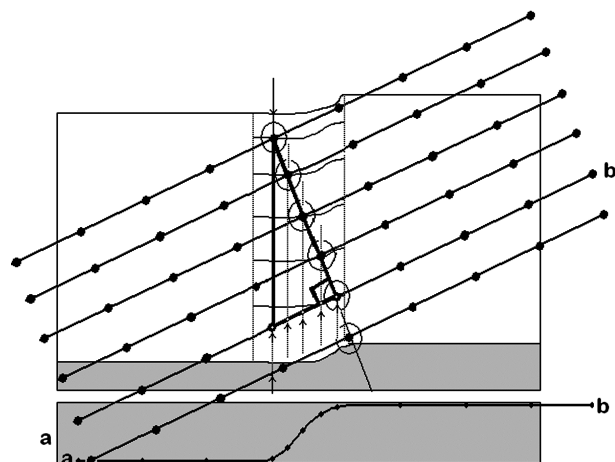


Figura 2.1: Rappresentazione dell'oversampling dei dati nel caso di una ESF.

2.1.2 Noise Power Spectrum

La *Noise Power Spectrum* (NPS) è una tra le più comuni metodologie usate per descrivere le proprietà del rumore in una immagine.

La NPS rappresenta la varianza della intensità nella immagine (ovvero il rumore) in funzione delle frequenze che compongono la immagine stessa. La NPS di una immagine viene normalmente calcolata su una ROI (*Region of interest*) della immagine. La definizione matematica della NPS è data dalla trasformata di Fourier del solo rumore della immagine, come espresso dalla formula 2.6 (in cui la trasformata di Fourier è definita come nella 2.4). In questa formula $I(x, y)$ è il valore di intensità della immagine, \bar{I} è il valore medio della immagine, $\Delta x/y$ è la dimensione espressa in mm di un singolo pixel della immagine mentre $N_{x/y}$ è la dimensione in pixel della ROI su cui è calcolata la NPS. Infine, per evitare gli errori statistici dovuti ad un'unica misura, la ROI iniziale presa in considerazione viene ulteriormente divisa in M ROI di cui è poi calcolata la media. [5] [4].

$$\text{NPS} = \frac{\Delta x \Delta y}{N_x N_y M} \sum_{m=1}^M \mathcal{F}(I(x, y) - \bar{I}) \quad (2.6)$$

In molti casi al posto della NPS è calcolata la *Normalized Noise Power Spectrum* (NNPS). La NNPS è definita come la normalizzazione della NPS rispetto al guadagno del sistema; in questo modo si ottiene una misura non dipendente dal valore assoluto

dei livelli di intensità presenti nella immagine.

Nel caso in cui i valori di intensità della immagine siano stati linearizzati rispetto alla risposta del rivelatore (e quindi anche al guadagno), applicando la formula 2.6 si ottiene direttamente la NNPS. L'unità di misura della NNPS risulta essere semplicemente mm^2 [4].

La NNPS risulta essere quindi essere a due dimensioni; per visualizzare meglio il risultato normalmente vengono mostrati i valori lungo la direzione orizzontale (asse x) o verticale (asse y). I valori della NNPS verticale e orizzontale si ottengono rispettivamente estrapolando il vettore di valori alla frequenza spaziale $f_x = 0$ e $f_y = 0$ della NNPS 2D. In molti casi oltre al singolo vettore vengono considerati anche i vettori vicini, mediando poi la loro somma.

Un altro metodo è mostrare i valori della media radiale, considerando anche in questo caso solo valori di frequenza spaziale vicini a 0.

2.1.3 Detective Quantum Efficiency

Un parametro derivato dal calcolo della NNPS e della MTF è la *Detective Quantum Efficiency* (DQE). La DQE descrive con quale efficienza un sistema di imaging può produrre una immagine con un alto rapporto segnale-rumore (*Signal-to-Noise Ratio*, SNR). La DQE è la misura degli effetti combinati del segnale (il contrasto della immagine) e del rumore, espressa in funzione della frequenza spaziale.

La DQE è definita come il rapporto tra il SNR in input sulla superficie del rivelatore (SNR_{out}) e del SNR in output del sistema di imaging (SNR_{in}) [5]:

$$\text{DQE}(u) = \frac{\text{SNR}_{out}^2(u)}{\text{SNR}_{in}^2(u)}. \quad (2.7)$$

Nella formula 2.7 il valore del SNR_{in} è dato unicamente dalle caratteristiche del fascio di raggi X utilizzato (esposizione e voltaggio).

$$\text{SNR}_{in}^2 = K_a W_{in}^2 \quad (2.8a)$$

$$\text{SNR}_{out}^2 = \frac{\text{MTF}^2}{\text{NNPS}} \quad (2.8b)$$

Le formule 2.8a e 2.8b sono utilizzate rispettivamente per calcolare SNR_{in} e SNR_{out} . Nella formula 2.8a K_a è la dose sul rivelatore (*Air Kerma*) espressa in μGy e W_{in} è il valore del rapporto segnale-rumore per unità di dose ($1/(mm^2 \cdot \mu Gy)$). Per effettuare la divisione della formula 2.8b è necessario utilizzare il valore della NNPS lungo la direzione orizzontale o verticale perché normalmente la MTF non viene calcolata a due dimensioni.

2.2 Immagini ricostruite

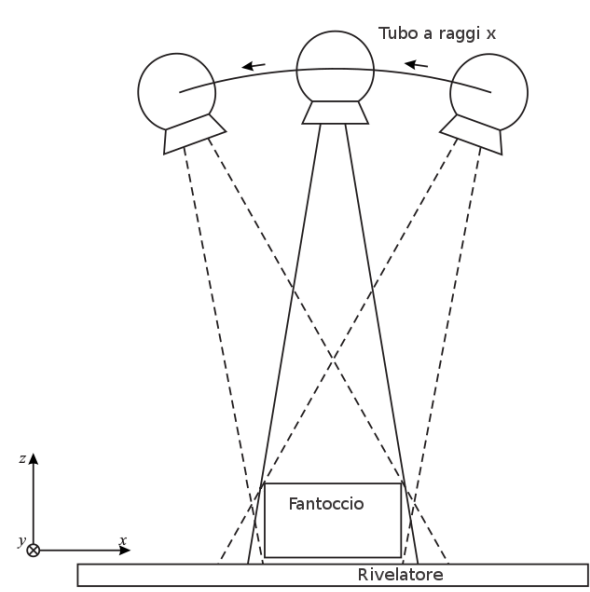


Figura 2.2: Rappresentazione del sistema di coordinate utilizzato.

Nel caso delle immagini ricostruite la linearizzazione non è possibile poiché il valore di grigio nelle immagini dipende dall'algoritmo di ricostruzione utilizzato. Per questo motivo i parametri come la NPS e la MTF saranno dipendenti anche da questi algoritmi, oltre che da esposizione e voltaggio.

Alcuni parametri valutati sono gli stessi considerati per le mammografie digitali ma modificati per immagini a tre dimensioni. In tutti i casi seguenti il sistema di coordinate utilizzata è quello di figura 2.2.

Per questa valutazione è stato seguito il protocollo della European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF)

[18] per il calcolo dei parametri. In particolare il protocollo è stato scelto come linea di partenza per individuare i parametri di qualità delle immagini da valutare. Nel caso della valutazione della MTF non è stato possibile effettuare la valutazione come descritto dal EUREF ma sono stati utilizzati metodi differenti.

2.2.1 Artifact Spread Function

Un importante parametro per la valutazione della qualità delle immagini acquisite tramite tomosintesi è la *Artifact Spread Function* (ASF). La ASF permette una valutazione quantitativa della risoluzione lungo l'asse Z perpendicolare al piano del rivelatore XY [16].

Nella immagine ricostruita si trovano degli artefatti a causa della limitata risoluzione lungo l'asse Z. Gli artefatti dovuti ad una *feature* presente su un piano della immagine ricostruita sono osservabili anche su altri piani, apparendo con una forma simile a quella della *feature* reale. Questi artefatti mostrano una intensità di livelli di grigio più elevata in piani vicini a quello in cui si trova effettivamente la *feature*.

La ASF è definita in modo da quantificare la magnitudine di questi artefatti:

$$\text{ASF}(z) = \frac{\bar{\mu}_{\text{Artefatto}}(z) - \bar{\mu}_{BG}(z)}{\bar{\mu}_{\text{Feature}}(z_0) - \bar{\mu}_{BG}(z_0)} \quad (2.9)$$

La equazione 2.9 risulta essere quindi la differenza in intensità tra l'artefatto $\bar{\mu}_{\text{Artefatto}}$ e il background $\bar{\mu}_{BG}$ nella slice z normalizzato al valore massimo. Il valore massimo, nella slice z_0 , risulterà identificare il piano in cui si trova la *feature*.

La ASF misura quindi l'intensità dell'artefatto relativamente all'intensità della *feature* reale che causa gli artefatti. La risoluzione lungo l'asse Z, ovvero la capacità nel differenziare *feature* che sono sovrapposte lungo la direzione Z, è collegata alla misura della ASF.

Per valutare la ASF sono normalmente utilizzate delle sfere, il raggio e il materiale ne modificano i valori. Un importante parametro è la scelta della regione su cui calcolare la media dell'intensità. La posizione dell'artefatto infatti cambia anche nel piano XY al variare della slice considerata. Questo cambiamento dipende dalla

distanza tra la sorgente del fascio di raggi X e la *feature* considerata.

$$m_x = \frac{x_{Sorgente} - x_{Feature}}{z_{Sorgente} - z_{Feature}} \quad (2.10a)$$

$$m_y = \frac{y_{Sorgente} - y_{Feature}}{z_{Sorgente} - z_{Feature}} \quad (2.10b)$$

$$x_{Artefatto} = m_x(z_{Artefatto} - z_{Feature}) + x_{Feature} \quad (2.10c)$$

$$y_{Artefatto} = m_y(z_{Artefatto} - z_{Feature}) + y_{Feature} \quad (2.10d)$$

Nelle formule 2.10 i valori $[x, y, z]_{Sorgente}$, $[x, y, z]_{Feature}$ e $[x, y, z]$ rappresentano le posizioni della sorgente, della *feature* e dell'artefatto. Quindi per ogni slice z considerata è possibile stimare la posizione dell'artefatto nelle slice della immagine. Le formule 2.10 possono essere utilizzate per stimare il centro dell'artefatto nelle diverse slice.

2.2.2 Distorsione geometrica

La distorsione geometrica serve a valutare eventuali alterazioni nelle immagine ricostruite [18]. La distorsione geometrica è calcolata a partire dalla immagine ricostruita di una griglia di 25 sfere di 1 mm di diametro. Queste sfere devono essere poste ad una distanza di 55 mm l'una dall'altra, in modo da formare una griglia quadrata con 5 sfere per lato. Per valutare la distorsione è necessario calcolare la posizione di ogni sfera. In questo modo è possibile valutare eventuali errori nella distanza tra le sfere o nel loro posizionamento.

2.2.3 Omogeneità

La omogeneità permette di valutare la presenza di artefatti all'interno della immagine ricostruita. Questo parametro è stato calcolato a partire da una immagine di 45 mm di PMMA [18]. Di questa immagine è calcolata la media, la deviazione standard e il rapporto segnale-rumore (signal to noise ratio, SNR) su ROI cubiche di 5.0 mm x 5.0 mm x 5.0 mm. Il SNR è definito come rapporto tra segnale e deviazione standard.

Oltre a questi sono stati valutati anche i parametri descritti da Nitrosi et al. [12]. L'articolo in questione tratta di immagini planari, tuttavia i parametri considerati

possono essere generalizzati al caso tridimensionale. Per quanto riguarda il segnale sono state valutate le non-uniformità locali (local signal nonuniformity, LSNU) e globali (global signal nonuniformity, GSNU). Nel caso del SNR sono state valutate similmente le non-uniformità locali (local SNR nonuniformity, LSNRNU) e globali (global SNR nonuniformity, GSNRNU).

Le definizioni di tali valori dati da Nitrosi et al. [12] sono le stesse ma le formule sono state modificate nel caso di ROI tridimensionali, come appunto nella tomosintesi. La LSNU è la differenza media che esiste tra i valori di intensità di ROI vicine in ogni direzione spaziale (x-y-z); la formula risulta

$$\text{LSNU} = \max \left(\frac{\max(|\overline{\text{ROI}}_{i,j,k} - \overline{\text{ROI}}_{i\pm 1,j\pm 1,k\pm 1}|)}{\overline{\text{ROI}}_{i,j,k}} \right) \quad (2.11)$$

Dove $\overline{\text{ROI}}_{i,j,k}$ definisce la media del segnale (intensità di grigio) della ROI numero i, j, k . La LSNU è normalizzata al valore di intensità della ROI considerata.

La GSNU è definita come la differenza tra la massima e la minima intensità di segnale di tutte le ROI considerate; la formula è

$$\text{GSNU} = \frac{\max(\overline{\text{ROI}}_{i,j,k}) - \min(\overline{\text{ROI}}_{i,j,k})}{(\overline{\text{ROI}}_{i,j,k}) + \min(\overline{\text{ROI}}_{i,j,k})/2} \quad (2.12)$$

In questo caso la GSNU viene normalizzata alla media dei valori di massima e di minima intensità di segnale.

La LSNRNU e la GSNRNU sono definite similmente, ma con il SNR invece del segnale medio

$$\text{LSNRNU} = \max \left(\frac{\max(|\overline{\text{SNR}}_{i,j,k} - \overline{\text{SNR}}_{i\pm 1,j\pm 1,k\pm 1}|)}{\overline{\text{SNR}}_{i,j,k}} \right) \quad (2.13a)$$

$$\text{GSNRNU} = \frac{\max(\overline{\text{SNR}}_{i,j,k}) - \min(\overline{\text{SNR}}_{i,j,k})}{(\overline{\text{SNR}}_{i,j,k}) + \min(\overline{\text{SNR}}_{i,j,k})/2} \quad (2.13b)$$

Dove $\overline{\text{SNR}}_{i,j,k}$ rappresenta il valore di SNR della ROI numero i, j, k .

In tutte le formule descritte precedentemente le ROI in posizione $i \pm 1, j \pm 1, k \pm 1$ sono le 6 ROI che si trovano adiacenti a quella considerata.

I parametri locali (LSNU e LSNRNU) danno una stima della uniformità delle ROI vicine nella immagine, mentre i parametri globali (GSNU e GSNRNU) danno una

stima della uniformità totale della immagine.

I valori limite di questi parametri sono stati derivati dalla teoria di propagazione degli errori e dal protocollo 62220-1 del IEC [12] [4]. Tali limiti sono stati proposti per immagini planari e quindi potrebbero non essere corretti nel caso di immagini tridimensionali; tuttavia, in mancanza di un protocollo specifico da seguire, sono stati considerati come attendibili.

In base al protocollo IEC precedente i dati sperimentali non si dovrebbero discostare per più del 2% dai valori di fit corrispondente. Quindi assumendo come 2% l'errore relativo massimo sul valore medio di una ROI, risulta che l'errore massimo nella differenza tra i valori medi di due ROI adiacenti (cioè nel LSNU) sia il doppio, 4%. L'errore considerato per il valore di SNR in una ROI è il doppio, ovvero il 4%; ne deriva che l'errore massimo nella differenza tra i valori di SNR di due ROI adiacenti (cioè nel LSNRNU) sia del 8%. Analogamente si ricavano i valori limite di GSNU e GSNRNU valutati come 8% e 20%.

2.2.4 Modulation Transfer Function

La Modulation Transfer Function, come già detto nella sezione 2.1.1, permette di ottenere una valutazione quantitativa della risoluzione spaziale di un sistema. La definizione di MTF è quella di equazione 2.2; modificata in forma discreta e portata in tre dimensioni risulta:

$$\text{MTF}(u, v, t) = \frac{\|\mathcal{F}(\text{PSF}(x, y, z))\|}{\|\Sigma\text{PSF}(x, y, z)\|} \quad (2.14)$$

La trasformata di Fourier \mathcal{F} in questo caso è calcolata in tre dimensioni sempre componendo nelle diverse direzioni la formula discreta 2.4.

La MTF 3D può essere valutata a partire dall'immagine di una sfera di piccole dimensioni. Il calcolo della MTF in questo caso si basa sulla formula 2.14, tuttavia, siccome la sfera è di dimensioni non trascurabili rispetto al pixel della immagine, deve essere corretta. La immagine "Reale" di una sfera può essere considerata come la convoluzione tra la PSF e l'immagine "Ideale" di una sfera:

$$\text{PSF} * \text{Ideale} = \text{Reale}$$

Il teorema della convoluzione afferma che la convoluzione di due funzioni è il prodotto delle trasformate di Fourier delle funzioni stesse. Applicando tale teorema e calcolando il modulo si ottiene:

$$\frac{\|\mathcal{F}(\text{Reale})\|}{\|\mathcal{F}(\text{Ideale})\|} = \mathcal{F}(\text{PSF}) \quad (2.15a)$$

$$\mathcal{F}(\text{PSF}) \equiv \text{MTF} \quad (2.15b)$$

In questo modo si può tenere conto della dimensione finita della sfera. In questo caso la MTF ottenuta è tridimensionale, perché ottenuta da una immagine formata da più slice. Per la visualizzazione della immagini tridimensionale è possibile valutare la MTF *in plane* oppure la MTF *in depth*. La MTF *in plane* consiste nella proiezione della MTF 3D in una specifica direzione (x, y o z), questo immagine mostra come apparirebbe la MTF scorrendo lungo la direzione scelta la MTF 3D. La MTF *in depth* è invece una semplice slice della MTF 3D, estratta alla frequenza 0 in una specifica direzione (x, y o z).

La MTF *in plane* è quindi data da

$$\text{MTF-plane}_x(y, z) = \sum_{x=1}^N \text{MTF}(x, y, z)$$

$$\text{MTF-plane}_y(x, z) = \sum_{y=1}^N \text{MTF}(x, y, z)$$

$$\text{MTF-plane}_z(x, y) = \sum_{z=1}^N \text{MTF}(x, y, z)$$

La MTF *in depth* risulta invece

$$\text{MTF-depth}_x(y, z) = \text{MTF}(0, y, z)$$

$$\text{MTF-depth}_y(x, z) = \text{MTF}(x, 0, z)$$

$$\text{MTF-depth}_z(x, y) = \text{MTF}(x, y, 0)$$

Oltre al caso tridimensionale la MTF può essere valutata anche in una singola direzione, tramite la LSF o PSF in una direzione (in modo simile al caso delle immagini planari). In particolare è stata valutata la MTF lungo l'asse verticale. Per questo calcolo è necessario valutare la immagine di un filo di materiale assorbente inclinato rispetto al piano del rivelatore (ma parallelo, ad esempio, alla direzione y del rivelatore). Con questo metodo è possibile fare un oversampling dei dati ottenendo

una migliore statistica. [8] [10]

In figura 2.3 è mostrato uno schema del metodo di calcolo usato. Il filo inclinato consente di calcolare la PSF lungo la direzione y , questa PSF può essere convertita nella PSF sovra-campionata lungo z . L'oversampling della PSF lungo l'asse z si

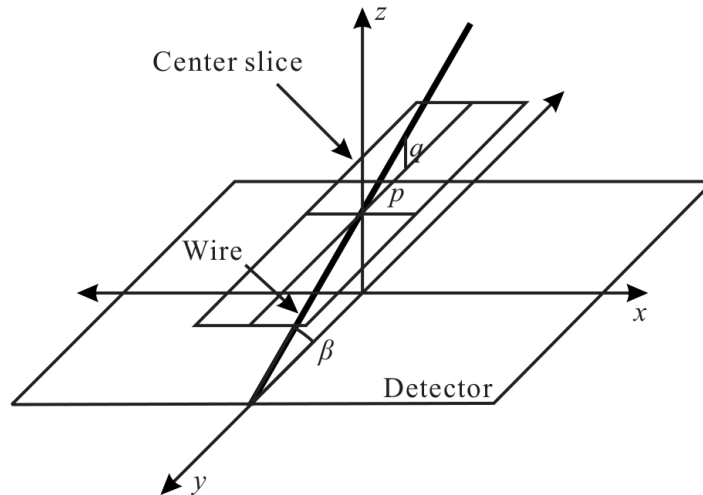


Figura 2.3: Metodo utilizzato per il calcolo della PSF lungo l'asse z .

ottiene dalla seguente formula:

$$z_d = \tan(\alpha)y_d$$

Dove y_d è la distanza di un punto del filo nella direzione y , z_d è la distanza dello stesso punto nella direzione z , α è l'angolo di inclinazione del filo rispetto al rivelatore. A questo punto è possibile valutare la MTF usando la formula 2.2.

2.2.5 Noise Power Spectrum

La NPS delle immagini ricostruite può essere calcolata in modo simile alle immagini planari nella sezione 2.1.2. In questo caso tuttavia la NNPS non può essere calcolata, infatti non è possibile normalizzare le immagini ricostruite. I valori assoluti della NPS così calcolata sono infatti dipendenti dall'algoritmo di ricostruzione utilizzato.

Considerando la natura tridimensionale delle immagini ricostruite tuttavia possono

essere scelti diversi metodi per calcolare la NPS.

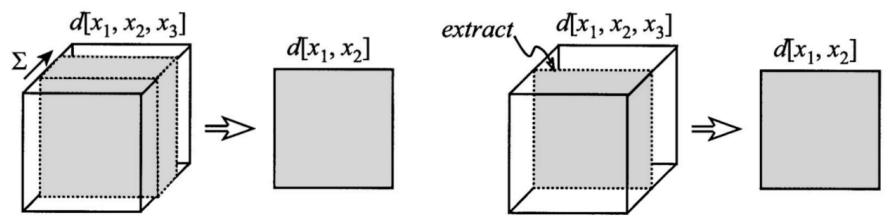
Un metodo è quello di valutare direttamente la NPS tridimensionale applicando la formula 2.6 in tre dimensioni:

$$\text{NPS} = \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{N_x N_y N_z M} \sum_{m=1}^M \mathcal{F}(I(x, y, z) - \bar{I}) \quad (2.16)$$

In questa formula gli elementi utilizzati sono gli stessi della 2.6, però la immagine $I(x, y, z)$ è a tre dimensioni; Δz è la dimensione in mm della componente perpendicolare al rivelatore e N_z è, in effetti, il numero di slice considerate per il calcolo. Questo richiede il calcolo della trasformata di Fourier discreta in tre dimensioni di diverse aree.

Per velocizzare tale compito la NPS può essere valutata utilizzando altri due metodi: per sintesi o per estrazione. In entrambi casi il vantaggio consiste nel calcolo della sola trasformata di Fourier discreta in due dimensioni; ciò comporta una maggiore velocità di calcolo. In figura 2.4 sono confrontati i due procedimenti di analisi.

Questi due metodi consentono di ottenere la slice centrale della NPS 3D. La slice centrale è quella corrispondente alla frequenza spaziale 0 ortogonale alla direzione di estrazione o di sintesi. La estrazione e la sintesi sono applicate alle slice parallele al piano del rivelatore (lungo la direzione z). La estrazione e la sintesi nelle altre direzioni sono di più difficile valutazione a causa della anisotropia dei voxel nella tomosintesi. Il procedimento di estrazione, schematizzato in figura 2.4b, consiste



(a) NPS 2D tramite sintesi. Questo consiste nella somma di un numero di slice.

(b) NPS 2D tramite estrazione.

Figura 2.4: Confronto tra i due metodi di calcolo della NPS.

appunto della estrazione di una slice della immagine ricostruita. In questa slice viene quindi calcolata la NPS 2D, usando la formula 2.6, tenendo però conto della

dimensione della slice considerata:

$$\text{NPS} = \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{N_x N_y M} \sum_{m=1}^M \mathcal{F}(I(x, y, z_0) - \bar{I}) \quad (2.17)$$

In questo caso l'unica differenza con la equazione 2.6 è la moltiplicazione per Δz , la dimensione in mm della singola slice. Il calcolo della NPS tramite estrazione è comunque considerato problematico, in quanto non tiene conto della correlazione delle componenti ortogonali (rispetto alla direzione di estrazione) del rumore. Questo è il metodo di calcolo suggerito nel protocollo EUREF [18].

Il metodo schematizzato in figura 2.4a consiste semplicemente nel sommare un determinato numero di slice (tra la slice a e la slice b) e poi calcolare la NPS 2D della immagine ottenuta

$$\text{NPS} = \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{N_x N_y M} \sum_{m=1}^M \mathcal{F}(I(x, y) - \bar{I}) \quad (2.18a)$$

$$I(x, y) = \sum_{z=a}^{z=b} I(x, y, z) \quad (2.18b)$$

La procedura sfrutta il teorema della slice centrale: la trasformata di Fourier della proiezione di una funzione N -dimensionale $f(x)$ in una sottovarietà a M dimensioni è uguale alla slice M -dimensionale della trasformata di Fourier N -dimensionale della funzione stessa; tale slice consiste nella sottovarietà M -dimensionale passante per l'origine dello spazio di Fourier e parallela alla proiezione iniziale. In tre dimensioni la dimostrazione è la seguente: detta $f(x, y, z)$ una funzione, la sua proiezione lungo l'asse z è $p(x, y)$

$$p(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y, z) dz$$

La trasformata di Fourier di $f(x, y, z)$ risulta

$$F(k_x, k_y, k_z) = \int_{-\infty}^{\infty} dx \int_{-\infty}^{\infty} dy \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y, z) e^{-2\pi i(xk_x + yk_y + zk_z)} dz$$

Considerando solo la sottovarietà 2-dimensionale lungo la direzione z passante per $k_z = 0$, ovvero estraendo la slice centrale, si ottiene

$$\begin{aligned} F(k_x, k_y, 0) &= \int_{-\infty}^{\infty} dx \int_{-\infty}^{\infty} dy \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y, z) e^{-2\pi i(xk_x + yk_y)} dz \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} dx \int_{-\infty}^{\infty} e^{-2\pi i(xk_x + yk_y)} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x, y, z) dz \right] dy \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} dx \int_{-\infty}^{\infty} e^{-2\pi i(xk_x + yk_y)} p(x, y) dy \end{aligned}$$

Quindi essa risulta essere la trasformata di Fourier di $p(x, y)$, come si voleva dimostrare.

Per quanto riguarda la NPS il teorema si può applicare direttamente alla definizione di formula 2.16. Ciò significa che la estrazione della slice alla frequenza 0 in direzione z della NPS 3D corrisponde alla NPS 2D calcolata sulla immagine di proiezione lungo z . La bontà del risultato dipende unicamente dal numero di slice considerate per il calcolo della proiezione.

Capitolo 3

Materiali e metodi

In questo capitolo saranno descritti i fantocci e i programmi utilizzati per la caratterizzazione del sistema.

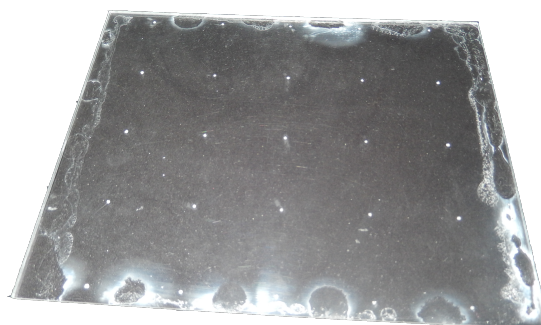
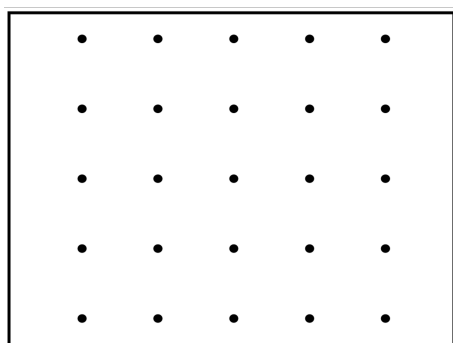
3.1 Phantom

Per la caratterizzazione delle immagini ricostruite del sistema sono stati usati 3 phantom, uno dei quali è stato costruito durante questo lavoro di tesi.

Il fantoccio AGATHA prodotto dalla società *Leeds Test Objects* è visibile in figura 3.1. Questo fantoccio è costituito da una lastra spessa 45 mm di polimetilmetacrilato (PMMA). In questo fantoccio sono presenti 3 inserti sferici e un filo in tungsteno inclinato. Le sfere hanno diametro di 0.5 mm (in alluminio), 3 mm e 5 mm (composte da 30% di grasso e 70% di materiale tessuto ghiandolare). Il filo in tungsteno è di spessore 25 μm e lunghezza 100 mm inclinato di 26.5° rispetto alla superficie del piano di appoggio. Un altro fantoccio costruito dal Dottor Stefano Rivetti è costituito da una lastra spessa 10 mm di PMMA con 4 inserti sferici di alluminio di 2.5 mm di diametro. Il fantoccio costruito per questo lavoro di tesi è costituito da una lastra spessa 5 mm di PMMA con 25 inserti sferici di alluminio di 1 mm di diametro (figura 3.2b). Queste sfere sono poste, alla stessa altezza, su una griglia quadrata ad una distanza di 55 mm una dall'altra come mostrato in figura 3.2a. Il fantoccio, assemblato seguendo le linee guida del EUREF, è formato da due lastre di PMMA spesse 3 mm e 2 mm incollate l'una sull'altra. Nella lastra più spessa sono



Figura 3.1: Fantoccio AGATHA.



(a) Schema del posizionamento delle sfere all'interno delle fantoccio. (b) Foto del fantoccio assemblato durante questo lavoro di tesi.

Figura 3.2: Fantoccio assemblato per questo lavoro di tesi.

stati praticati dei fori in modo da ospitare le sfere di alluminio. La distanza sul piano orizzontale tra una sfera e l'altra ha un errore assoluto pari a 0.2 mm poiché fatta con un calibro ventesimale. L'errore nel posizionamento delle sfere verticalmente è stato stimato essere pari a 0.2 mm, anche in questo caso si è usato il calibro per cercare di valutare al meglio la profondità.

3.2 Software

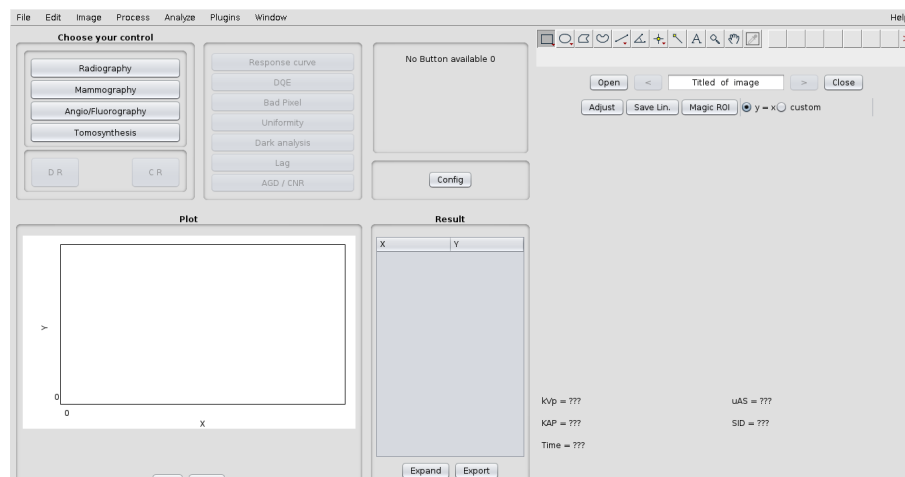


Figura 3.3: GUI del programma COQ. A sinistra è presente il menù *Choose your control* nel quale scegliere il tipo di analisi da effettuare (ad esempio radiografie o mammografie digitali/computerizzate). Il menù immediatamente a destra contiene le tipologie di parametri che si possono valutare a seconda del tipo di analisi scelta. In questo lavoro si è sviluppato il menù relativo alle analisi da effettuare per la tomosintesi digitale.

Il software utilizzato per l'analisi dati è COQ descritto da Donini et al. [6] ed implementato come plugin di ImageJ.

Per la valutazione dei parametri delle immagini planari sono state utilizzate le funzioni già presenti nel software. Per quanto riguarda le immagini ricostruite sono state implementate delle nuove funzioni, integrate nel programma COQ; gli algoritmi sviluppati saranno spiegati in queste sezioni. Per lo sviluppo degli algoritmi è stato utilizzato l'IDE Java Eclipse. In figura 3.3) è mostrata la GUI (*Graphical user interface*) di COQ.

3.2.1 Artifact Spread Function

L'algoritmo per il calcolo della ASF è stato sviluppato in modo da poter tenere conto del cambiamento della posizione degli artefatti al variare della slice.

Il programma richiede come input il numero N di sfere nella immagine, il valore di tolleranza espresso come livello di grigio (la differenza media tra il background e l'artefatto), il raggio r delle sfere da individuare e la posizione relativa della ROI per il calcolo del background.

Inizialmente il programma individua gli artefatti nella immagine in ogni slice; in questa parte è stato utilizzato un algoritmo proprio di ImageJ (MaximumFinder). Si tratta di un algoritmo per la ricerca di massimi locali che ha come parametro variabile la tolleranza di intensità; ovvero la minima differenza di livello di grigio tra due punti adiacenti. In questo modo si ottengono un numero di liste di ROI pari al numero di slice presenti nella immagine.

Da queste liste di ROI sono eliminate quelle troppo piccole o troppo grandi per far parte di artefatti. Le ROI vengono considerate piccole se inferiori a 0.5 mm^2 , grandi se maggiori di $5\pi r^2$. Successivamente, attraverso un algoritmo ricorsivo, vengono create delle liste prelevando una ROI da ogni slice. Le ROI presenti vengono scelte in base alla distanza della ROI nella slice precedente e scartate se a più di 10 mm. Di queste liste, ordinate per lunghezza, vengono utilizzate nel calcolo della ASF solo le prime N . Il background viene valutato creando una ROI circolare esterna alla ROI centrale. Nel caso in cui non sia richiesta la correzione riguardo alla posizione degli artefatti la ROI che comprende la *feature* (identificata dal valore massimo) viene utilizzata per calcolare la ASF anche nelle altre slice. Nel programma COQ è mostrato, come risultato iniziale, la ASF media di tutte le sfere trovate nella ROI iniziale selezionata. In figura 3.4 è mostrato il programma COQ utilizzato per calcolare la ASF, nella immagine a destra sono mostrati i punti trovati nella immagine. Cliccando sul pulsante "Show" è possibile selezione la ASF relativa ai punti evidenziati nella immagine. Della ASF è calcolata la larghezza a metà altezza (*Full width at half maximum*,FWHM), utilizzando una interpolazione gaussiana per il calcolo.

Per ogni sfera è inoltre possibile valutare i grafici della posizione centrale dell'artefatto in funzione della slice corrispondente. I grafici mostrati sono del tipo $x - z$ e $y - z$, nel

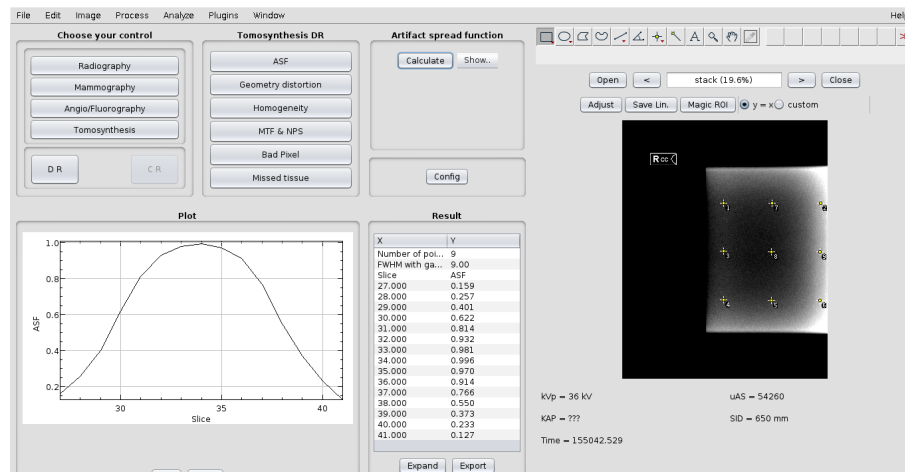


Figura 3.4: GUI di COQ per il calcolo della ASF. Nel riquadro a sinistra è mostrato il grafico della ASF media.

sistema di riferimento della immagine (con z che rappresenta la distanza verticale). Per i grafici è valutata la interpolazione lineare dei punti, con equazioni del tipo $x = m \cdot z + q$ e $y = m \cdot z + q$. Nel caso la ASF sia valutata senza tenere conto della variazione di posizione, tali grafici ovviamente non hanno senso.

3.2.2 Distorsione geometrica

La distorsione geometrica è stata valutata a partire dall'analisi effettuata per la ASF. Infatti la posizione delle sfere è scelta come il punto di picco massimo della ASF. In seguito l'algoritmo sviluppato funziona unicamente se le sfere sono un numero sufficiente a formare un quadrato. Quindi, detto N il numero delle sfere trovate nella immagine, la sua radice quadrata deve essere un numero intero, che rappresenta il numero di sfere per ogni lato. Questo è necessario per poter inserire ogni punto trovato all'interno di una griglia.

A questo punto vengono valutate le distanze di ogni punto da quelli adiacenti; sulla immagine vengono mostrate le posizioni delle sfere e le linee che collegano i diversi punti tra loro. Vengono inoltre mostrate le distanze calcolate tra i diversi punti.

3.2.3 Omogeneità

La omogeneità della immagine è stata calcolata implementando le definizioni descritte nel capitolo precedente. Tuttavia può accadere che alcune regioni della immagine presentino irregolarità note (come ad esempio un logo stampato sulla immagine) oppure abbiano un fantoccio in PMMA che non copre l'intera superficie del rivelatore. Per questo il calcolo è effettuato a partire da una ROI selezionata, considerando nel calcolo tutte le slice. La ROI 3D viene quindi suddivisa in ROI più piccole di dimensione 5.0 mm x 5.0 mm x 5 mm, e su queste viene calcolata la media, la deviazione standard, il SNR e la varianza [18]. Oltre a questi parametri sono stati valutati anche i parametri di LSNU, GSNU, LSNRNU e GSNRNU.

3.2.4 Modulation Transfer Function

Nel caso di immagini ricostruite la MTF può essere valutata, come già detto, in diversi modi: il primo tra questi è valutare la MTF 3D a partire dall'immagine di una sfera di 0.5 mm, il secondo è valutare la MTF in direzione verticale rispetto al piano del rivelatore, utilizzando un filo in tungsteno inclinato. Entrambi gli inserti sono presenti all'interno del fantoccio AGATHA.

Per il calcolo della MTF tridimensionale è stato necessario implementare una trasformata di Fourier tridimensionale. La complessità di un algoritmo per il calcolo della DFT uno-dimensionale con dimensione n è $O(n^2)$, applicando semplicemente la definizione di 2.4. In questo programma è stata implementata una trasformata di Fourier veloce (FFT, *Fast Fourier Transform*), che ha una complessità di $O(n \log(n))$. [2] Questo per ottenere una migliore velocità di esecuzione; nel caso di una immagine a tre dimensioni, infatti, è necessario comporre la DFT nelle 3 diverse direzioni. La complessità risulta quindi $O(n^4)$ nel caso della DFT, mentre nel caso della FFT è $O(n^3 \log(n))$.

La FFT sviluppata è l'algoritmo di Cooley–Tukey del tipo *radix-2 decimation-in-time*, questo significa che le dimensioni dei vettori considerati devono essere potenze di 2. Per prima cosa il software necessita in input una ROI all'interno della quale si trovi la sfera da considerare; un altro parametro da inserire è il numero di slice da considerare per il calcolo. La ROI e il numero di slice vanno ad identificare una regione tridimensionale della immagine. Sottraendo la propria media ad ogni valore

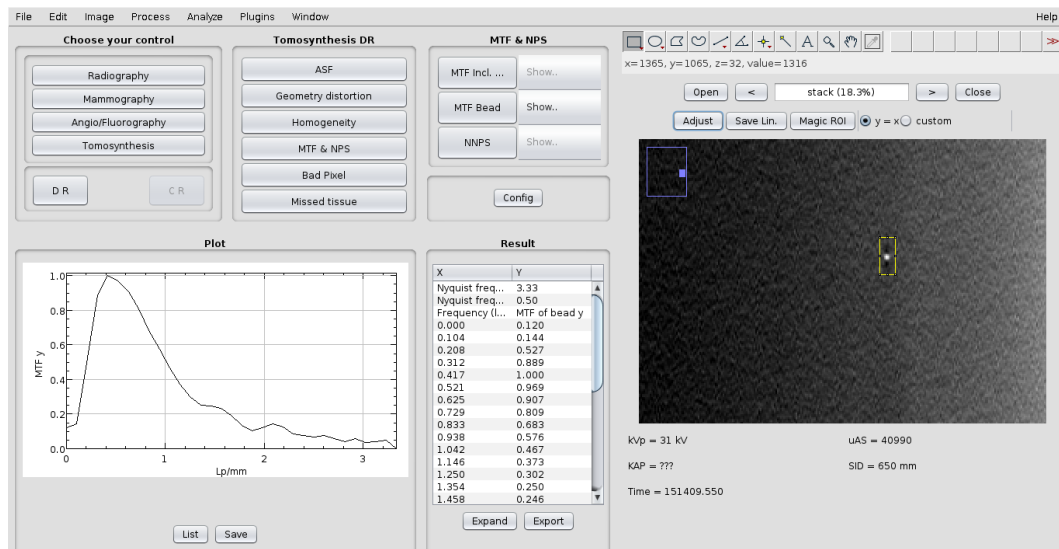


Figura 3.5: GUI di COQ per il calcolo della MTF 3D. Nel riquadro a sinistra è mostrato il grafico della MTF *in slice* lungo la direzione x (ma y nel sistema di riferimento della figura).

di tale regione si ottiene la convoluzione tra la PSF e l'immagine della sfera "ideale". In generale una ROI troppo grande o un numero di slice troppo elevato può influire negativamente sul calcolo poiché si introdurrebbe del rumore aggiuntivo. Questo è dovuto al fatto che il rumore sul background non viene eliminato nell'algoritmo creato. Infatti, a causa della natura tridimensionale della PSF, risulterebbe molto difficile eliminarlo completamente.

In seguito, mediante la formula 2.15a e sapendo la MTF della sfera "ideale" è possibile ottenere la MTF 3D. Quindi è stata creata l'immagine di una sfera "ideale" di 0.5 mm di diametro, tenendo conto del fatto che i voxel nella tomosintesi hanno dimensione anisotropa (sono uguali nel piano parallelo al rivelatore, ma perpendicolarmente sono diversi) e ne è stata calcolata la MTF. Tuttavia si è notato come la trasformata di Fourier della immagine "ideale" di una sfera di 0.5 mm di diametro (figura 3.6) mostri la prima radice intorno a 2.86 lp/mm ($\sim 1.43/d$, con d pari al diametro della sfera [10]). Per questo motivo la MTF 3D è stata lasciata senza correzione. La divisione, come presentato nella formula 2.15a, comporterebbe correzioni enormi ($\gg 1$) attorno a quel valore; nel punto preciso in cui la trasformata della sfera "ideale" si annulla la divisione risulterebbe impossibile. In questo modo la MTF è calcolata

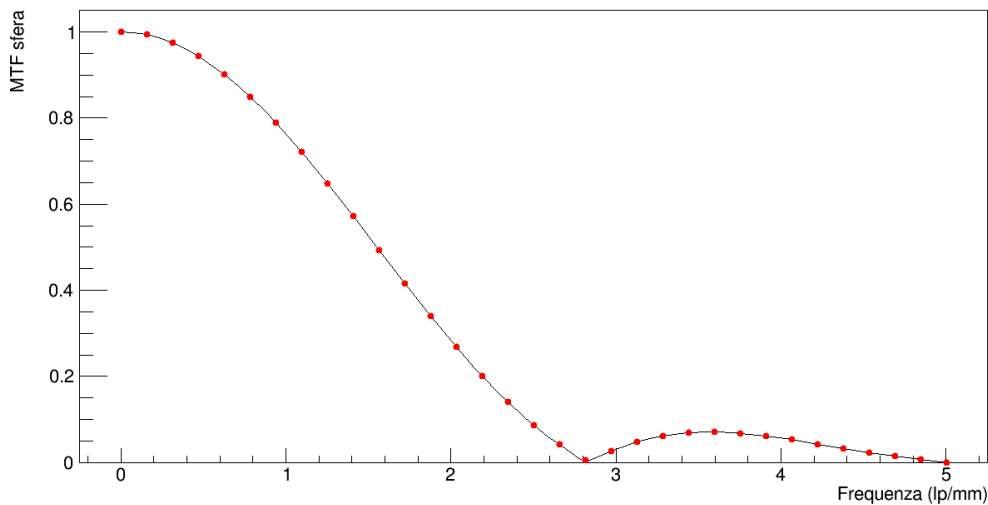


Figura 3.6: Grafico della MTF della sfera. La MTF è identica nelle direzioni parallele al rivelatore e si annulla a 2.86 lp/mm.

come presentato in Marshall e Bosmans [10]. Il calcolo della MTF con questo metodo non sfrutta alcun tipo di sovra-campionamento dei dati.

In figura 3.5 è mostrata la interfaccia sviluppata, è possibile selezionare quali grafici visualizzare. In particolare è possibile mostrare:

- la immagine della MTF 3D della sfera "ideale"
- la immagine della MTF 3D
- le immagini della MTF *in plane* nelle diverse direzioni x-y-z
- i grafici della MTF 1D lungo le direzioni x o y, estratti dalla MTF *in plane* lungo z
- la immagine della MTF *in plane* lungo z della immagine "ideale" della sfera
- i grafici della MTF 1D lungo x/y della MTF *in plane* della immagine "ideale" della sfera
- la immagine della PSF 3D

- i grafici della PSF 1D estratti nella slice centrale della PSF 3D lungo gli assi x o y

Per il calcolo della MTF in direzione verticale (rispetto al rivelatore) l'algoritmo sviluppato valuta per prima cosa la PSF in direzione orizzontale, lungo la y. Nella immagine del filo inclinato il punto con la massima intensità è stato considerato come il punto in cui il filo è alla stessa profondità della slice. Questo punto è considerato come l'origine della PSF orizzontale, che è poi calcolata valutando il profilo di una linea diretta lungo l'asse y della immagine.

In seguito come descritto nel capitolo precedente è possibile trasformare la PSF lungo y nella PSF sovra-campionata lungo z. Per effettuare questi calcoli è necessario sapere l'angolo α di inclinazione del filo. Nel software è stato implementato un metodo nel caso in cui sia necessario calcolare tale valore [8]. Innanzitutto è stato creato un vettore contenente le posizioni lungo l'asse y dei punti con la massima intensità per ogni slice contenente il filo inclinato. Questi sono, idealmente, i punti in cui il filo è alla stessa profondità della slice considerata. Successivamente è stata fatta una interpolazione lineare dei dati in modo da calcolare il coefficiente angolare m della retta $z = m \cdot y + q$. A questo punto si ottiene $\alpha = \arctan(m)$. Della PSF è stato valutata la FWHM con una interpolazione gaussiana. A partire dalla PSF lungo z è possibile calcolare la relativa MTF; in figura 3.7 è visibile la GUI sviluppata per questo calcolo. Affinché sia possibile estrarre il profilo di una linea parallela all'asse y è necessario che lo scostamento lungo l'asse x tra la sorgente radiogena e il filo inclinato sia minimo. In questo modo ad ogni slice il punto con la massima intensità si troverà sempre nella stessa posizione lungo l'asse delle ascisse. Se al contrario il filo non è centrato, è necessario considerare una linea obliqua nella slice. Per tale calcolo si possono utilizzare le formule 2.10 nella sezione riguardante la ASF, opportunamente modificate; la *feature* corrisponde al punto di massima intensità nella slice scelta (x_{Punto} - y_{Punto} - z_{Punto}) mentre le posizioni degli "artefatti" corrispondono

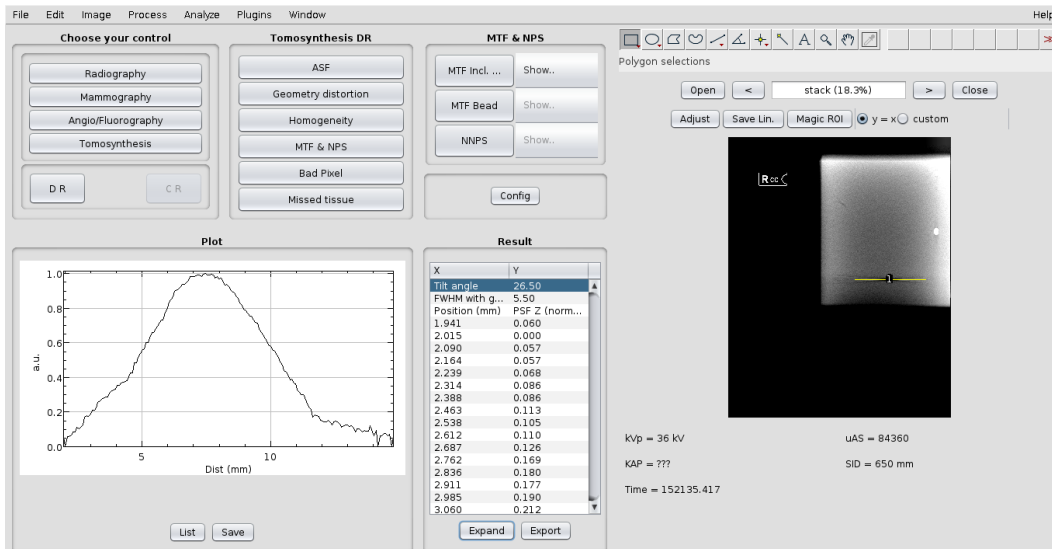


Figura 3.7: GUI di COQ per il calcolo della MTF lungo l'asse z. Nel riquadro a sinistra è mostrato il grafico della PSF.

alle posizioni dei punti di massima intensità nelle diverse slice (x_P - y_P - z_P)

$$m_x = \frac{x_{Sorgente} - x_{Punto}}{z_{Sorgente} - z_{Punto}}$$

$$m_y = \frac{y_{Sorgente} - y_{Punto}}{z_{Sorgente} - z_{Punto}}$$

$$x_P = m_x(z_P - z_{Punto}) + x_{Punto}$$

$$y_P = m_y(z_P - z_{Punto}) + y_{Punto}$$

dove $x/y/z_{Sorgente}$ rappresentano le distanze del punto considerato dalla sorgente di raggi x. Creando un vettore contenente le posizioni di tutti i punti nelle diverse slice e interpolando linearmente le posizioni x-y si ottiene un retta che stima la posizione lungo la quale estrarre il profilo.

3.2.5 Noise Power Spectrum

La NPS è stata valutata mediante tre metodi, per estrazione, per sintesi e infine è stata fatta una valutazione 3D completa. Per questo tipo di valutazione è necessario utilizzare un algoritmo di FFT, in quanto un algoritmo di DFT, come descritto nella

sezione precedente, impiegherebbe troppo tempo, soprattutto nel caso della NPS 3D completa.

Per tutti i metodi descritti è necessario selezionare una ROI nella immagine cercando di selezionare una regione il più possibile omogenea. A questo punto sono calcolate delle sotto-regioni quadrate, di dimensioni identiche. Tale larghezza deve essere, in pixel, una potenza di 2, per poter utilizzare l'algoritmo di FFT. Generalmente si usano dimensioni di 128 o 256 pixel.

Da queste, nel metodo per estrazione, è calcolata la NPS 2D come spiegato nella formula 2.17. Di questo metodo è possibile visualizzare anche la NPS 1D in direzione x/y o della media radiale, selezionando quante linee centrali saltare e quante linee utilizzare per il calcolo.

La NPS per sintesi richiede in input anche il numero di slice da utilizzare per il calcolo (formula 2.18a); anche in questo caso è possibile visualizzare la NPS 1D in direzione x/y o della media radiale.

La NPS 3D è l'algoritmo più lungo, in quanto è necessario calcolare la trasformata di Fourier 3D di un elevato numero di ROI. Anche in questo caso è necessario selezionare il numero di slice, in modo da creare delle regioni tridimensionali. Per utilizzare la FFT è necessario che anche il numero di slice scelto sia una potenza di 2. Di questo metodo è possibile visualizzare la NPS *in slice* e la NPS 3D completa. Siccome la NPS 1D x/y/radiale della NPS *in depth* è già valutato nel precedente caso, in questo caso è possibile visualizzare l'andamento della NPS 1D nelle diverse direzioni della NPS *in slice*.

Capitolo 4

Risultati

4.1 Immagini planari

Per la valutazione dei seguenti parametri è stato seguito il protocollo 62220-1 del IEC [4] riguardo alla qualità del fascio di raggi x. Le misure sono state fatte con un fascio a 28 kVp con combinazione anodo filtro W/Al (0.5 mm).

Per la linearizzazione è stato prima necessario valutare l'andamento della dose sul rivelatore in funzione dell'esposizione. La dose è stata misurata mediante una camera ad ionizzazione calibrata (UNFORS Xi, Unfors Instruments, Billdal, Svezia). Sono state, quindi, effettuate delle esposizioni misurando la dose sul piano di appoggio variando i mAs.

mAs	Dose piano d'appoggio (μGy)	Dose rivelatore (μGy)
9,8	$91,77 \pm 0.01$	$78,2 \pm 0.1$
7,9	$76,13 \pm 0.01$	$64,9 \pm 0.1$
2,0	$19,08 \pm 0.01$	$16,3 \pm 0.1$
15,8	$152,50 \pm 0.01$	$129,9 \pm 0.1$
3,2	$30,68 \pm 0.01$	$26,1 \pm 0.1$

La dose sul rivelatore è calcolate mediante la formula 2.1, considerando come SID 65.0 ± 0.1 cm e come SDD 60.0 ± 0.1 cm. Interpolando linearmente i mAs in funzione della dose sul rivelatore, si ottiene una formula per convertire il valore di mAs in dose sul rivelatore. La equazione ottenuta è $D_r = 8.17 \cdot mAs - 0.49$.

La risposta del rivelatore è, in questo caso logaritmica del tipo Livello di grigio = $a \cdot \log(D_r) + b$. Per effettuare questa interpolazione sono state acquisite 18 immagini a diversi valori di mAs (convertiti in μGy mediante la formula precedente). Con queste immagini, mediante il software COQ, è stata effettuata la interpolazione valutando il valore di grigio medio in una ROI selezionata, in figura 4.1 è mostrato il risultato. A causa della risposta logaritmica tutte le immagini utilizzate successivamente sono state linearizzate utilizzando la curva di risposta precedentemente calcolata, come riportato nel protocollo IEC [4].

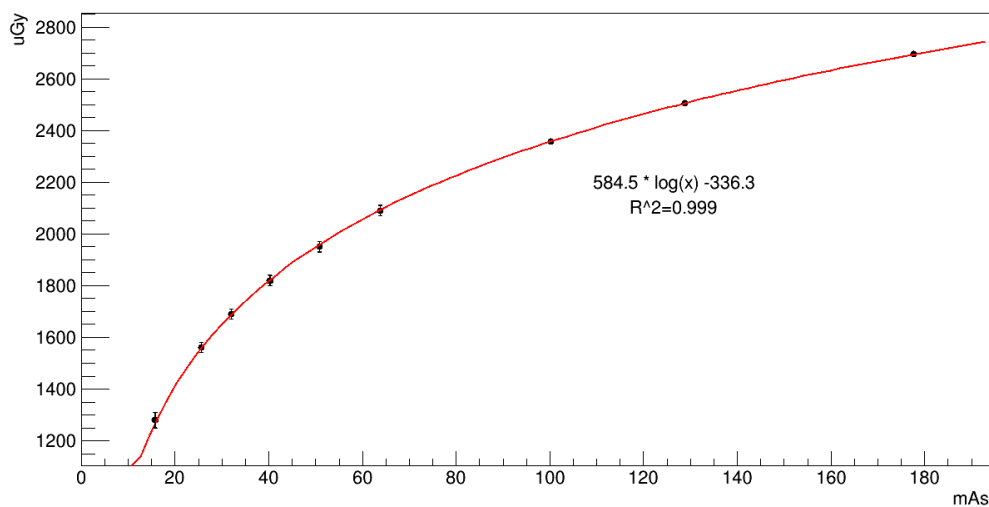


Figura 4.1: Livello di grigio misurato in una ROI in funzione del valore di dose. In rosso è mostrata la interpolazione logaritmica. Gli errori sui valori di intensità corrispondono alla deviazione standard della ROI selezionata.

4.1.1 Modulation Transfer Function

La MTF è stata valutata a partire da immagini di un edge in tungsteno (TX5, IBA Dosimetry, Schwarzen- bruck, Grrmania) utilizzando un fascio a 28 kVp. Le immagini sono state normalizzate automaticamente dal software COQ. Per la valutazione della MTF sono state acquisite 12 immagini, in modo da poter valutare la MTF verticale e orizzontale a diversi valori di esposizione. Nella seguente tabella sono mostrati i

diversi parametri di acquisizione delle immagini, i metodi di calcolo (MTF orizzontale o verticale) e il valore della MTF al 50%

Immagine	mAs	Dose (μGy)	Tipo di MTF	MTF al 50% (lp/mm)
1	1.99	15.77	Orizzontale	6.9
2	1.99	15.77	Orizzontale	6.9
3	1.99	15.77	Orizzontale	6.9
4	1.99	15.77	Verticale	7.0
5	1.99	15.77	Verticale	7.0
6	3.98	32.02	Orizzontale	6.5
7	3.98	32.02	Orizzontale	6.5
8	7.88	63.89	Orizzontale	6.4
9	15.81	128.68	Orizzontale	6.3
10	3.98	32.02	Verticale	6.5
11	7.87	63.81	Verticale	6.4
12	15.81	128.68	Verticale	6.3

Per il calcolo della MTF al 50% è stata effettuata una interpolazione polinomiale di quarto grado sulla MTF. La FWHM ha, in tutti i risultati, un errore pari a 0.1 lp/mm (valutata come la dimensione del bin nel calcolo della MTF). La MTF al 50% nella tabella mostra come le MTF verticali o orizzontali abbiano un risultato uguale a parità di dose. Le differenze, infatti, sono da imputare solo alle differenti dosi nelle immagini. Le MTF a più alte dosi (ad esempio la immagine 9 o 15) hanno MTF al 50 % peggiori rispetto alle MTF a più basse dosi (immagine 1 o 6). Si può notare come tuttavia le MTF mostrino, in proporzione, le maggiori differenze passando da 15.77 μGy a 32.02 μGy ; ulteriori aumenti della dose modificano molto meno la MTF al 50%. I valori mostrati nella tabella mostrano che le differenze sono comunque basse; la MTF al 50% media è infatti 6.6 ± 0.2 lp/mm, con un errore quindi del 3%. Questi risultati sono evidenti anche dal grafico 4.2 in cui sono mostrate tutte le curve considerate e la MTF media calcolata semplicemente dalla media delle 12 MTF precedenti. La interpolazione polinomiale di 4° grado del tipo $a + bx + cx^2 + dx^3 + ex^3$

ha dato come risultati

$$a = 1.000 \pm 0.005$$

$$b = -0.060 \pm 0.007$$

$$c = 0.018 \pm 0.003$$

$$d = -0.0048 \pm 0.0004$$

$$e = 0.00027 \pm 0.00002$$

I risultati precedenti sono in accordo con Okada et al. [14] (in cui è valutato lo stesso rivelatore del Fujifilm AMULET Innovality) e con Polischuk et al. [15] (in cui è valutata la MTF di un rivelatore a-Se con pixel di 0.085 mm).

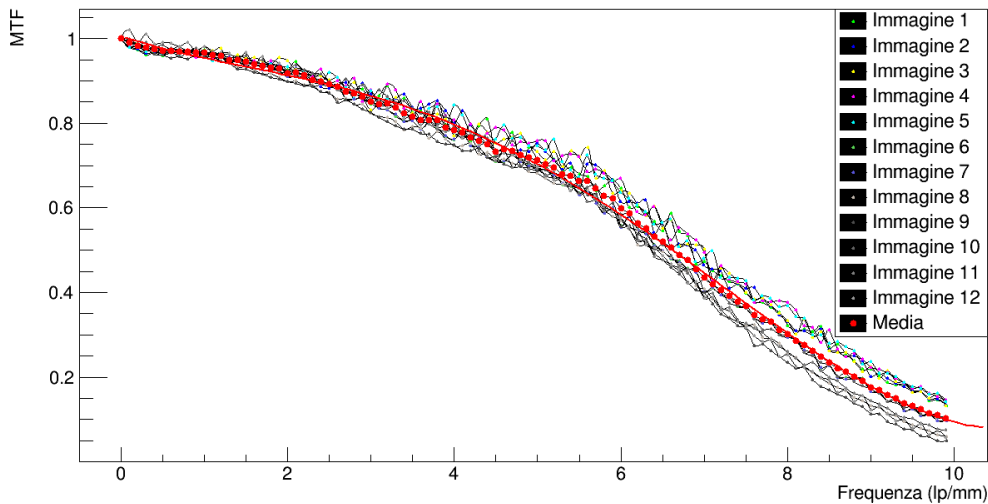


Figura 4.2: Andamento delle MTF delle diverse immagini, in rosso è evidenziata la media. La linea rossa è la interpolazione polinomiale di 4° grado fatta sulla MTF media.

4.1.2 Noise Power Spectrum

La NPS è stata valutata a partire dalle stesse 18 immagini utilizzate precedentemente nel calcolo sulla linearizzazione. La NPS è stata calcolata su una ROI quadrata di lato 2560 pixel. Le ROI utilizzate effettivamente per il calcolo della NPS sono di 128 pixel di lato. La NPS è stata quindi valutata su queste 18 immagini, a

diversi valori di dose. Il grafico 4.3 mostra l'andamento della NNPS per i diversi valori di dose, le NPS con dosi uguali sono state mediate. Si può osservare come la NNPS diminuisca all'aumentare della dose. Questo significa che immagini con alte dosi mostrano, in proporzione, meno rumore rispetto a immagini con basse dosi. La DQE valutata nel grafico 4.3 risulta migliore rispetto a quella valutata da Polischuk et al. [15], ciò è dovuto alla matrice esagonale del rivelatore, come già mostrato da Okada et al. [14].

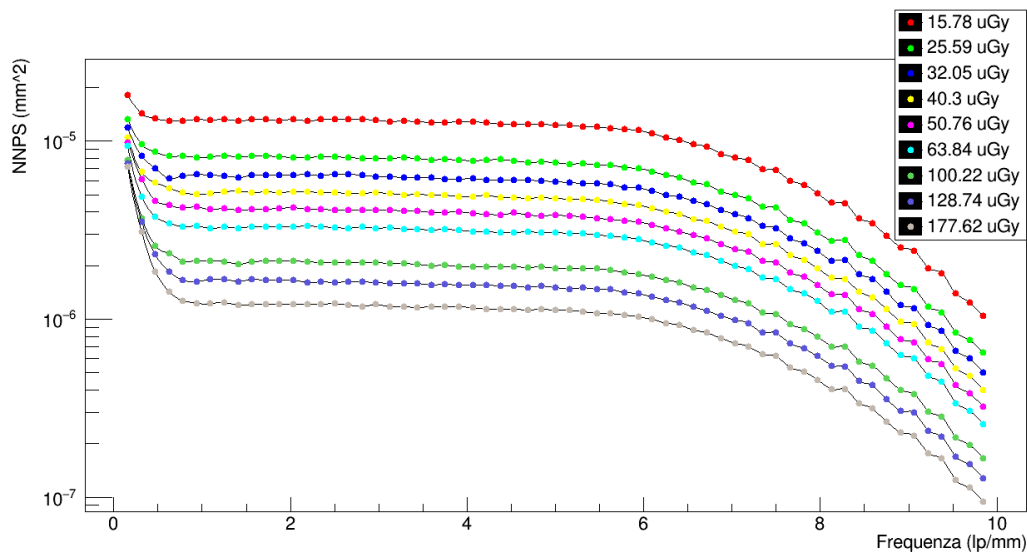


Figura 4.3: Andamento della NNPS nelle diverse dosi considerate. L'asse y è in scala logaritmica per una migliore presentazione dei dati.

4.1.3 Detective Quantum Efficiency

La DQE è stata valutata a partire della formula 2.8a; per questo calcolo, oltre alla NNPS e alla MTF, è necessario conoscere anche la W_{in} (il valore del rapporto segnale-rumore per unità di dose). Questo valore è dovuto alla qualità del fascio di raggi x e alla combinazione anodo-filtro; in questo caso si tratta di un fascio di 28 kVp con combinazione anodo-filtro W/Al (0.5 mm) con un filtro di 2 mm di alluminio. Questo secondo [4] corrisponde ad un valore di $6575.0 \text{ 1}/(\text{mm}^2 \cdot \mu\text{Gy})$. Considerando le diverse dosi di figura 4.3 e la MTF media di figura 4.2 si ottengono le curve di DQE di figura 4.4. La DQE, come si nota dalla figura, non dipende dalla

dose considerata nel calcolo della NNPS. La DQE risulta essere paragonabile a quella presentata da Okada et al. [14].

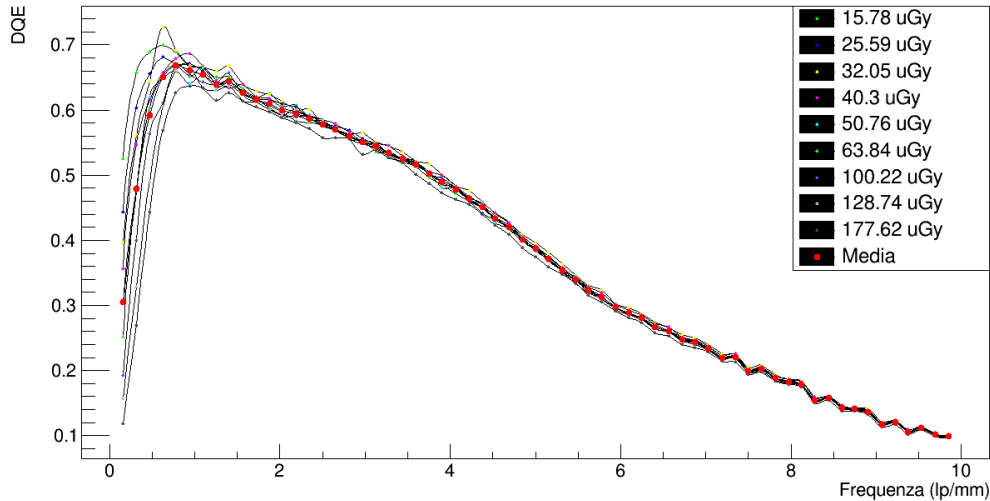


Figura 4.4: Andamento della DQE nelle diverse dosi considerate. I punti rossi rappresentano la DQE media, calcolata sui grafici precedenti.

4.2 Immagini ricostruite

Per le seguenti valutazioni è stato scelto un kVp fisso pari a 36 (tranne nel caso della NPS e della omogeneità) con una combinazione anodo-filtro di W/Al.

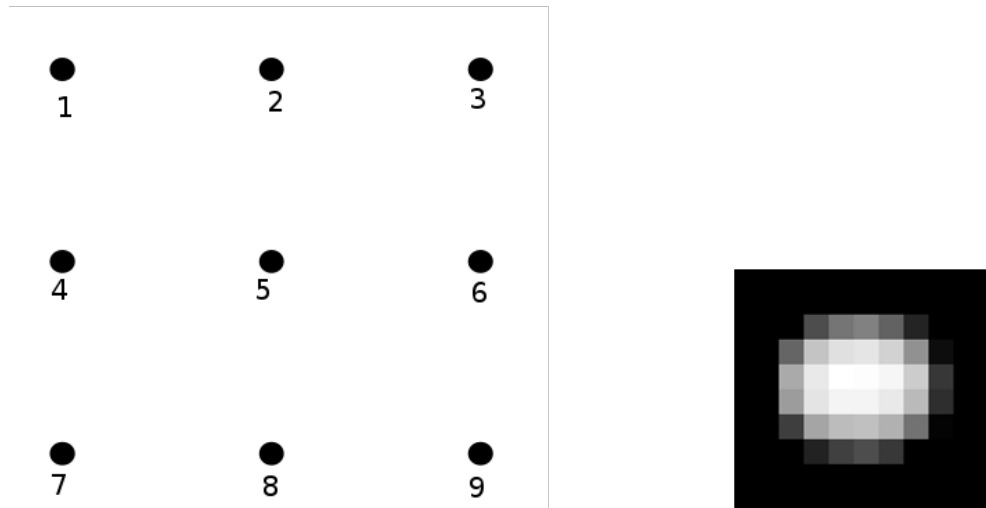
Le immagini ricostruite in modalità HR hanno pixel di dimensione 0.10 mm x 0.10 mm, mentre in modalità ST hanno dimensione 0.15 mm x 0.15 mm. In entrambi i casi la profondità dei voxel (la distanza tra una slice e la successiva) è 1 mm.

4.2.1 Artifact Spread Function

La ASF è stata valutata utilizzando due fantocci: quello assemblato durante questo lavoro di tesi e quello fornito dal Dr. Stefano Rivetti.

Il fantoccio assemblato durante questo lavoro di tesi è stato posto tra ulteriori 60 mm di PMMA in modo da formare uno spessore di 65 mm [18]. In questo caso, nelle immagini, sono state analizzate 9 delle sfere presenti nel fantoccio, acquisendo in

modalità ST e HR. Per mostrare i risultati le sfere sono state numerate come mostrato in figura 4.5a. Nella immagine 4.5b è mostrata l'immagine in modalità ST di una delle sfere nella slice a fuoco. Questo fantoccio è utile per determinare modifiche



(a) Schema di numerazione delle 9 sfere analizzate. Il fuoco, nel piano, trova circa sulla sfera numero 6 (b) Immagine ST di una delle sfere nella slice a fuoco.

Figura 4.5: A sinistra schema di numerazione delle sferette, a destra ingrandimento di una immagine delle sfere. In entrambe le immagine l'asse verticale (y) è quello lungo il quale si muove il tubo a raggi x.

nell'andamento della ASF in relazione alla distanza dal fuoco del tubo a raggi x. Impostando il software in modo da tenere conto dello spostamento dell'artefatto i profili della ASF risultano avere un andamento simile, sia in modalità HR che ST. La FWHM risulta essere 3.7 ± 0.3 mm nel caso delle immagini HR e 9.2 ± 0.4 mm nel caso delle immagini ST (l'errore è la deviazione standard). In figura 4.6 è confrontato l'andamento medio della ASF in immagini HR e ST. Da questi risultati è evidente come le immagini HR permettano una migliore risoluzione lungo l'asse z rispetto alle immagini ST, diminuendo drasticamente la FWHM. Nei diversi punti, secondo le formule 2.10, ci si deve aspettare un andamento lineare nello spostamento del centro dell'artefatto. Il grafico 4.7 mostra l'andamento della slice in funzione della posizione

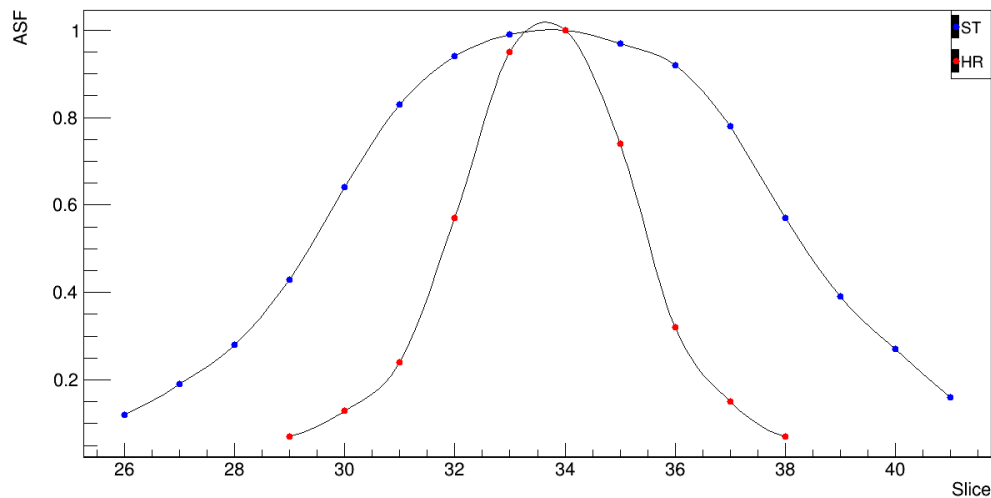


Figura 4.6: Andamento della ASF nel caso HR e ST. Il picco centrale risulta essere nella slice 34.

lungo l'asse x della immagine dei punti 4, 5 e 6. Si nota come lo spostamento risulta effettivamente essere lineare; i punti 4, 5 e 6 presi in considerazione si trovano ad una distanza a calare rispetto al fuoco del tubo radiogeno. Per questo motivo la inclinazione delle rette risulta più elevato nei punti 4 e 5 rispetto al 6. Ovviamente le stesse considerazioni possono essere fatte anche per l'asse y, analizzando ad esempio i punti 3, 6 e 9. I punti 1 e 7 ad esempio avranno uno spostamento degli artefatti nelle diverse slice dovuto sia alla distanza lungo l'asse x che a quella lungo l'asse y. Nel caso in cui la ASF sia valutata senza la correzione riguardo alla posizione l'andamento risulta diverso a seconda delle posizioni considerate. Nella immagine 4.8 sono mostrate le immagini delle ASF dei punti 4,5 e 6 in modalità ST calcolate senza tenere conto del movimento dell'artefatto. Si può notare una evidente differenza tra la larghezza delle ASF nonostante l'andamento risulti simile a quello di figura 4.6. La FWHM è diversa: nella sfera 4 è 3.9 ± 0.5 mm, nella 5 è 6.0 ± 0.5 mm, nella 3 è 9.3 ± 0.5 mm. Le ASF più lontane dal punto di fuoco del tubo a raggi x sono più strette perché lo spostamento degli artefatti porta a considerare nella normalizzazione anche il background. Quindi, soprattutto le code delle ASF, risultano essere più appiattite rispetto alle ASF calcolate precedentemente. Siccome il punto 6 risulta molto vicino al fuoco del tubo a raggi x la ASF risulta avere un andamento simile

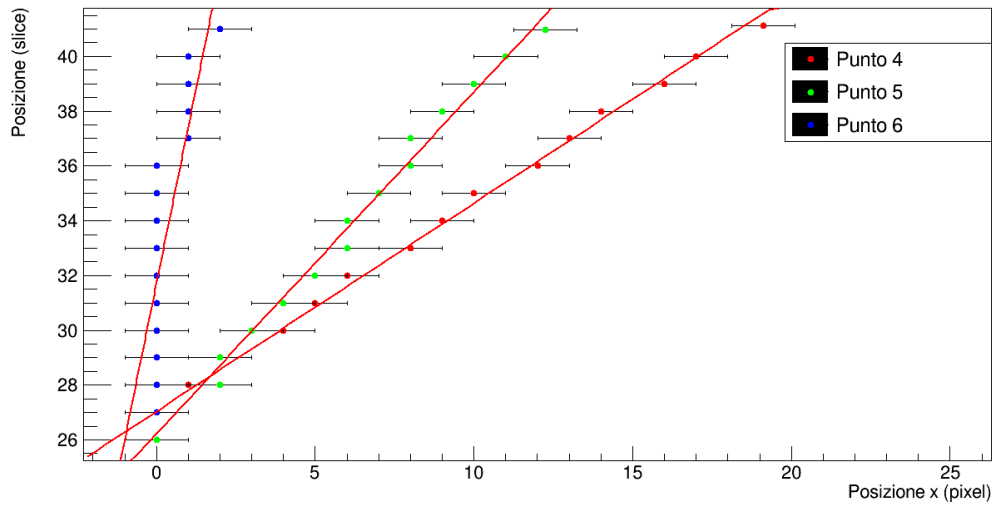


Figura 4.7: Andamento della slice z in funzione della x (pixel); il valore di x è relativo, per permettere un confronto. Il punto 6 risulta avere il centro degli artefatti sempre nella stessa posizione. Queste rette sono ottenute nel caso della immagine ST.

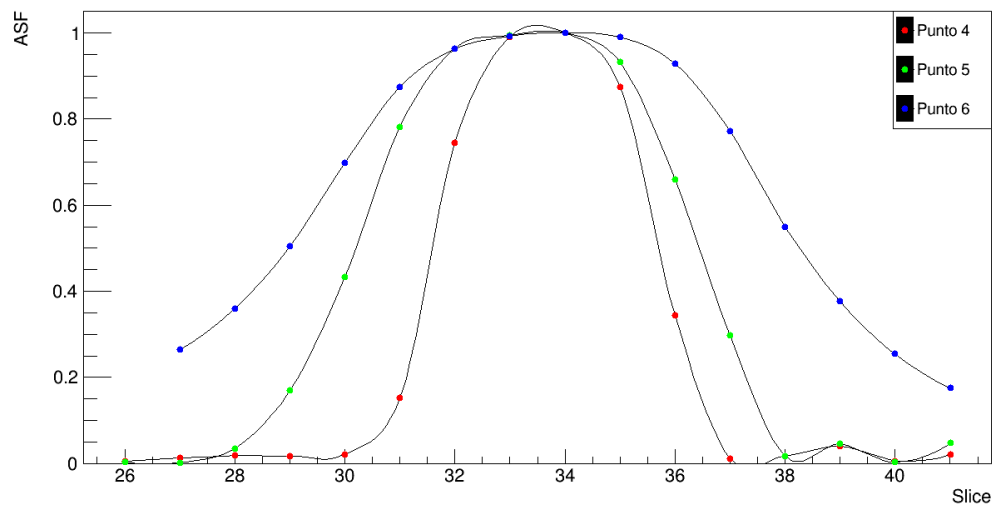


Figura 4.8: Andamento della ASF in modalità ST dei punti 4, 5 e 6, calcolati senza correzione.

con una FWHM uguale. La FWHM risulta più stretta se la distanza dal fuoco è maggiore; nella seguente tabella sono mostrati i valori della FWHM dei diversi punti nella modalità HR e ST

Punto	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Media
FWHM ST (mm)	3.6	5.0	6.4	3.9	6.0	9.3	3.7	5.7	7.0	5.4
FWHM HR (mm)	2.8	3.4	3.6	2.9	3.6	3.8	3.0	3.5	3.6	3.3

Per tutti i valori di FWHM è stato considerato un errore di 0.5 mm. I punti più lontani dal fuoco (1 e 7) hanno infatti la FWHM più piccola rispetto agli altri, sia nella modalità HR che ST. Anche nel caso della ASF HR il punto 6, molto vicino al fuoco, ha una FWHM uguale alla ASF non corretta. Ad ogni modo nella ASF media, il picco centrale risulta essere sempre nella stessa posizione, non mostrando, da questo punto di vista, alcun cambiamento. In figura 4.9 sono mostrati gli andamenti di ASF HR e ST con e senza correzione. La differenza tra ASF con e senza correzione nelle immagini HR è relativamente minore rispetto alle immagini ST. Nella modalità HR la differenza relativa della FWHM è del 11% circa mentre in modalità ST è del 58%. Questo probabilmente è dovuto al minore valore di FWHM in modalità HR. Per valutare meglio il profilo della ASF sono state analizzate le immagini di

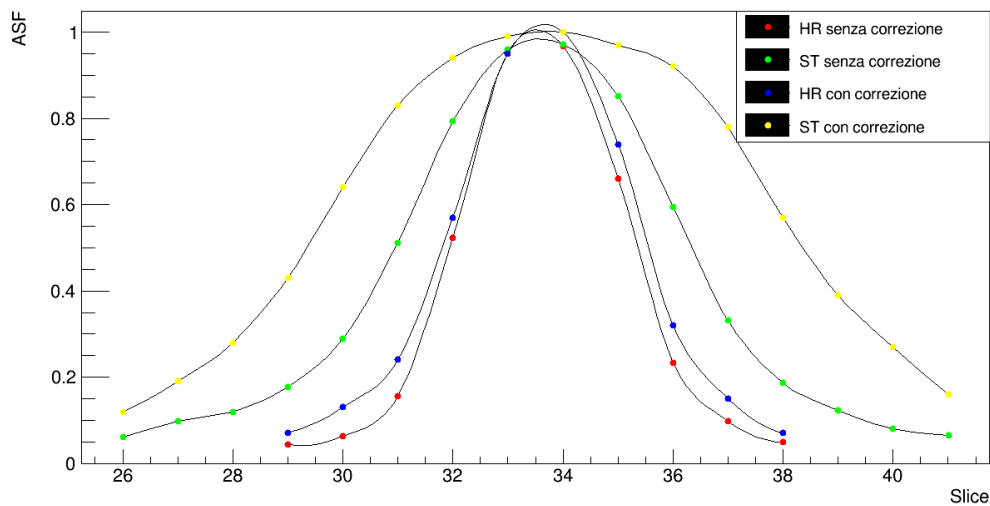
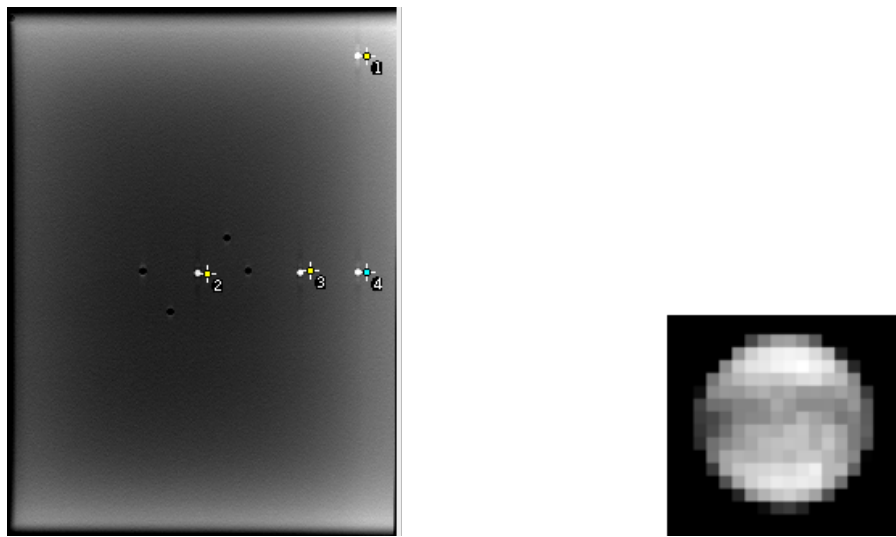


Figura 4.9: Andamento della ASF media nelle modalità HR e ST, con correzione e senza correzione.



(a) Immagine ST del fantoccio del Dr. Rivetti; (b) Immagine ST di una delle sfere nella slice a
 sono visibili le 4 sfere analizzate. Il fuoco si trovafuoco, in questo caso è evidente una diminuzione
 a destra, nel centro della immagine rispetto dell'intensità del valore di grigio nella regione
 all'asse x, vicino alla sfera numero 4. centrale rispetto alla zona circostante.

Figura 4.10: A sinistra l'immagine del fantoccio, a destra l'ingrandimento di una delle sfere. In entrambe le immagine l'asse verticale (y) è quello lungo il quale si muove il tubo a raggi x.

tomosintesi del fantoccio del Dr. Rivetti (figura 4.10a). Questo contiene 4 sfere di alluminio con un diametro di 2.5 mm, una di queste è mostrata in figura 4.10b. Il fantoccio è stato posto in ulteriori 60 mm di PMMA per poter visualizzare le code della ASF. In questo modo la ASF è valutata usando un numero maggiore di slice; gli artefatti, infatti, si propagano su una maggiore distanza lungo l'asse z a causa del maggiore diametro delle sfere. Nella figura 4.11 è mostrata la ASF media (con correzione), calcolata in modalità HR e ST. La FWHM nella ASF usando la correzione ha una media di 32.3 ± 0.5 mm nella modalità ST e 12 ± 0.5 mm nella modalità HR. Anche in questo caso le diverse ASF hanno un andamento simile tra loro. Tuttavia la maggiore dimensione delle sfere evidenzia un andamento diverso rispetto al caso considerato precedentemente, visibile in particolare nelle immagini in modalità ST. L'andamento della posizione x e y degli artefatti in funzione della slice è, come prima, rettilineo, come descritto nelle formule 2.10. La ASF calcolata senza

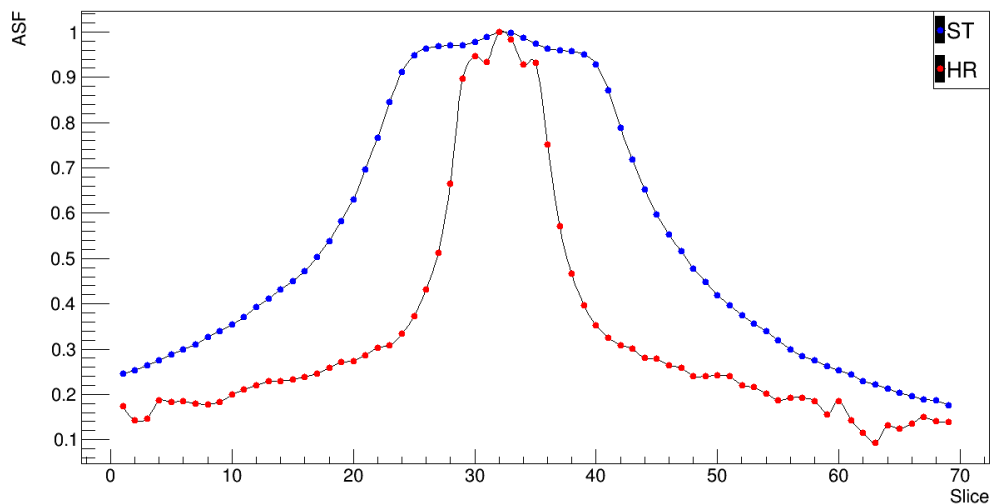


Figura 4.11: Andamento della ASF media nelle modalità HR e ST nel fantoccio del Dr. Rivetti.

correzione risulta, con sfere di questa dimensione, avere un diverso profilo rispetto a quella con correzione. In figura 4.12 è mostrato l'andamento della ASF della sfera 2 ottenuta dalla immagine in modalità ST, confrontando i casi senza correzione e con correzione. Sono evidenti alcune differenze, in particolare la ASF senza correzione mostra due picchi di massimo al lato del picco centrale della ASF con correzione.

La ASF senza correzione viene, come già detto, calcolata considerando una ROI piccola all'interno della sfera a fuoco. In queste immagini la regione centrale delle sfere nella slice a fuoco risulta avere un contrasto inferiore alla regione circostante. Per questo motivo la ASF senza correzione mostra un punto di minimo relativo tra due picchi di massimo. L'andamento della ASF senza correzione nella figura 4.12 è paragonabile alla ASF presentata da COLOMBO et al. [3], in cui sono presenti i due picchi laterali.

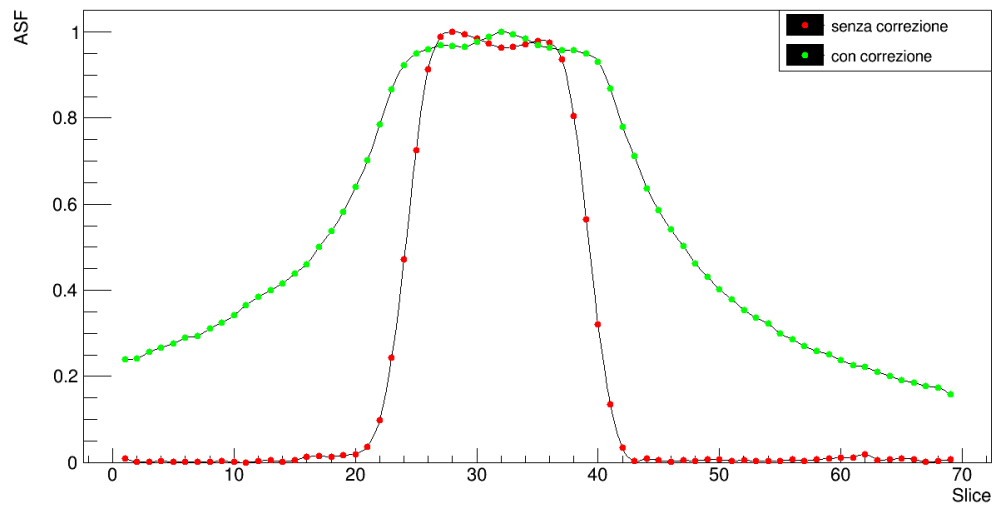


Figura 4.12: Andamento della ASF del punto 2, con e senza correzione.

4.2.2 Distorsione geometrica

La distorsione geometrica è valutata dal fantoccio assemblato durante questo lavoro di tesi [18]. Sono state utilizzate le stesse immagini utilizzate per il calcolo della ASF; in questo caso quindi sono visibili solo 9 delle 25 sfere. Queste sono comunque sufficienti per effettuare una valutazione perché formano un quadrato di 3 sfere di lato.

Nella seguente tabella sono mostrate le posizioni x-y-z dei punti in modalità HR e ST

Punto	Pos. x-y-z ST (mm)	x-y-z HR (mm)
1	117.5 - 95.4 - 33	117.5 - 95.5 - 33
2	172.7 - 95.3 - 34	172.6 - 95.3 - 33
3	227.3 - 95.7 - 33	227.3 - 95.8 - 34
4	117.3 - 150.3 - 34	117.3 - 150.5 - 34
5	171.8 - 150.6 - 34	171.8 - 150.8 - 34
6	226.7 - 150.8 - 34	226.7 - 150.8 - 34
7	117.2 - 205.1 - 34	117.2 - 205.2 - 34
8	171.9 - 205.7 - 34	172.0 - 205.7 - 34
9	226.8 - 205.8 - 35	226.8 - 206.0 - 34

I punti trovati sono stati numerati come in figura 4.5a e la distanza visualizzata si riferisce alla origine in alto a sinistra della immagine, con il valore di z pari a 0 nella slice sulla superficie del rivelatore.

L'errore nella posizione è stato stimato come la dimensione di un singolo pixel; nel piano x-y l'errore quindi è 0.2 mm e 0.1 mm rispettivamente nella modalità ST e HR, in direzione z è invece 1 mm. Dalla tabella si osserva come i risultati, in modalità HR e ST, siano in accordo tra loro, rientrando negli errori.

Nella seguente tabella sono elencate le distanze dei punti

Linea (punto-punto)	Distanza ST (mm)	Distanza HR (mm)
1-2	55.2	55.1
1-4	54.9	55.0
4-5	54.5	54.5
4-7	54.8	54.8
7-8	54.8	54.7
2-3	54.6	54.8
2-5	55.4	55.5
5-6	54.9	54.9
5-8	55.1	55.0
8-9	54.8	54.9
3-6	55.1	55.0
6-9	55.1	55.1

Anche in questo caso la differenza tra le distanze calcolate in modalità HR e ST è minima. L'errore nella distanza è stato valutato, mediante la propagazione degli errori, come pari ad 1 mm in entrambe le modalità di acquisizione. Anche in questo caso si nota come non ci siano sostanziali differenze nelle due modalità e come le distanze siano, tenendo anche conto degli errori, in accordo con i 55 mm a cui erano state poste le sfere nel fantoccio. In base a questi risultati non sono riscontrabili delle distorsioni geometriche nelle immagini ricostruite.

4.2.3 Omogeneità

La omogeneità è stata valutata a partire da uno spessore omogeneo di 45 mm di PMMA [18]. In questo caso il fascio utilizzato è a 30 kVp, con una esposizione in ST pari a 42.5 mAs e in HR uguale a 85.0 mAs.

Siccome gli spessori di PMMA non coprivano l'intera superficie del rivelatore la valutazione della omogeneità è stata effettuata solo su una ROI ristretta, di dimensioni $\sim 5 \times 5$ cm, al centro dello spessore di PMMA. I risultati, in modalità HR e ST, sono elencati nella seguente tabella

Parametro	Modalità ST	Modalità HR	Limite
Media	1750	1439	–
Dev. Std.	14	19	–
LSNU (%)	0.2	0.3	4
GSNU (%)	0.8	0.9	8
LSNRNU (%)	15.5	7.4	8
GSNRNU (%)	17.3	14.9	20

Dove la colonna "Limite" mostra i limiti statistici dei parametri considerati.

Osservando i dati si nota come la media e la deviazione standard siano diversi nelle due immagini. Questo è normale poiché sono state acquisite con fasci di raggi X di diversa qualità e intensità. I valori di LSNU e GSNU sono, invece, simili tra loro e molto inferiori ai limiti descritti (sotto l'1%). Questo significa che non c'è una grande oscillazione locale e globale del segnale nella ROI considerata in nessuna delle modalità di acquisizione.

I valori di GSNRNU e, in particolare, di LSNRNU sono molto diversi nelle due

modalità. Il valore in modalità ST del LSNRNU è del 15.5%, molto superiore al limite posto al 8%. In modalità HR il valore del parametro è 7.4%, al di sotto della soglia e meno della metà del valore in modalità ST. Anche il valore di GSNRNU diminuisce passando dalla modalità ST a quella HR, sebbene non dimezzandosi; in ogni caso questo parametro si trova, in entrambe le modalità, al di sotto del limite. Il calo del valore dei parametri di LSNRNU e GSNRNU in modalità HR evidenzia una maggiore uniformità della immagine, per quanto riguarda unicamente il SNR, rispetto alla modalità ST.

4.2.4 Modulation Transfer Function

La MTF è stata valutata utilizzando la sfera di 0.5 mm di diametro (MTF 3D) e con il filo inclinato di tungsteno (MTF lungo z). Entrambi gli inserti sono presenti nel fantoccio AGATHA. La MTF 3D è stata valutata sia in modalità ST che HR. In entrambi i casi la MTF calcolata in questo modo risente della dimensione della sfera. La immagine della sfera considerata è mostrato in figura 4.13. Il calcolo è stato effettuato su una ROI il più stretta possibile per evitare di selezionare una regione di background troppo elevata. Sono state considerate 8 slice in entrambe le modalità (per sfruttare l'algoritmo di FFT). Per la valutazione sono mostrate le MTF in slice,

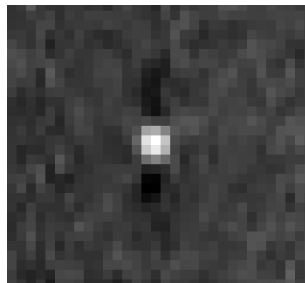


Figura 4.13: Immagine ST della sfera di 0.5 mm di diametro utilizzata per il calcolo della MTF 3D. L'asse verticale (y) è quello lungo il quale si muove il tubo a raggi X. Le zone nere vicino ai bordi della sfera evidenziano una depressione rispetto al background circostante.

ovvero le immagini 2D di MTF ottenute proiettando la MTF 3D in una direzione (x , y o z). In particolare la MTF proiettata lungo la direzione x mostrerà maggiormente l'effetto dovuto al movimento del tubo a raggi X. La figura 4.14 mostra la MTF in

slice sul piano x-y (quindi proiettata lungo l'asse z) in modalità ST e HR. Valori di grigio più chiari corrispondono a valori della MTF più elevati. La MTF con $f_y = 0$ mostra, per piccoli valori di f_x , una intensità bassa; questo è dovuto al fatto che il tubo a raggi X si muove lungo l'asse y e l'angolo di acquisizione nella tomosintesi è limitato, come già mostrato da Hu, Zhao e Zhao [8]. La MTF con $f_x = 0$ non mostra, infatti, alcuna diminuzione nell'intorno f_y . La differenza tra la MTF x-y nelle due modalità è dovuta principalmente alla diversa frequenza di Nyquist, ma l'andamento risulta qualitativamente simile. Le MTF 1D lungo l'asse y, valutate dalle

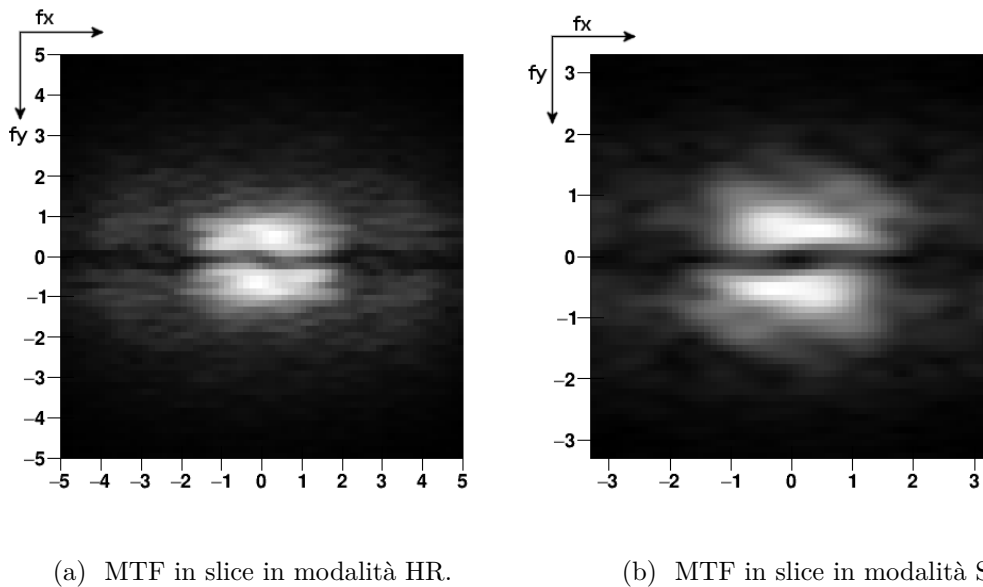


Figura 4.14: Immagini delle MTF in slice sul piano x-y, l'unità di misura è lp/mm.

immagini 4.14a e 4.14b, possono mostrare in maniera più evidente le differenze tra le modalità HR e ST sul piano x-y. Le MTF lungo x e y sono state estratte dai grafici mediando la MTF 2D su 4 linee attorno a $f_{x,y} = 0$. Nel grafico 4.15 sono mostrati gli andamenti della MTF lungo l'asse y in modalità HR e ST, nello stesso grafico è mostrata anche la trasformata di Fourier della sfera. La MTF calcolata in entrambi i casi è stata normalizzata a 1. In questi grafici è evidente l'abbassamento della MTF per le frequenze più basse di circa 0.5 mm^{-1} . La MTF estratta in direzione x, visibile nel grafico 4.16, non mostra questo effetto.

Questo abbassamento spiega il maggior risalto dei contorni lungo l'asse y rispetto alla direzione x. Il risalto dato ai contorni è visibile, nella figura 4.13, come un bordo

nero lungo la direzione y . L'effetto è visibile maggiormente in oggetti di più grande dimensione, come, ad esempio, le sfere di 2 mm considerate nel calcolo della ASF mostrate in figura 4.10b. La sferetta risulta avere, infatti, un bordo maggiormente definito in direzione verticale. Questo effetto di *Edge enhancement* è dovuto al movimento del tubo a raggi X lungo l'asse y [10].

Osservando i grafici 4.16 e 4.15 la MTF 1D in modalità HR e ST risulta essere simile, non mostrando evidenti differenze.

In entrambi i grafici 4.16 e 4.15 la MTF risulta avere un andamento simile alla trasformata di Fourier della sfera ideale. Questo significa che per valori di frequenza vicini a 2.86 lp/mm, le MTF risultano essere imprecise a causa della elevata dimensione della sfera utilizzata nel calcolo, come già evidenziato dai risultati di Marshall e Bosmans [10]. La modalità ST o HR, quindi, non modifica particolarmente l'immagine della

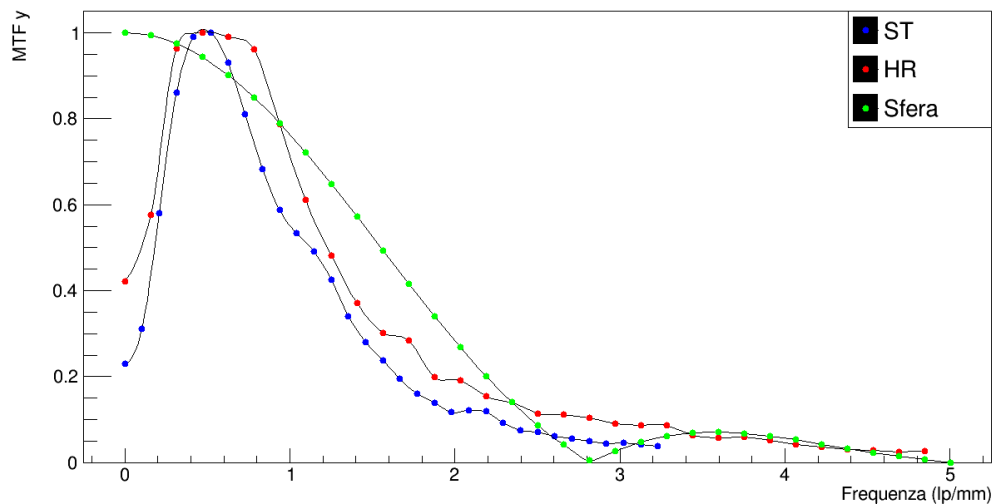


Figura 4.15: Andamento della MTF lungo l'asse y , calcolata mediando la MTF 2D in slice sul piano x - y in 4 linee attorno alla frequenza $f_x = 0$. Il grafico mostra anche l'andamento della trasformata di Fourier della sfera ideale.

PSF nel piano x - y : in figura 4.17 è mostrato l'andamento della PSF (lungo y nel grafico) nelle due modalità di tomosintesi, la FWHM in modalità HR risulta 3.8 ± 0.2 mm e in modalità ST 3.8 ± 0.3 mm.

Le differenze delle MTF in modalità HR e ST sono visibili maggiormente nelle MTF in slice calcolate proiettando la MTF 3D nella direzione y e, in particolare, x . Queste

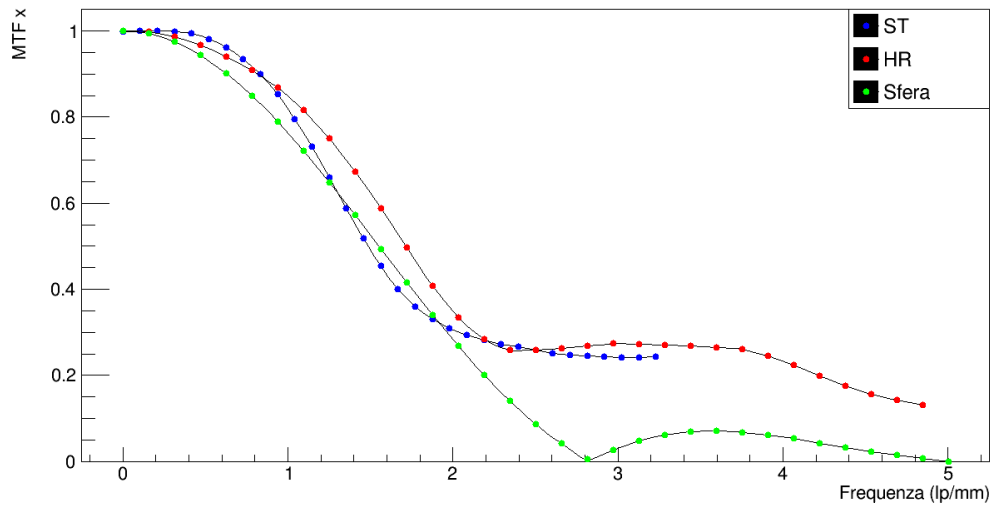


Figura 4.16: Andamento della MTF lungo l'asse y , calcolata mediando la MTF 2D in slice sul piano x - y in 4 linee attorno alla frequenza $f_y = 0$. Il grafico mostra anche l'andamento della trasformata di Fourier della sfera ideale.

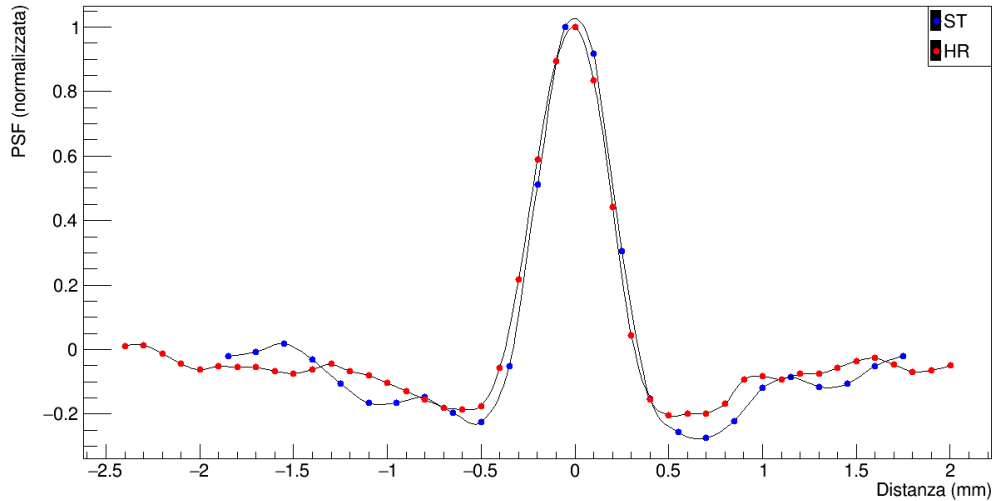
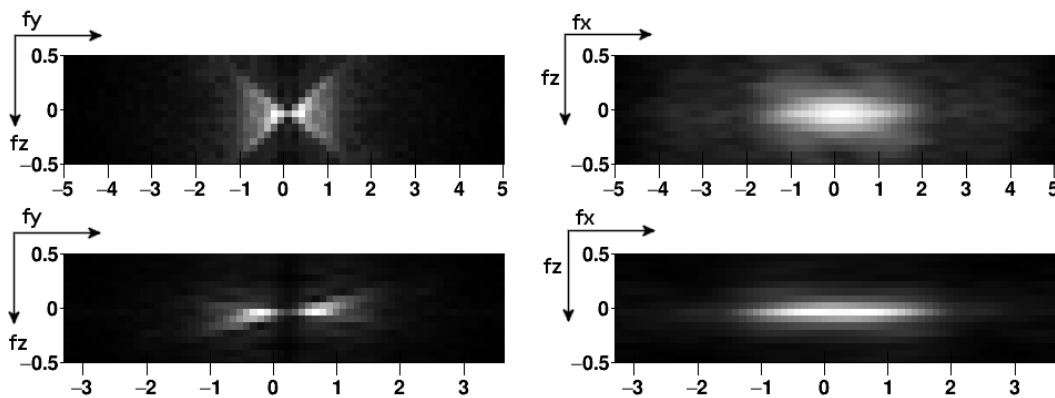


Figura 4.17: Andamento della PSF lungo l'asse y nella modalità HR e ST. Non è visibile alcuna differenza, se non nella dimensione dei bin. La PSF è caratterizzata, in entrambe le modalità, da due depressioni rispetto al background a circa ± 0.5 mm, vale a dire intorno al picco centrale.

MTF sono confrontate nella figura 4.18. Le immagini 4.18b e, in particolare, 4.18a mostrano come le MTF in slice sul piano y-z e x-z siano influenzate dall'angolo di acquisizione della tomosintesi. Le MTF y-z (figure 4.18a) in particolare mostra, nelle due modalità, un andamento di forma differente. Nel caso della MTF x-z l'andamento risulta avere una forma simile, tuttavia, è evidente un miglioramento della MTF lungo l'asse z nella modalità HR rispetto alla modalità ST.

La MTF 3D così valutata è in accordo con i risultati teorici di Zhao e Zhao [19] e quelli sperimentali di Marshall e Bosmans [10]. Per valutare in maniera più quantita-



(a) MTF in slice in modalità HR.

(b) MTF in slice in modalità ST.

Figura 4.18: MTF ottenute proiettando la MTF 3D lungo le direzioni x (a destra) e y (a sinistra). In alto sono mostrate le MTF in modalità HR e in basso quelle in modalità ST.

tiva la MTF lungo l'asse z, può essere utilizzato il filo in tungsteno inclinato. La MTF valutata in questo modo è stata calcolata a partire da immagini in cui il filo in tungsteno è stato posto il più vicino possibile al fuoco del tubo a raggi X. In figura 4.19 è mostrata l'immagine utilizzata per il calcolo della MTF lungo z. Il valore della inclinazione è stato prima calcolato mediante il software ottenendo un valore di $26.5 \pm 0.4^\circ$ nella modalità ST e $26.5 \pm 0.3^\circ$ nella modalità HR. Questi valori sono stati calcolati effettuando la stessa misura 10 volte a partire da slice differenti; da questo insieme di dati è stata estratta la media e la deviazione standard. I valori sono in accordo con il valore dell'angolo di 26.5° del fantoccio, mostrando come il software sviluppato sia in grado di calcolare l'inclinazione del filo in tungsteno con una buona precisione. La PSF lungo l'asse z è mostrata nel grafico 4.20, è evidente

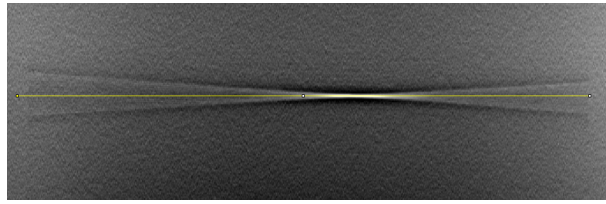


Figura 4.19: Immagine del filo in tungsteno, ottenuta ponendo il filo in tungsteno in modo che sia parallelo alla direzione *chest-wall-nipple* (asse x orizzontale della immagine) e centrato nella direzione destra-sinistra della macchina (asse y verticale della immagine). La linea orizzontale presente è quella lungo la quale sono estratti i valori della PSF orizzontale.

un miglioramento nel caso della modalità HR rispetto alla ST. La FWHM risulta 5.5 ± 0.2 mm in modalità ST e 2.0 ± 0.3 mm in modalità HR, questo comporta una definizione più che doppia degli oggetti in direzione perpendicolare al rivelatore. La MTF 1D in direzione z è stata valutata a partire dalla PSF così calcolata. Nel grafico 4.21 è confrontata la MTF in modalità HR e ST. In modalità ST la MTF al 50% ha un valore di frequenza pari a circa 0.08 lp/mm, in modalità HR risulta essere approssimativamente 0.2 lp/mm. Quindi, nonostante le MTF in modalità HR e ST siano molto simili nel piano x-y (grafico 4.15), nella direzione z la MTF risulta essere molto differente.

Questi valori di FWHM sono in accordo con quelli presentati da Marshall e Bosmans [10]. In particolare la FWHM risulta 3.0 mm per la macchina Siemens Mammomat Inspiration e 5.9 mm per la macchina Hologic Selenia Dimensions. La Inspiration è caratterizzata da un angolo di acquisizione di 50° (paragonabile quindi all'angolo della modalità HR, $FWHM = 2.0 \pm 0.3$), mentre la Dimensions utilizza un angolo di 15° (uguale all'angolo della modalità ST, $FWHM = 5.5 \pm 0.2$). Si nota un miglioramento della FWHM rispetto a tali macchine della PSF lungo z.

4.2.5 Noise Power Spectrum

La valutazione della NPS è stata fatta a partire da immagini HR e ST di uno spessore omogeneo di 40 mm di PMMA (come nel caso della omogeneità) [18]. Come nel caso della omogeneità il fascio utilizzato è a 30 kVp, con una esposizione in ST pari a 42.5 mAs e in HR uguale a 85.0 mAs. Nei calcoli della NPS le immagini sono state comunque confrontate qualitativamente, in quanto i valori della NPS dipendono,

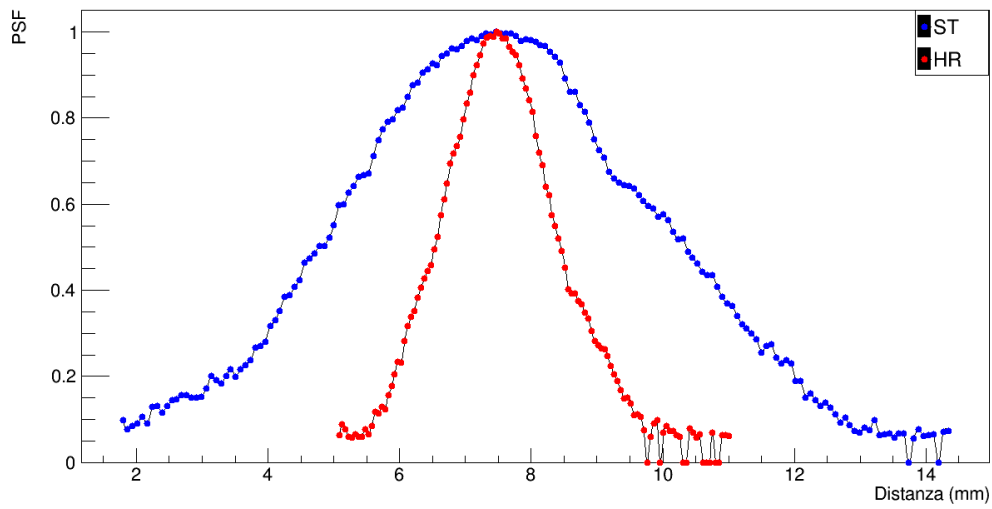


Figura 4.20: PSF lungo z in modalità HR e ST. Il valore della PSF è stato normalizzato a 1. Si nota come il grafico risulti essere più stretto in modalità HR rispetto alla modalità ST.

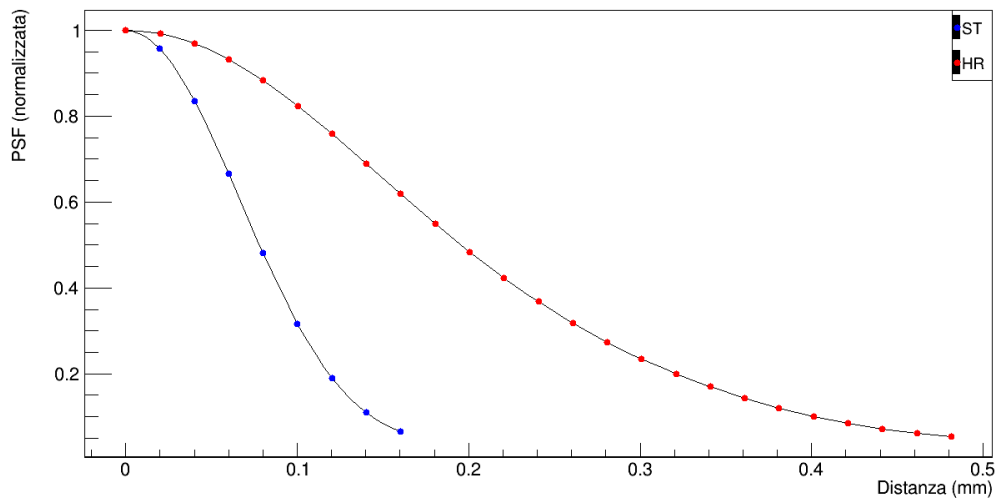


Figura 4.21: MTF lungo z in modalità HR e ST.

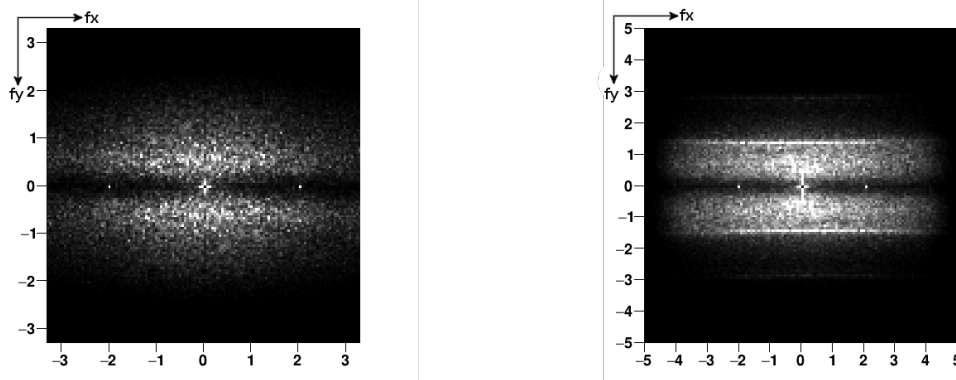
oltre che dalla esposizione, anche dall'algoritmo di ricostruzione utilizzato. La NPS è stata calcolata per estrazione, per sintesi e 3D; in tutti i casi sono state utilizzate ROI di 128 pixel di dimensione.

Nel caso della NPS calcolata tramite sintesi e tramite calcolo completo 3D sono state utilizzate 32 slice. Nel caso della NPS 3D completa è necessario che il numero di slice sia una potenza di due per poter utilizzare l'algoritmo FFT. La NPS per estrazione valuta la NPS su una singola slice, non tenendo conto delle possibili correlazioni del rumore in direzione ortogonale al rivelatore. La NPS calcolata per estrazione è mostrata nella figura 4.22, in questo caso le differenze qualitative sono minime. Risultano tuttavia alcuni effetti dovuti, forse alla bassa statistica, in particolare nella modalità HR.

La NPS calcolata per sintesi è mostrata in figura 4.23; confrontando i risultati con quelli presenti di figura 4.22 è evidente come siano presenti correlazioni della componente ortogonale del rumore. Dalla NPS per sintesi si osserva come l'angolo di apertura visibile nella parte di frequenza centrale dipenda dalla modalità di tomosintesi, come già riportato da Hu, Zhao e Zhao [8] e da Zhao e Zhao [19].

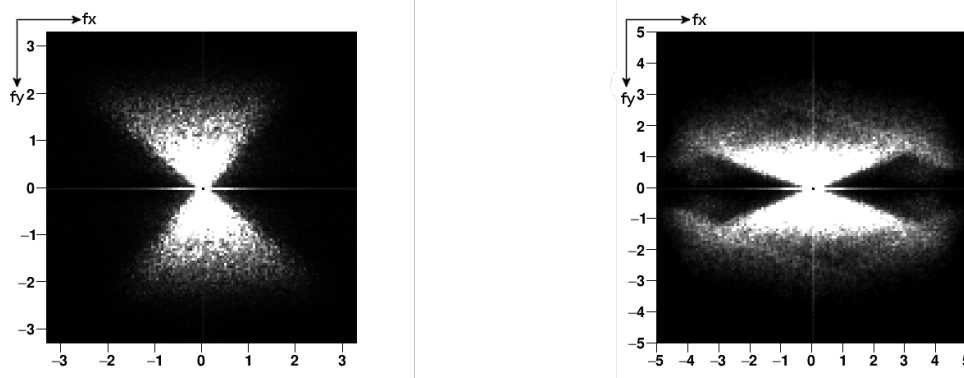
Le informazioni delle NPS ottenute con questi 2 algoritmi possono essere estratte anche a partire dalla NPS 3D completa. La NPS tramite estrazione può essere confrontata con la NPS in slice, che risulta effettivamente come la media della NPS calcolata su più slice diverse (32 in questo caso). La NPS in slice di figura 4.24 mostra infatti meno effetti dovuti ad una bassa statistica di calcolo. In questa NPS sono evidenti alcuni picchi nella NPS lungo la $f_y = 0$, in entrambi i casi questi picchi si trovano ad una frequenza di circa $f_x = 2 \text{ mm}^{-1}$. Questi picchi sono probabilmente dovuti ai filtri utilizzati nell'algoritmo di retroproiezione filtrata utilizzato nella ricostruzione della immagine tridimensionale, come anche riportato dai risultati di Zhao e Zhao [19].

I risultati mostrati nelle figure 4.22, 4.23 e 4.24 risultano qualitativamente in accordo con i risultati teorici di Zhao e Zhao [19].



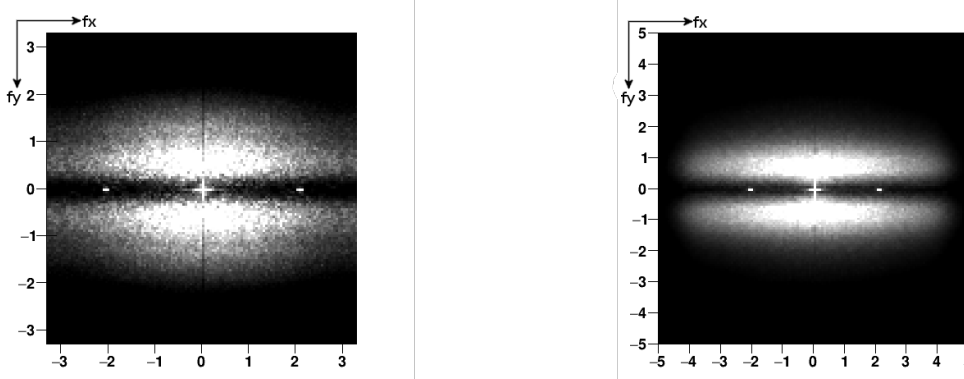
(a) NPS calcolata per estrazione in modalità ST. (b) NPS calcolata per estrazione in modalità HR.

Figura 4.22: NPS ottenuta tramite estrazione nelle due modalità.



(a) NPS calcolata per sintesi in modalità ST. (b) NPS calcolata per sintesi in modalità HR.

Figura 4.23: NPS ottenuta tramite sintesi nelle due modalità.



(a) NPS in slice in modalità ST.

(b) NPS in slice in modalità HR.

Figura 4.24: NPS in slice calcolate tramite la proiezione lungo l'asse z nelle due modalità.

Capitolo 5

Conclusioni

In questo lavoro di tesi è stata effettuata una caratterizzazione della macchina per tomosintesi Fujifilm AMULET Innovality, caratterizzata da un rivelatore a-Se a matrice esagonale con pixel di dimensione di $68 \mu\text{m}$. Tale macchina è in grado di effettuare acquisizioni in due modalità HR (40°) e ST (15°).

La valutazione è stata effettuata tramite l'analisi di immagini FFDM e DBT di appositi fantocci, uno dei quali realizzato appositamente durante il lavoro. Parallelamente è stato inoltre sviluppato il software per la valutazione dei parametri nelle immagini DBT. Il software sviluppato è risultato in grado di effettuare in maniera corretta le valutazioni di ASF, MTF, NPS e omogeneità nel caso di immagini ricostruite.

L'analisi delle mammografie planari ha mostrato come il rivelatore del Fujifilm AMULET Innovality, permetta di ottenere una DQE migliore rispetto a quella di un rivelatore a-Se con pixel quadrati di $50 \mu\text{m}$.

La valutazione di omogeneità nelle immagini di tomosintesi ha mostrato come un maggiore angolo di acquisizione migliori notevolmente la omogeneità del SNR all'interno della immagine ricostruita.

Dalla valutazione della MTF e della ASF si è evidenziato come con il maggiore angolo di acquisizione della modalità HR rispetto alla ST la risoluzione migliori nella direzione perpendicolare al rivelatore e non venga modificata particolarmente sul piano orizzontale.

La MTF nel piano orizzontale, invece, ha evidenziato come, nella direzione in cui si muove il tubo a raggi X, sia presente un effetto di risalto dei bordi.

Bibliografia

- [1] Jay A Baker e Joseph Y Lo. «Breast tomosynthesis: state-of-the-art and review of the literature». In: *Academic radiology* 18.10 (2011), pp. 1298–1310.
- [2] Paul Bourke. «DFT (Discrete Fourier Transform) FFT (Fast Fourier Transform)». In: *Internet*, <http://astronomy.swin.edu.au/~pbourke/analysis/dft> (1993).
- [3] Torresin COLOMBO et al. «Artifacts in Digital Breast Tomosynthesis (DBT)». In: *European Congress of Radiology 2013*. 2013.
- [4] IEC-International Electrotechnical Commission et al. «Medical Electrical Equipment—Characteristics of Digital X-Ray Imaging Devices—Part 1: Determination of the Detective Quantum Efficiency, IEC 62220-1». In: *Geneva, Switzerland* (2003).
- [5] James T Dobbins III e Devon J Godfrey. «Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential». In: *Physics in medicine and biology* 48.19 (2003), R65.
- [6] Bruno Donini et al. «Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography». In: *Medical physics* 41.5 (2014), p. 051903.
- [7] MA Fiddy. «The Radon transform and some of its applications». In: *Journal of Modern Optics* 32.1 (1985), pp. 3–4.
- [8] Yue-Houng Hu, Bo Zhao e Wei Zhao. «Image artifacts in digital breast tomosynthesis: Investigation of the effects of system geometry and reconstruction parameters using a linear system approach». In: *Medical physics* 35.12 (2008), pp. 5242–5252.

- [9] Takao Kuwabara e Kenji Yoshikawa. «Physical performance testing of digital breast tomosynthesis». In: *SPIE Medical Imaging*. International Society for Optics e Photonics. 2015, pp. 94123C–94123C.
- [10] NW Marshall e Hilde Bosmans. «Measurements of system sharpness for two digital breast tomosynthesis systems». In: *Physics in medicine and biology* 57.22 (2012), p. 7629.
- [11] Loren T Niklason et al. «Digital tomosynthesis in breast imaging.» In: *Radiology* 205.2 (1997), pp. 399–406.
- [12] Andrea Nitrosi et al. «Application of QC_DR software for acceptance testing and routine quality control of direct digital radiography systems: Initial experiences using the Italian Association of Physicist in Medicine Quality Control Protocol». In: *Journal of digital imaging* 22.6 (2009), pp. 656–666.
- [13] Yoshinari Oda et al. «Development of Digital Mammography System "AMULET Innovality" for Examining Breast Cancer». In: *Fujifilm Research and Development* 59.2 (2014).
- [14] Yoshihiro Okada et al. «A newly developed a-Se mammography flat panel detector with high-sensitivity and low image artifact». In: *SPIE Medical Imaging*. International Society for Optics e Photonics. 2013, pp. 86685V–86685V.
- [15] Brad T Polischuk et al. «Se-based flat-panel detector for screening mammography». In: *Medical Imaging 2001*. International Society for Optics e Photonics. 2001, pp. 582–589.
- [16] Ioannis Sechopoulos. «A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process». In: *Medical physics* 40.1 (2013), p. 014301.
- [17] Peter Aundal Toft e John Aasted Sørensen. «The Radon transform-theory and implementation». Tesi di dott. Technical University of DenmarkDanmarks Tekniske Universitet, Department of Informatics e Mathematical ModelingInstitut for Informatik og Matematisk Modellering, 1996.
- [18] RE Van Engen et al. *Protocol for the quality control of the physical and technical aspects of digital breast tomosynthesis systems, draft version 0.15*. 2014.

- [19] Bo Zhao e Wei Zhao. «Three-dimensional linear system analysis for breast tomosynthesis». In: *Medical physics* 35.12 (2008), pp. 5219–5232.