



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale
in Ingegneria Biomedica
A.a. 2024/2025

**Sviluppo di un software per l'analisi
automatica del CNR e
l'ottimizzazione della dose in
radiografia digitale: applicazione su
fantocci con dettagli e antropomorfi**

Relatore:

Prof. Massimo Salvi

Candidato:

Michela Bello

Correlatori:

Dott.ssa Barbara Mongero

Ing. Francesco Petracca

Luglio 2025

Sommario

I controlli di qualità in radiologia costituiscono una serie di procedure fondamentali per la valutazione quantitativa della qualità delle immagini radiografiche. Questo ambito rappresenta ancora oggi un settore di ricerca attivo, poiché implica il bilanciamento tra l'erogazione della dose di radiazioni necessaria per ottenere immagini diagnostiche di buona qualità e l'ottimizzazione dei parametri espositivi per garantire la sicurezza del paziente.

Il presente lavoro propone un'applicazione innovativa, denominata "RX-CNR Analyzer", pensata per supportare i fisici medici durante le procedure di controllo qualità, fornendo indicazioni utili per l'individuazione di un livello di dose ottimale.

L'analisi è stata condotta utilizzando due fantocci: il TOR CDR (Leeds Test Objects) e il DEXA modello 026 (Sun Nuclear), le cui immagini sono state acquisite con tre diversi dispositivi radiologici.

L'innovazione principale dell'applicazione, sviluppata in linguaggio Python, risiede nella capacità di analizzare automaticamente immagini DICOM relative ai fantocci menzionati, restituendo un report in formato PDF con i risultati dell'analisi. Un ulteriore punto di forza è rappresentato dalla possibilità di generare curve CNR in funzione dei mAs, per ciascun valore di energia (kVp) impostato sull'apparecchiatura radiologica.

Nel caso del fantoccio TOR CDR, RX-CNR Analyzer estende le funzionalità di applicazioni esistenti, come AutoPIA (utilizzata come riferimento comparativo). Per il fantoccio DEXA, invece, viene introdotta una nuova metodologia di analisi automatica delle vertebre lombari, utile anche nella pratica clinica per la scelta dei parametri espositivi più adeguati.

I risultati ottenuti mostrano che i valori di CNR variano anche in funzione del dispositivo utilizzato, nonostante l'adozione degli stessi parametri espositivi. Le analisi più affidabili sono state ottenute dalle immagini For Processing, come previsto dal protocollo AIFM per i controlli di qualità.

Nel caso del TOR CDR, analizzando le immagini acquisite con e senza l'utilizzo di griglia, è emerso che 10 mAs rappresentano il valore minimo in grado di garantire una buona visibilità dei dettagli a basso contrasto, a 80 kVp. Questi valori dipendono dal range operativo di mAs utilizzato durante le acquisizioni.

Per quanto riguarda il fantoccio DEXA, i valori soglia di mAs (ove raggiunti) sono risultati pari a 16 mAs per 60 kVp, 10 mAs per 80 kVp, e 5 mAs per 100 kVp, in linea con le aspettative teoriche.

La conferma delle dosi in mGy è stata effettuata mediante camera a ionizzazione e diodo, con successivo calcolo della dose in ingresso.

Indice

1	Radiazioni ionizzanti e raggi X	1
1.1	Interazione con la materia	2
1.1.1	Legge di Lambert-Beer	4
1.1.2	Effetto fotoelettrico	6
1.1.3	Scattering Rayleigh	8
1.1.4	Scattering Compton	8
1.2	Generazione di raggi X	9
1.2.1	Tubo a raggi X	10
1.2.2	Spettro energetico dei raggi X	13
1.2.3	Parametri espositivi principali: kVp, mAs e filtri	14
1.2.4	Controllo automatico dell'esposizione (AEC)	15
1.3	Strumentazione per radiografia planare	16
1.3.1	Collimatore	16
1.3.2	Griglia anti-scatter	17
1.4	Tecnologia del sistema di rivelazione della radiazione	18
1.4.1	Radiografia Computerizzata (CR)	20
1.4.2	Radiografia Digitale (DR)	21
1.5	Indicatori dosimetrici utili al monitoraggio dell'esposizione del paziente	22
1.5.1	Livelli diagnostici di riferimento (LDR)	25
1.5.2	Grandezze dosimetriche radioprotezionistiche	26
1.5.3	Effetti delle radiazioni ionizzanti	27
1.5.4	Principi della radioprotezione	28
2	Controlli di qualità in radiologia	29
2.1	Protocollo AIFM	30
2.2	Parametri di un'immagine a raggi X planare	32
2.2.1	SNR	32
2.2.2	Risoluzione spaziale	34
2.2.3	CNR	37
2.3	Prova della sensibilità a basso contrasto	39

3	Materiali e metodi	40
3.1	Fantocci	41
3.1.1	Fantoccio TOR CDR	41
3.1.2	Fantoccio DEXA	43
3.2	Sistemi radiografici	45
3.3	Software sviluppato	46
3.4	Dati di immagine	48
3.5	Acquisizione immagini	50
3.6	Preprocessing delle immagini	56
3.7	Calcolo del CNR	58
3.7.1	Calcolo del CNR per il fantoccio TOR CDR	58
3.7.2	Calcolo del CNR per il fantoccio DEXA	63
4	Risultati e discussioni	70
4.1	Curve CNR per il fantoccio TOR CDR	70
4.1.1	Confronto risultati con AutoPIA	70
4.1.2	Curve CNR-contrasto nominale per energia	80
4.1.3	Costruzione curve CNR-mAs per energia	84
4.1.4	Soglia minima per TOR CDR	87
4.2	Curve CNR per il fantoccio DEXA	95
4.2.1	Costruzione curve CNR-mAs per energia	95
4.2.2	Soglia minima per DEXA	99
4.3	Misure quantitative: la dose	107
4.3.1	Dose misurata per Shimadzu	107
4.3.2	Dose misurata per Osko	108
4.3.3	Dose misurata per Italray	109
4.4	Guida al software	109
4.5	Discussioni	116
4.6	Sviluppi futuri	118
	Conclusioni	120
	Appendice	122
	Bibliografia	126

Introduzione

Negli ultimi anni, la radiologia digitale ha assunto un ruolo sempre più centrale nella diagnostica per immagini, grazie al continuo progresso tecnologico dei sistemi di acquisizione e alla crescente attenzione verso la riduzione della dose al paziente. L'ottimizzazione dell'esposizione si presenta come un ambito di ricerca attivo, volto a garantire diagnosi accurate riducendo al minimo la dose di radiazioni ionizzanti.

I controlli di qualità sui dispositivi radiologici si inseriscono in questo contesto, con l'obiettivo di garantire che le attrezzature mantengano nel tempo le prestazioni inizialmente dichiarate. Il compromesso tra la qualità dell'immagine ottenuta, necessaria al fine di valutazioni cliniche corrette, e la dose erogata al paziente è fondamentale al fine di prevenire problemi associati all'esposizione. Le radiazioni ionizzanti, infatti, sono un fattore di rischio per effetti deterministici e stocastici, tra cui l'insorgenza del cancro anche a distanza di anni.

Tra i controlli di qualità, il test della sensibilità a basso contrasto è uno strumento fondamentale per valutare la capacità di un sistema radiologico di distinguere dettagli poco contrastanti rispetto allo sfondo. Tradizionalmente condotto tramite fantocci a inserti, questo test può essere esteso all'uso di fantocci antropomorfi per valutare la visibilità di specifici distretti anatomici in condizioni simulate.

Tra le diverse metriche disponibili, il CNR (Contrast-to-Noise Ratio) si è dimostrato uno degli indicatori più significativi per misurare la visibilità dei dettagli in un'immagine radiografica. Al momento, la valutazione automatica del CNR può essere condotta con l'utilizzo di fantocci con inserti grazie a software commerciali come AutoPIA, che consente il calcolo dei singoli valori ma non la generazione automatica delle curve CNR-dose. D'altra parte, non vi sono al momento algoritmi dedicati all'analisi del CNR su fantocci antropomorfi, che potrebbero invece fornire indicazioni nella pratica clinica per l'impostazione dei parametri espositivi di un distretto anatomico nei pazienti.

Un ulteriore limite dell'attuale pratica consiste nella necessità di un intervento manuale e soggettivo da parte del fisico medico, che costruisce graficamente i risultati ottenuti tramite fogli di calcolo, esponendosi a variabilità operatore-dipendente. In questo scenario, è auspicabile introdurre strumenti automatici e oggettivi per la valutazione della qualità immagine.

L'obiettivo principale di questo lavoro è stato lo sviluppo di un software in linguaggio Python in grado di calcolare automaticamente il CNR a partire da immagini radiografiche digitali e di valutarne l'andamento in funzione della dose, in modo oggettivo e riproducibile. Il tool è stato applicato all'analisi di immagini acquisite su due diversi fantocci, TOR CDR (Leeds Test Objects) e DEXA modello 026 (Sun Nuclear), utilizzando tre differenti sistemi radiologici digitali: Shimadzu, Osko e Italray.

In particolare, sono state analizzate immagini For Processing per Shimadzu e Osko, mentre per Italray sono state utilizzate immagini For Presentation con LUT lineare, in base alla disponibilità delle apparecchiature. Il software permette l'estrazione automatica delle regioni di interesse (ROI), il calcolo del valore di CNR e la generazione delle curve CNR–mAs, utili per identificare soglie di dose ottimale in relazione alla visibilità di specifici dettagli anatomici o strutturali.

Il software sviluppato è stato validato sul fantoccio TOR CDR, mediante confronto con i risultati ottenuti dal software commerciale AutoPIA, mentre nel caso del fantoccio DEXA non è stato possibile eseguire un confronto diretto per l'assenza, al momento, di strumenti analoghi sul mercato. L'analisi condotta rappresenta dunque una proposta innovativa per l'applicazione di criteri quantitativi nella valutazione della qualità immagine in radiologia, offrendo un supporto alla pratica clinica e ai processi decisionali del personale tecnico e fisico.

Questa tesi è organizzata in quattro capitoli. Nel Capitolo 1 verrà fornita una panoramica dei processi fisici alla base dell'imaging a raggi X e saranno descritti gli aspetti tecnologici principali della radiografia. Il focus si sposterà poi sulla dose in radiologia digitale e sugli effetti delle radiazioni ionizzanti. Il Capitolo 2 sarà dedicato alle procedure di controllo qualità in radiologica secondo il protocollo AIFM. Verranno quindi presentati i parametri di qualità dell'immagine valutati nei contesti di QC e in particolare il test della sensibilità a basso contrasto. Il Capitolo 3 conterrà una descrizione dettagliata dei fantocci e dei sistemi radiologici oggetto di valutazione. Verranno inoltre illustrati i metodi utilizzati, l'acquisizione e l'elaborazione delle immagini e il metodo seguito per calcolare il CNR. I risultati ottenuti verranno infine presentati e discussi nel Capitolo 4, dove sarà anche introdotta una Guida al software nonché saranno menzionati gli sviluppi futuri.

Capitolo 1

Radiazioni ionizzanti e raggi X

Il termine “radiazione” indica la propagazione di energia attraverso lo spazio o un qualunque mezzo materiale, sotto forma di onde (radiazioni elettromagnetiche) o di energia cinetica propria di alcune particelle (radiazioni corpuscolari). La suddivisione in radiazioni elettromagnetiche ionizzanti e non ionizzanti si basa sulla capacità della radiazione di ionizzare atomi e molecole, cioè di indurre dei cambiamenti nelle biomolecole.

Le radiazioni ionizzanti sono radiazioni ad alta energia in grado di rompere i legami atomici del corpo con cui interagiscono e caricare elettricamente atomi e molecole neutri, in un processo chiamato ionizzazione. Normalmente, infatti, gli atomi che costituiscono la materia sono elettricamente neutri.

Le radiazioni ionizzanti si collocano in una banda precisa dello spettro elettromagnetico (Fig. 1.1), che rappresenta l'insieme di tutte le possibili frequenze (e le relative lunghezze d'onda) della radiazione elettromagnetica.

In particolare, le radiazioni elettromagnetiche con energia inferiore a circa 12eV (fino a 35eV a seconda delle molecole) non sono in grado di ionizzare la materia, ma la eccitano solamente, inducendone cioè dei movimenti elettronici, senza modifiche importanti delle biomolecole. Le radiazioni elettromagnetiche ionizzanti sono rappresentate principalmente da fotoni X e gamma, entrambi usati in medicina.

I raggi X, dunque, sono quella porzione di spettro elettromagnetico con lunghezza d'onda compresa approssimativamente tra 10^{-9} m (e frequenza 10^{17} Hz), detti *raggi X molli*, e 10^{-12} m (dunque 10^{20} Hz), chiamati *raggi X duri*, classificati come radiazioni ionizzanti, essendo in grado di strappare elettroni dagli atomi neutri che diventano ioni in quanto si muovono sotto l'effetto di un campo elettrico. Ciò corrisponde a un intervallo di energia da 100 eV a 150 keV.

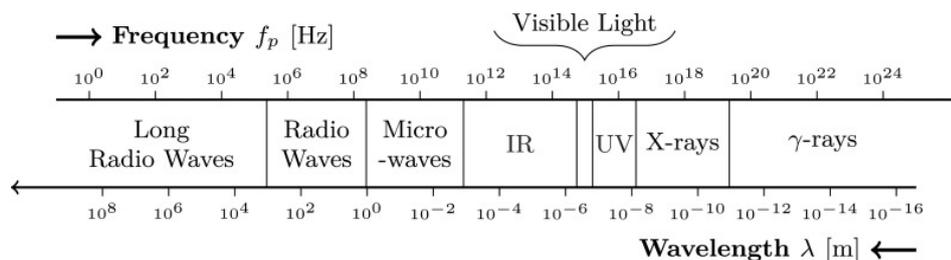


Figura 1.1: Lunghezze d'onda e frequenze dei diversi gruppi di radiazioni elettromagnetiche. I raggi X si trovano nell'intervallo da 0.01 nm fino a 10 nm [1].

Nell'ambito della radiologia diagnostica, i raggi X sono da tempo utilizzati per l'imaging dei tessuti corporei e come ausilio nella diagnosi delle malattie.

Ciò che differenzia i fotoni X da quelli gamma è la loro origine: i fotoni gamma hanno origine nel nucleo atomico, i fotoni X invece dai gusci elettronici esterni al nucleo.

1.1 Interazione con la materia

I raggi X perdono una certa quantità di energia quando attraversano materiali diversi. La perdita di energia dipende dalla capacità di assorbimento del materiale, che è il principio fondamentale dell'imaging a raggi X tradizionale. In generale, la radiografia a raggi X misura la quantità di perdita di energia. Poiché questa perdita di energia differisce per i diversi materiali, si può vedere un certo contrasto nell'immagine. Ad esempio, un'immagine a raggi X mostra intensità elevate per i tessuti molli e intensità inferiori dove i raggi X hanno attraversato le ossa. L'energia assorbita è direttamente correlata alla quantità di radiazione ionizzante depositata nei tessuti del paziente durante l'acquisizione.

Nell'intervallo di energia utilizzato per l'imaging medico, vi sono diversi tipi di interazioni rilevanti (Fig. 1.2) che possono verificarsi quando i raggi X attraversano la materia:

- effetto fotoelettrico,
- diffusione (scattering) di *Rayleigh*,
- scattering *Compton*,
- produzione di coppie.

L'interazione utilizzata per l'imaging medico consiste in una riduzione dell'intensità della radiazione che non è altro che una riduzione del numero di fotoni che arrivano al rivelatore. Tale processo è solitamente definito attenuazione. Esistono

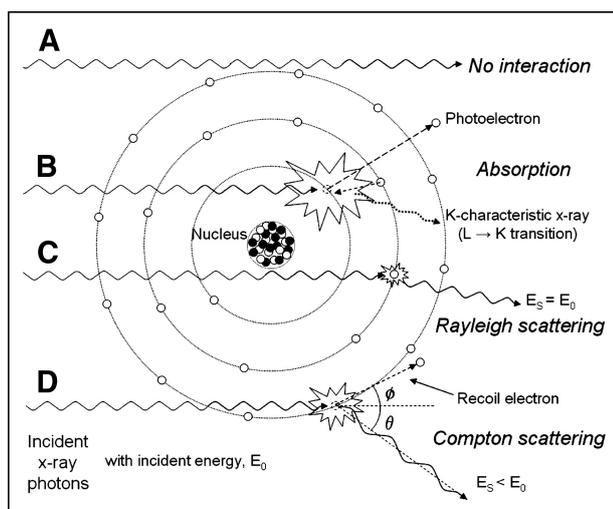


Figura 1.2: Principi delle interazioni fotone-materia [2].

diversi effetti fisici che contribuiscono all'attenuazione, tra cui una modifica del conteggio dei fotoni, della direzione dei fotoni o dell'energia dei fotoni. Tutti questi effetti hanno in comune il fatto di essere basati su un'interazione tra singoli fotoni e il materiale che attraversano e che l'attenuazione indotta da ciascuno di essi è altamente dipendente dall'energia. Si noti che la produzione di coppie non è rilevante per le tipiche energie dei raggi X diagnostici. Per produrre un positrone e un elettrone, l'energia del fotone deve superare almeno 2×511 keV [1].

Infatti, all'interno dell'intervallo di energia dei raggi X, i meccanismi di interazione responsabili dell'attenuazione del fascio di raggi X sono l'effetto fotoelettrico e le interazioni di scattering. La produzione di coppie è invece un'interazione nucleare tra un fotone e il nucleo di un atomo, che si verifica a energie nell'ordine dei MeV. Per questo motivo, non verrà inclusa nella discussione che segue.

Un'immagine a raggi X è resa possibile dalla relativa trasparenza dei raggi X attraverso il corpo. I raggi X che vengono trasmessi attraverso il paziente senza interazione rappresentano la radiazione primaria. L'attenuazione dei raggi X (riduzione dei raggi X tramite assorbimento e dispersione) all'interno del volume tridimensionale del paziente contribuisce al contrasto del soggetto codificato nel modello di raggi X che emerge dal paziente. Questi raggi X vengono intercettati da un rivelatore altamente assorbente e convertiti in un'immagine bidimensionale corrispondente, che può essere visualizzata dopo un'elaborazione appropriata dell'immagine [2].

1.1.1 Legge di Lambert-Beer

La legge di Lambert-Beer descrive la relazione tra l'attenuazione della radiazione e le proprietà del mezzo attraverso cui viaggia. Tale legge parte dal presupposto che la perdita dell'intensità della radiazione trasmessa attraverso uno strato infinitesimamente sottile di un mezzo omogeneo è proporzionale a questa intensità e allo spessore dello strato.

Tale legge recita:

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

dove: I_0 è l'intensità del fascio monoenergetico di fotoni incidenti su una sottile lastra di materiale con spessore x [cm] con una probabilità di attenuazione μ [cm^{-1}], I è l'intensità del fascio dopo aver attraversato il mezzo [3].

Il coefficiente di attenuazione lineare totale μ che rappresenta la probabilità di attenuazione per centimetro di un materiale, è dunque la somma dei coefficienti di attenuazione lineare per i singoli meccanismi di interazione. Come i singoli coefficienti di interazione, i valori di μ dipendono fortemente dall'energia dei raggi X incidenti e dalla densità fisica del mezzo interagente. Le immagini prodotte dagli scanner TC (Tomografia Computerizzata) sono in effetti mappe dei coefficienti di attenuazione lineare spazialmente variabili dei tessuti sottoposti a scansione.

A una data energia del fotone, il coefficiente di attenuazione lineare può variare in modo significativo per lo stesso materiale se presenta differenze nella densità fisica. Il coefficiente di attenuazione di massa, μ/ρ [cm^2/g], compensa queste variazioni normalizzando l'attenuazione lineare per la densità del materiale.

La corrispondente equazione di Lambert-Beer è:

$$I = I_0 e^{-(\mu/\rho)\rho x} \quad (1.2)$$

Proprio come il coefficiente di attenuazione lineare totale, il coefficiente di attenuazione di massa è dato dalla somma delle singole probabilità di interazione:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} \quad (1.3)$$

dove:

- τ è la probabilità di assorbimento fotoelettrico,
- σ_R è la probabilità di scattering di Rayleigh,
- σ è la probabilità di scattering Compton [2].

La Figura 1.3a mostra il coefficiente di attenuazione di massa μ/ρ con i relativi contributi di scattering coerente, incoerente, effetto fotoelettrico e produzione di

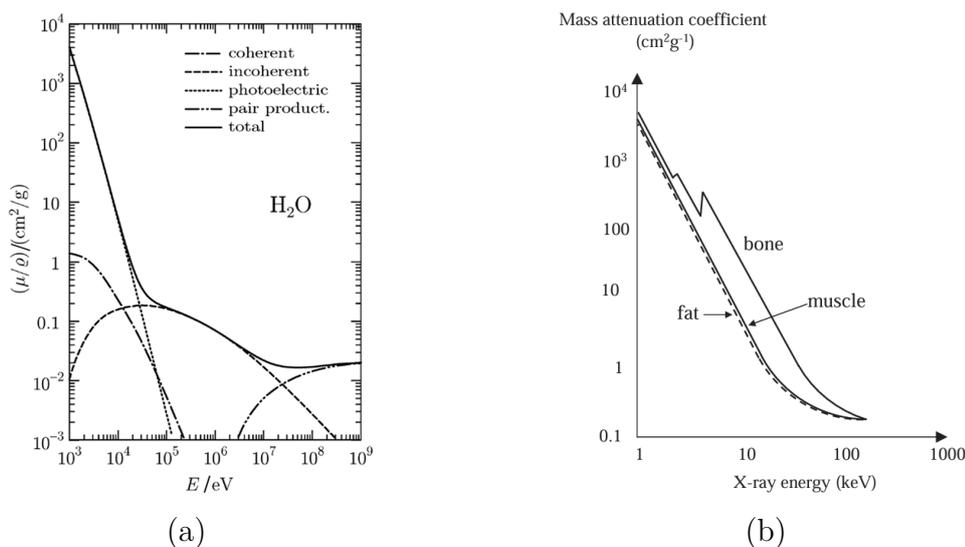


Figura 1.3: (a) Coefficienti di attenuazione di massa μ/ρ totale e parziale dei fotoni in acqua [4]. (b) Coefficienti di attenuazione di massa in funzione dell'energia dei fotoni di ossa, muscoli e grasso [5].

coppie in funzione dell'energia del raggio X incidente. Come sottolineato precedentemente, nel range diagnostico di circa 10-150 keV, predominano i primi tre contributi menzionati, mentre la produzione di coppie agisce al di fuori di tale intervallo.

In Figura 1.3b sono illustrati i coefficienti di attenuazione totali di massa per osso, tessuto molle e grasso in funzione dell'energia del raggio X incidente. Per basse energie, l'osso ha il maggiore coefficiente di attenuazione di massa, dovuto alla prevalenza dell'effetto fotoelettrico e per l'alto numero atomico effettivo rispetto a quelli di muscolo e grasso, come verrà spiegato più in dettaglio nella sezione 1.1.2. Per tutti e tre i tessuti, il coefficiente di attenuazione di massa diminuisce al crescere dell'energia. In Fig. 1.3b si può notare ancora una discontinuità nel coefficiente di assorbimento dell'osso a due energie distinte. Si tratta di un fenomeno noto come *K-edge*: ad un'energia di poco superiore all'energia di legame del guscio K dell'atomo (di calcio, per l'osso), la probabilità di interazioni fotoelettriche aumenta drasticamente. Senza questi salti l'attenuazione dell'osso sarebbe molto simile a quella del muscolo e dei lipidi. È importante considerare questo fenomeno anche nella progettazione sia degli agenti di contrasto a raggi X che dei rivelatori di raggi X [5].

1.1.2 Effetto fotoelettrico

L'assorbimento fotoelettrico comporta l'interazione di un fotone di raggi X incidente con un elettrone del guscio interno nell'atomo assorbente che ha un'energia di legame simile ma inferiore all'energia del fotone incidente. Il fotone di raggi X incidente trasferisce la sua energia all'elettrone e provoca l'espulsione dell'elettrone dal suo guscio (solitamente il guscio K) con un'energia cinetica pari alla differenza tra l'energia del fotone incidente, E_0 , e l'energia di legame del guscio elettronico, E_{BE} , come mostrato nella Figura 1.2B.

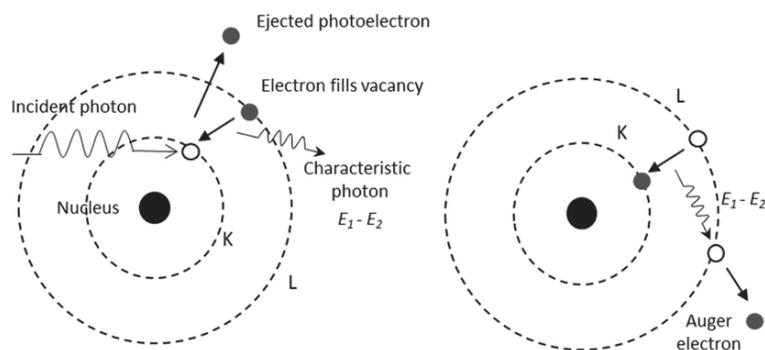


Figura 1.4: Rappresentazione schematica dell'effetto fotoelettrico seguito da processi di diseccitazione: emissione di un raggio X caratteristico (sinistra) e di un elettrone Auger (destra) [6].

Il guscio elettronico lasciato vuoto viene successivamente riempito da un elettrone da un guscio esterno con minore energia di legame (ad esempio, dal guscio L o M), producendo un raggio X caratteristico pari in energia alla differenza tra le energie di legame degli elettroni del guscio elettronico sorgente e del guscio elettronico finale. Se l'energia del fotone incidente è inferiore all'energia di legame dell'elettrone, l'interazione fotoelettrica non può verificarsi, ma se l'energia dei raggi X è uguale all'energia di legame elettronico ($E_0 = E_{BE}$), l'effetto fotoelettrico diventa energeticamente fattibile ed il risultato è un aumento dell'attenuazione della radiazione incidente. Questo caratteristico raggio X ha energia molto bassa, di pochi keV: ne consegue che man mano che l'energia del fotone incidente aumenta oltre quella dell'energia di legame del guscio elettronico, la probabilità di assorbimento fotoelettrico diminuisce a una velocità proporzionale a $1/E^3$. In diagnostica RX, il risultato di tale fenomeno consiste in un completo assorbimento del fotone X nel materiale attraversato, con l'impossibilità di raggiungere il detettore.

Dopo l'interazione fotoelettrica, si verifica la ionizzazione dell'atomo e vengono prodotti un fotoelettrone libero e un atomo caricato positivamente. L'energia

cinetica del fotoelettrone espulso può causare un'ulteriore ionizzazione elettrone-elettrone, con la maggior parte dell'energia depositata localmente. Inoltre, una successiva cascata di transizioni elettroniche per riempire la lacuna lasciata dall'elettrone espulso nel guscio elettronico interno determina l'emissione di radiazioni caratteristiche la cui energia è uguale alla differenza tra le energie di legame del guscio. I tessuti del corpo umano contengono principalmente elementi a basso numero atomico (ad esempio, idrogeno, $Z=1$; carbonio, $Z=6$; azoto, $Z=7$; e ossigeno $Z=8$), che hanno basse energie di legame del guscio K e la "resa" della produzione di raggi X caratteristici per $Z < 10$ è prossima allo zero. Per tale motivo, in questi elementi, la differenza nelle energie di legame può essere rilasciata come elettroni Auger. In Fig. 1.4 un elettrone del guscio L esterno assorbe l'energia in eccesso $E_1 - E_2$ e viene emesso dall'atomo. Tuttavia, per elementi con numero atomico più elevato (ad esempio, iodio, $Z=53$ e gadolinio, $Z=64$ utilizzati rispettivamente per agenti di contrasto e materiali di rilevamento), le energie di legame del guscio K sono elevate (ad esempio, 33.2 e 50.2 keV). I raggi X caratteristici risultanti hanno un'energia relativamente elevata (ad esempio, 28.6-32.3 e 43.0-48.7 keV) e possono propagarsi a una distanza significativa o sfuggire completamente al punto locale di interazione.

La probabilità di assorbimento fotoelettrico, comunemente indicata con il simbolo τ , è proporzionale al cubo del numero atomico dell'atomo interagente e inversamente proporzionale al cubo dell'energia, come Z^3/E^3 . L'effetto fotoelettrico, quindi, ha maggiori probabilità di verificarsi con elementi con numero atomico più elevato e minori energie dei raggi X, producendo un alto contrasto tra ossa (grande attenuazione) e tessuti molli (bassa attenuazione). Ciò significa anche che gli agenti di contrasto, i rivelatori di raggi X e i dispositivi di protezione sono preferibilmente realizzati con elementi ad alto contenuto di Z , come rispettivamente iodio, gadolinio e piombo [2].

Nell'intervallo di energia dei raggi X diagnostici (10 keV–150 keV), l'effetto fotoelettrico è il fenomeno predominante e quello che contribuisce maggiormente all'attenuazione del fascio e, conseguentemente, alla risoluzione del contrasto, mentre gli altri processi fisici contribuiscono solo a degradare la qualità dell'immagine (rumore) [7].

Questo è spiegato anche dal numero atomico delle ossa che, in quanto ricche di calcio, hanno un numero atomico più alto rispetto alla maggior parte degli altri tessuti; infatti, risulta che il numero atomico effettivo del grasso è ~ 6.9 , del muscolo ~ 7.4 e dell'osso ~ 13.9 [5].

Grazie a questa proprietà, le ossa assorbono facilmente i raggi X e quindi producono un contrasto elevato sul rivelatore di raggi X. Di conseguenza, le strutture ossee appaiono più bianche rispetto ad altri tessuti sullo sfondo nero di una radiografia. Al contrario, i raggi X attraversano più facilmente tessuti meno densi radiologicamente, come grasso, muscoli e cavità piene d'aria come i polmoni.

Queste strutture vengono visualizzate in tonalità di grigio su una radiografia [8].

1.1.3 Scattering Rayleigh

La diffusione di Rayleigh, nota anche come scattering coerente, è il tipo predominante di diffusione a basse energie dei raggi X. Tale fenomeno spiega come un fotone incidente di raggi X può interagire con un elettrone ed essere deviato (diffuso) senza perdita di energia, aumentando temporaneamente l'energia dell'elettrone senza rimuoverlo dall'atomo: non si verifica alcuna ionizzazione. L'elettrone torna al suo precedente livello energetico emettendo un fotone di raggi X di uguale energia ma con una direzione leggermente diversa, come illustrato nella Fig. 1.2C. Non c'è assorbimento di energia e la maggior parte dei fotoni di raggi X viene dispersa con un piccolo angolo. La probabilità di scattering di Rayleigh è indicata con il simbolo σ_{coh} o σ_R e aumenta con l'aumentare di Z e con la diminuzione dell'energia dei raggi X assorbita [2].

1.1.4 Scattering Compton

La diffusione Compton (scattering incoerente) è un'interazione anelastica tra un fotone di raggi X di energia E_0 , che è molto maggiore dell'energia di legame di un elettrone. Il trasferimento parziale di energia all'elettrone provoca un rinculo e una rimozione dall'atomo a un angolo ϕ . Il resto dell'energia, E_S , viene trasferito a un fotone di raggi X diffuso con una traiettoria di angolo θ rispetto alla traiettoria del fotone incidente (Fig. 1.2D). Mentre il fotone diffuso può viaggiare in qualsiasi direzione (diffondendosi attraverso qualsiasi angolo θ da 0° a 180°), l'elettrone di rinculo può essere diretto solo in avanti rispetto all'angolo del fotone incidente ($> 0^\circ$ a $\sim 90^\circ$). L'energia del fotone diffuso rispetto al fotone incidente per un angolo di diffusione del fotone θ è data dall'equazione:

$$E_S = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511\text{keV}}(1 - \cos \theta)} \quad (1.4)$$

dove 511 keV è l'energia corrispondente alla massa a riposo dell'elettrone. Qualitativamente, questa equazione mostra che l'energia dei raggi X dispersi diminuisce all'aumentare dell'angolo di scattering e, per energie incidenti più elevate, questo effetto è amplificato. La Figura 1.5 mostra la probabilità di distribuzione dello scattering in funzione dell'angolo di scattering, per energie del fotone incidente pari a 20 keV, 80 keV e 140 keV. A basse energie (~ 20 keV), la distribuzione della dispersione dei raggi X è approssimativamente isotropica (uguale in tutte le direzioni); a energie più elevate (~ 80 keV), la dispersione è più marcata per angoli di scattering più piccoli, e lo è in modo ancora più significativo a energie dei fotoni incidenti superiori a 140 keV. I raggi X dispersi per effetto Compton possono

influenzare negativamente la qualità dell'immagine riducendone il contrasto, e sono oggetto di studio per la valutazione della protezione dalle radiazioni ambientali.

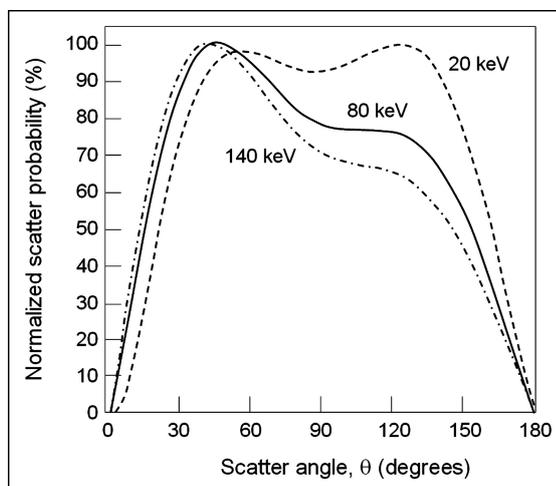


Figura 1.5: Grafico della probabilità di distribuzione della dispersione in funzione dell'angolo relativo alla direzione del fotone incidente [2].

L'interazione di scattering Compton σ avviene con elettroni liberi, dunque è proporzionale alla densità elettronica del materiale. Ad eccezione dell'idrogeno (che, nel suo stato più comune, non contiene un neutrone nel nucleo), il numero di elettroni per unità di massa è pressoché costante a causa dell'uguale numero di protoni e neutroni nel nucleo, per cui la probabilità di Compton per unità di massa è indipendente da Z . All'interno dell'intervallo di energia diagnostica dei raggi X la probabilità di interazioni di scattering Compton è quasi indipendente dall'energia, sebbene a energie più elevate la probabilità diminuisca di circa $1/E_0$.

1.2 Generazione di raggi X

I raggi X generati da una sorgente sono diretti attraverso il paziente, come mostrato in Fig. 1.6a. I raggi X che attraversano il paziente vengono rivelati utilizzando un detettore a pannello piatto composto da rivelatori ed elettronica di lettura. L'immagine digitale rappresenta una proiezione bidimensionale dei tessuti che si trovano tra la sorgente di raggi X e il rivelatore.

Al fine di limitare i fenomeni di dispersione di cui si è parlato precedentemente, viene utilizzata una "griglia anti-scattering", come mostrato in Fig. 1.6b, garantendo che vengano registrati solo i raggi X che attraversano direttamente il corpo dalla sorgente al rivelatore. Un esempio di radiografia planare bidimensionale è mostrato nella Fig. 1.6c. C'è un contrasto molto elevato, ad esempio, tra le ossa (bianche),

che assorbono i raggi X, e il tessuto polmonare (scuro), che assorbe pochissimi raggi X [5].

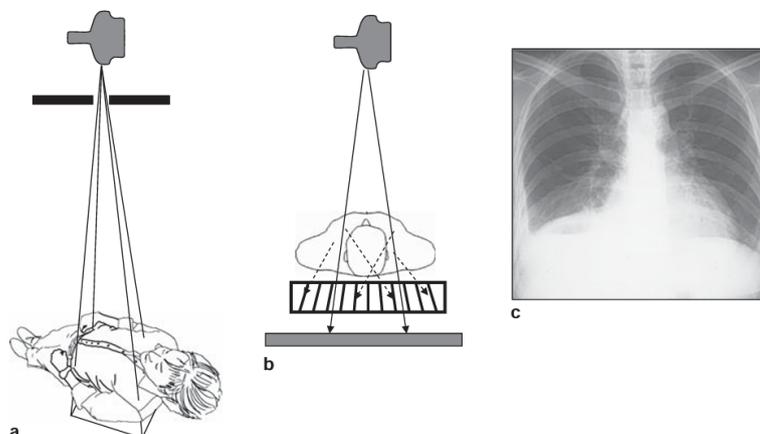


Figura 1.6: (a) Set-up per la radiografia planare. Il fascio di raggi X dal tubo è collimato, attraversa il paziente e forma un'immagine sul rivelatore digitale posizionato sotto il paziente. (b) Una griglia anti-dispersione viene posizionata direttamente di fronte al rivelatore per ridurre il contributo dei raggi X dispersi al fine di aumentare il contrasto dell'immagine. (c) Un esempio di radiografia planare attraverso il torace. Le ossa attenuano i raggi X in misura molto maggiore rispetto ai tessuti molli dei polmoni e appaiono luminose nell'immagine [5].

1.2.1 Tubo a raggi X

La sorgente di raggi X è nota come tubo a raggi X (Fig. 1.7), sia per la radiografia planare che per la TC.

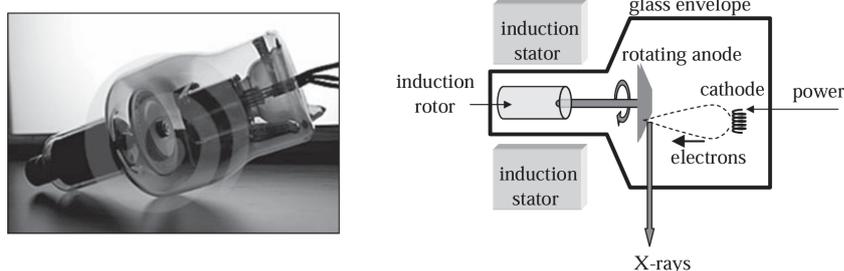


Figura 1.7: A sinistra un tubo a raggi X racchiuso in un contenitore di vetro sottovuoto, a destra i singoli componenti di un tubo a raggi X [5].

Il tubo radiogeno è costituito da un'ampolla di vetro, all'interno della quale viene fatto il vuoto, posta dentro un involucro metallico (generalmente di alluminio, con schermature di piombo) riempito di olio sia per il raffreddamento che per l'isolamento elettrico. L'emissione dei raggi X avviene solo attraverso una finestra di vetro, una piccola zona non schermata.

I raggi X sono prodotti da un fascio di elettroni ad alta energia che colpisce la superficie di un bersaglio metallico. Un catodo caricato negativamente funge da sorgente di questi elettroni ed è costituito da una piccola elica di sottile filamento di tungsteno ($Z=74$), attraverso il quale viene fatta passare una corrente elettrica. Il tungsteno è infatti il metallo più utilizzato (attualmente anche in mammografia, in cui ha sostituito il molibdeno) grazie alle sue caratteristiche, quali: elevato punto di fusione ($3370\text{ }^{\circ}\text{C}$), buona conduttività termica e bassa pressione di vapore, che consente di stabilire un forte vuoto all'interno del tubo a raggi X, fornendo così agli elettroni un percorso senza ostacoli tra catodo e anodo. Tuttavia, nonostante l'elevata efficienza del tungsteno, solo circa l'1% dell'energia degli elettroni viene convertita in raggi X: il resto viene dissipato in calore.

Quando la temperatura del filo raggiunge circa $2200\text{ }^{\circ}\text{C}$, gli elettroni hanno energia sufficiente per lasciare la superficie metallica. Il catodo è inoltre circondato da una "coppa focalizzatrice" caricata negativamente, necessaria per produrre uno stretto fascio di elettroni.

Viene applicata una differenza di potenziale tra l'anodo e il catodo compresa tra 25 e 140 kV (a seconda del tipo specifico di studio clinico), in modo che gli elettroni prodotti al catodo siano attratti dall'anodo, colpendolo ad alte velocità. Questa differenza di potenziale è nota come tensione di accelerazione, o kVp [5].

Il bersaglio in tungsteno dell'anodo è spesso circa 0.7 mm e ruota ad alta velocità, ~ 3000 giri al minuto: un anodo rotante è necessario per ridurre il riscaldamento localizzato, al fine di permettere al fascio di elettroni di incidere in punti diversi. Un'ulteriore rimozione del calore può essere ottenuta pompando continuamente olio o acqua di raffreddamento all'interno dell'alloggiamento.

Per ottenere una piccola area ben definita in cui vengono creati i raggi X, l'anodo viene smussato con un angolo solitamente compreso nell'intervallo $12\text{--}15^{\circ}$. Il fatto che il fascio di elettroni non sia perfettamente perpendicolare al bersaglio permette loro di interagire con un'area rettangolare (area focale) mentre i fotoni escono da un'area quasi quadrata molto più piccola, detta "macchia focale" o "spot focale".

Più piccolo è l'angolo, più piccola è la dimensione effettiva della macchia focale f , mostrata nella Figura 1.8a, data da:

$$f = F \sin \theta \quad (1.5)$$

dove θ è l'angolo di smusso e F la larghezza del fascio di elettroni. I valori della dimensione effettiva della macchia focale vanno da 0.3 mm per la mammografia digitale a 0.6–1.2 mm per la radiografia planare e la tomografia computerizzata.

L'angolo di smusso influisce anche sulla copertura del fascio di raggi X (comunemente indicata come FOV, dall'inglese "Field Of View"), come mostrato nella Figura 1.8b, che è data da:

$$\text{FOV} = 2 \times (\text{distanza sorgente-paziente}) \times \tan \theta \quad (1.6)$$

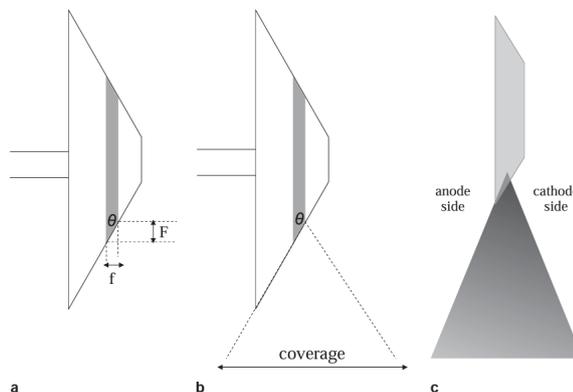


Figura 1.8: (a) L'effetto dell'angolo di smusso h sulla dimensione effettiva della macchia focale (f) in funzione della larghezza del fascio di elettroni (F). (b) Diagramma corrispondente per l'effetto di h sulla copertura del fascio di raggi X. (c) Illustrazione dell'effetto Heel, in cui l'intensità dei raggi X è maggiore sul "lato catodo" del fascio che sul "lato anodo", poiché i raggi X sul lato anodo devono attraversare ulteriormente l'anodo stesso prima di lasciare il tubo e sono quindi più fortemente attenuati [5].

In pratica, il fascio di raggi X ha un'intensità maggiore all'estremità del catodo rispetto all'estremità dell'anodo, un fenomeno noto come effetto Heel. Questo effetto è dovuto alle differenze nelle distanze che i raggi X devono percorrere attraverso il bersaglio stesso. Questa distanza è maggiore per i raggi X prodotti sul lato dell'anodo del bersaglio rispetto al lato del catodo, come mostrato nella Figura 1.8c, e determina un maggiore assorbimento dei raggi X all'interno del bersaglio stesso. Ciò significa che l'intensità del segnale su un lato di una radiografia planare è diversa da quella sull'altro. Sebbene gli algoritmi di elaborazione delle immagini possano essere utilizzati per correggere questo fenomeno, in pratica non è significativamente dannoso per la qualità diagnostica delle immagini.

Ci sono tre parametri che possono essere scelti dall'operatore per l'imaging a raggi X: la tensione di accelerazione (kVp), la corrente del tubo (mA) e il tempo di esposizione (ms). La corrente che passa dal catodo all'anodo è in genere compresa tra 50 e 400 mA per la radiografia planare e fino a 1000 mA per la TC. Il valore del kVp varia da ~ 25 kV per la mammografia digitale a ~ 140 kV per le applicazioni ossee e toraciche.

Le limitazioni fisiche per i valori di kVp e corrente del tubo sono stabilite dalla potenza nominale del particolare tubo a raggi X, definita come la potenza massima dissipata in un tempo di esposizione di 0,1 s. Ad esempio, un tubo con una potenza nominale di 10 kW può funzionare a un kVp di 125 kV con una corrente del tubo di 1 A per ~ 78 ms [5].

1.2.2 Spettro energetico dei raggi X

Lo spettro di emissione dei raggi X da parte di un tubo radiogeno consiste in un ampio range di energie fino ad un massimo valore dato dall'energia kVp. In Fig. 1.9, viene rappresentato il numero di raggi X di energia E in funzione dell'energia dei fotoni (keV).

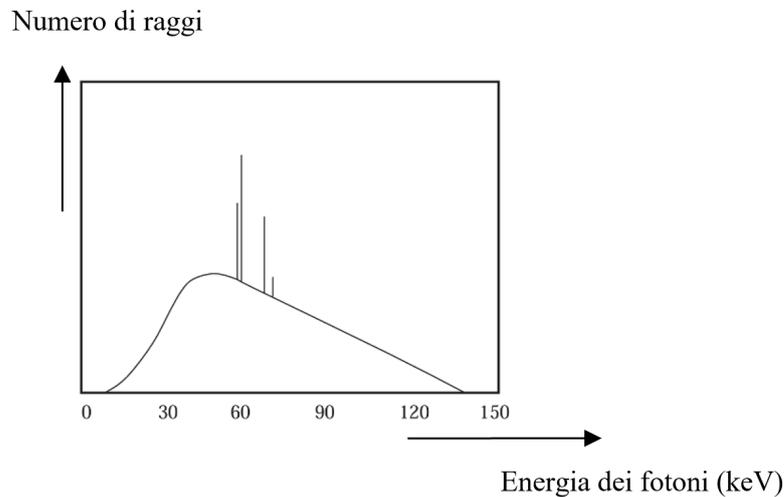


Figura 1.9: Spettro energetico dei raggi X emessi da un tubo a raggio X con anodo in tungsteno a cui è stata applicata una differenza di potenziale di 140 kVp [5].

Il profilo dello spettro è definito da due diversi meccanismi con cui i raggi X vengono prodotti: radiazione di frenamento (Bremsstrahlung) e radiazione caratteristica.

La radiazione di frenamento prevede che un elettrone incidente venga rallentato e deflesso in prossimità del nucleo: l'energia persa viene emessa sotto forma di fotone X di lunghezza d'onda corrispondente. Tale comportamento si traduce in uno spettro di emissione continuo. I limiti di emissione sono dati da tensione di alimentazione e da perdita di energia cinetica degli elettroni, che rappresenta una variabile casuale.

La radiazione caratteristica, invece, è il fenomeno per cui un elettrone incidente scalza un elettrone degli orbitali più interni di un atomo dell'anodo. Un elettrone più esterno colma la lacuna per riequilibrare l'energia dell'atomo: l'energia corrispondente ai salti quantici viene emessa come fotoni X.

A valle di ciò si può intuire come l'energia totale sia quasi interamente portata dalla radiazione di frenamento, che risulta in un'ampia diffusione di energie; tuttavia, l'emissione di pochi fotoni X a ben precisi valori di energia (caratteristici del materiale dell'anodo) si traduce in linee nette e distinte nello spettro.

Inoltre, si nota che nella parte sinistra del grafico in Fig. 1.9 vi è una riduzione dei raggi X a bassa energia: tali raggi X molli sono infatti assorbiti dall'involucro del tubo radiogeno e da eventuali filtri metallici, come verrà discusso nella sezione 1.2.3.

Per un anodo in tungsteno, gli elettroni del guscio K hanno un'energia di legame di 69.5 keV. Gli elettroni nel guscio L hanno energia di legame tra 10.2 e 12.1 keV, mentre gli elettroni nel guscio M tra 1.9 e 2.8 keV. Ne consegue che un raggio X caratteristico generato dalla transizione dal guscio L a K ha un'energia di circa 50 keV, mentre da una transizione elettronica da M a K si genera un'energia di circa 67 keV. Tali energie sono rappresentate dai picchi in Figura 1.9.

Per un bersaglio di molibdeno, invece, le energie di legame degli elettroni nei gusci K, L e M sono rispettivamente 20, 2.5-2.8 e 0.4-0.5 keV [5].

1.2.3 Parametri espositivi principali: kVp, mAs e filtri

Kilovolt (*kVp*) e *mAs* sono i due parametri espositivi principali per generare un fascio di raggi X, in quanto sono i responsabili della quantità della radiazione e della qualità del fascio.

Come menzionato nelle sezioni precedenti, l'energia dei fotoni si distribuisce in un range stabilito dalla differenza di potenziale (kVp) applicata tra catodo e anodo. Maggiore è la differenza di potenziale applicata, più velocemente gli elettroni attraverseranno la camera, colpendo più energeticamente l'anodo: il risultato è un fascio di raggi X con più alta energia e più penetrante, in grado di attraversare anche parti del corpo (o di materiale) più dense. Viceversa, diminuendo la differenza di potenziale, il fascio di raggi X sarà meno energetico e meno penetrante.

mAs è la grandezza data dal prodotto di corrente in milliampere e tempo di esposizione in secondi, parametri configurabili variando la corrente che scorre nel tubo e la durata dell'emissione. Aumentando i *mAs*, aumenta il numero di elettroni e il numero di raggi X formati: il valore dei *mAs* influisce direttamente sulla dose fornita al paziente.

Ad ogni modo è importante sottolineare che un incremento dei kVp o dei *mAs* comporta un aumento della dose erogata. Tuttavia, aumentando i *mAs*, migliora la qualità dell'immagine poiché migliora il valore di SNR (di cui si parlerà più nel

dettaglio nella sezione 2.2.1). In clinica, per variare i mAs, si preferisce tuttavia aumentare il valore della corrente piuttosto che del tempo di esposizioni: tale considerazione dipende anche dal distretto anatomico considerato; d'altronde, valori maggiori del tempo di esposizione potrebbero comportare artefatti da movimento con conseguente degradazione della qualità di immagine [9].

Un altro parametro che può essere regolato sulle apparecchiature radiologiche per controllare la qualità dell'immagine e la dose al paziente è l'utilizzo dei filtri. I filtri sono lamine metalliche che vengono posizionate lungo la direzione del fascio di raggi X tra la finestra e il paziente, con l'obiettivo di attenuare i fotoni di raggi X molli (a bassa energia) dallo spettro. Si tratta di un importante vantaggio poiché tali raggi non contribuirebbero alla qualità dell'immagine, ma aumenterebbero la dose al paziente: se non filtrati, infatti, verrebbero generalmente assorbiti dalle strutture superficiali del corpo contribuendo alla dose superficiale in ingresso (ESD). I filtri possono avere vari millimetri (mm) di spessore e la loro robustezza è solitamente espressa in mm di alluminio HVL.

HVL, acronimo dell'inglese "Half Value Layer" ("strato emivalente") è un parametro che permette di descrivere le proprietà di attenuazione di un tessuto. Tale valore indica lo spessore del tessuto che dimezza l'intensità iniziale del fascio di raggi X. Dall'equazione (1.1), si ottiene che il valore di HVL è dato da:

$$\text{HVL} = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (1.7)$$

In realtà l'effetto di filtrazione totale è dovuto a due diversi contributi: filtrazione intrinseca e filtrazione aggiuntiva. La prima riguarda i componenti del tubo a raggi X stesso: infatti, la finestra, l'alloggiamento, l'olio di raffreddamento e l'anodo stesso rappresentano degli elementi filtranti (circa 0.5–1.0 mm Al HVL). La filtrazione aggiuntiva invece è rappresentata proprio da eventuali fogli metallici (quali Al, Cu ecc.) intercambiabili e personalizzabili in base ai singoli esami e procedure, spesso necessari per migliorare la qualità dell'immagine e il contrasto.

È importante notare che la filtrazione riduce l'intensità dei raggi X, ma non l'energia massima dello spettro: questa iniziale modifica della distribuzione energetica del fascio è detta "indurimento del fascio", proprio perché i raggi X molli vengono filtrati e, quindi, il fascio diventa più penetrante [10].

1.2.4 Controllo automatico dell'esposizione (AEC)

Il sistema di controllo automatico dell'esposizione (AEC) è progettato per selezionare tutti i parametri espositivi principali che definiscono la qualità del fascio, dunque i filtri, kVp e mAs, in base alle proprietà di assorbimento del tessuto che si vuole esaminare. L'AEC è integrato nei sistemi di imaging radiografico e mammografico e può essere utilizzato per terminare l'esposizione quando è stata

ricevuta una quantità predeterminata di radiazioni. L'obiettivo dell'AEC è quello di fornire un'esposizione uniforme delle immagini a raggi X, sia su pellicola che su un rivelatore digitale.

L'operatore generalmente ha tre scelte per la modalità AEC:

- Modalità AEC completamente automatica;
- kVp automatico, con valori di target e filtro selezionati dall'utente;
- tempo di esposizione automatico utilizzando valori di target, filtro e kVp impostati manualmente.

I sistemi di controllo automatico dell'esposizione contribuiscono a garantire un rapporto segnale-rumore e densità ottica uniformi tra le immagini, indipendentemente da fattori incentrati sul paziente, quali dimensioni e densità [11].

1.3 Strumentazione per radiografia planare

La strumentazione per radiografia planare, oltre al tubo a raggi X, prevede: un collimatore, una griglia anti-scatter ed un detettore digitale.

1.3.1 Collimatore

Il collimatore controlla e determina la forma del fascio a raggi X per ridurre l'esposizione al paziente e migliorare la qualità dell'immagine: ciò è possibile fissando l'angolo di smussatura dell'anodo nel tubo radiogeno, come mostrato in Fig. 1.8. Quando il fascio raggiunge il paziente, può essere molto più ampio del campo visivo (FOV) che viene ripreso. Ciò comporta due effetti indesiderati, il primo dei quali è che la dose al paziente sia inutilmente elevata. Il secondo effetto è che anche il numero di raggi X diffusi per effetto Compton che contribuiscono all'immagine aumenti inutilmente, poiché i raggi X interagiscono con i tessuti al di fuori del FOV e vengono diffusi e rilevati. Per limitare le dimensioni del fascio al FOV di imaging, viene posizionato un collimatore (chiamato anche limitatore di fascio) tra la sorgente di raggi X e il paziente. Il collimatore è costituito da fogli di piombo, che possono essere fatti scorrere l'uno sull'altro per limitare il fascio in una o due dimensioni [5].

L'intensità di un fascio di raggi X (dunque il numero di fotoni per sezione trasversale per unità di tempo) in un determinato punto dipende dalla distanza del dispositivo di misurazione dal punto focale. Per un dato fascio, l'intensità è inversamente proporzionale al quadrato della distanza dalla sorgente. La ragione per cui decresce in intensità risiede nel fatto che il fascio a raggi X si diffonde man

mano che si allontana dalla sorgente. La relazione è la seguente:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{D_2^2}{D_1^2} \quad (1.8)$$

dove I_1 e I_2 sono le intensità a due distanze diverse (D_1 e D_2).

Ad esempio, se si misura una dose di 1 gray (Gy) ad una distanza di 2 m, si otterrà una dose di 4 Gy a 1 m e di 0.25 Gy a 4 m. Di conseguenza, la modifica della distanza tra il tubo radiogeno e il paziente ha un effetto significativo sull'intensità del fascio. Tale modifica richiede una corrispondente modifica dei kVp o dei mAs se si desidera mantenere costante l'esposizione del detettore [12].

1.3.2 Griglia anti-scatter

Una griglia anti-scatter è un dispositivo utilizzato in radiografia per ridurre la dispersione dovuta principalmente all'effetto Compton, migliorando il contrasto d'immagine. La griglia, posizionata tra il paziente e il detettore, consiste in strisce parallele di materiale ad alta attenuazione, come il piombo, intervallate da alluminio utilizzato come distanziatore tra le strisce. Le griglie sono particolarmente utili soprattutto nel caso di esame di distretti anatomici più spessi e di campi ottici più ampi, dove la radiazione diffusa rappresenta un componente importante. Sebbene l'utilizzo di una griglia anti-scatter comporti un miglioramento del contrasto dell'immagine, d'altronde richiede anche una dose maggiore al paziente, poiché un numero minore di raggi X contribuisce all'elaborazione dell'immagine, motivo per cui l'utilizzo della griglia è opzionale e varia in base allo spessore del distretto anatomico considerato.

La Fig. 1.10 mostra una griglia anti-scatter in cui le radiazioni diffuse vengono bloccate, mentre soltanto la radiazione primaria oltrepassa la griglia ed arriva al detettore.

La capacità di funzionamento di una griglia è descritta dal rapporto di griglia, dunque il rapporto tra l'altezza delle strisce di piombo (h) e la distanza tra due strisce, ovvero l'interspazio (D):

$$\text{rapporto di griglia} = \frac{h}{D} \quad (1.9)$$

Un rapporto di griglia di 5:1 è generalmente utilizzato per tecniche a 20-40 kVp (ad esempio, mammografia), 8:1 per tecniche a 70-90 kVp e 12:1 per tecniche a > 90 kVp. Rapporti di griglia più elevati sono più efficaci nel ridurre la dispersione, ma sono più costosi e richiedono una dose maggiore.

Un altro fattore che caratterizza una griglia anti-scatter è la frequenza di griglia, che indica il numero di strisce presenti in un cm:

$$\text{frequenza di griglia} = \frac{1}{d + D} \quad (1.10)$$

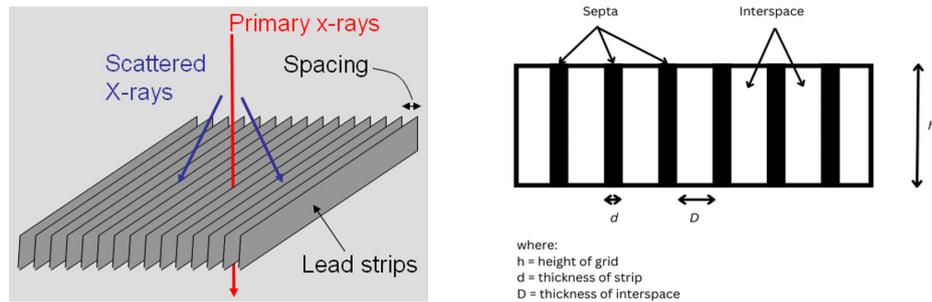


Figura 1.10: Design di una griglia anti-scatter. A sinistra, rappresentazione di una griglia anti-scatter che blocca il passaggio dei raggi secondari (scattered X-rays) mentre consente il passaggio dei raggi primari [13]. A destra, i componenti di una griglia antiscatter [14].

dove d indica lo spessore della striscia. Generalmente si tratta di 30-80 strisce (o linee di griglia) per cm.

Il compromesso tra l'utilizzo di una griglia anti-scatter con elevato rapporto di griglia e frequenza di griglia e, d'altro canto, la necessità di ridurre la dose può essere indicato utilizzando un parametro noto come "Fattore Bucky" (BF). Essendo il rapporto tra la radiazione incidente che cade sulla griglia e la radiazione trasmessa, il BF misura sia la trasmissione della radiazione primaria che quella secondaria (diffusa), in modo che sia più pratico determinare la quantità aggiuntiva di esposizione del paziente necessaria quando si passa da una tecnica in assenza di griglia all'utilizzo della griglia per mantenere la stessa qualità dell'immagine. Valori tipici di BF sono compresi tra 4 e 10, che vuol dire un aumento della dose erogata al paziente tra 4 e 10 volte rispetto ad un'acquisizione senza griglia [14].

1.4 Tecnologia del sistema di rivelazione della radiazione

Oggigiorno i detectori digitali hanno sostituito la radiografia tradizionale con pellicole, che presentavano diversi svantaggi quali:

- problemi di archiviazione,
- degrado fisico nel tempo,
- variabilità del contrasto,
- artefatti nello sviluppo,

- ritardi diagnostici per il ritardo dello sviluppo,
- implicazione sui costi.

Infatti, le diagnosi attuali vengono effettuate quasi esclusivamente da immagini digitali acquisite su display dedicati ad alta risoluzione. Tale evoluzione ha permesso di facilitare l'archiviazione e il trasferimento di immagini attraverso grandi centri di dati medici tramite i cosiddetti sistemi di archiviazione e comunicazione di immagini (PACS).

Per la radiografia tradizionale su pellicole, il parametro di riferimento per indicare il grado di oscuramento della pellicola radiografica era la densità ottica, così definita:

$$\text{OD} = \log \left(\frac{I_0}{I_t} \right) \quad (1.11)$$

dove I_0 e I_t rappresentano rispettivamente l'intensità della luce incidente e trasmessa.

La OD è dunque correlata alla quantità di fotoni X incidenti che vengono trasmessi attraverso il tessuto e colpiscono la pellicola [15]: elevati valori di OD indicano livelli più elevati di trasmissione dei fotoni X attraverso il tessuto, con un maggior grado di oscuramento della pellicola.

La rappresentazione della densità ottica in funzione della dose può essere ottenuta per diversi sistemi radiografici per descrivere la risposta del rivelatore in un intervallo di esposizione alle radiazioni incidenti. Per la radiografia tradizionale, tale rappresentazione (Fig. 1.11) genera una curva sigmoide, dimostrando che l'emulsione su pellicola ha una risposta non lineare rispetto alla dose [16].

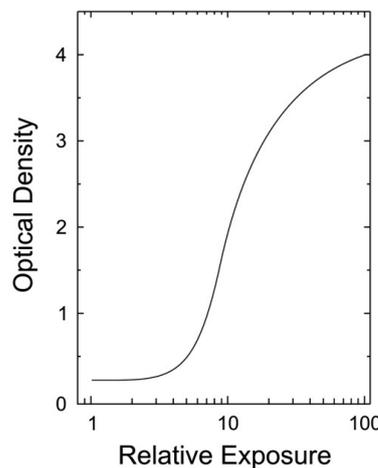


Figura 1.11: Curva dose-risposta per radiografia su pellicole [16].

Soltanto entro un certo range di valori di dose, che corrisponde alla regione ad alto gradiente della curva, si può ottenere un buon contrasto d'immagine; con i

valori di dose corrispondenti alle estremità della curva, invece, vengono prodotte immagini a basso contrasto che non sono clinicamente utili.

I sistemi di radiologia digitale si dividono in due gruppi: i sistemi CR (Radiografia Computerizzata) ed i sistemi DR (Radiografia Digitale). Sebbene entrambi forniscano un'immagine digitale e lo scopo diagnostico finale sia lo stesso, hanno principi di funzionamento diversi [5].

Nelle tecniche digitali di CR e DR il livello di esposizione viene tipicamente indicato con l'indice di esposizione (EI) che presenta un intervallo dinamico più ampio rispetto a quello della radiografia su pellicola. L'EI è una misura del livello del segnale prodotto da un rivelatore digitale per una data esposizione incidente trasmessa attraverso il paziente, è proporzionale al rapporto segnale/rumore quadrato (SNR^2), di cui si parlerà nella sezione 2.2.1. L'indice di esposizione si basa su un calcolo della media dei valori di tutti i pixel dell'immagine, considerando le aree di sovra e di sottoesposizione e ritorna un indice globale di qualità dell'immagine [17].

Le prestazioni di un rivelatore sono quantificate tramite l'efficienza di rivelazione quantistica (DQE) che descrive quanto un rivelatore sia vicino all'equilibrio ottimale tra qualità dell'immagine ed esposizione, combinando il rapporto segnale-rumore (SNR), la risoluzione spaziale (MTF) e il rumore dell'immagine, di cui si parlerà in seguito.

Con riferimento ai rivelatori a scintillazione, la DQE è il rapporto tra il numero di elettroni emessi in un tubo a magnete permanente o in un fotodiodo e il numero di fotoni luminosi che raggiungono il fotorivelatore. È quindi correlata all'efficienza di scintillazione, ovvero il numero di fotoni luminosi emessi per unità di energia assorbita. Il tipo di rivelatore e le sue caratteristiche geometriche influenzano la risoluzione spaziale di un sistema di imaging, che, in termini generali, rappresenta la distanza minima alla quale i dettagli sono distinguibili [18].

1.4.1 Radiografia Computerizzata (CR)

La radiografia computerizzata è una forma indiretta di imaging digitale che utilizza un sistema a cassetta simile nell'aspetto e nella funzione a quello utilizzato nella radiografia convenzionale su pellicola. Il termine "indiretto" si riferisce al fatto che i fotoni X prima vengono convertiti in fotoni nel visibile, poi l'informazione viene memorizzata nella lastra e letta mediante un pannello laser.

All'interno della cassetta è presente una lastra di rivelazione a schermo con fosfori fotostimolabili (PSP) che assorbe energia dall'esposizione ai raggi X, producendo un'immagine latente, per poi essere inserita in un dispositivo di lettura. Il lettore accetta l'intera cassetta, la apre meccanicamente e rimuove la lastra PSP. La lastra per imaging viene scansionata da un raggio laser, che fa sì che i fosfori emettano luce, la cui intensità è proporzionale all'energia impartita dall'esposizione iniziale ai raggi X. La luce emessa viene "letta" da un dispositivo fotomoltiplicatore fotosensibile che

converte le informazioni in un segnale elettrico. Un convertitore analogico-digitale (ADC) traduce queste informazioni in dati digitali. Al termine di questo processo, la piastra PSP viene esposta a una luce intensa, che cancella l'immagine latente e viene rimessa nella cassetta, pronta per esami successivi. Il tempo di scansione della cassetta è minimo, solitamente compreso tra 45 e 60 secondi. L'uso delle cassette nella tecnologia CR permette di effettuare esami anche in posizione eretta o sdraiata, cosa che può risultare più complessa con alcuni sistemi DR, in particolare quelli basati sulla tecnologia CCD (Charged Couple Device) [19].

1.4.2 Radiografia Digitale (DR)

La tecnologia DR utilizza lastre sensibili ai raggi X per acquisire direttamente i dati durante una radiografia, trasferendoli in tempo reale ad un sistema informatico senza l'utilizzo di una cassetta intermedia.

I rivelatori a pannello piatto (FPD) sono il tipo più comune di rivelatori per radiografia digitale e sono classificati in: FPD a conversione indiretta e FPD a conversione diretta.

La conversione indiretta è il metodo più comunemente utilizzato: gli FPD indiretti sono solitamente realizzati in silicio amorfo (a-Si) poiché può essere esposto ripetutamente a raggi X ad alta intensità senza danneggiarsi. L'energia dei raggi X viene prima convertita in luce da uno scintillatore CsI:Ti (ioduro di cesio drogato con tallio) e poi la luce viene convertita in una tensione utilizzando una matrice bidimensionale di fotodiodi in a-Si. Il cesio e lo iodio hanno energie del K-edge di 36 e 33.2 keV, con numeri atomici rispettivamente di 55 e 53: questo comporta un coefficiente di attenuazione dei raggi X del CsI molto elevato. Lo strato di CsI è costituito da numerosi sottili cristalli aghiformi di CsI:Ti (circa 5 μm di diametro), allineati parallelamente tra loro: tale struttura offre un'eccellente efficienza di impaccamento (superiore all'80%) per migliorare l'assorbimento dei raggi X.

Il rivelatore a pannello piatto (FPD), oltre che dallo scintillatore CsI:Ti, è composto da una matrice di transistor a film sottile (TFT) che converte la luce in un segnale digitale. Ogni pixel del rivelatore è composto da un fotodiodo, un condensatore di memoria e un interruttore TFT. Quando un raggio X viene assorbito in un cristallo di CsI, questo scintilla producendo luce nella parte verde dello spettro. La luce subisce riflessione interna all'interno del cristallo e viene emessa da un'estremità, colpendo la matrice TFT. La luce viene quindi convertita in un segnale elettrico dai fotodiodi e immagazzinata nei condensatori situati all'intersezione con i fotodiodi. Il segnale viene poi letto riga per riga tramite un multiplexer, amplificato e digitalizzato da un convertitore analogico-digitale (A/D) a 14 bit. Per ridurre la radiazione diffusa, viene utilizzata una griglia antidiffusione con un rapporto di circa 13:1 e una densità di circa 70 linee per cm.

La radiografia digitale DR che utilizza la conversione diretta elimina il passaggio intermedio di conversione dell'energia dei raggi X in luce e utilizza l'assorbimento diretto dei fotoni dei raggi X per produrre un segnale elettrico. Gli FPD diretti sono realizzati con selenio amorfo (a-Se), che presenta un numero atomico di 34 e un K-edge a 13 keV. Il selenio amorfo viene depositato su una matrice di silicio amorfo idrogenato (Si-H), come descritto in precedenza. Quando i raggi X colpiscono lo strato di selenio amorfo (a-Se), generano delle cariche elettriche sotto forma di coppie elettrone-lacuna. Il movimento di queste cariche è controllato da una tensione applicata (tensione di polarizzazione). Le cariche così accumulate formano un'immagine latente nello strato di selenio. Questa immagine viene poi letta e trasformata in un segnale elettrico utilizzando una TFT [5].

1.5 Indicatori dosimetrici utili al monitoraggio dell'esposizione del paziente

L'ICRP (International Commission on Radiological Protection) e l'ICRU (International Commission on Radiological Units) sono due organismi che hanno definito alcune grandezze dosimetriche per valutare l'esposizione alle radiazioni ionizzanti e stabilire i livelli diagnostici di riferimento (LDR) locali, nazionali o regionali.

In radiologia convenzionale gli indicatori di esposizione utili al monitoraggio dell'esposizione del paziente sono:

- *Kerma in aria* (K_a) in mGy;
- *Kerma in aria incidente* ($K_{a,d}$), misurato a livello della cute in mGy;
- *Kerma in aria all'ingresso del paziente* (K_p) in mGy;
- Prodotto *kerma in aria-area* (PKA), indicato anche come *KAP* (Kerma Area Product) o *DAP* (Dose Area Product) in mGy·cm².

Tutte le grandezze dosimetriche appena citate si basano sul concetto di *kerma*, definito secondo la relazione seguente:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (1.12)$$

dove K è il rapporto della somma delle energie cinetiche, dE_{tr} , di tutte le particelle cariche liberate da particelle neutre in una massa dm di materiale e la massa dm di quel materiale. L'unità di misura SI per il *kerma* è il gray (Gy) o il milligray (mGy), dato da joule per chilogrammo (J kg⁻¹).

Il *Kerma in aria* (K_a) è una misura del *kerma* effettuata posizionando il rivelatore in aria ad una determinata distanza (d) dal fuoco, come mostrato in Figura 1.12.

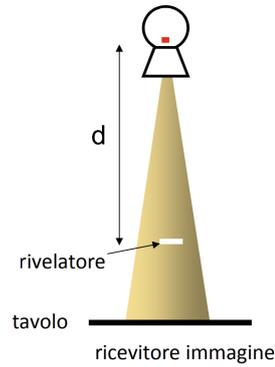


Figura 1.12: Rivelatore in aria a distanza d dal fuoco [20].

Il *Kerma in aria incidente* ($K_{a,d}$) viene misurato a livello della cute e si calcola applicando l'inverso del quadrato della distanza. Ad esempio, si consideri una distanza fuoco-camera di 100 cm ed una distanza fuoco-cute di 150 cm. Se la lettura del dosimetro fosse 1.65 mGy, per calcolare il $K_{a,d}$ bisognerebbe eseguire tale calcolo:

$$K_{a,d} = 1.65 \text{ mGy} \left(\frac{100}{150} \right)^2 \approx 0.733 \text{ mGy}. \quad (1.13)$$

Una rappresentazione schematica della misurazione del $K_{a,d}$ è mostrata in Figura 1.13.

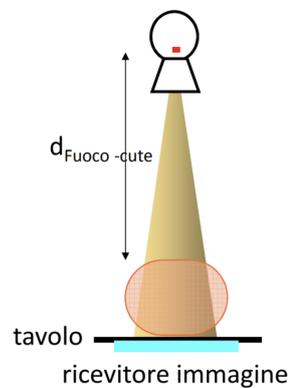


Figura 1.13: Rappresentazione schematica per la misura del $K_{a,d}$ [20].

Il *Kerma in aria all'ingresso del paziente* (K_p), spesso indicato come “Dose all'ingresso del paziente”, è calcolato come prodotto tra il Kerma in aria incidente e il fattore di backscatter (B), secondo la relazione:

$$K_p = K_{a,d}B. \quad (1.14)$$

I fattori di backscatter (B) dipendono da:

- dimensione del campo RX,
- composizione e spessore del materiale (paziente o fantoccio),
- spettro raggi X (kV, anodo/filtro, HVL).

Per la radiologia convenzionale i valori di B variano da 1.25 a 1.60, mentre per la mammografia variano da 1.08 a 1.14.

Infine, il *Prodotto kerma in aria-area KAP* è definito come il prodotto tra il *kerma* in aria incidente ($K_{a,d}$) e l'area del fascio di radiazione (A , in cm^2) che incide sul paziente:

$$\text{KAP} = K_{a,d}A. \quad (1.15)$$

Il KAP rappresenta una misura dell'energia totale trasferita dalla radiazione all'aria lungo l'intera superficie irradiata ed è misurato in Gy cm^2 . È un importante indicatore di dose al paziente in quanto correlato con il rischio stocastico della radiazione. Il valore del KAP non varia in funzione della distanza dal fuoco: poiché la dose cala come l'inverso del quadrato della distanza, ma l'area aumenta come il quadrato della distanza, il prodotto *dose* \times *area* rimane costante. In Fig.1.14 è riportata una rappresentazione schematica del cambiamento di dose e area al variare della distanza.

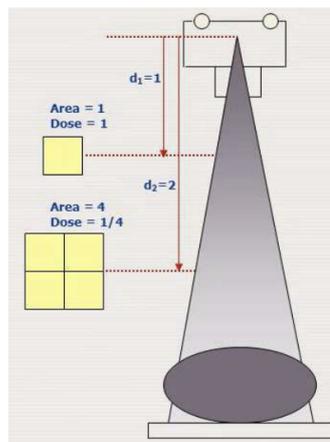


Figura 1.14: Rappresentazione schematica della variazione della dose e dell'area al variare della distanza [20].

La misura del KAP viene effettuata mediante una camera a ionizzazione posizionata in corrispondenza alla finestra d'uscita del fascio radiante, consentendo pertanto una misura diretta sul paziente, in modo completamente non invasivo. La

presenza della camera è infatti trasparente dal punto di vista radiologico, e non interferisce né con l'esame né con il comfort del paziente.

Conseguentemente, il *Kerma in aria all'ingresso del paziente* (K_p) può essere calcolato anche dividendo il valore misurato del KAP per l'area del fascio radiante (A) a livello della cute e moltiplicandolo per il fattore di backscatter (B), come descritto dalla formula seguente:

$$K_p = \frac{KAP}{A} B \quad (1.16)$$

Gli indicatori di esposizione (o di dose) descritti fino ad ora rivestono un ruolo fondamentale nell'ambito della radioprotezione e della pratica clinica. Le principali finalità del loro utilizzo sono le seguenti:

- Supporto al processo di **ottimizzazione**: costituiscono le grandezze di riferimento per la stima e la verifica dei *Livelli Diagnostici di Riferimento* (LDR), contribuendo a garantire che le esposizioni siano mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile, compatibilmente con l'obiettivo diagnostico.
- Calcolo delle **grandezze dosimetriche radioprotezionistiche**: gli indicatori di dose rappresentano un punto di partenza essenziale per la valutazione delle dosi assorbite dai pazienti e per la stima del rischio radiologico associato alle procedure [20].

1.5.1 Livelli diagnostici di riferimento (LDR)

I Livelli Diagnostici di Riferimento (LDR) sono stati introdotti dalla ICRP nel 1996 e successivamente recepiti nella normativa italiana con il D.Lgs. 187/2000. L'art. 7 del D.Lgs. 101/2020 così definisce i livelli diagnostici di riferimento:

"Livelli diagnostici di riferimento": i livelli di dose nelle pratiche radio-diagnostiche mediche o nelle pratiche di radiologia interventistica o, nel caso dei radiofarmaci, i livelli di attività, per esami tipici per gruppi di pazienti di corporatura standard o fantocci standard.

Gli LDR rappresentano valori di dose indicativi, stabiliti sulla base di indagini statistiche relative a procedure standardizzate e a pazienti di corporatura media. Non sono da intendersi come limiti di dose, né come valori ideali da raggiungere, bensì come strumenti operativi di ottimizzazione. Il loro scopo principale è quello di identificare pratiche radiologiche che richiedono interventi tecnici e/o metodologici atti a ridurre la dose mediana ai pazienti sottoposti ad indagine diagnostica in una installazione radiologica.

Nel contesto dell'imaging medico, il LDR consente di valutare se, in condizioni standard, la quantità di radiazioni impiegata in una determinata procedura sia

insolitamente elevata o bassa. In questo senso, agisce come un “*livello di attivazione*” (*trigger level*): il suo superamento non implica automaticamente un rischio per il paziente, ma segnala la necessità di un’analisi critica del processo diagnostico, anche in relazione alla qualità dell’immagine ottenuta.

I valori di LDR sono solitamente definiti come il 75° percentile della distribuzione dei valori mediani ottenuti per una determinata procedura diagnostica, sulla base di indagini condotte su un ampio numero di strutture sanitarie (pubbliche e private, grandi e piccole), e su pazienti sia ricoverati che ambulatoriali. Gli LDR possono essere formulati a livello locale, nazionale o sovranazionale.

La verifica degli LDR in un singolo centro diagnostico consiste nel confrontare la mediana delle dosi misurate localmente con i corrispondenti valori di riferimento ufficiali. Questo confronto è uno strumento essenziale per supportare il processo di ottimizzazione delle esposizioni e garantire un uso appropriato delle radiazioni ionizzanti [20, 21].

1.5.2 Grandezze dosimetriche radioprotezionistiche

Le grandezze dosimetriche fondamentali in radioprotezione sono:

- *Dose media assorbita* (mGy);
- *Dose equivalente* (mSv);
- *Dose efficace* (mSv).

Tali grandezze non possono essere misurate direttamente ma solo stimate a partire dal valore degli indicatori dosimetrici attraverso opportuni coefficienti moltiplicativi di conversione. Le grandezze di protezione vengono utilizzate per specificare i valori di dose necessari per limitare il verificarsi di effetti stocastici sulla salute al di sotto dei livelli accettabili ed evitare reazioni tissutali nei lavoratori esposti per motivi professionali e nel pubblico.

La *dose media assorbita* (D_T) è calcolata come energia assorbita per unità di massa e ha come unità di misura il gray (J/kg). Viene utilizzata per tutti i tipi di radiazioni ionizzanti e per qualsiasi geometria di acquisizione. Tuttavia, conoscere la dose assorbita è insufficiente per predire la severità e la probabilità degli effetti dell’esposizione alla radiazione.

La *dose equivalente* (H_T) è calcolata come prodotto della dose assorbita in un tessuto T dalla radiazione di tipo R ($D_{T,R}$) per il fattore peso della radiazione w_R :

$$H_T = \sum w_R \cdot D_{T,R} \quad (1.17)$$

I valori di w_R si basano su dati sperimentali dell’efficacia biologica relativa (RBE) per vari tipi di radiazioni, confrontati con gli effetti dei raggi X e γ a basse dosi.

La dose equivalente, che ha come unità di misura il *Sievert* (Sv), tiene conto del diverso livello di pericolosità delle radiazioni per un dato tessuto.

Infine, la *dose efficace* (E) si ottiene pesando la dose equivalente con il fattore di ponderazione del tessuto w_T e sommando per tutti i tessuti, secondo la relazione:

$$E = \sum w_T \sum w_R \cdot D_{T,R} = \sum w_T \cdot H_T \quad (1.18)$$

Si noti che $\sum w_T = 1$. La somma viene effettuata su tutti gli organi e tessuti del corpo umano considerati nella definizione di E , proprio per questo motivo la dose efficace tiene conto della diversa radiosensibilità dei tessuti. L'unità di misura della dose efficace è il Sievert (Sv) [20, 22].

La dose di radiazioni somministrata al paziente è una conseguenza necessaria dell'acquisizione delle immagini radiografiche utilizzate per definire i processi anatomici e patofisiologici e formulare una diagnosi. Poiché i raggi X sono cancerogeni e comportano un rischio associato, è importante garantire che i benefici di una diagnosi accurata superino i rischi dell'esposizione alle radiazioni ionizzanti. Pertanto, l'esame radiografico deve essere ottimizzato in termini di raggiungimento della qualità d'immagine necessaria alla dose di radiazioni più bassa possibile, al fine di massimizzare il rapporto rischio/beneficio. Si noti che questa non è necessariamente la dose più bassa possibile, ma la dose di radiazioni minima che si traduce in una qualità d'immagine sufficiente a consentire a un radiologo competente di formulare una diagnosi affidabile. Finché l'esame è appropriato, il beneficio per il singolo paziente (per confermare o escludere una malattia o un trauma) supererà di gran lunga il rischio associato.

1.5.3 Effetti delle radiazioni ionizzanti

Le radiazioni ionizzanti sono un fattore di rischio riconosciuto per l'insorgenza del cancro, sebbene tra l'esposizione alle radiazioni e l'insorgenza della malattia possano trascorrere molti anni. Alcuni organi sono più sensibili di altri alle radiazioni. Il midollo osseo e la tiroide sono quelli maggiormente soggetti alla trasformazione indotta dalle radiazioni, per questo alcune forme di leucemia e il cancro della tiroide sono le neoplasie che si verificano più frequentemente e più precocemente nelle persone esposte a radiazioni ionizzanti.

La quantificazione di questo rischio, tuttavia, è molto complessa: dipende infatti da diversi fattori, tra cui la dose a cui si è esposti e la durata dell'esposizione, il tipo di radiazione, le aree del corpo irradiate e l'età in cui si è entrati in contatto con le radiazioni.

A dosi elevate si osservano effetti definiti *deterministici*, ossia effetti che si verificano con certezza al di sopra di specifici valori di esposizione, che dipendono dal tipo di radiazione e dalla parte del corpo irradiata. La gravità degli effetti deterministici dipende dalla dose a cui si è esposti.

A dosi più basse, le radiazioni producono invece effetti *stocastici*, ovvero effetti probabilistici che non si verificano con certezza; le probabilità che avvengano aumentano al crescere della dose e del numero di esposizioni. Non è nota, e probabilmente non esiste, una soglia minima al di sotto della quale gli effetti non si verificano. Il più comune effetto stocastico dell'esposizione a radiazioni ionizzanti è il cancro [23].

1.5.4 Principi della radioprotezione

La radioprotezione è l'insieme delle leggi, regole e procedure volte alla protezione degli individui della popolazione, dei lavoratori e dell'ambiente dagli effetti nocivi delle radiazioni ionizzanti.

Essa si basa su tre principi fondamentali definiti dalla International Commission on Radiological Protection (ICRP):

- Principio di giustificazione: ogni esposizione a radiazioni ionizzanti deve comportare un beneficio che superi il rischio associato. Questo principio mira a ridurre il numero di esami radiologici non necessari.
- Principio di ottimizzazione: nota come principio *ALARA* (*As Low As Reasonably Achievable*), prevede che l'esposizione sia mantenuta al livello più basso ragionevolmente ottenibile, considerando i fattori economici e sociali.
- Limiti di dose: sono fissati limiti di dose per i lavoratori e per il pubblico, che non devono essere superati durante l'attività con radiazioni ionizzanti. Questo principio non si applica alle esposizioni mediche.

La somma delle dosi ricevute ed impegnate non deve superare i limiti prescritti, secondo le disposizioni della normativa vigente (D.Lgs. 230/95).

In particolare:

- per i lavoratori esposti professionalmente: dose efficace di 20 mSv all'anno, calcolata come media su un periodo di cinque anni, senza che in un singolo anno si superino i 50 mSv;
- per la popolazione generale: dose efficace di 1 mSv per anno [24, 25].

Capitolo 2

Controlli di qualità in radiologia

I controlli di qualità sulle apparecchiature radiologiche rappresentano una serie di procedure sistematiche e regolari, poiché si inseriscono nell'ambito dell'ottimizzazione delle procedure radiologiche a garanzia della prestazione sanitaria fornita.

Tali controlli mirano a testare la qualità dell'immagine radiologica dal punto di vista diagnostico e la qualità delle attrezzature radiologiche in base alle applicazioni cliniche che queste ultime prevedono. L'obiettivo in generale è quello di garantire che le attrezzature conservino nel tempo le caratteristiche inizialmente determinate, al fine di fornire prestazioni nel rispetto del principio di ottimizzazione.

Secondo il D.Lgs. 187/2000 il Responsabile dell'impianto Radiologico (RRI), insieme all'Esperto di Fisica Medica (EFM), deve provvedere affinché siano intrapresi e documentati adeguati programmi di garanzia della qualità, compreso il controllo della qualità, sulle attrezzature medico-radiologiche. Tali controlli, che comprendono anche valutazioni della dose o dell'attività somministrata al paziente, coinvolgono il Tecnico Sanitario di Radiologia Medica (TSRM).

Tale decreto prevede le seguenti prove per il controllo di un'apparecchiatura radiologica:

- prova di accettazione (o di stato) prima dell'entrata in uso;
- prova corretto funzionamento a intervalli regolari (prove di mantenimento o di costanza);
- prova del corretto funzionamento dopo ogni intervento rilevante di manutenzione (prove di verifica o di stato).

Secondo la norma di riferimento CEI 62-55 e il D.Lgs. 187/2000 le prove sono articolate secondo quanto descritto nella Tabella 2.1 [26, 27].

Tabella 2.1: Articolazione delle prove e controlli sulle apparecchiature radiologiche [27].

Articolazione di prove e controlli	Prove di accettazione	Prove di funzionamento	Controlli di qualità
Scopo	Accettazione delle prestazioni come concordato tra costruttore e proprietario dell'apparecchio	Determinazione del livello di prestazione	Verifica della costanza delle prestazioni
Caratteristiche	Misura dei parametri chiave	Misura dei parametri chiave	Misure relative
Frequenza	All'installazione; dopo modifiche importanti	Inizialmente; dopo modifiche; inizio scostamento dalla costanza; periodicità prefissata	Sistematicamente; dopo manutenzione; in caso di sospetto malfunzionamento
Responsabilità	Costruttore e RRI	Costruttore e RRI	RRI
Personale coinvolto	EFM	EFM	EFM – TSRM

I valori di riferimento delle prove di mantenimento o di costanza sono fissati dalle prove di stato.

Per i controlli di qualità si utilizzano fantocci, cioè modelli fisici che imitano l'oggetto clinico originale riguardo a determinate caratteristiche. Un fantoccio è quindi un campione di prova in grado di imitare il tessuto e le sue proprietà nell'imaging medico, sia quantitative (come i coefficienti di attenuazione dei raggi X) che qualitative (come il contrasto visivo). Vi sono vari tipi di fantocci con compiti diversi, quali i controlli di qualità, la calibrazione, la formazione. In particolare, esistono fantocci antropomorfi e non antropomorfi: i primi riflettono più fedelmente l'anatomia che dovrà essere misurata, simulandone il tessuto osseo e la densità, mentre i secondi sono semplificati e utilizzati per test più specifici, quali la qualità dell'immagine o la valutazione di particolari parametri.

2.1 Protocollo AIFM

Il protocollo AIFM (Associazione Italiana di Fisica Medica) in radiologia riporta le linee guida e le raccomandazioni che l'AIFM fornisce ai professionisti per garantire

la sicurezza e la qualità degli esami radiologici. Queste linee guida descrivono come redigere i Manuali di Qualità per gli apparecchi di radiografia digitale diretta (DR), che utilizzano AMFPI (Active Matrix Flat Panel Imagers).

Il documento definisce i parametri chiave da controllare, i metodi di misura, i valori di riferimento e le tolleranze, oltre alla periodicità dei controlli. I controlli assicurano che i parametri fondamentali del sistema rimangano entro i limiti stabiliti nel tempo.

La Tabella 2.2 riporta i parametri da sottoporre a controllo, la tipologia dei controlli da effettuare su questi parametri e la frequenza delle prove di costanza.

Tabella 2.2: Parametri da sottoporre a controllo [28].

PARAMETRI	ACCETTAZIONE	STATO	COSTANZA	FREQUENZA
Funzione di conversione	X	X	X	annuale
Correnti di buio	X	X	X	semestrale
Non-Uniformità di segnale	X	X	X	semestrale
Non-Uniformità di rapporto segnale rumore	X	X	X	semestrale
Analisi delle componenti del rumore in funzione della dose	X	X		annuale
Spettro del rumore	X	X		–
Analisi degli artefatti	X	X	X	semestrale
Risoluzione spaziale	X	X		–
Sensibilità a basso contrasto	X	X		annuale
Precisione di misura di distanze	X	X		–
Rapporto di formato (conservazione del rapporto di scala nelle due dimensioni)	X	X		–
Persistenza di immagini latenti	X	X	X	semestrale
Impostazioni di acquisizione / visualizzazione e livelli diagnostici	X	X	X	biennale

La frequenza dei controlli di costanza prevede un margine di tolleranza di un mese per i controlli semestrali e di tre mesi per quelli annuali. Tuttavia, se i risultati ottenuti non soddisfano i criteri previsti è comunque necessario ripetere le misure.

Durante le prove il tubo radiogeno deve essere calibrato secondo i protocolli seguiti e mantenendo sempre la stessa geometria di acquisizione. Inoltre, tutte le valutazioni devono essere condotte su immagini convertite in dose [28].

Dal momento che il lavoro di questa tesi ha come obiettivo lo sviluppo di un software che fornisca automaticamente la curva contrasto-dettaglio ricavata a partire dal calcolo del CNR, nella sezione 2.3 si è scelto di descrivere esclusivamente il test della sensibilità a basso contrasto.

2.2 Parametri di un'immagine a raggi X planare

Alcuni dei principali controlli di qualità elencati in Tabella 2.2 si basano su parametri comunemente utilizzati per valutare la qualità dell'immagine radiografica, tra cui il rapporto segnale/rumore (SNR), la risoluzione spaziale e il rapporto contrasto-rumore (CNR).

2.2.1 SNR

In tutti i segnali misurati o registrati è presente un certo contributo dovuto al rumore, non correlato al segnale effettivo che si sta cercando di misurare. Nei casi più semplici, il rumore può essere considerato come un segnale casuale sovrapposto al segnale reale. Essendo casuale, il valore medio è zero, per cui la misura quantitativa del livello di rumore è convenzionalmente la deviazione standard del segnale.

SNR, acronimo dell'inglese "Signal to Noise Ratio", rappresenta il rapporto segnale-rumore: è importante avere un elevato SNR per preservare il contenuto informativo e l'utilità diagnostica dell'immagine.

Idealmente, in assenza di paziente, il numero di raggi X che colpisce ciascuna parte del rivelatore sarebbe esattamente lo stesso. Tuttavia, ci sono lievi variazioni nel numero di fotoni per millimetro quadrato. Questa variazione introduce una fluttuazione statistica nell'intensità del segnale di ciascun pixel, che viene rappresentata come rumore nell'immagine. Se si traccia il numero di raggi X prodotti per unità di area, si ottiene una distribuzione di Poisson, mostrata nella Figura 2.1.

La probabilità, $P(N)$, che N raggi X colpiscano la piastra del rivelatore per unità di area è data da:

$$P(N) = \frac{\mu^N e^{-\mu}}{N!} \quad (2.1)$$

dove μ è il valor medio. Per la distribuzione di Poisson, il valore di σ è dato da:

$$\sigma = \sqrt{\mu} \quad (2.2)$$

La Figura 2.2 mostra tre grafici di $P(N)$ vs. N per valori crescenti di N . Per valori molto grandi di N , il grafico si avvicina a una funzione delta, e quindi il valore di μ si avvicina a quello di N .

Il rapporto segnale/rumore è quindi, più precisamente, dato da $\frac{N}{\sigma}$, oppure:

$$\text{SNR} \propto \sqrt{N} \quad (2.3)$$

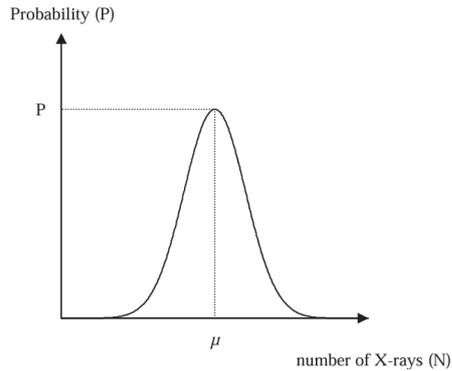


Figura 2.1: La probabilità che un certo numero di raggi X colpisca un'area unitaria del rivelatore. L'incertezza statistica di questo numero è rappresentata dalla deviazione standard (σ) della distribuzione di Poisson [5].

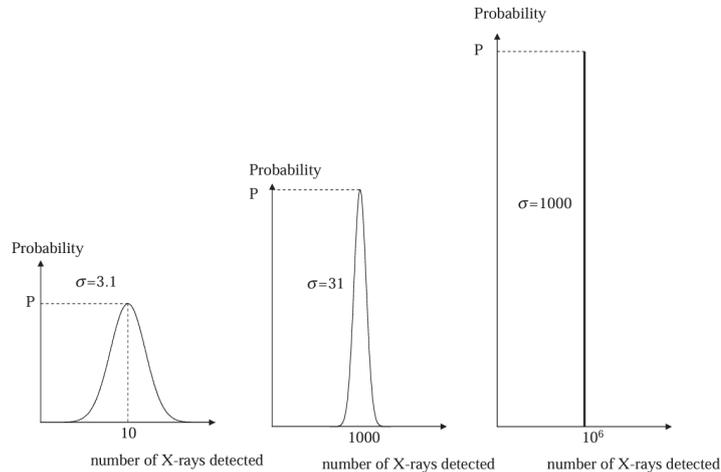


Figura 2.2: Grafici di una distribuzione di Poisson con un numero crescente di raggi X prodotti. All'aumentare del numero, la distribuzione diventa più stretta, con il numero medio di eventi e il numero totale di eventi che convergono allo stesso valore [5].

Per esempio, per raddoppiare il SNR bisognerebbe avere un numero di raggi X quattro volte maggiore, aumentando anche la dose di un fattore 4. I fattori che influenzano il SNR sono:

- la corrente del tubo e il tempo di esposizione: il rapporto segnale-rumore è proporzionale alla radice quadrata del prodotto di queste due grandezze,
- il kVp del tubo: maggiore è il valore del kVp, maggiore è la penetrazione

tissutale dei raggi X ad alta energia, e quindi maggiore è il rapporto segnale-rumore; questo è un effetto non lineare,

- le dimensioni del paziente e la parte del corpo sottoposta a imaging: maggiore è lo spessore del tessuto attraversato dai raggi X e maggiore è l'attenuazione dei raggi X dovuta all'osso, minore è il rapporto segnale-rumore,
- la geometria della griglia anti-dispersione: una griglia anti-dispersione con un rapporto di griglia elevato attenua un grado maggiore di raggi X diffusi secondo il principio Compton rispetto a una con un rapporto inferiore, e quindi riduce il rapporto segnale/rumore dell'immagine (ma migliora il rapporto segnale/rumore),
- l'efficienza del rivelatore: questa può essere quantificata utilizzando un parametro noto come efficienza quantica del rivelatore (DQE), definita come:

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2} \quad (2.4)$$

dove gli indici “in” e “out” si riferiscono all'SNR in ingresso e all'SNR in uscita dal rivelatore. Il valore del DQE è sempre inferiore a 1, poiché il rivelatore deve introdurre rumore nel sistema, ma maggiore è il DQE, maggiore è l'SNR per un dato numero di raggi X che entrano nel rivelatore.

Ad esempio, il DQE di una lastra CR standard ha un valore di circa 0.25, mentre per una lastra CR ad alta risoluzione il DQE è di circa 0.12. Utilizzando una lettura CR a doppia faccia, il DQE aumenta a circa 0.4. Il DQE più alto, circa 0.8, si verifica per le piastre a base di CsBr:Eu²⁺ [5].

2.2.2 Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale di un sistema di imaging è correlata al più piccolo oggetto che può essere visualizzato o, più specificamente, alla minima distanza tra due oggetti, tale che gli oggetti possano essere risolti individualmente anziché apparire come un'unica forma più grande. I due parametri più comuni per valutare la risoluzione spaziale nel dominio spaziale sono: la funzione di diffusione lineare (LSF) unidimensionale e la funzione di diffusione puntuale (PSF), che richiede una formulazione tridimensionale. Questi parametri possono essere rappresentati da una funzione di trasferimento di modulazione equivalente (MTF) nel dominio della frequenza.

La frequenza spaziale di un particolare pattern di linee viene identificata dal numero di coppie/mm: più le linee sono vicine, maggiore è la frequenza spaziale e migliore deve essere la risoluzione spaziale del sistema di immagini per risolvere ogni singola linea.

LSF (Line Spread Function)

Se per ciascuna modalità di imaging venisse acquisita l'immagine di una singola linea sottile o di un insieme di linee di materiale appropriato, il sistema di imaging stesso introdurrebbe un certo grado di sfocatura nell'immagine. Tale grado di sfocatura può essere rappresentato matematicamente da una funzione di diffusione della linea (LSF), illustrata in Fig. 2.3. La LSF di un sistema di imaging viene stimata valutando una proiezione unidimensionale.

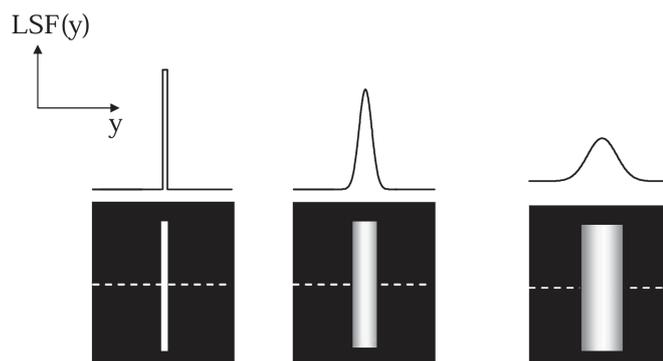


Figura 2.3: Rappresentazione del grado di sfocatura nell'immagine (LSF) utilizzando tre sistemi di imaging differenti. A sinistra LSF più nitida, al centro e a destra la LSF è sempre più ampia, con grado di sfocatura maggiore [5].

L'ampiezza della LSF è solitamente definita da un parametro noto come *FWHM* ("Full-width-at-half maximum", "Larghezza completa a metà massimo"). Tale parametro indica qual è l'ampiezza della funzione specifica in un punto che corrisponde alla metà del valore massimo dell'asse verticale. Se due strutture sono separate da una distanza maggiore della FWHM della LSF, allora possono essere considerate due strutture separate anziché come un'unica struttura più grande.

La LSF può essere approssimata come una funzione gaussiana, definita come:

$$\text{LSF}(y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(y-y_0)^2}{2\sigma^2}} \quad (2.5)$$

dove σ è la deviazione standard della distribuzione e y_0 è il centro della funzione.

La FWHM di una funzione gaussiana è data da:

$$\text{FWHM} = 2\sqrt{2\ln 2}\sigma \cong 2.36\sigma \quad (2.6)$$

Concludendo, se due strutture fisiche distano più di 2.36 volte la deviazione standard della funzione gaussiana, allora le due strutture possono essere considerate separatamente.

PSF (Point Spread Function)

Mentre la LSF descrive le prestazioni del sistema in una dimensione, la PSF è in grado di fornire informazioni su un sistema tridimensionale. Ad esempio, in medicina nucleare, la risoluzione spaziale diventa tanto più scarsa quanto più è profonda la posizione all'interno del paziente da cui viene ricevuto il segnale. La PSF descrive l'immagine acquisita da una "sorgente puntiforme" molto piccola, ad esempio una piccola sfera d'acqua per la risonanza magnetica.

Matematicamente, l'immagine tridimensionale I e l'oggetto O sono correlati da:

$$I(x, y, z) = O(x, y, z) * h(x, y, z) \quad (2.7)$$

dove $*$ rappresenta la convoluzione e $h(x, y, z)$ è la PSF tridimensionale.

In un sistema di imaging perfetto, la PSF sarebbe una funzione delta in tutte e tre le dimensioni, nel qual caso l'immagine sarebbe una rappresentazione perfetta dell'oggetto. In pratica, la PSF complessiva di un dato sistema di imaging è una combinazione di strumentazione di rilevamento e campionamento dei dati, e può essere calcolata dalla convoluzione di tutti i singoli componenti.

MTF (Modulation Transfer Function)

MTF è il parametro più comunemente utilizzato per la valutazione della risoluzione spaziale. In un sistema ideale, MTF è costante per tutte le frequenze spaziali, ovvero riproduce esattamente sia la struttura fine (alte frequenze spaziali) sia le aree di intensità del segnale relativamente uniforme (basse frequenze spaziali).

I sistemi di imaging hanno una risoluzione spaziale finita e le alte frequenze spaziali devono iniziare ad attenuarsi a un certo valore: maggiore è l'attenuazione, minore è la risoluzione spaziale. Matematicamente, la MTF è data dalla trasformata di Fourier della PSF:

$$\text{MTF}(k_x, k_y, k_z) = \mathcal{F} \{ \text{PSF}(x, y, z) \} \quad (2.8)$$

dove k_x , k_y e k_z sono le frequenze spaziali misurate in linee/mm, corrispondenti alle dimensioni spaziali x , y e z misurate in mm.

Più ampia è la PSF, più stretta è la MTF e maggiore è il grado di perdita delle informazioni relative all'alta frequenza spaziale. Poiché PSF e MTF sono correlati dalla trasformata di Fourier e una convoluzione in un dominio equivale a una moltiplicazione nell'altro, l'MTF complessivo del sistema di imaging può essere calcolato moltiplicando tra loro gli effetti di tutti i componenti che contribuiscono.

La risoluzione spaziale complessiva è quindi una combinazione dei contributi di ciascuna fase del processo di imaging. Per la radiografia planare, i contributi principali sono:

- La dimensione della macchia focale effettiva dei raggi X e le distanze relative tra il tubo radiogeno e il paziente, e tra il tubo radiogeno e il rivelatore. La dimensione finita della macchia focale effettiva del tubo radiogeno determina una “sfocatura geometrica” dell’immagine, come mostrato in Figura 2.4. La dimensione della regione di “penombra”, indicata con P , è data da:

$$P = \frac{f(S_1 - S_0)}{S_0} \quad (2.9)$$

Per migliorare la risoluzione spaziale dell’immagine, quindi, il valore di S_0 dovrebbe essere il più grande possibile e il valore di f il più piccolo possibile, con il paziente posizionato direttamente sopra il rivelatore.

- Le proprietà del rivelatore di raggi X. La risoluzione spaziale dipende dall’esatta composizione fisica dello strato di fosforo del rivelatore e dal numero di pixel presenti nell’immagine.

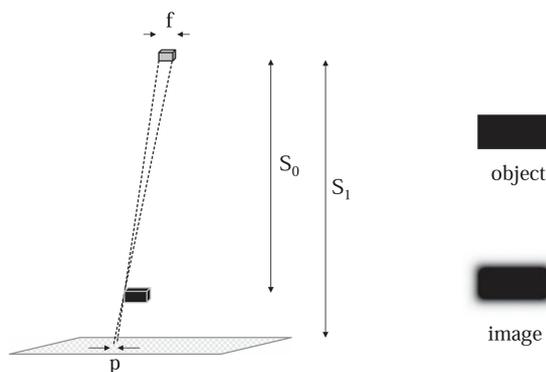


Figura 2.4: La dimensione effettiva dello spot, così come le distanze tubo-paziente (S_0) e tubo-rivelatore (S_1), determinano la risoluzione spaziale dell’immagine. La “sfocatura geometrica” o penombra (p) fa sì che i dettagli e i bordi dell’immagine diventino sfocati, come mostrato a destra [5].

Come già spiegato, l’MTF complessiva è data dalla convoluzione delle singole MTF di ciascun componente del sistema di imaging. Per stimare questi valori, la misura più utile della risoluzione spaziale per la radiografia a raggi X è la funzione di diffusione della linea (LSF), che viene misurata utilizzando una griglia costituita da setti di piombo paralleli [5].

2.2.3 CNR

Il CNR rappresenta il rapporto contrasto-rumore (in inglese “Contrast-to-Noise Ratio”). Anche se un’immagine ha un SNR molto elevato, potrebbe non essere

utile dal punto di vista diagnostico se non ha un CNR sufficientemente alto da poter distinguere tra tessuti di natura diversa. Vi sono vari modi per definire il CNR; il più comune è:

$$C_{AB} = |S_A - S_B| \quad (2.10)$$

dove C_{AB} è il contrasto tra i tessuti A e B, e S_A e S_B sono i segnali relativi ai tessuti A e B.

Il CNR tra i tessuti A e B può essere definito anche in termini di SNR tra i due tessuti:

$$CNR_{AB} = \frac{C_{AB}}{\sigma_N} = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_N} = |SNR_A - SNR_B| \quad (2.11)$$

dove σ_N è la deviazione standard del rumore.

Dunque, il CNR, oltre al contrasto intrinseco tra tessuti, dipende anche da altri fattori: il contributo relativo dei raggi X diffusi dall'effetto Compton, l'SNR e la risoluzione spaziale.

I fattori che influenzano il contributo dei raggi X diffusi dall'effetto Compton includono:

- **Lo spettro energetico dei raggi X:** per bassi valori di kVp, l'effetto fotoelettrico è dominante ed i valori di μ di osso e tessuto, ad esempio, sono sostanzialmente diversi. Se vengono utilizzati raggi X ad alta energia, la diffusione Compton è l'interazione predominante e il contrasto si riduce considerevolmente. Tuttavia, la dose di raggi X a bassa energia deve essere molto maggiore di quella dei raggi X ad alta energia per un dato rapporto segnale-rumore (SNR) dell'immagine.
- **Il campo visivo (FOV) dell'immagine a raggi X:** per valori del FOV compresi tra circa 10 e 30 cm, la proporzione di radiazione diffusa Compton che raggiunge il rivelatore aumenta linearmente con il FOV e pertanto il CNR si riduce con l'aumentare del FOV. Al di sopra di un FOV di 30 cm, la proporzione rimane costante.
- **Lo spessore della parte del corpo sottoposta a imaging:** maggiore è lo spessore della sezione, maggiore è il contributo dei raggi X diffusi Compton e minore è il numero di raggi X rilevati. Entrambi i fattori riducono il CNR dell'immagine.
- **La geometria della griglia anti-dispersione:** come delineato nella Sezione 1.3.2, esiste un compromesso tra il rapporto segnale-rumore (SNR) dell'immagine e il contributo dei raggi X diffusi per effetto Compton [5].

2.3 Prova della sensibilità a basso contrasto

Questo test, previsto dal protocollo AIFM e incluso nelle prove di accettazione, di stato e di costanza con frequenza almeno annuale, ha lo scopo di valutare la capacità del sistema di rilevare segnali a basso contrasto. Tale capacità è principalmente limitata dal rumore quantico, legato alla natura corpuscolare dei raggi X. Idealmente, altre fonti di rumore, come quello elettronico o derivante dalla digitalizzazione, non dovrebbero influenzare la rilevazione del segnale entro l'intervallo di esposizioni tipico dell'uso clinico.

È richiesto l'utilizzo di un fantoccio per la valutazione del basso contrasto, come ad esempio il Leeds (modelli TO3, TO10, TO16, TOR CDR) o un fantoccio equivalente, come l'UAB. Il fantoccio va posizionato ed esposto secondo le indicazioni del produttore.

Acquisendo più immagini al variare della dose in ingresso sulla superficie del rivelatore, si dovrebbe notare un aumento qualitativo del rapporto contrasto-rumore incrementando l'esposizione incidente.

In questo test vengono valutate ROI di area circa pari a 1 cm²: una ROI viene posizionata all'interno dell'oggetto a basso contrasto ed una ROI vicino al fondo uniforme. Vengono calcolati i valori medi di entrambe le ROI e anche la deviazione standard della seconda ROI. Il CNR può essere calcolato come rapporto tra la differenza dei valori medi delle due ROI e la deviazione standard della ROI posizionata nel fondo, secondo l'Eq. 2.12:

$$CNR = \frac{|\bar{ROI} - \bar{ROI}_b|}{SD(ROI_b)} \quad (2.12)$$

Il valore calcolato di CNR non deve essere inferiore del 20% rispetto al risultato ottenuto nel test di accettazione o di stato. In assenza di un miglioramento qualitativo del contrasto con l'aumentare della dose, è necessario indagare ulteriori cause come:

- riduzione dell'efficienza quantica del rivelatore;
- presenza di artefatti;
- scattering della radiazione;
- altre sorgenti di rumore.

Non sono previsti limiti fissi. I criteri possono essere aggiornati sulla base della letteratura scientifica o dei risultati di studi multicentrici, in accordo con le indicazioni del Gruppo di Lavoro AIFM.

Capitolo 3

Materiali e metodi

L'obiettivo del presente lavoro è lo sviluppo di un software in grado di supportare i fisici medici nei controlli di qualità delle apparecchiature RX, attraverso l'analisi automatizzata delle immagini acquisite con fantocci di test. In particolare, il software è stato progettato per calcolare automaticamente l'andamento del CNR al variare della dose (mAs) per ciascun valore di energia (kVp) selezionato.

La scelta di effettuare tali misurazioni su tre dispositivi radiologici differenti ha permesso di valutare eventuali differenze nei risultati ottenuti, pur mantenendo costanti i parametri di esposizione adottati.

In questo capitolo verrà fornita una descrizione dei fantocci utilizzati, in particolare il "TOR CDR" di produzione Leed Test Objects e il "DEXA Phantom" modello 026, anche detto "Bona Fide Phantom" (BFP), di Sun Nuclear. Seguirà una presentazione delle principali caratteristiche progettuali delle apparecchiature radiologiche utilizzate: "Sonialvision G4" di Shimadzu, "Elian" di Osko, e "X-Frame" di Italray. Grazie all'utilizzo di una camera di ionizzazione (Radcal, modello 10x6-6) sono state misurate le dosi (Kerma in aria) in mGy per le immagini acquisite con i dispositivi Shimadzu e Osko, mentre le dosi per il dispositivo Italray sono state misurate con un diodo (Unfors Xi).

Successivamente, seguendo la struttura in cui è stata organizzata l'analisi, verranno descritte le procedure di controllo qualità del protocollo AIFM considerate, nonché la loro implementazione utilizzando il software MicroDicom e script Python.

L'innovazione dell'approccio proposto risiede nella possibilità di determinare automaticamente, per ciascun fantoccio, il CNR al variare della dose, fornendo un'indicazione sulla dose minima necessaria per ottenere immagini di qualità sufficiente. In particolare:

- Per il TOR CDR, il software estende le capacità di applicazioni esistenti (*AutoPIA*), permettendo l'analisi dell'andamento del CNR di tutti gli inserti al variare dei mAs;

- Per il DEXA, l'analisi proposta è innovativa, non essendo disponibili soluzioni simili attualmente sul mercato.

Infine, sebbene il calcolo del CNR costituisca il nucleo comune del progetto, gli obiettivi specifici dell'analisi differiscono per i due fantocci, come verrà illustrato nelle sezioni successive.

3.1 Fantocci

La scelta dei fantocci TOR CDR di Leeds Test Objects e DEXA modello 026 di Sun Nuclear è stata principalmente motivata dalla loro immediata disponibilità presso Tecnologie Avanzate, oltre al fatto che rappresentano un riferimento per le rispettive tipologie di fantocci presenti sul mercato. Si tratta di dispositivi significativamente differenti: sebbene entrambi siano impiegati nei controlli di qualità, si distinguono per modalità d'uso nei test e per gli obiettivi specifici cui sono destinati.

3.1.1 Fantoccio TOR CDR

Il fantoccio TOR CDR, rappresentato in Figura 3.1, è progettato per controlli di qualità di routine in radiologia convenzionale e digitale CR/DR.



Figura 3.1: Kit del fantoccio TOR CDR [29].

Il fantoccio ha una forma circolare con un diametro di circa 30 cm e uno spessore di 1.5 cm. Il suo layout, riportato in Figura 3.2, si compone di varie parti:

- 17 dettagli circolari grandi a basso contrasto di diametro 11 mm con contrasti nominali che vanno da 0.075 a 0.002,

- 17 dettagli circolari piccoli ad alto contrasto di diametro 0.5 mm,
- 10 dettagli circolari di diametro 5.6 mm che formano una scala di grigi con contrasti nominali che vanno da 1.0 a 0.11,
- Una griglia centrale di test per la risoluzione spaziale.

Il fantoccio permette l'esecuzione dei seguenti test:

- Sensibilità al basso contrasto (con i 17 dettagli grandi da 11 mm),
- Sensibilità all'alto contrasto (con i 17 dettagli piccoli da 0.5 mm),
- Misurazioni della densità del film (sensitometria, con i 10 dettagli circolari),
- Limite di risoluzione spaziale (con la griglia centrale).

Il fantoccio deve essere posizionato a contatto con il lato del tubo della cassetta caricata, mantenendo una distanza fuoco-film (FFD) adeguata. Sebbene l'orientamento non sia vincolante, è consigliabile adottarne uno standard e ripeterlo in ogni test per ridurre la variabilità delle valutazioni soggettive.

È fondamentale annotare le condizioni di esposizione (FFD, kVp, mAs) e mantenerle costanti per confrontare i risultati. Se si usa l'AEC, viene verificata anche la sua coerenza nel tempo. I risultati delle misurazioni devono essere documentati in modo da consentire il monitoraggio di eventuali tendenze di peggioramento. Considerando che anche in assenza di deterioramento è normale riscontrare leggere variazioni tra i test, è opportuno definire soglie di tolleranza accettabili per ciascun parametro analizzato [29].

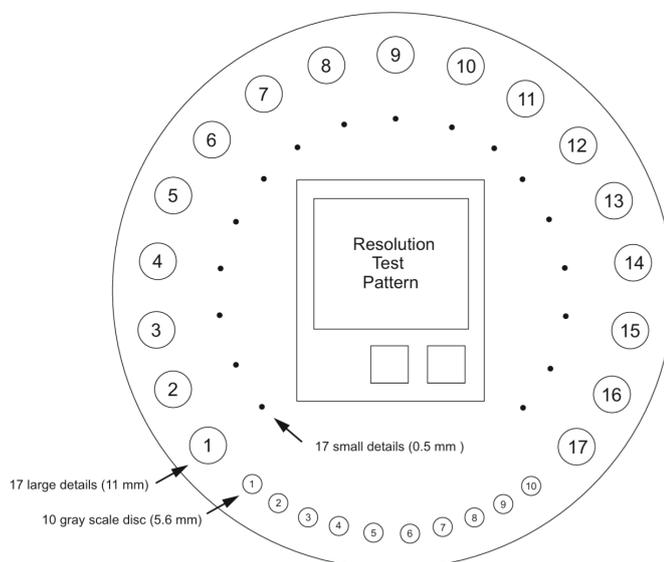


Figura 3.2: Layout del fantoccio TOR CDR [29].

Nella trattazione seguente, gli inserti analizzati (numerati in Fig. 3.2) sono talvolta indicati con il loro contrasto nominale, secondo quanto descritto in Tabella 3.1.

Tabella 3.1: Dettagli circolari a basso contrasto.

Numero disco	Contrasto	Numero disco	Contrasto
1	0.075	9	0.017
2	0.067	10	0.015
3	0.053	11	0.013
4	0.045	12	0.011
5	0.039	13	0.009
6	0.032	14	0.007
7	0.027	15	0.005
8	0.022	16	0.003
		17	0.002

3.1.2 Fantoccio DEXA

Il “Bona Fide Phantom”, detto anche “DEXA Phantom” modello 026, è uno strumento di controllo di qualità per strumenti DEXA (acronimo di “Dual-Energy X-ray Absorptiometry”, letteralmente “Assorbimetria a raggi X a Doppia Energia”). Come si può notare in Figura 3.3, il fantoccio è dotato di un cuneo a gradini in idrossiapatite di calcio (CHA) incorporato in acrilico e simula le vertebre lombare L1, L2, L3, L4.



Figura 3.3: Fantoccio DEXA [30].

Il DEXA presenta un intervallo di densità ossea (da 0.7 a 1.5 g/cm²), riprodotto in Fig. 3.4, per valutare la funzionalità delle apparecchiature RX nell'intervallo clinicamente rilevante. Il modello utilizza un inserto CHA per la valutazione diretta dell'accuratezza della densità ossea [31].

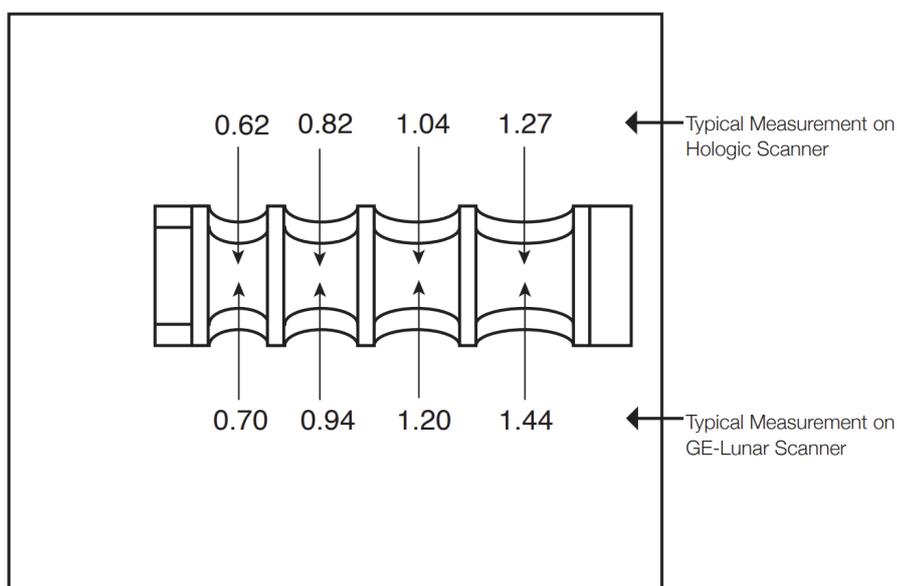


Figura 3.4: Densità ossea in g/cm² del fantoccio DEXA [31].

Le specifiche del fantoccio BFP sono riassunte nella Tabella 3.2.

Tabella 3.2: Specifiche del fantoccio DEXA [31].

Caratteristiche	Misurazione
Dimensioni complessive	22 cm × 19 cm × 15 cm
Peso	7.3 kg
Materiali	Acrilico incorporato: Idrossiapatite di calcio Analogo dei tessuti molli: Circa il 25% di grasso
Gamma BMD:	Da 0.7 a 1.5 g/cm ² (GE-Lunar) Da 0.6 a 1.2 g/cm ² (Hologic)

3.2 Sistemi radiografici

Le immagini analizzate nel corso del lavoro di questa tesi sono state eseguite, a seconda della loro disponibilità, su tre apparecchiature radiologiche DR:

- *Sonialvision G4* di Shimadzu presso lo *Studio Futura* a Ciriè (Fig. 3.5),
- *Elian* di Osko presso *Tecnologie Avanzate* a Torino (Fig. 3.6),
- *X-Frame* di Italray presso l'ospedale *Molinette* a Torino (Fig. 3.7).



Figura 3.5: Apparecchiatura RX modello “Sonialvision G4” di Shimadzu [32].



Figura 3.6: Apparecchiatura RX modello “Elian” di Osko [33].



Figura 3.7: Apparecchiatura RX modello “X-Frame” di Italtay [34].

3.3 Software sviluppato

Il software è stato sviluppato in linguaggio **Python**, utilizzando l’IDE **Spyder** e alcune librerie open-source ampiamente utilizzate nell’ambito dell’elaborazione di immagini mediche. Di seguito si elencano le principali librerie impiegate e le rispettive funzioni:

- **NumPy**: per la gestione degli array e delle operazioni numeriche;
- **OpenCV**: per il preprocessing e l’elaborazione delle immagini, tra cui operazioni di filtraggio;
- **pydicom**: per la lettura dei file DICOM e l’estrazione dei tag;
- **PIL**: per l’apertura, la visualizzazione, la conversione e il salvataggio delle immagini;
- **scikit-image**: per l’elaborazione avanzata di immagini (calcolo di filtri quali Sobel e Canny, segmentazione, operazioni morfologiche, ecc.);

- **SciPy**: libreria scientifica che estende NumPy, in particolare con il modulo `scipy.ndimage` per applicazioni di filtri e trasformazioni su immagini;
- **os**: libreria non specifica per immagini, ma utile per gestire file e cartelle;
- **matplotlib**: per la visualizzazione grafica dei risultati;
- **tkinter** e **customtkinter**: per lo sviluppo dell'interfaccia grafica (GUI).

Il software è dotato di un'interfaccia **GUI** (Graphical User Interface), che consente all'utente di:

- selezionare il tipo di fantoccio da analizzare (*TOR CDR* o *Fantoccio Colonna*);
- caricare una cartella contenente immagini DICOM;
- impostare in maniera opzionale una soglia per valutare la pendenza della curva CNR al variare dei mAs;
- rimuovere immagini non pertinenti o non elaborate correttamente, avvisando l'utente con un messaggio di errore;
- avviare il calcolo del CNR sulle immagini ritenute valide, previa fase di preprocessing;
- salvare i risultati in un report PDF;
- generare e visualizzare i grafici del CNR in funzione della dose, per ciascun valore di energia (kVp).

Le funzioni principali del software sono state progettate in moduli separati, per facilitarne la manutenzione e consentire future estensioni. Inoltre, l'architettura dell'applicativo è stata concepita per essere compatibile con diverse apparecchiature RX e tipologie di fantocci, garantendo così una maggiore versatilità d'impiego in ambito clinico o sperimentale.

3.4 Dati di immagine

Le immagini analizzate in questa tesi sono bidimensionali e, pertanto, caratterizzate da due coordinate spaziali. Ciascuna immagine può essere rappresentata come una funzione bidimensionale $f(x, y)$, dove x e y sono le coordinate spaziali, mentre f rappresenta l'ampiezza associata a ciascuna coppia di coordinate, definita come intensità o livello di grigio dell'immagine. Questo valore di intensità è espresso in funzione del numero di bit utilizzati per la codifica dell'immagine, che nel caso specifico di questo progetto è pari a 16 bit per tutte le immagini acquisite.

Per poter elaborare le immagini, queste devono essere disponibili in formato accessibile in modo che i valori numerici della matrice di pixel possano essere letti ed eventualmente sottoposti a trasformazioni numeriche. Il formato più comunemente utilizzato per l'esportazione, il trasferimento e l'archiviazione delle immagini medicali è il DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Le informazioni sulla modalità di acquisizione (parametri radiologici), sulla geometria del rivelatore, sulle caratteristiche della matrice immagine e sulla modalità di elaborazione o di presentazione sono ricavabili dalle immagini DICOM analizzando il cosiddetto "header". L'header contiene informazioni relative al paziente e ai parametri di acquisizione, etichettati tramite un tag DICOM. Ogni tag è codificato da una coppia di numeri (group number, element number - in formato esadecimale) seguito dal valore o stringa che rappresenta l'attributo informativo.

Nello standard Dicom un oggetto immagine proveniente da un'apparecchiatura digitale diretta possiede come attributo di modalità (tag *Modality*: 0008, 0060) la stringa DX per la radiografia digitale.

Un'indicazione che l'immagine non ha subito elaborazioni importanti (pixel enhancement, spatial filtering ecc.), prima di essere esportata, può essere fornita dal tag *Image Type* (0008, 0008) che contiene nel primo dei quattro attributi i valori ORIGINAL o DERIVED. Il termine Derived significa che l'immagine può essere sostanzialmente differente da quella acquisita in origine poiché non esclude qualche tipo di elaborazione.

Prima di essere resi accessibili agli utenti, infatti, questi dati possono subire alcuni passaggi di pre-elaborazione per la calibrazione del rivelatore. Tra questi vi sono:

- la correzione del flat-field, che elimina le variazioni di guadagno o sensibilità tra gli elementi del rivelatore,
- la correzione dei pixel difettosi (bad pixel), per compensare l'effetto degli elementi danneggiati del rivelatore,
- correzioni per distorsioni geometriche e variazioni nei tempi di lettura.

La tipologia e la finalità per la quale un'immagine DX è stata esportata può essere ricavata dal tag *Presentation Intent Type* (0008, 0068) che ammette due attributi:

- **FOR PROCESSING**: immagine disponibile per elaborazioni successive, a seconda dell'applicazione, prima di essere visualizzata. Questa è la tipologia di immagine il cui contenuto numerico è più vicino al dato grezzo del pixel. Tale tipologia non assicura che la matrice di pixel non abbia subito qualche sorta di elaborazione (che però non viene specificata) ma esclude che le modifiche dei valori digitali siano diverse dalle procedure di correzione derivate dalla calibrazione del rivelatore (gain, offset, bad pixel, ecc.). È la tipologia di immagine idonea per la misura e il calcolo degli indici di qualità fisica.
- **FOR PRESENTATION**: è la tipologia di immagine finalizzata alla visualizzazione e all'interpretazione diagnostica. Può essere visualizzata e analizzata da un osservatore, dopo eventuali e ulteriori trasformazioni della scala di grigio (LUT) o altre elaborazioni del contrasto, anche queste non specificate. Queste immagini potrebbero essere ancora di tipo immagine (0008,0008) Original anziché Derived, nonostante la possibilità che abbiano subito qualche elaborazione. In questo caso, un'immagine Derived avrebbe subito un'ulteriore elaborazione che la renderebbe sostanzialmente diversa dall'originale (vedere Fig. 3.8). In ogni caso, a seconda dell'applicazione, queste immagini potranno essere comunque sottoposte a elaborazione o ulteriore elaborazione.

Infine, due altri tag importanti da menzionare sono relativi alla modalità di rappresentazione numerica del singolo pixel:

1. *Pixel Intensity relationship* (0028, 1040), che può avere attributi:
 - **LIN**: la relazione fra il valore del pixel e l'intensità del fascio X incidente è lineare;
 - **LOG**: la relazione fra il valore del pixel e l'intensità del fascio X incidente è logaritmica;
2. *Pixel Intensity relationship sign* (0028, 1041): è il segno algebrico della relazione fra il valore del pixel e l'intensità del fascio X incidente e può avere attributi
 - **1**: valori bassi del pixel corrispondono a basse intensità del fascio X incidente;
 - **-1**: valori alti del pixel corrispondono a basse intensità del fascio X incidente [28].

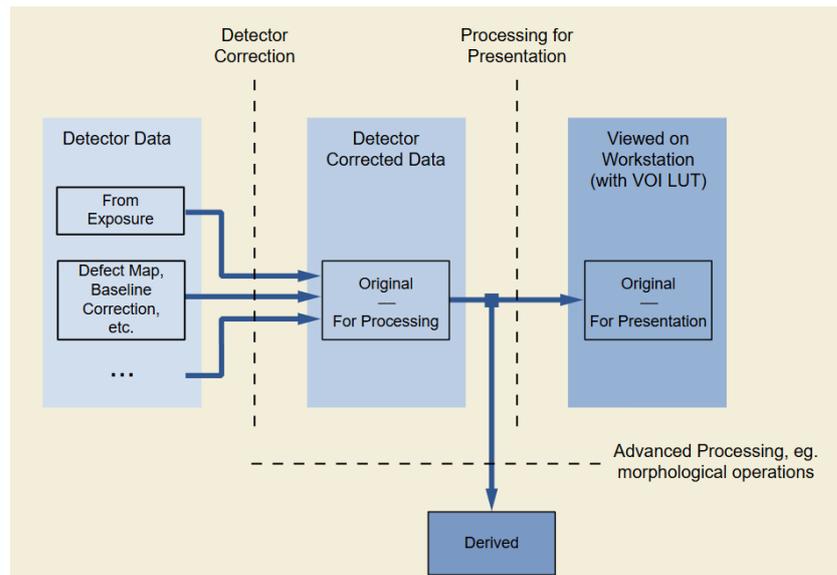


Figura 3.8: Schema della modalità di esportazione di una immagine di tipo DX nello standard DICOM [35].

3.5 Acquisizione immagini

In base alla disponibilità dei dispositivi RX utilizzati, sono state effettuate diverse acquisizioni di immagini. I fantocci sono stati posizionati al centro del campo radiografico utilizzando modalità di esposizione manuale. Per tutte le analisi è stata selezionata, tramite il display dedicato, l'impostazione relativa al tratto "lombare".

Per il fantoccio TOR CDR, le immagini sono state acquisite in modalità manuale utilizzando i dispositivi Shimadzu, Osko e Italray. In tutte le acquisizioni è stato mantenuto costante il livello di energia a 80 kVp, mentre le dosi (espresse in mAs) sono state variate modificando esclusivamente il tempo di esposizione, mantenendo fissa la corrente a 200 mA. I tempi di esposizione utilizzati sono stati: 10 ms, 50 ms, 80 ms, 100 ms e 125 ms. Il numero di immagini acquisite varia in funzione dei parametri scelti. Tutte le acquisizioni sono state effettuate con l'utilizzo di un filtro di rame Cu da 0.1 mm.

In particolare, le immagini acquisite con il dispositivo Shimadzu erano già disponibili da studi precedenti e sono state quindi riutilizzate. A differenza delle altre acquisizioni, per il dispositivo Shimadzu il fantoccio TOR CDR è stato posizionato sopra lastre di polimetilmetacrilato (PMMA) fino a raggiungere uno spessore totale di 9.5 cm. Il PMMA è un materiale omogeneo comunemente utilizzato per simulare le caratteristiche di un organo o di una parte del corpo umano. Un esempio di due lastre di PMMA è riportato in Figura 3.9.



Figura 3.9: Esempio di due lastre di PMMA (25 cm x 28 cm x 1.5 cm) utilizzate per acquisire immagini di TOR CDR con il dispositivo Shimadzu [36].

Le acquisizioni del TOR CDR con il dispositivo Osko sono state ottenute adagiando il fantoccio direttamente sulla superficie del detettore. Per il dispositivo Italray, invece, il fantoccio è stato posizionato sul lettino paziente.

Le acquisizioni relative al fantoccio TOR CDR sono riassunte nella Tabella 3.3. Si precisa che il numero di immagini For Processing e For Presentation indicato fa riferimento a ogni combinazione di kVp e mAs impiegata durante le acquisizioni.

Tabella 3.3: Parametri di acquisizione per il fantoccio TOR CDR.

Fantoccio	Dispositivo	Energia (kVp)	Dose (mAs)	Griglia	N° img. For Processing	N° img. For Presentation
TOR CDR	Osko	80	2; 10; 16; 20; 25	Sì	5	5
	Shimadzu	80	2; 10; 16; 20; 25	Sì	5	5
	Italray	80	2; 10; 16; 20; 25	Sì	0	3
		80	2; 10; 20	No	0	3

Per quanto riguarda il fantoccio DEXA, le immagini RX sono state acquisite esclusivamente con i dispositivi Osko e Italray, in quanto il sistema Shimadzu non era accessibile. Le acquisizioni sono state effettuate variando i valori di dose (mAs) per tre differenti livelli di energia: 60, 80 e 100 kVp, in accordo con il range operativo delle apparecchiature. Anche in questo caso è stato utilizzato un filtro di rame (Cu 0.1 mm).

Il fantoccio è stato posizionato sul lettino paziente per le acquisizioni con il dispositivo Itarray, mentre è stato adagiato direttamente sulla superficie del detettore per il dispositivo Osko. Le acquisizioni sono state effettuate in modalità manuale, ma la combinazione tra millisecondi (ms) e corrente (mA) è stata calcolata automaticamente dal sistema in base al valore di mAs impostato.

I dettagli sono riportati nella Tabella 3.4. Anche in questo caso il numero di immagini For Processing o For Presentation si riferisce ad ogni combinazione di kVp e mAs utilizzata.

Tabella 3.4: Parametri di acquisizione per il fantoccio DEXA.

Fantoccio	Dispositivo	Energia (kVp)	Dose (mAs)	Griglia	N° img. For Processing	N° img. For Presentation
DEXA	Osko	60	1.3; 2; 5; 10; 16; 20; 25	Si	3	3
		80	1; 2; 5; 10; 16; 20; 25	Si	3	3
		100	0.5; 1; 2; 5; 7.1; 10	Si	3	3
	Itarray	60	2.2; 5.5; 11.2; 20.8	Si	0	3
		80	1.1; 2.2; 5.5; 11.2	Si	0	3
		100	0.5; 1.1; 2.2; 7.5	Si	0	3

Per entrambi i fantocci ogni combinazione di kVp e mAs è stata ripetuta almeno tre volte al fine di garantire un'adeguata affidabilità statistica dei dati acquisiti.

I dispositivi Osko e Shimadzu hanno fornito sia immagini con tag *Presentation Intent Type* For Processing che For Presentation, mentre il dispositivo Itarray ha fornito esclusivamente immagini For Presentation. Tuttavia, le immagini acquisite con il dispositivo Itarray presentano una LUT lineare, il che significa che non è stata applicata rimappatura non uniforme dei livelli di grigio. Per questo motivo, tali immagini sono state comunque considerate valide ai fini dello studio.

Come accennato precedentemente, i controlli di qualità dovrebbero essere effettuati preferibilmente sulle immagini For Processing, poiché rappresentano la forma più grezza del dato acquisito. Le immagini For Presentation sono soggette a elaborazioni automatiche, che dipendono sia dal dispositivo sia dalla versione

del software installato sul sistema di visualizzazione. Per questo motivo, per i dispositivi Osko e Shimadzu sono state analizzate esclusivamente immagini For Processing, mentre per Itarray sono state analizzate immagini For Presentation, essendo le uniche disponibili.

Per apprezzare visivamente la differenza tra le immagini For Processing e For Presentation, in Figura 3.10 e 3.11 sono riportati due esempi relativi rispettivamente al fantoccio TOR CDR e DEXA. Come si può notare, oltre ad evidenti elaborazioni, le immagini For Presentation presentano un crop rispetto alle immagini For Processing.

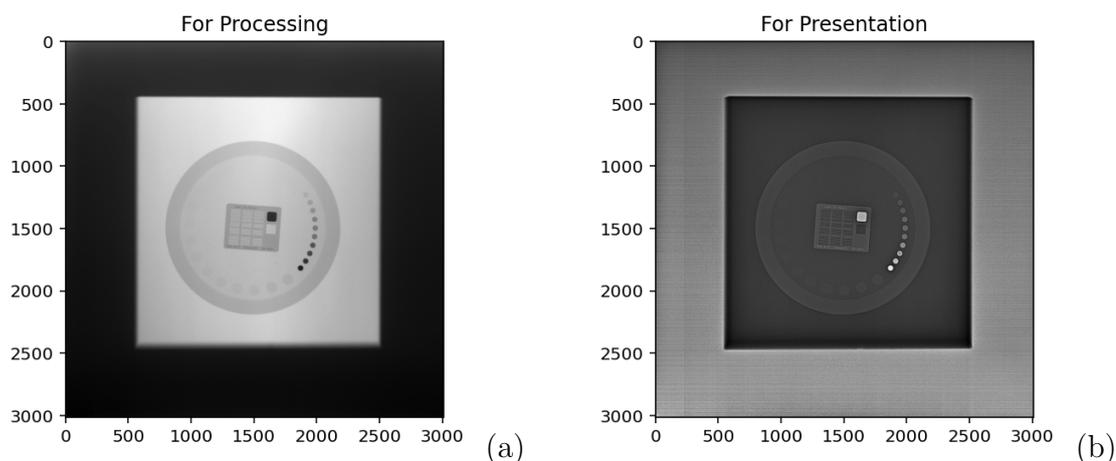


Figura 3.10: Immagine del fantoccio TOR CDR acquisita con il dispositivo Osko (80 kVp, 10 mAs). (a) Immagine For Processing; (b) Immagine For Presentation.

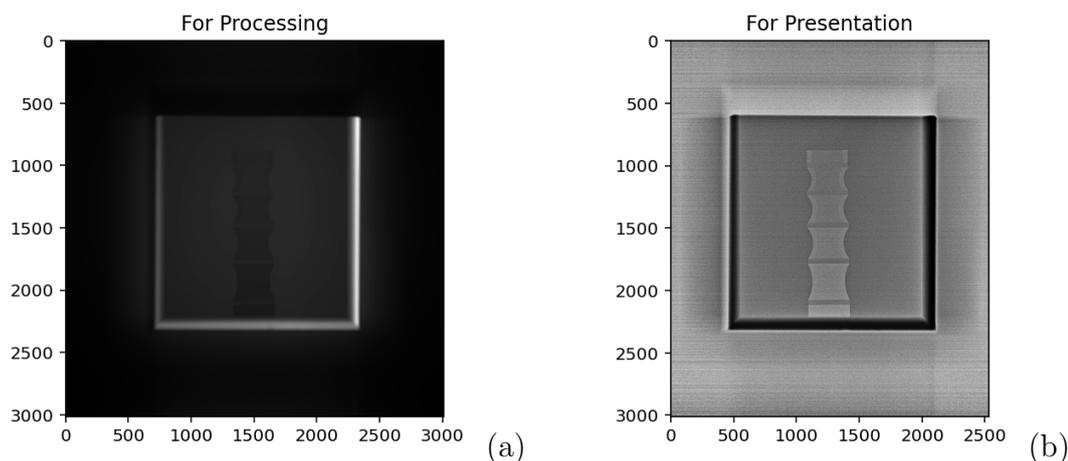


Figura 3.11: Immagine del fantoccio DEXA acquisita con il dispositivo Osko (100 kVp, 5 mAs). (a) Immagine For Processing; (b) Immagine For Presentation.

Come verrà approfondito nel Capitolo 4, i risultati ottenuti dalle immagini acquisite con diversi dispositivi presentano alcune differenze.

Dataset immagini utilizzato

Il dataset effettivamente utilizzato per l'elaborazione e l'analisi è riportato nelle Tabelle 3.5 e 3.6, rispettivamente per i fantocci TOR CDR e DEXA.

Tabella 3.5: Dataset immagini per il fantoccio TOR CDR.

Dispositivo	Presentation Intent Type	Numero immagini per ogni kVp-mAs	Energia (kVp)	Dose (mAs)
Shimadzu	For Processing	5	80	2; 10; 16; 20; 25
Osko	For Processing	5	80	2; 10; 16; 20; 25
Italray	For Presentation	3	80	2; 10; 16; 20; 25

Tabella 3.6: Dataset immagini per il fantoccio DEXA.

Dispositivo	Presentation Intent Type	Numero immagini per ogni kVp-mAs	Energia (kVp)	Dose (mAs)
Osko	For Processing	3	60	1.3; 2; 5; 10; 16; 20; 25
		3	80	1; 2; 5; 10; 16; 20; 25
		3	100	0.5; 1; 2; 5; 7.1; 10
Italray	For Presentation	3	60	2.2; 5.5; 11.2; 20.8
		3	80	1.1; 2.2; 5.5; 11.2
		3	100	0.5; 1.1; 2.2; 7.5

Il protocollo seguito per l'acquisizione delle immagini dei due fantocci differisce, in quanto rispecchia obiettivi specifici delle rispettive analisi.

Nel caso del fantoccio TOR CDR, si è scelto di mantenere costante il livello di energia (80 kVp) e variare la dose (mAs) al fine di ottenere e valutare la curva CNR al variare dei mAs. Questo approccio è propedeutico alla valutazione delle

prestazioni del detettore. È stato scelto un valore di tensione applicata al tubo pari a 80 kVp in quanto rappresenta uno standard comunemente adottato nei controlli di qualità.

Come verrà discusso nel Capitolo 4, l'analisi della curva CNR consente di individuare la dose minima (mAs) necessaria affinché sia ancora possibile distinguere inserzioni a basso contrasto nel fantoccio. Se un inserto risulta non visibile per una determinata combinazione di kVp e mAs, o se la curva CNR ottenuta è significativamente diversa da quella misurata in un controllo precedente sulla stessa apparecchiatura, ciò può indicare una variazione nelle prestazioni del sistema radiologico. Proprio per rendere affidabile e ripetibile questa analisi, si è scelto di non variare il livello di energia del tubo radiogeno, ma di lavorare solo a 80 kVp, osservando come la qualità dell'immagine (tramite la curva del CNR) cambi al variare della dose. In questo modo, è possibile focalizzarsi unicamente sull'effetto della quantità di radiazione (dose) mantenendo costanti gli altri parametri.

Per il fantoccio DEXA, invece, l'obiettivo consiste non solo valutare la curva CNR in funzione della dose, ma anche confrontare i risultati ottenuti a diversi livelli di energia (60, 80 e 100 kVp). Questi valori di tensione al tubo sono comunemente utilizzati nella pratica clinica e nei controlli di qualità; quindi, la loro inclusione consente una valutazione più completa.

Il range di dose utilizzabile per ciascuna energia dipende dalle caratteristiche tecniche del dispositivo RX e dalla sensibilità del detettore. Ad esempio, a 60 kVp non è stato possibile acquisire immagini con dose inferiore a 1.3 mAs, mentre a 100 kVp sono state ottenute immagini anche con 0.5 mAs. Queste differenze sono legate alla capacità dell'apparecchiatura di generare fasci di raggi X sufficientemente penetranti e alla risposta del detettore. L'obiettivo, anche in questo caso, è ottenere curve CNR per ciascun valore di energia, al fine di identificare per ogni condizione la dose minima che consenta una buona visibilità dei dettagli anatomici (le vertebre lombari). Questo approccio consente anche di confrontare l'efficienza diagnostica tra le diverse energie e valutare quale sia la più vantaggiosa in termini di qualità dell'immagine e riduzione della dose al paziente.

Le acquisizioni di entrambi i fantocci sono state effettuate in modo diverso per poter testare il funzionamento del software in condizioni differenti. In particolare, per le acquisizioni con Shimadzu il fantoccio TOR CDR è stato posizionato al sopra di lastre in PMMA per simulare lo scatter del paziente, mentre le acquisizioni sul dispositivo Italray sono state effettuate posizionando i fantocci sul lettino paziente come da pratica clinica. Infine, essendo il dispositivo Osko direttamente disponibile in azienda, si è scelto di posizionarlo sull'involucro del detettore.

3.6 Preprocessing delle immagini

Prima di procedere al calcolo del CNR, che è alla base della funzione dell'applicazione proposta, le immagini sono state preprocessate. Nella trattazione che segue si farà riferimento esclusivamente alle immagini che fanno parte del dataset.

I metodi di pre-elaborazione delle immagini digitali vengono tipicamente adottati per due motivazioni principali:

- il miglioramento delle informazioni fornite dalle immagini, per una migliore interpretazione da parte dell'uomo;
- l'elaborazione dei dati delle immagini da parte delle macchine.

Di seguito, viene fornito un elenco dei principali processi di pre-elaborazione delle immagini utilizzate per questo lavoro:

- Conversione del formato DICOM in array di pixel,
- Crop dell'immagine individuando il quadrilatero che rappresenta l'estensione del campo per isolare la regione dell'immagine in cui è contenuto il fantoccio, grazie all'algoritmo `cv2.Canny` e `cv2.findContours` della libreria OpenCV,
- Normalizzazione dei livelli di grigio per ottenere tutti i valori dei pixel compresi tra 0 (nero) e 1 (bianco), secondo la tecnica del min-max scaling (Eq. 3.1):

$$X_{\text{norm}} = \frac{X - X_{\text{min}}}{X_{\text{max}} - X_{\text{min}}} \quad (3.1)$$

- Metodo CLAHE che consiste nel migliorare il contrasto in modo adattivo, applicando un'equalizzazione dell'istogramma sulla base di piccole zone dell'immagine in cui sono presenti variazioni locali del contrasto,
- Filtro gaussiano per ridurre il rumore dell'immagine,
- Filtro mediano per la riduzione del rumore "sale e pepe",
- Operatori morfologici di apertura per rimuovere piccoli dettagli e successivamente chiusura per riempire piccole lacune e unire oggetti separati,
- Conversione in formato `uint8` (valori compresi tra 0 e 255),

Il preprocessing si è rivelato una fase essenziale in vista delle elaborazioni successive per le acquisizioni di entrambi i fantocci. Senza un'adeguata pre-elaborazione, i dettagli rilevanti presenti nelle immagini — fondamentali per il calcolo del CNR e per il funzionamento dell'algoritmo sviluppato — sarebbero risultati difficilmente

individuabili. I metodi adottati hanno permesso di evidenziare le informazioni di interesse, migliorando la qualità dell'immagine e riducendo il rumore, rendendo così i dati più facilmente interpretabili dal sistema automatico implementato in Python e più visibili durante le fasi di sviluppo dell'applicazione.

In Figura 3.12a è riportata un esempio di immagine originale del TOR CDR acquisita con il sistema Shimadzu, mentre in Figura 3.12b è riportata la stessa immagine sottoposta al preprocessing. Come si può notare, le caratteristiche dell'immagine sono più visibili rispetto all'immagine originale.

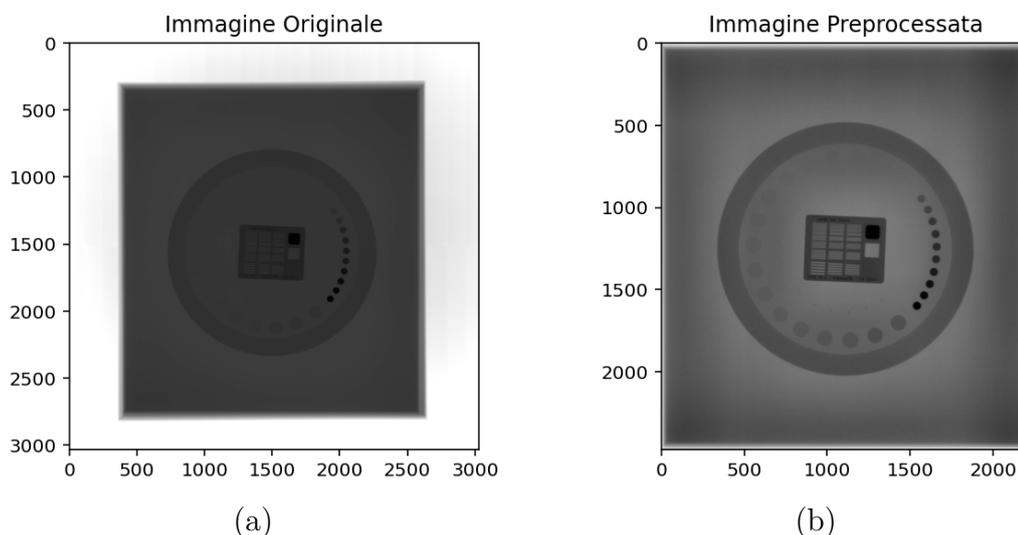


Figura 3.12: Immagine del fantoccio TOR CDR acquisita con il dispositivo Shimadzu (80 kVp, 16 mAs). (a) Immagine originale; (b) Immagine preprocessata.

Il preprocessing è risultato altrettanto utile anche per le immagini relative al DEXA Phantom. In Figura 3.13 è riportato un esempio di immagine ricavata con il dispositivo Osko. La Fig. 3.13a rappresenta l'immagine originale, la Fig 3.13b rappresenta la stessa immagine sottoposta a preprocessing.

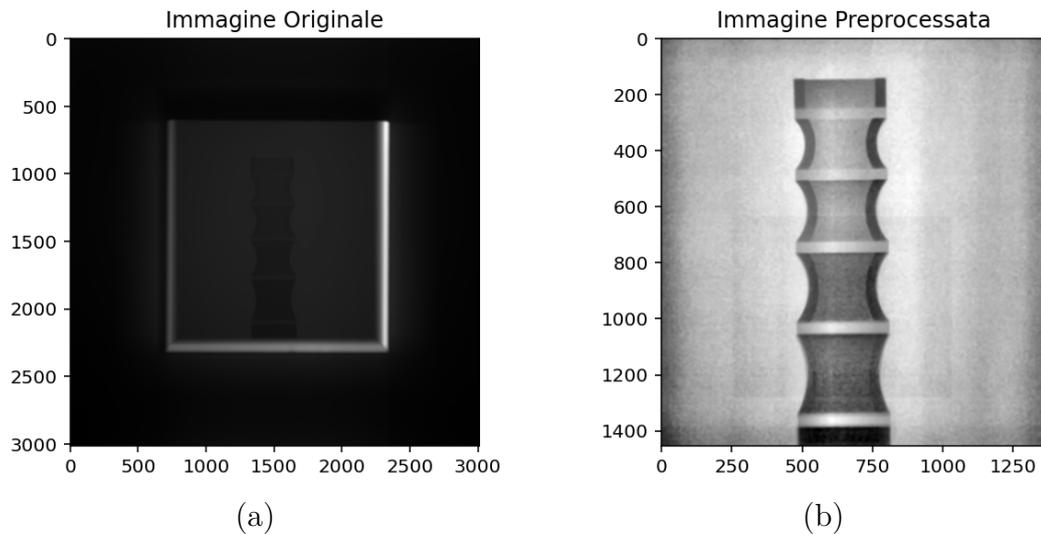


Figura 3.13: Immagine del fantoccio DEXA acquisita con il dispositivo Osko (80 kVp, 10 mAs). (a) Immagine originale; (b) Immagine preprocessata della stessa acquisizione.

3.7 Calcolo del CNR

Dopo aver sottoposto le immagini al preprocessing descritto, si è proceduto all'individuazione delle ROI di interesse e di background, necessarie per il calcolo del CNR secondo l'equazione (2.12), sia per il fantoccio TOR CDR che per il DEXA.

3.7.1 Calcolo del CNR per il fantoccio TOR CDR

La valutazione del CNR per il fantoccio TOR CDR, come anticipato, ha interessato esclusivamente i 17 inserti di diametro 11 mm, in conformità alla prova della sensibilità a basso contrasto. Tale scelta è stata motivata dall'intento di analizzare il caso peggiore, ovvero quello in cui gli inserti sono meno visibili. Stabilire una dose minima in grado di garantire una buona visibilità per gli inserti a basso contrasto implica, per definizione, che anche quelli ad alto contrasto risulteranno chiaramente distinguibili.

L'individuazione automatica dei 17 dettagli a basso contrasto è stata resa possibile principalmente grazie a un algoritmo di rilevamento di caratteristiche fornito dalla libreria `OpenCV`. In particolare, l'oggetto `cv2.SimpleBlobDetector` consente di specificare parametri come l'area minima e massima, la forma, il colore e la circolarità dei dettagli da individuare. Sulla base di tali parametri, l'algoritmo è in grado di rilevare automaticamente gli oggetti circolari presenti nell'immagine, fornendo per ciascuno le coordinate del centro e il raggio.

In primo luogo, utilizzando parametri opportuni, l'algoritmo rileva la circonferenza esterna del fantoccio; successivamente, viene applicata una maschera binaria che azzeri i livelli di grigio dei pixel esterni al fantoccio. Prima di procedere con la ricerca dei 17 dettagli circolari a basso contrasto, sono nuovamente applicati un aumento del contrasto ed un filtraggio gaussiano, al fine di agevolare l'applicazione nella ricerca degli oggetti desiderati.

In Figura 3.14a è riportata l'immagine For Processing preprocessata del TOR CDR di Figura 3.12b, in cui l'algoritmo `cv2.SimpleBlobDetector` ha rilevato la circonferenza esterna del fantoccio, mentre la Figura 3.14b illustra la selezione automatica da parte dello stesso algoritmo (con parametri diversi) dei primi sei inserti a basso contrasto sull'immagine in cui è stata applicata la maschera al di fuori del fantoccio.

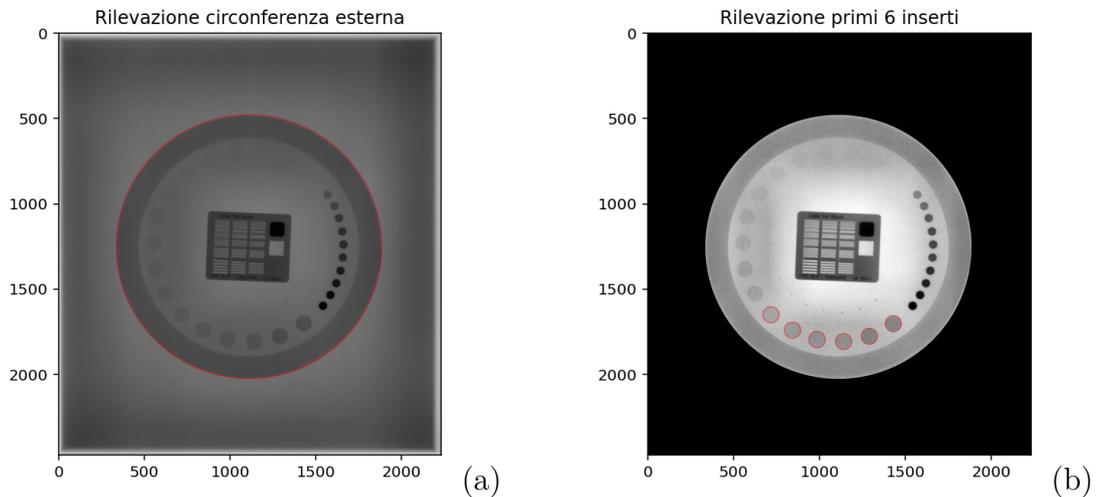


Figura 3.14: Applicazione dell'algoritmo `cv2.SimpleBlobDetector` all'immagine preprocessata del TOR CDR in Fig. 3.12b (Shimadzu; 80 kVp, 16 mAs). (a) Rilevamento automatico della circonferenza esterna del fantoccio. (b) Rilevamento automatico dei primi sei inserti a basso contrasto.

A causa della quantità di rumore nell'immagine, l'algoritmo, solitamente, non è in grado di rilevare tutti gli inserti cercati: ad esempio, nel caso della Fig. 3.14b l'algoritmo in una prima fase ha rilevato solo i primi sei inserti. Tenendo conto di questo limite, l'applicazione proposta prevede un calcolo della distanza tra i centri dei dettagli circolari rilevati e posiziona le restanti circonferenze a livello dei dettagli mancanti (chiaramente fino a 17).

Proprio per posizionare in maniera più fedele possibile le circonferenze trovate in corrispondenza degli inserti a basso contrasto, il metodo adottato si basa sull'individuazione di almeno sei inserti adiacenti, in modo da poter calcolare

adeguatamente la distanza tra i centri trovati e il loro raggio, nonché il centro e il raggio della circonferenza su cui giacciono le circonferenze degli inserti trovati. La ricerca, basata su un ciclo *while*, continua fino all'identificazione di almeno sei circonferenze adiacenti, con un massimo di tre iterazioni. A ogni nuova iterazione, l'immagine viene sottoposta a un'elaborazione che include l'aumento del contrasto, l'equalizzazione adattiva e il filtraggio gaussiano. Inoltre, i parametri forniti in input all'algoritmo `cv2.SimpleBlobDetector` vengono progressivamente resi meno restrittivi.

Qualora non fosse possibile soddisfare queste condizioni (almeno sei inserti rilevati entro un massimo di tre tentativi), l'immagine non viene considerata valida e viene esclusa dal dataset. Questa situazione potrebbe presentarsi soprattutto nelle immagini ottenute per basse combinazioni di kVp e mAs.

In Figura 3.15 è riportato il completamento automatico dei restanti 11 dettagli circolari non rilevati in Fig. 3.14b rappresentati sull'immagine pre-processata (in Fig. 3.12b).

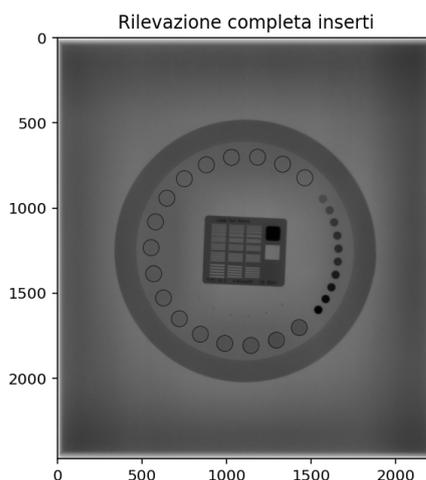


Figura 3.15: Individuazione di tutti gli inserti circolari a basso contrasto sull'immagine in Fig. 3.12b.

Tutte le elaborazioni effettuate sulle immagini (pre-processing, aumento di contrasto, equalizzazione, filtraggio, ecc.) sono state necessarie esclusivamente per consentire all'algoritmo di rilevare correttamente le posizioni degli inserti, che altrimenti non sarebbero stati identificabili a causa del rumore e del basso contrasto. Una volta individuate le posizioni corrette degli inserti a basso contrasto, queste sono state trasferite sull'immagine originale, sulla quale è stato poi eseguito il calcolo del CNR, utilizzando esclusivamente i pixel non elaborati dell'immagine originale.

Per definire i criteri di selezione delle ROI necessarie al calcolo del CNR, è stata inizialmente importata nel software MicroDicom un'immagine di esempio acquisita con il sistema Shimadzu, sulla quale le ROI sono state definite manualmente. In Figura 3.16 è illustrato questo caso: la ROI del dettaglio è evidenziata in verde, mentre il background è rappresentato dalla corona circolare delimitata da due circonferenze rosse concentriche.

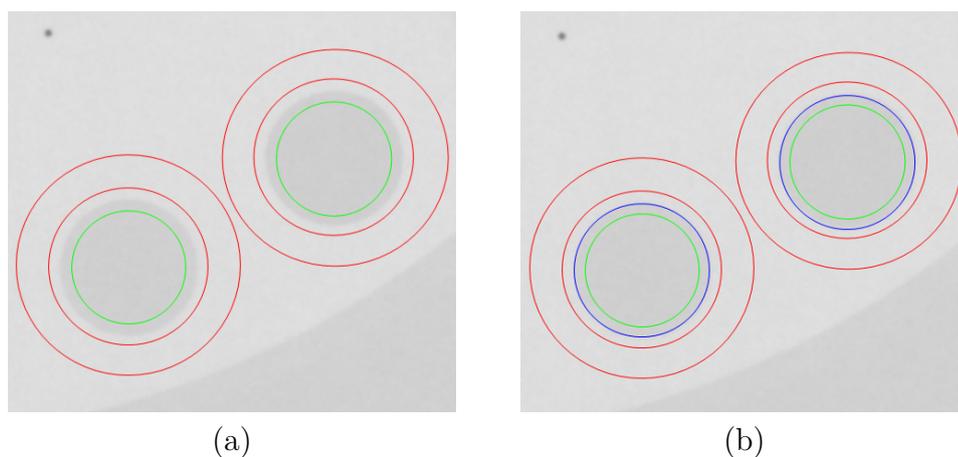


Figura 3.16: Zoom dell'immagine del fantoccio TOR CDR acquisita con Shimadzu (80 kVp, 16 mAs). A sinistra, visualizzazione delle ROI selezionate per i primi due dettagli a basso contrasto: la circonferenza verde rappresenta la ROI del dettaglio, mentre la circonferenza rossa indica la ROI di background. A destra, è stata aggiunta in blu la circonferenza reale degli inserti a basso contrasto. Analisi eseguita manualmente con MicroDicom.

Tutte le immagini acquisite (variando kVp, mAs e dispositivo) sono state analizzate mantenendo costanti le dimensioni e la posizione relativa delle ROI, come stabilito nell'immagine esemplificativa della Figura 3.16. L'algoritmo basato su `cv2.SimpleBlobDetector` ha rilevato dunque le coordinate e il raggio degli inserti a basso contrasto. Per tutte le immagini del dataset, le ROI sono state scalate opportunamente per mantenere costanti sia le aree di dettaglio sia quelle di background. In Tabella 3.7 sono riportati i valori dei pixel utilizzati per adattare la dimensione delle ROI (sugli inserti a basso contrasto) di dettaglio e background alle immagini del TOR CDR acquisite con i vari dispositivi utilizzati.

Tabella 3.7: Parametri utilizzati per calcolare la dimensione delle ROI per il TOR CDR.

Dispositivo	Raggio inserti (pixel)	Raggio ROI dettaglio (pixel)	Raggio interno ROI background (pixel)	Raggio esterno ROI background (pixel)
Shimadzu	48	$48 - \frac{48}{6.5} \approx 41$	$48 + \frac{48}{7} \approx 55$	$48 + \frac{48}{1.5} = 80$
Osko	42	$42 - \frac{42}{6.5} = 36$	$42 + \frac{42}{7} = 48$	$42 + \frac{42}{1.5} = 70$
Italray	38	$38 - \frac{38}{6.5} \approx 32$	$38 + \frac{38}{7} \approx 43$	$38 + \frac{38}{1.5} \approx 63$

In Figura 3.17 è riportata la raffigurazione delle ROI di dettaglio e di background per tutti gli inserti, eseguita automaticamente dal codice Python sviluppato.

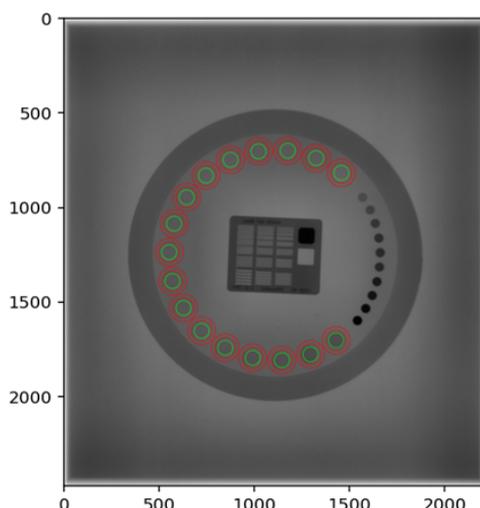


Figura 3.17: Rilevazione automatica delle ROI di dettaglio (in verde) e delle ROI di background (in rosso) eseguita dal codice Python sviluppato sull'immagine in Fig. 3.12b.

Il software è progettato per rilevare gli inserti a basso contrasto anche qualora il posizionamento del fantoccio TOR CDR sul piano d'appoggio non coincida con quello illustrato nelle figure di questa sezione. Tuttavia, si raccomanda di eseguire i controlli di qualità mantenendo una posizione costante del fantoccio nel corso dei diversi test mensili. Ciò consente un confronto più affidabile dei risultati e facilita l'individuazione di eventuali problematiche locali del detettore, qualora le curve del CNR ottenute non risultassero sovrapponibili.

3.7.2 Calcolo del CNR per il fantoccio DEXA

Il calcolo del CNR per il fantoccio DEXA rappresenta una proposta innovativa introdotta dal software sviluppato. L'obiettivo è valutare la visibilità delle singole vertebre lombari (L1, L2, L3, L4) rispetto allo sfondo, al variare della dose. In questo contesto, le ROI di dettaglio sono posizionate nella zona centrale delle vertebre stesse, mentre le ROI di background sono posizionate lateralmente (a destra e sinistra del fantoccio) alla stessa altezza vertebrale.

L'analisi del CNR in funzione dei mAs e delle diverse energie ha come obiettivo quello di fornire indicazioni cliniche sulla dose ottimale da impiegare per l'imaging del distretto lombare.

Per individuare e visualizzare le ROI di dettaglio e background, è stato utilizzato il software MicroDicom, caricando un'immagine For Presentation (acquisita con il dispositivo Osko), poiché, a differenza delle immagini For Processing, questa consente una più chiara individuazione visiva delle strutture anatomiche. Come per il fantoccio TOR CDR, anche in questo caso la selezione manuale su MicroDicom è stata utilizzata esclusivamente a scopo visivo, per definire in modo chiaro le posizioni delle ROI.

In Figura 3.18 è riportata un'immagine For Presentation (Osko, 80 kVp, 10 mAs) con uno zoom sulla vertebra lombare L4. Le linee gialle, orizzontale e verticale, rappresentano rispettivamente la larghezza del disco intervertebrale e l'altezza della vertebra. La ROI di dettaglio, rappresentata dal quadrato rosso, è stata posizionata al centro anatomico della vertebra. Il suo centro è stato determinato in corrispondenza del punto medio della larghezza del disco per la coordinata x, e del punto medio della lunghezza della vertebra per la coordinata y.

Accanto a questa, è stata posizionata la ROI di background (visibile sul lato sinistro dell'immagine) equivalente e con la stessa coordinata y del centro della ROI di dettaglio, per garantire coerenza nell'analisi. La coordinata x della ROI di background è stata calcolata spostando quella della ROI rossa di un valore pari alla lunghezza della vertebra verso sinistra (rappresentata dalla linea verde).

Nell'esempio in Figura 3.18 è stata riportata soltanto la ROI di background posizionata sul lato sinistro della vertebra. Tuttavia, per il calcolo effettivo del CNR è stata considerata anche una seconda ROI di background, posizionata in modo speculare sul lato destro rispetto alla vertebra analizzata. Questo doppio posizionamento ha garantito una stima più robusta del CNR, prendendo in considerazione sia valore medio che la deviazione standard delle ROI posizionate sul background. L'aggiunta della ROI a destra, sull'immagine originale, è visibile in Figura 3.19.

La Fig. 3.19 mostra un esempio del posizionamento delle ROI per la vertebra L4. La stessa procedura di identificazione delle ROI di dettaglio e di background è stata applicata anche per le vertebre L1, L2 e L3.

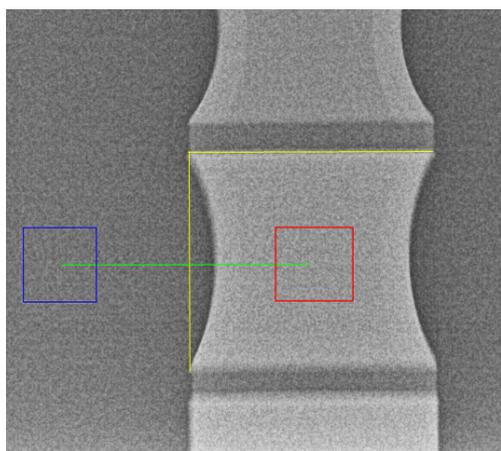


Figura 3.18: Zoom sulla vertebra L4 di un'immagine del fantoccio DEXA For Presentation ricavata con macchina Osko (80 kVp, 10 mAs). In giallo, la linea orizzontale rappresenta la lunghezza del disco intervertebrale, mentre la linea verticale rappresenta la lunghezza della vertebra L4. In rosso, la ROI del dettaglio il cui centro si trova a metà lunghezza del disco intervertebrale e a metà lunghezza della vertebra. In blu, la ROI di background posta a sinistra del fantoccio. In verde, la distanza tra le due ROI, pari alla lunghezza del disco intervertebrale.

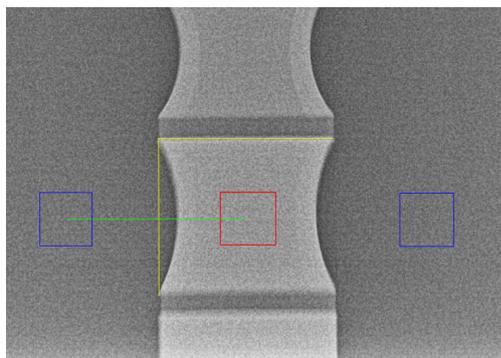


Figura 3.19: Posizionamento completo delle ROI di dettaglio (in rosso) e di background (in blu) a destra e sinistra della vertebra L4.

Nel codice Python sviluppato, prima della ricerca automatica delle ROI, vengono applicati alcuni filtri per migliorare la qualità dell'immagine. In particolare, partendo dall'immagine preprocessata (Figura 3.11b, acquisita con Osko, 80 kVp, 10 mAs), il software isola l'area contenente le vertebre, al fine di individuare con maggiore precisione le linee orizzontali. A tale scopo, si applica il filtro di Sobel (tramite la funzione `cv2.Sobel` della libreria OpenCV) per calcolare il gradiente sia in direzione orizzontale che verticale. Successivamente, con la funzione `cv2.magnitude`,

viene calcolata la magnitudo del gradiente in ogni punto dell'immagine. Il risultato è mostrato in Figura 3.20.

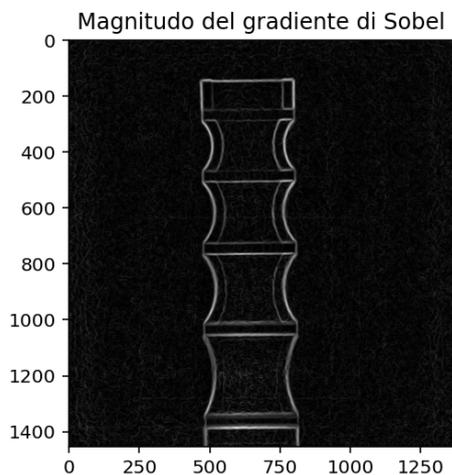


Figura 3.20: Immagine del fantoccio DEXA (dispositivo Osko, 80 kVp, 10 mAs) elaborata applicando la magnitudo del gradiente ottenuto con i filtri di Sobel nelle direzioni orizzontale (x) e verticale (y).

Segue poi l'applicazione di un filtro gaussiano per la riduzione del rumore e l'uso del metodo Canny (utilizzando l'algoritmo `cv2.Canny`) per rilevare i bordi del fantoccio, che produce un'immagine binaria con i contorni evidenziati. I contorni così ottenuti permettono di isolare la regione contenente il fantoccio (Figura 3.21).

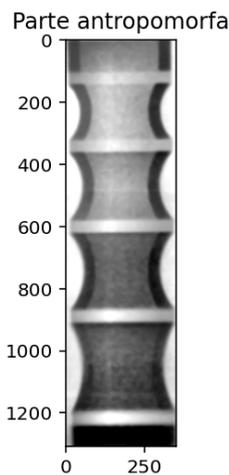


Figura 3.21: Ritaglio dell'immagine esempio preprocessata (Fig. 3.11b) in cui è stata isolata la parte antropomorfa del fantoccio.

A questo punto, viene eseguita la ricerca delle linee orizzontali, che rappresentano i dischi intervertebrali, tramite una seconda applicazione degli algoritmi `cv2.Canny` e `cv2.HoughLinesP`. Quest'ultimo implementa la Trasformata di Hough probabilistica per rilevare linee rettilinee in una mappa di bordi (come quella prodotta da `cv2.Canny`). L'algoritmo `cv2.HoughLinesP` prevede una serie di input, quali:

- L'immagine binaria di input (in genere il risultato di `cv2.Canny`);
- Risoluzione in pixel (tipicamente 1);
- Risoluzione dell'angolo in radianti (tipicamente $\text{np.pi} / 180$, cioè 1 grado);
- Una soglia di punti allineati per confermare una linea;
- Lunghezza minima in pixel di una linea;
- Distanza massima tra segmenti disconnessi per considerarli parte della stessa linea.

L'output è una lista di segmenti di linea, dove ciascuna linea è rappresentata come un array con 4 valori: $[x1, y1, x2, y2]$, cioè le coordinate dei punti iniziale e finale del segmento.

Le linee rilevate vengono filtrate per mantenere solo quelle con inclinazione compresa tra -3° e $+3^\circ$, assumendo che il fantoccio sia stato posizionato verticalmente. Le linee valide sono poi ordinate in base alla coordinata y . Il risultato del rilevamento è mostrato in Figura 3.22.

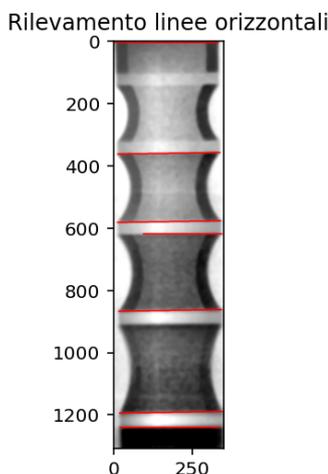


Figura 3.22: Rilevamento linee orizzontali dei dischi intervertebrali.

Come si può osservare, non tutte le linee dei dischi intervertebrali vengono rilevate, ma quelle tra L5-L4, L4-L3 e L3-L2 risultano generalmente più evidenti, a

causa dell'aumento di densità dalla vertebra L1 a L4 (Figura 3.4), che comporta un maggiore contrasto.

Una volta ottenute le linee, vengono formate le coppie corrispondenti ai bordi superiore e inferiore di ciascun disco, indispensabili per il posizionamento automatico delle ROI. Qualora non vengano rilevate almeno tre coppie di linee (L5-L4, L4-L3, L3-L2), il software ripete la procedura con parametri più permissivi, dopo aver applicato un ulteriore filtro gaussiano e incrementato il contrasto.

In alcuni casi, in particolare per immagini molto rumorose (es. 60 kVp, 1.3 mAs), il rilevamento può fallire. In tal caso, il software scarta automaticamente le immagini problematiche e prosegue con l'analisi delle restanti.

Se le linee rilevate sono troppo corte, viene selezionato il segmento più lungo. Una volta ottenute le coppie di linee, le ROI di dettaglio vengono posizionate automaticamente, con il centro in corrispondenza della metà del disco intervertebrale e della vertebra. Tuttavia, in molti casi non è stato possibile identificare tutti i dischi, per cui si è ricorso a un posizionamento alternativo.

Ad esempio, come in Figura 3.23, sono state identificate le vertebre L4 e L3. La ROI in L2 è stata posizionata spostandosi verso l'alto del 12% della distanza verticale tra i centri delle ROI L4 e L3, mentre la ROI in L1 è stata collocata sottraendo un ulteriore 20% rispetto alla distanza tra L4 e L2. In Figura 3.24, è mostrato il posizionamento finale delle ROI di dettaglio e di background.

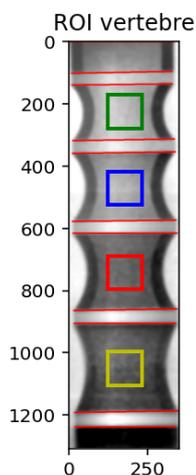


Figura 3.23: Posizionamento automatico delle ROI di dettaglio.

Tutte le ROI, sia di dettaglio sia di background, sono di forma quadrata, come mostrato nelle Figure 3.18 e 3.19. Le dimensioni in pixel sono state adattate a tutte le immagini in base al valore rilevato della lunghezza della linea di separazione intervertebrale. Un esempio dei valori in pixel considerati è riassunto in Tabella 3.8.

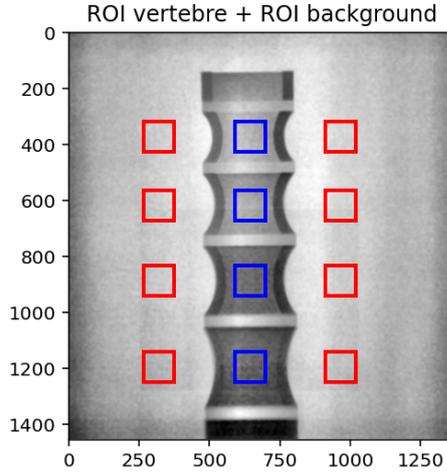


Figura 3.24: Posizionamento automatico delle ROI di dettaglio e background sull'immagine preprocessata (in Fig. 3.13b).

Tabella 3.8: Parametri utilizzati per calcolare la dimensione delle ROI e le loro distanze per il fantoccio DEXA.

Dispositivo	Lunghezza disco intervertebrale (pixel)	Lato delle ROI (pixel)	Distanza centro ROI dettaglio - ROI background (pixel)
Osko	300	$\frac{300}{3} = 100$	300
Italray	285	$\frac{285}{3} = 95$	290

Per il calcolo del CNR sono stati considerati i valori dei pixel dell'immagine originale (per il caso in esempio, l'immagine in Figura 3.13a), le cui posizioni sono state scalate opportunamente considerando tutti i crop effettuati. Poiché si dispone di due zone di background, il CNR per ogni vertebra è stato calcolato come media dei CNR ottenuti rispetto alle ROI di background destra e sinistra.

I calcoli eseguiti sono riportati nelle seguenti equazioni:

$$CNR_{destra,i} = \frac{|\overline{ROI_i} - \overline{ROI_{b_destra,i}}|}{SD(ROI_{b_destra,i})} \quad (3.2)$$

$$CNR_{sinistra,i} = \frac{|\overline{ROI_i} - \overline{ROI_{b_sinistra,i}}|}{SD(ROI_{b_sinistra,i})} \quad (3.3)$$

$$CNR_i = \frac{CNR_{destra,i} + CNR_{sinistra,i}}{2} \quad (3.4)$$

Dove:

- i rappresenta l'iesima vertebra (da L1 a L4),
- b_destra e $b_sinistra$ indicano rispettivamente le ROI di background destra e sinistra.

Anche per il fantoccio DEXA, il software è progettato per identificare le ROI in corrispondenza delle vertebre e del background indipendentemente dal posizionamento del fantoccio sul piano d'appoggio.

Capitolo 4

Risultati e discussioni

In questo capitolo finale verranno presentati e discussi i risultati sperimentali ottenuti dalle misurazioni descritte nel Capitolo 3. In particolare, verrà confrontato il metodo adottato per il calcolo del CNR sul fantoccio TOR CDR con i risultati ottenuti tramite il software *AutoPIA*, considerato uno dei riferimenti dai fisici medici italiani.

I risultati saranno organizzati in tabelle e grafici al fine di valutarne la coerenza con le aspettative teoriche e l'efficacia dei metodi impiegati, sottolineando eventuali differenze tra le immagini acquisite dai diversi dispositivi utilizzati.

Infine, verrà fornita una guida all'utilizzo del software sviluppato, *RX-CNR Analyzer*, a supporto dell'eventuale applicazione pratica.

Come già evidenziato, le analisi dovrebbero essere eseguite sulle immagini *For Processing* per una corretta valutazione dei dettagli rilevabili e dei risultati, come previsto dal protocollo AIFM. Tuttavia, il software può analizzare anche immagini *For Presentation*; in tal caso, è importante che l'utente sia consapevole delle differenze nei risultati rispetto alle immagini *For Processing* e le interpreti di conseguenza.

4.1 Curve CNR per il fantoccio TOR CDR

4.1.1 Confronto risultati con *AutoPIA*

Per dimostrare l'affidabilità e la correttezza dei risultati forniti dal software sviluppato, gli stessi sono stati confrontati con quelli ottenuti tramite il software *AutoPIA*, attualmente in uso per analizzare le immagini di fantocci con inserti, tra cui il TOR CDR.

Il confronto tra le prestazioni dei due software è stato effettuato relativamente alle immagini (*For Processing*) acquisite con il dispositivo Shimadzu. Infatti, la

corrispondenza dei risultati ottenuti con *RX-CNR Analyzer* rispetto a quelli forniti dal software di riferimento ha permesso di confermare l'affidabilità del metodo sviluppato e di estenderne l'applicabilità ad altre immagini del fantoccio TOR CDR.

Nelle Tabelle 4.1, 4.2, 4.3, e 4.4, 4.5, 4.6 sono riportati i valori di CNR calcolati rispettivamente con il software AutoPIA e RX-CNR Analyzer dalle analisi eseguite sulle immagini acquisite con Shimadzu. Si riporta la media dei risultati e la semidispersione sulle cinque immagini analizzate per tipo. Per ogni inserto i , l'errore è stato valutato attraverso la semidispersione è stata calcolata secondo la formula seguente:

$$\text{Semidispersione}_i = \frac{\max(\text{CNR}_i) - \min(\text{CNR}_i)}{2} \quad (4.1)$$

Dove CNR_i fa riferimento al valore del CNR per l' i -esimo inserto.

Tabella 4.1: Risultati analisi delle immagini del TOR CDR (Shimadzu) con AutoPIA – Parte 1.

80 kVp, 200 mA, 10 ms			80 kVp, 200 mA, 50 ms		
Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione	Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione
0.075	5.548	0.080	0.075	11.402	0.207
0.067	5.030	0.052	0.067	10.197	0.208
0.053	3.626	0.059	0.053	7.309	0.046
0.045	3.127	0.037	0.045	6.242	0.126
0.039	2.606	0.051	0.039	4.902	0.032
0.032	2.097	0.071	0.032	3.799	0.085
0.027	1.636	0.060	0.027	3.023	0.081
0.022	1.593	0.046	0.022	3.283	0.036
0.017	1.369	0.025	0.017	2.698	0.042
0.015	1.157	0.046	0.015	2.325	0.040
0.013	0.764	0.045	0.013	1.449	0.046
0.011	0.629	0.052	0.011	1.181	0.063
0.009	0.546	0.071	0.009	0.995	0.050
0.007	0.468	0.052	0.007	0.912	0.031
0.005	0.331	0.038	0.005	0.461	0.302
0.003	0.168	0.037	0.003	0.244	0.169
0.002	N.D.	N.D.	0.002	0.110	0.024

Tabella 4.2: Risultati analisi delle immagini del TOR CDR (Shimadzu) con AutoPIA – Parte 2.

80 kVp, 200 mA, 80 ms			80 kVp, 200 mA, 100 ms		
Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione	Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione
0.075	13.098	0.185	0.075	13.862	0.291
0.067	11.748	0.366	0.067	12.706	0.180
0.053	8.435	0.242	0.053	9.203	0.151
0.045	7.169	0.160	0.045	7.712	0.223
0.039	5.525	0.082	0.039	5.736	0.135
0.032	4.290	0.037	0.032	4.442	0.104
0.027	3.402	0.055	0.027	3.592	0.113
0.022	3.740	0.067	0.022	4.000	0.031
0.017	3.089	0.055	0.017	3.304	0.100
0.015	2.631	0.073	0.015	2.868	0.064
0.013	1.686	0.043	0.013	1.800	0.037
0.011	1.372	0.037	0.011	1.445	0.025
0.009	1.086	0.034	0.009	1.151	0.035
0.007	0.975	0.026	0.007	1.043	0.036
0.005	0.615	0.028	0.005	0.664	0.006
0.003	0.328	0.019	0.003	0.395	0.036
0.002	N.D.	N.D.	0.002	0.115	0.050

Tabella 4.3: Risultati analisi delle immagini del TOR CDR (Shimadzu) con AutoPIA – Parte 3.

80 kVp, 200 mA, 125 ms		
Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione
0.075	14.903	0.242
0.067	13.262	0.128
0.053	9.536	0.155
0.045	8.073	0.136
0.039	5.957	0.097
0.032	4.651	0.067
0.027	3.688	0.056
0.022	4.190	0.077
0.017	3.457	0.078
0.015	2.990	0.083
0.013	1.909	0.055
0.011	1.494	0.028
0.009	1.164	0.052
0.007	1.069	0.038
0.005	0.677	0.035
0.003	0.377	0.017
0.002	0.114	0.026

Tabella 4.4: Risultati analisi delle immagini del TOR CDR (Shimadzu) con RX-CNR Analyzer – Parte 1.

80 kVp, 200 mA, 10 ms			80 kVp, 200 mA, 50 ms		
Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione	Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione
0.075	5.533	0.092	0.075	11.431	0.233
0.067	5.019	0.070	0.067	10.173	0.255
0.053	3.620	0.075	0.053	7.308	0.036
0.045	3.121	0.029	0.045	6.246	0.129
0.039	2.592	0.063	0.039	4.901	0.031
0.032	2.092	0.063	0.032	3.808	0.087
0.027	1.636	0.034	0.027	3.040	0.091
0.022	1.584	0.049	0.022	3.225	0.045
0.017	1.376	0.037	0.017	2.690	0.033
0.015	1.148	0.062	0.015	2.353	0.031
0.013	0.774	0.060	0.013	1.472	0.041
0.011	0.635	0.075	0.011	1.190	0.081
0.009	0.572	0.086	0.009	1.019	0.051
0.007	0.473	0.035	0.007	0.916	0.044
0.005	0.342	0.020	0.005	0.627	0.037
0.003	0.142	0.052	0.003	0.281	0.037
0.002	0.059	0.042	0.002	0.085	0.031

Tabella 4.5: Risultati analisi delle immagini del TOR CDR (Shimadzu) con RX-CNR Analyzer – Parte 2.

80 kVp, 200 mA, 80 ms			80 kVp, 200 mA, 100 ms		
Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione	Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione
0.075	13.178	0.169	0.075	13.968	0.228
0.067	11.743	0.304	0.067	12.680	0.175
0.053	8.478	0.246	0.053	9.182	0.114
0.045	7.199	0.178	0.045	7.753	0.203
0.039	5.539	0.073	0.039	5.738	0.142
0.032	4.288	0.072	0.032	4.447	0.106
0.027	3.431	0.067	0.027	3.606	0.139
0.022	3.671	0.081	0.022	3.942	0.056
0.017	3.075	0.066	0.017	3.290	0.084
0.015	2.648	0.074	0.015	2.896	0.072
0.013	1.718	0.029	0.013	1.836	0.037
0.011	1.406	0.043	0.011	1.476	0.017
0.009	1.112	0.033	0.009	1.178	0.040
0.007	0.989	0.028	0.007	1.048	0.035
0.005	0.656	0.041	0.005	0.709	0.018
0.003	0.327	0.056	0.003	0.393	0.017
0.002	0.086	0.050	0.002	0.092	0.054

Tabella 4.6: Risultati analisi delle immagini del TOR CDR (Shimadzu) con RX-CNR Analyzer – Parte 3.

80 kVp, 200 mA, 125 ms		
Contrasto Nominale	Media CNR	Semi-dispersione
0.075	15.033	0.216
0.067	13.294	0.142
0.053	9.528	0.137
0.045	8.086	0.101
0.039	5.975	0.087
0.032	4.668	0.087
0.027	3.732	0.035
0.022	4.134	0.046
0.017	3.441	0.071
0.015	3.019	0.075
0.013	1.952	0.051
0.011	1.547	0.030
0.009	1.189	0.050
0.007	1.083	0.035
0.005	0.713	0.035
0.003	0.384	0.047
0.002	0.111	0.017

Dalle Tabelle 4.1, 4.2, 4.3, si osserva che per le esposizioni da 2 mAs (200 mA, 10 ms) e 16 mAs (200 mA, 80 ms) AutoPIA non ha rilevato l'ultimo inserto in nessuna delle immagini della serie. Per questo motivo è stata riportata l'indicazione "N.D." (Non Disponibile).

Inoltre, laddove siano presenti i valori medi e le semidisersioni per gli inserti con contrasto nominale pari a 0.005, 0.003 e 0.002, si precisa che tali valori non sono sempre stati calcolati su tutte e cinque le immagini della serie, ma solo su quelle in cui l'inserto è stato effettivamente rilevato.

In particolare, la Tabella 4.7 riporta l'esito dettagliato dell'analisi condotta da AutoPIA sugli ultimi tre inserti, specificando in quante immagini ciascun inserto è risultato visibile.

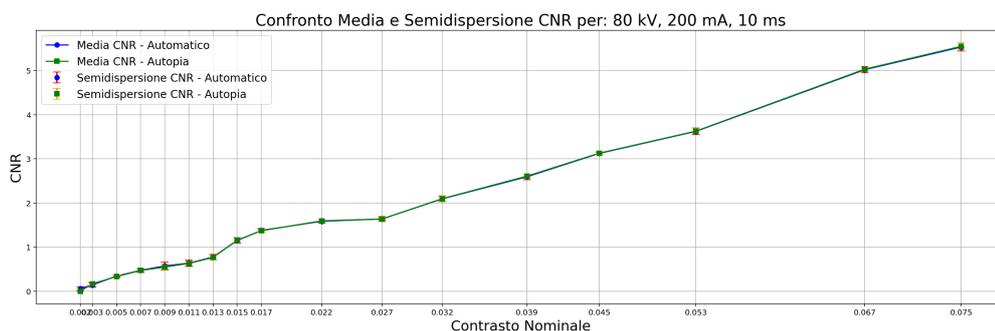
Tabella 4.7: Rilevamento degli inserti da parte di AutoPIA.

Serie (kV, mA, ms)	mAs	Inserto 0.005	Inserto 0.003	Inserto 0.002
80, 200, 10	2	4/5	2/5	0/5
80, 200, 50	10	4/5	4/5	4/5
80, 200, 80	16	5/5	4/5	0/5
80, 200, 100	20	3/5	5/5	4/5
80, 200, 125	25	5/5	4/5	4/5

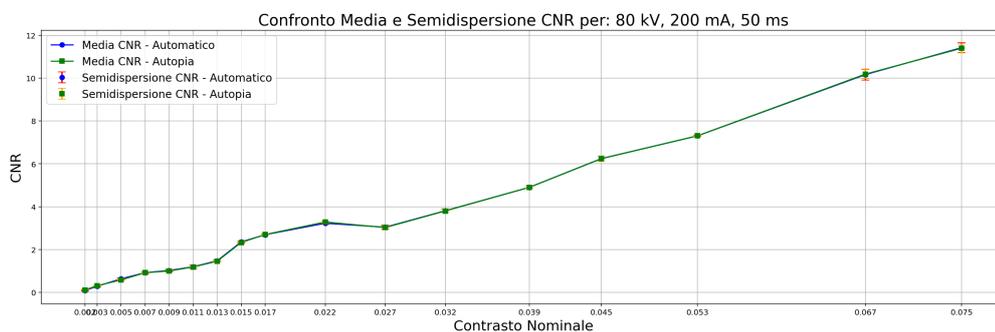
D'altro canto, questa problematica non si verifica nel software sviluppato grazie al

posizionamento automatico degli inserti rispetto a quelli individuati nelle iterazioni consentite, come spiegato nel Capitolo 3.

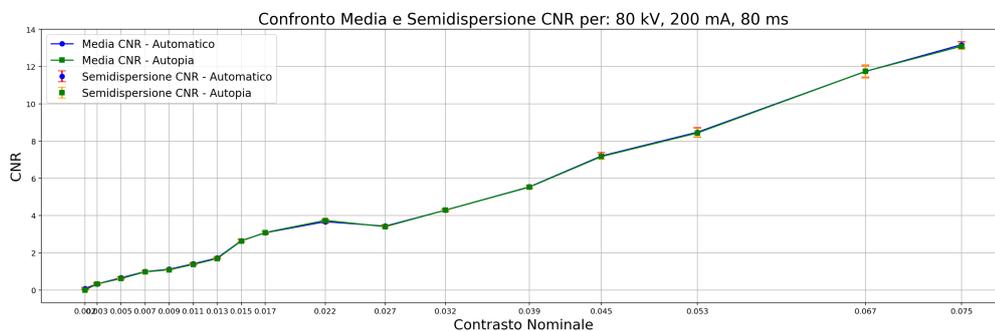
Per confrontare in maniera più intuitiva i risultati riportati nelle Tabelle 4.1, 4.2, 4.3, e 4.4, 4.5, 4.6, gli stessi sono stati organizzati in grafici che riportano gli andamenti del CNR (mediato sulle cinque immagini per tipo) in funzione dei vari inserti, secondo i parametri espositivi con cui è stata acquisita ogni serie di immagini. Gli andamenti sono riportati nelle Figure 4.1.



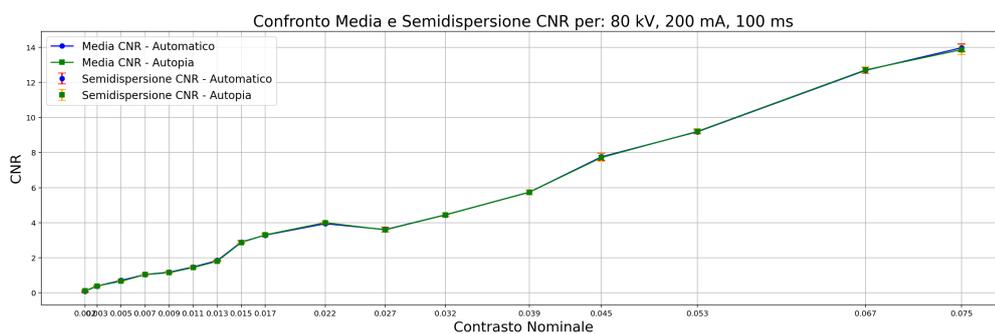
(a)



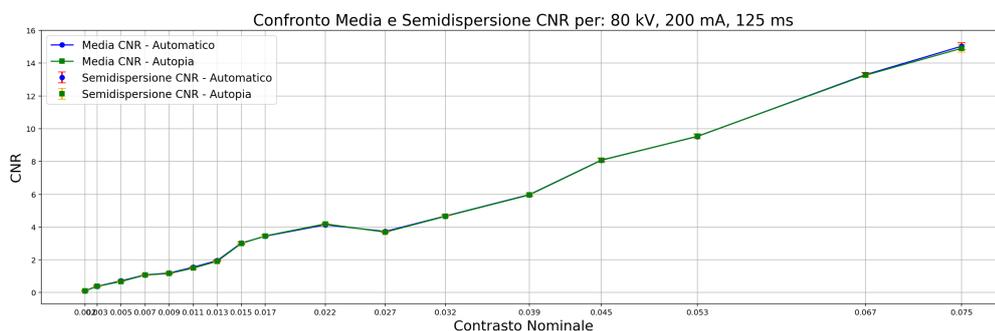
(b)



(c)



(d)



(e)

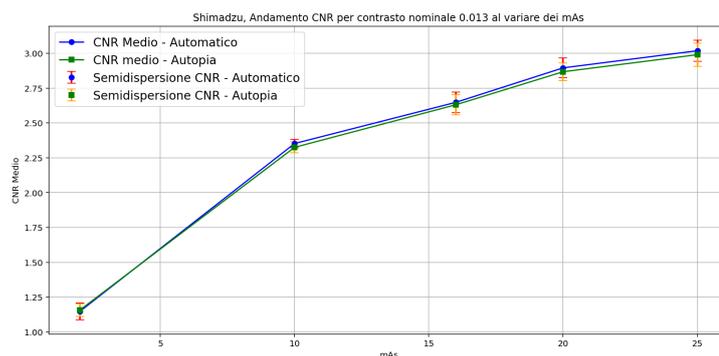
Figura 4.1: Andamenti del CNR in funzione del contrasto nominale per ogni serie di immagini acquisite con il dispositivo Shimadzu. In blu, il valore di CNR mediato sulla serie e calcolato con il metodo automatico proposto, con relativa semidispersione in rosso. In verde il valore di CNR mediato sulla serie e calcolato con AutoPIA, con relativa semidispersione in arancione.

Analizzando i grafici riportati nelle Fig. 4.1, si può notare che, sebbene gli algoritmi utilizzati dal metodo automatico proposto e da AutoPIA per calcolare il CNR siano diversi, entrambi gli andamenti ottenuti sono sovrapponibili per ogni serie di acquisizioni. Infatti, sebbene i valori medi dei due metodi considerati non sempre coincidano, i valori ottenuti risultano uguali all'interno dell'incertezza dell'errore considerato, suggerendo una buona coerenza tra gli approcci.

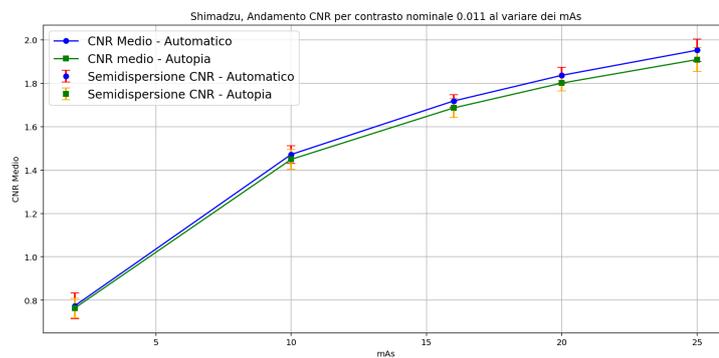
In particolare, come verrà discusso nella sezione 4.1.4, la valutazione della soglia di dose è stata effettuata considerando gli inserti con contrasto nominale pari a 0.013, 0.011, 0.009, 0.007, 0.005, di cui si riportano gli andamenti in funzione dei mAs nelle Figure 4.2. Questa selezione è stata fatta adottando un criterio conservativo, ovvero prendendo in esame gli inserti a contrasto più basso tra i 17 disponibili (diametro 11 mm), ma che risultano comunque sempre rilevati da AutoPIA (con l'eccezione dell'inserto 0.005, visibile in 21 immagini su 25 come riportato in Tab. 4.7).

Tale scelta consente di analizzare il caso peggiore, ovvero la condizione in cui è più difficile ottenere visibilità. Si assume, infatti, che se questi inserti a contrasto molto basso risultano visibili, anche quelli a contrasto maggiore saranno rilevabili.

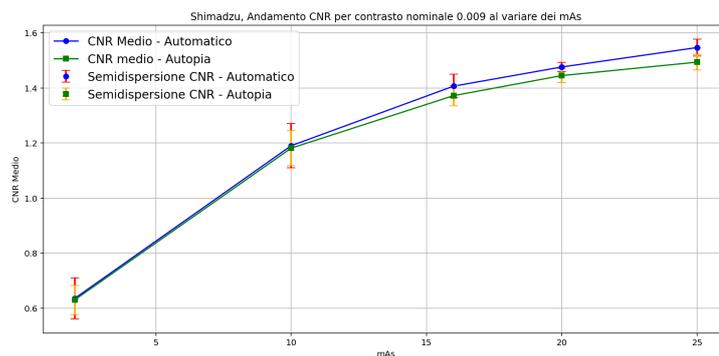
Nelle Tabelle 4.4, 4.5 e 4.6 si può notare come il livello di contrasto così basso di questi inserti, considerando anche altri fattori come la presenza dello scatter, porti a un errore maggiore per alcuni valori di mAs rispetto ad inserti con livello di contrasto superiore.



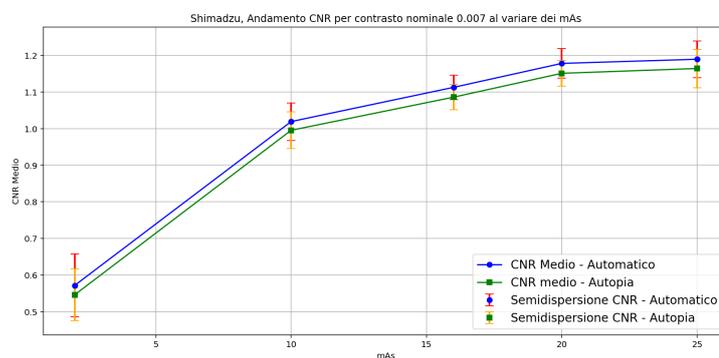
(a)



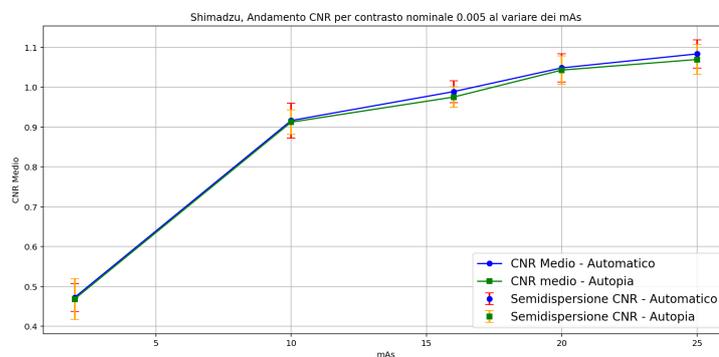
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 4.2: Andamenti del CNR per i contrasti nominali 0.013 (a), 0.011 (b), 0.009 (c), 0.007 (d), 0.005 (e) in funzione dei mAs per ogni serie di immagini acquisite con il dispositivo Shimadzu.

Per valutare quindi l'efficacia comparativa dei risultati ottenuti dal software proposto rispetto a quelli di riferimento di AutoPIA sono stati calcolati gli errori percentuali considerando le rispettive medie, riportati in Tabella 4.8.

Tabella 4.8: Errori percentuali dei valori medi di CNR del metodo automatico rispetto ai valori medi di CNR di AutoPIA.

Contrasto Nominale	2 mAs	10 mAs	16 mAs	20 mAs	25 mAs
0.075	0.28%	0.26%	0.61%	0.77%	0.87%
0.067	0.23%	0.23%	0.04%	0.21%	0.24%
0.053	0.15%	0.01%	0.51%	0.23%	0.09%
0.045	0.18%	0.07%	0.43%	0.54%	0.16%
0.039	0.54%	0.02%	0.25%	0.04%	0.31%
0.032	0.20%	0.25%	0.05%	0.11%	0.38%
0.027	0.02%	0.56%	0.86%	0.41%	1.18%
0.022	0.61%	1.79%	1.85%	1.47%	1.34%
0.017	0.51%	0.29%	0.43%	0.44%	0.46%
0.015	0.82%	1.17%	0.66%	0.97%	0.95%
0.013	1.35%	1.56%	1.90%	1.99%	2.25%
0.011	0.85%	0.75%	2.51%	2.17%	2.88%
0.009	4.68%	2.39%	2.46%	2.35%	2.17%
0.007	0.87%	0.44%	1.40%	0.52%	1.31%
0.005	3.10%	7.83%	6.70%	6.83%	5.27%
0.003	15.63%	7.76%	0.31%	0.49%	1.92%
0.002	–	22.96%	–	20.57%	2.94%

Dalla Tabella 4.8 si osserva che gli errori percentuali dei valori medi di CNR risultano sempre inferiori al 3% per i primi quattordici inserti, mentre aumentano per gli ultimi tre. Un errore percentuale così contenuto evidenzia, in maniera quantitativa, la validità e l'affidabilità del nuovo metodo proposto rispetto a quello standard consolidato.

L'errore percentuale per l'inserto con contrasto nominale 0.005 risulta ancora accettabile, essendo inferiore all'8%. Tuttavia, per gli inserti successivi, l'errore tende ad aumentare: si raggiungono valori del 15.63% per l'inserto 0.003 a 2 mAs, e rispettivamente 22.96% e 20.57% e 19.01% per l'inserto 0.002 a 10 mAs e 20 mAs. Per l'ultimo inserto inoltre non è stato possibile calcolare l'errore percentuale a 2 mAs e 16 mAs, in quanto non sono disponibili i corrispondenti valori prodotti da AutoPIA, come precedentemente indicato.

Errori elevati soprattutto per l'ultimo inserto ed in parte per il penultimo rappresentano ancora dei limiti da superare, ma è noto che siano tipici anche nei casi di studio della riproducibilità a breve termine dei risultati di questi inserti, anche con l'uso dello stesso software di analisi. Pertanto, alla luce dei valori molto contenuti osservati per la maggior parte degli inserti e dell'errore accettabile per il quindicesimo, il nuovo metodo può essere considerato affidabile. Per questo motivo, l'algoritmo è stato adottato come base per il software sviluppato.

4.1.2 Curve CNR-contrasto nominale per energia

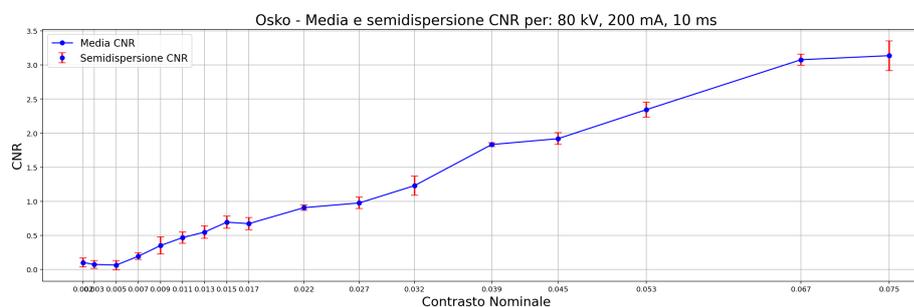
Una volta definito e validato il nuovo metodo per il calcolo dei valori di CNR è possibile utilizzare l'algoritmo per eseguire il test della bassa sensibilità su immagini del fantoccio TOR CDR acquisite con altri dispositivi.

Il dataset utilizzato in questo studio include immagini ottenute con diversi valori di mAs, mantenendo costante il voltaggio, acquisite con tre diversi dispositivi. La curva CNR in funzione del contrasto nominale (per un'energia e mAs fissati) risulta logicamente diversa per ciascuna macchina poiché ogni detettore ha caratteristiche proprie, nonostante tutti sfruttino la tecnologia DR.

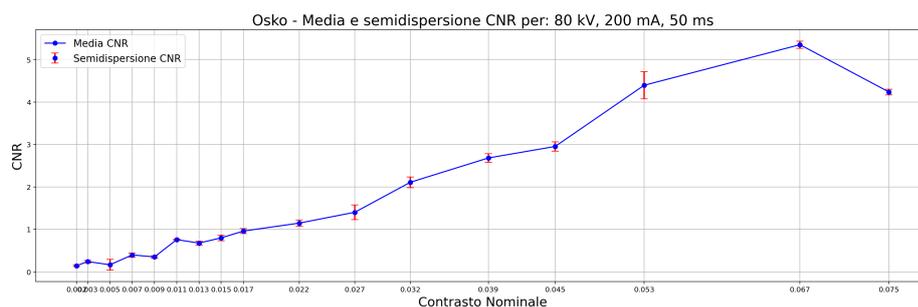
Questi andamenti verranno utilizzati per generare le curve che rappresentano il CNR di ciascun inserto in funzione dei valori di mAs. Poiché quindi i valori di CNR variano da un dispositivo all'altro, le curve CNR-mAs dei diversi dispositivi si mostrano sensibilmente diverse tra loro. Questa variabilità riflette le differenze intrinseche nei sistemi di acquisizione delle immagini e deve essere tenuta in considerazione nella valutazione comparativa dei risultati ottenuti.

Prima di analizzare le curve finali CNR-mAs ottenute per ogni dispositivo, è importante esaminare quindi i grafici CNR-contrasto nominale derivati dalle immagini acquisite con i tre macchinari utilizzati. In particolare, i risultati ottenuti con Shimadzu sono stati già illustrati nella sezione precedente 4.1.1 ed utilizzati per validare il metodo, dunque non verranno ripetuti in questa sezione.

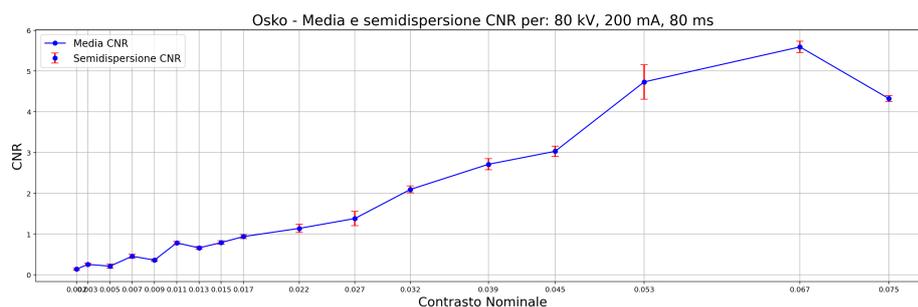
Le Figure 4.3 rappresentano le curve CNR-contrasto nominale per immagini acquisite con il dispositivo Osko.



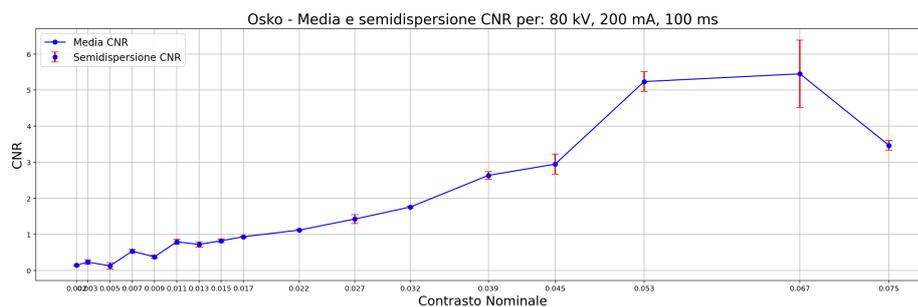
(a)



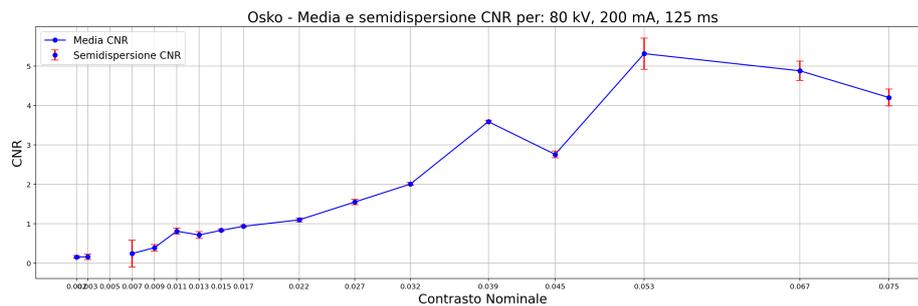
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 4.3: Andamenti del CNR per differenti mAs: 2 (a), 10 (b), 16 (c), 20 (d), 25 (e) in funzione del contrasto nominale per ogni serie di immagini acquisite con il dispositivo Osko.

Dalle Figure 4.3 si nota come l'andamento generale delle curve ottenute con il dispositivo Osko sia significativamente diverso rispetto a quello rilevato con il dispositivo Shimadzu (Figure 4.1), ma anche tra diverse serie di acquisizioni effettuate con lo stesso dispositivo. Questa differenza evidenzia che il detettore Osko presenta un comportamento di funzionamento sensibilmente distinto rispetto al detettore Shimadzu.

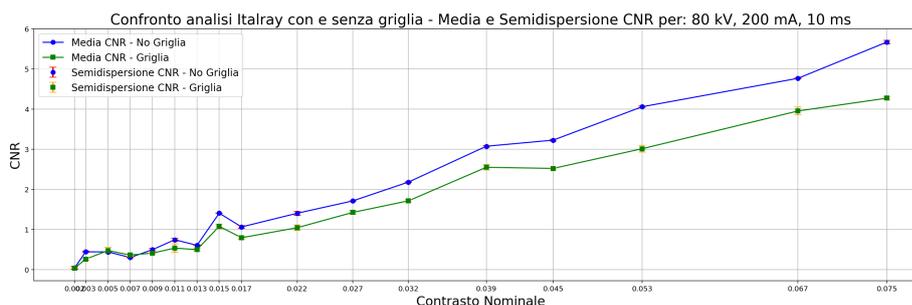
Alcune caratteristiche rilevanti emergono dall'osservazione diretta dei grafici. I valori di semidispersione del CNR, dovuti alla presenza di più acquisizioni per ogni tipologia di inserto, risultano sensibilmente più elevati rispetto a quelli ottenuti con Shimadzu. Ciò è evidente dalla maggiore lunghezza delle barre di errore (in rosso) riportate nei grafici in Figura 4.3.

Un ulteriore aspetto anomalo riguarda il comportamento del CNR in funzione del contrasto nominale: gli inserti con contrasto nominale maggiore presentano, in alcuni casi, valori di CNR inferiori rispetto a quelli con contrasto minore. Ad esempio, l'inserto con contrasto nominale 0.075 mostra un CNR significativamente più basso rispetto a quello con contrasto nominale 0.067, per tutte le acquisizioni tranne quelle a 10 ms. Fenomeno simile si riscontra anche con l'inserto 0.045 a 125 ms, che risulta meno visibile rispetto all'inserto 0.039.

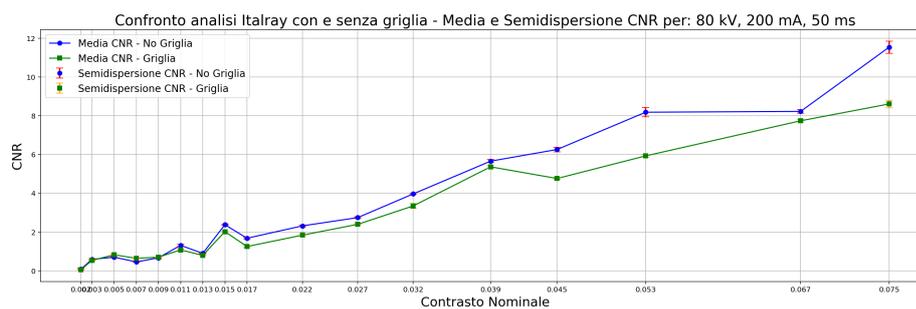
Infine, per l'acquisizione effettuata a 200 mA e 125 ms, il valore di CNR per l'inserto con contrasto nominale 0.005 non risulta calcolabile, segnalando un'ulteriore criticità.

Questi comportamenti anomali possono essere indicativi di un probabile malfunzionamento o scarsa affidabilità operativa del detettore Osko, che merita ulteriori approfondimenti tecnici al fine del corretto utilizzo della macchina.

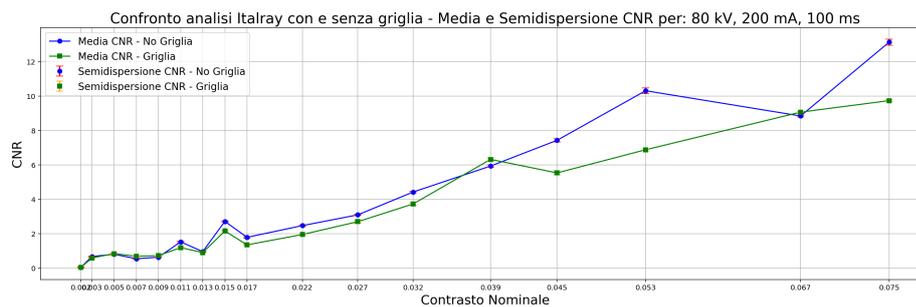
Le Figure 4.4 rappresentano gli andamenti del CNR in funzione del contrasto nominale relative alle immagini acquisite con il dispositivo Italray con e senza l'utilizzo della griglia antiscatter.



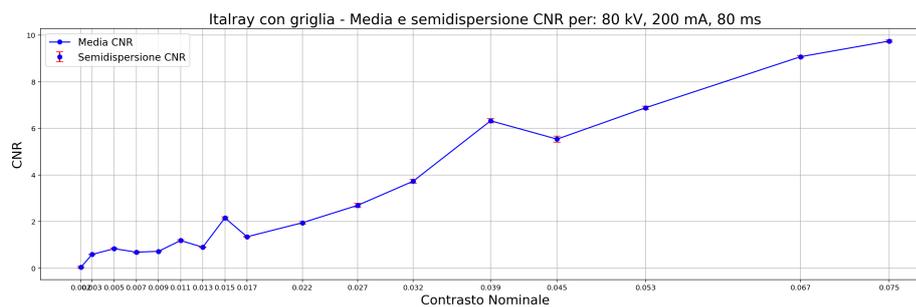
(a)



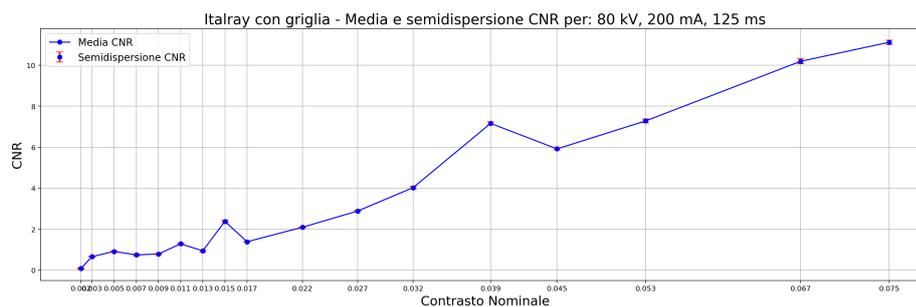
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 4.4: Andamenti del CNR per differenti mAs: 2 (a), 10 (b), 20 (c), 16 (d), 25 (e) in funzione del contrasto nominale per ogni serie di immagini acquisite con il dispositivo Itarray.

I grafici riportati nelle Figure 4.4 mostrano gli andamenti sovrapposti delle curve CNR-Contrasto Nominale nelle immagini: (a) per 2 mAs, (b) per 10 mAs, (c) per 16 mAs, mentre le Figure (d) ed (e) rappresentano, rispettivamente, l'andamento del CNR per 20 e 25 mAs, secondo il dataset considerato.

Dall'analisi di tali andamenti, si osserva che anche le curve ottenute con il detettore Itaray differiscono da quelle generate con il sistema Shimadzu, utilizzato come riferimento per la validazione del metodo. Ciò è attribuibile alle diverse caratteristiche intrinseche del detettore Itaray rispetto agli altri e probabilmente anche alla sua calibrazione.

Differenze marcate emergono in particolare nelle Figure 4.4 (a), (b) e (c), dove sono confrontate le curve con e senza griglia antiscatter. Queste risultano più evidenti per gli inserti a maggiore contrasto nominale (0.075, 0.067, 0.053 e 0.045). E' noto che la presenza della griglia antiscatter, a parità di kVp e mAs impostati, comporti un'attenuazione della componente della radiazione diffusa, riducendo però, di fatto, la quantità di fotoni che raggiungono il rivelatore. Un maggiore CNR in immagini senza griglia può significare che, nonostante il rumore dovuto alla radiazione diffusa, la radiazione utile è stata ben gestita del detettore.

Tuttavia, si osservano alcune anomalie, come la visibilità superiore di alcuni inserti con contrasto teoricamente inferiore (in particolare gli inserti con contrasto nominale 0.039 e 0.015 con griglia, 0.053 e 0.015 senza griglia) rispetto ad altri con contrasto nominale maggiore. Nonostante ciò, l'andamento generale delle curve resta coerente tra i diversi parametri espositivi considerati. Questa coerenza è un'ulteriore conferma che il software sviluppato è un metodo affidabile per valutare le performance di un sistema RX in termini di sensibilità a basso contrasto.

4.1.3 Costruzione curve CNR-mAs per energia

La generazione automatica di grafici CNR-mAs, ottenuti a partire dalle curve CNR-Contrasto Nominale per ciascun valore di dose, costituisce una delle principali innovazioni introdotte dal software proposto rispetto ad AutoPIA, che si limita alla sola elaborazione delle curve di base. Il nuovo approccio consente invece di rappresentare l'andamento del CNR per ciascun inserto in funzione della dose (mAs), permettendo così una valutazione più completa delle performance per un'energia fissata.

Di seguito, vengono rappresentati i grafici ottenuti per i tre diversi macchinari considerati nello studio: Shimadzu (Fig. 4.5), Osko (Fig. 4.6) e Itaray rispettivamente con griglia (Fig. 4.7) e senza griglia (Fig. 4.8). Tali rappresentazioni sono state ottenute integrando i risultati delle curve CNR-Contrasto Nominale riportate nelle Figure 4.1, 4.3 e 4.4, applicando successivamente un'interpolazione lineare per unire i punti appartenenti alle stesse curve.

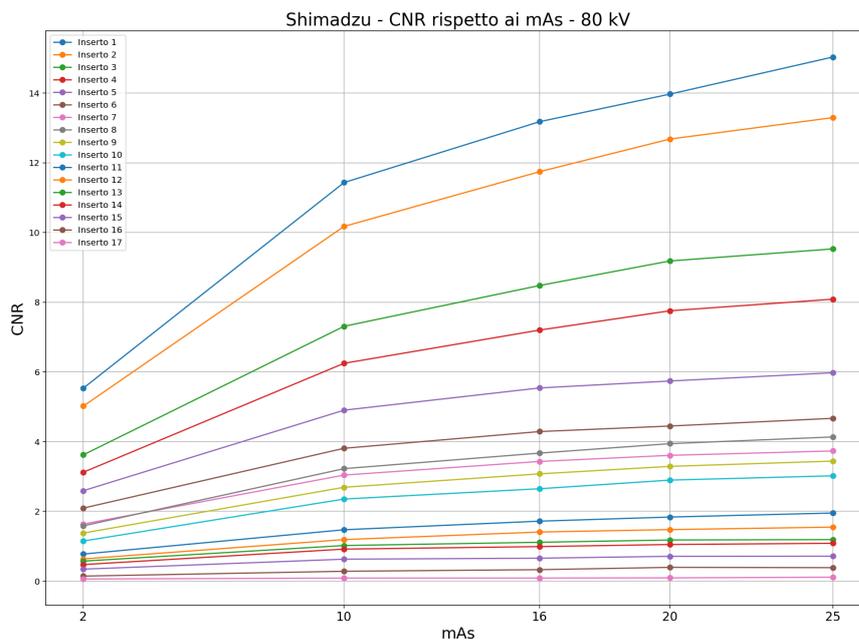


Figura 4.5: Andamenti del CNR dei 17 inserti a basso contrasto in funzione dei mAs per immagini acquisite con il dispositivo Shimadzu.

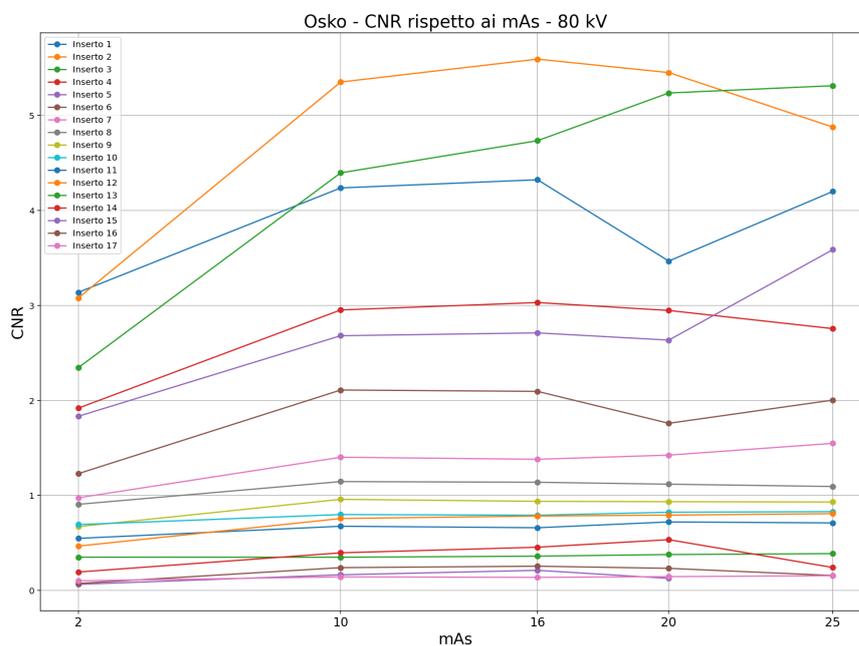


Figura 4.6: Andamenti del CNR dei 17 inserti a basso contrasto in funzione dei mAs per immagini acquisite con il dispositivo Osko.

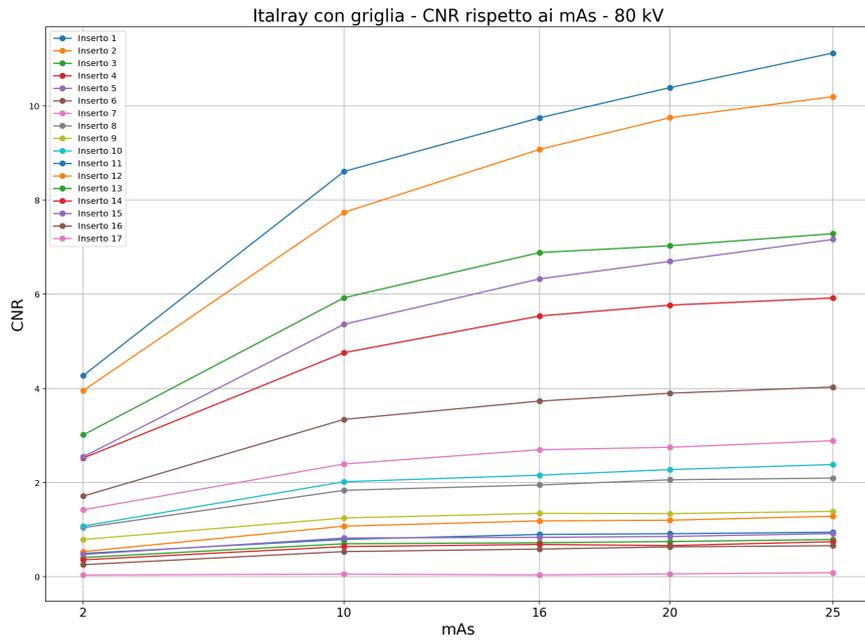


Figura 4.7: Andamenti del CNR dei 17 inserti a basso contrasto in funzione dei mAs per immagini acquisite con il dispositivo Italray con l'utilizzo della griglia.

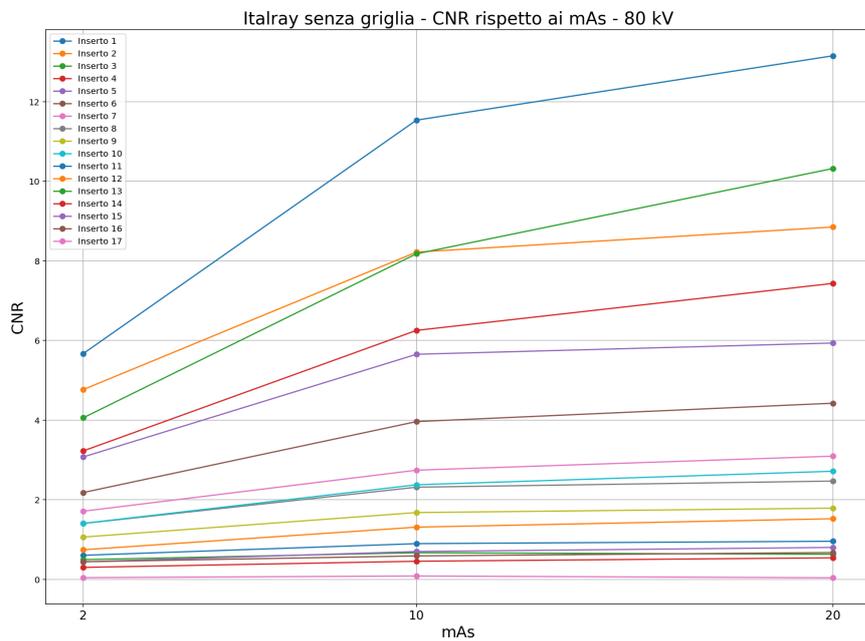


Figura 4.8: Andamenti del CNR dei 17 inserti a basso contrasto in funzione dei mAs per immagini acquisite con il dispositivo Italray senza l'utilizzo della griglia.

Analizzando le Figure 4.5, 4.7 e 4.8 relative alle macchine Shimadzu e Italray, si osserva un comportamento coerente con le aspettative teoriche: l'aumento dei mAs comporta un incremento progressivo del CNR per ciascun inserto, riflettendo una maggiore visibilità dei dettagli con l'aumentare della dose. Questo incremento è più marcato per i primi dieci inserti. Si evidenzia, inoltre, che l'incremento di CNR è più significativo a basse dosi, mentre tende a crescere più lentamente con dosi maggiori, indipendentemente dalla presenza o meno della griglia antiscatter.

Al contrario, come già evidenziato dalle curve nelle Figure 4.3, il dispositivo Osko mostra anomalie evidenti in termini di CNR. In particolare, nella Figura 4.6, anche gli inserti a contrasto elevato come i primi tre presentano andamenti incoerenti, con variazioni irregolari nonostante l'aumento della dose erogata. Tali comportamenti non consentono di trarre considerazioni affidabili. Possibili cause potrebbero essere la non uniformità della fascio RX o la disomogeneità del rivelatore (di cui si parlerà più dettagliatamente nell'Appendice), che renderebbe alcune aree più sensibili alla radiazione rispetto ad altre, influenzando così le curve in funzione della posizione degli inserti sul detettore.

In conclusione, la generazione automatica di questi grafici rappresenta un notevole vantaggio operativo per i fisici medici impegnati nei controlli di qualità. Attualmente, tali grafici vengono spesso realizzati manualmente in Excel a partire dai dati grezzi forniti da AutoPIA o software analoghi. L'automatizzazione introdotta dal nuovo software consente un notevole risparmio di tempo e una maggiore uniformità nell'analisi.

4.1.4 Soglia minima per TOR CDR

Un'ulteriore proposta innovativa del software sviluppato consiste nell'indicazione di una soglia minima di dose (in mAs), al di sotto della quale la qualità dell'immagine potrebbe non risultare adeguata, e al di sopra della quale un ulteriore incremento della dose non apporterebbe benefici significativi in termini di qualità. Questa soglia rappresenta quindi un valore indicativo da utilizzare per ottimizzare il bilancio tra qualità dell'immagine e contenimento della dose erogata.

Dall'analisi dei grafici nelle Figure 4.5, 4.7 e 4.8 è emerso che l'andamento del CNR è sempre crescente all'aumentare dei mAs, tuttavia, tale crescita risulta più marcata a basse dosi e tende a ridursi progressivamente a dosi più elevate. In altre parole, oltre una certa soglia, l'aumento dei mAs non si traduce più in un miglioramento significativo della qualità dell'immagine, risultando quindi inefficiente dal punto di vista dosimetrico.

Attualmente, in letteratura non esiste un criterio quantitativo univoco basato sui valori di CNR per gli inserti a basso contrasto che permetta di definire con precisione una soglia per una buona qualità dell'immagine. Questa valutazione è solitamente effettuata in modo qualitativo e soggettivo dai fisici medici. Proprio per

questo motivo, il software propone un approccio oggettivo, fornendo un'indicazione della soglia minima di mAs attraverso un metodo che verrà descritto nel corso di questo paragrafo.

È importante sottolineare che tale soglia non rappresenta un limite prescrittivo, ma un supporto alla valutazione. A tale scopo, il software offre anche la possibilità di inserire un valore soglia personalizzato, scelto dall'utente, sul quale viene calcolata la corrispondente soglia in mAs. Questo processo sarà descritto in dettaglio nella Guida al Software (Sezione 4.4).

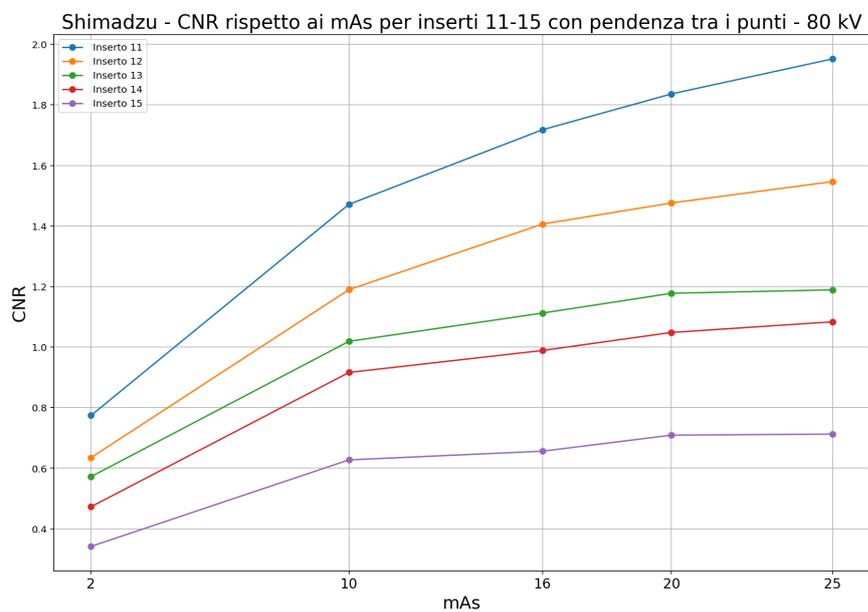
Per la determinazione della soglia in mAs, è stato adottato un criterio conservativo, basato sull'analisi degli inserti 11–15, caratterizzati da un contrasto nominale pari rispettivamente a 0.013, 0.011, 0.009, 0.007 e 0.005. Questi inserti, pur presentando un basso contrasto, risultano comunque sempre ben individuabili sia mediante il software RX-CNR Analyzer sia da AutoPIA, come già discusso nella sezione 4.1.1. La scelta di utilizzare proprio questi inserti per la stima della soglia si basa sul principio che, se tali elementi a basso contrasto risultano visibili, allora tutti gli inserti con contrasto nominale maggiore (ad esempio i primi inserti, con valori di 0.075, 0.067 e 0.053) saranno ancora più facilmente distinguibili a qualsiasi valore di dose. Inoltre, gli inserti a contrasto superiore mostrano un incremento più marcato nei valori di CNR al crescere della dose, rendendoli meno critici per la valutazione della soglia minima. Pertanto, l'adozione di questo approccio conservativo consente di garantire un margine di sicurezza nella stima della soglia, assicurando che l'immagine mantenga una qualità accettabile anche per gli elementi meno visibili. La soglia ottimale viene ricercata tra i valori di mAs disponibili, cioè tra quelli con cui sono state acquisite le immagini con un determinato dispositivo RX.

Il metodo adottato per la determinazione della soglia minima in mAs si basa sull'analisi delle pendenze delle curve CNR-mAs ottenute per gli inserti 11-15. Assumendo una soglia di default pari al 3% (0.03), vengono calcolate le pendenze dei tratti lineari relativi a ciascun inserto. La soglia minima viene quindi definita come il primo valore di mAs oltre il quale almeno tre inserti su cinque mostrano una pendenza inferiore a 0.03. Questo criterio consente di identificare il punto in cui l'aumento della dose non produce più un incremento significativo del CNR, indicando un livello di esposizione ottimale.

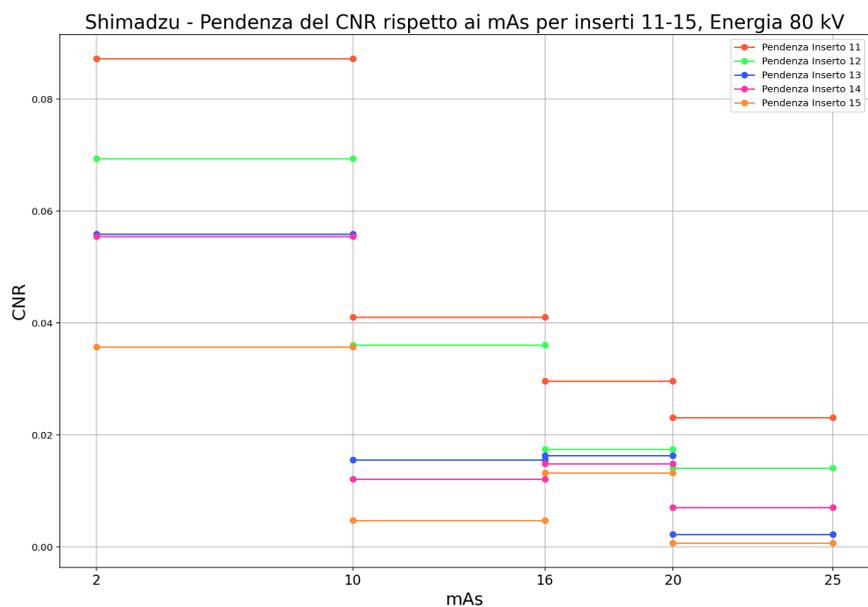
Di seguito verranno illustrati i risultati di soglia minima ottenuti sui grafici CNR-mAs per le immagini acquisite esclusivamente con i dispositivi Shimadzu e Italray, dal momento che sulla macchina Osko non è stato possibile effettuare questa valutazione a causa degli andamenti non coerenti delle curve CNR.

Per quanto riguarda il dispositivo Shimadzu, le curve relative agli inserti 11–15 sono già state presentate nelle Figure 4.2, in confronto con i risultati ottenuti tramite AutoPIA. Tuttavia, per una migliore comprensione del metodo utilizzato e del risultato ottenuto, tali andamenti sono ulteriormente illustrati in Figura 4.9a,

mentre in Figura 4.9b sono riportate le relative pendenze.



(a)



(b)

Figura 4.9: Risultati relativi ad immagini acquisite con il dispositivo Shimadzu. (a) Andamenti del CNR in funzione dei mAs per gli inserti 11-15; (b) corrispondenti pendenze.

Dalla Figura 4.9a, che rappresenta uno zoom della Figura 4.5, si osserva come gli inserti a contrasto nominale maggiore presentino sempre valori di CNR più elevati rispetto a quelli a contrasto minore, per ogni valore di mAs. Questo risultato ideale è attribuibile sia alle ottime prestazioni del detettore, sia al fatto che il fantoccio TOR CDR è stato posizionato sotto uno spessore di 9.5 cm di PMMA, che ha parzialmente attenuato la radiazione. Dalla Figura 4.9b emerge che per le immagini acquisite con Shimadzu, tre inserti su cinque presentano una pendenza inferiore a 0.03 appena dopo i 10 mAs; di conseguenza, il software riporta l'indicazione della soglia direttamente sul grafico CNR-mAs completo (Figura 4.10), per una visualizzazione più chiara.

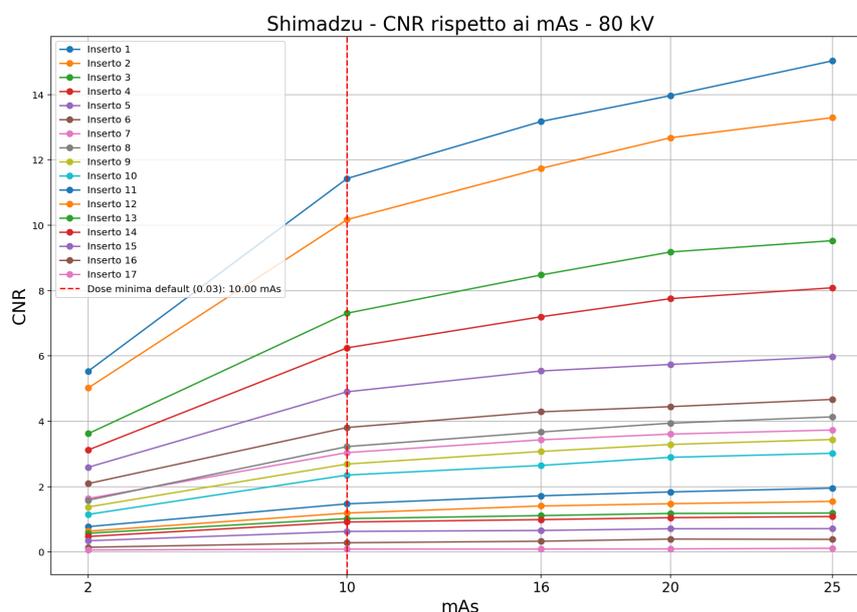


Figura 4.10: Curve CNR-mAs con indicazione di soglia minima per le immagini acquisite con il dispositivo Shimadzu.

Per il dispositivo Italray, sono state effettuate due analisi distinte in base alla presenza o meno della griglia antiscatter. Per le immagini con griglia, la Figura 4.11a mostra gli andamenti degli inserti di interesse, mentre la Figura 4.11b riporta le relative pendenze.

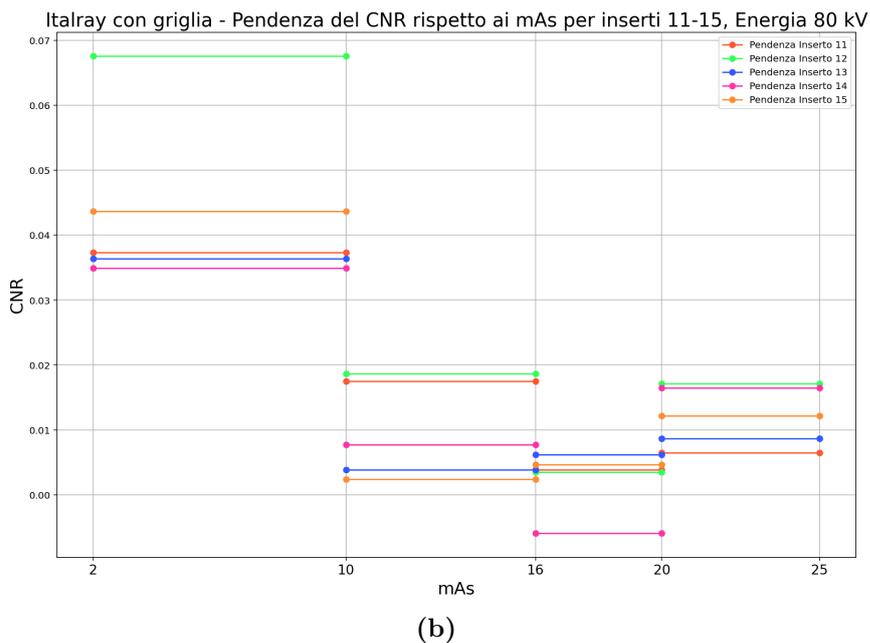
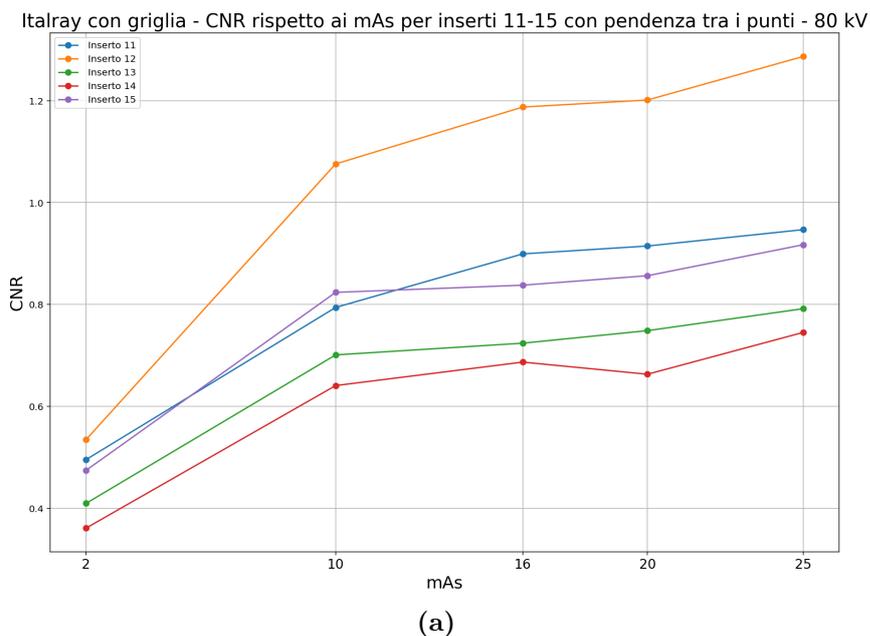


Figura 4.11: Risultati relativi ad immagini acquisite con il dispositivo Italray con l'utilizzo della griglia antiscatter. (a) Andamenti del CNR in funzione dei mAs per gli inserti 11-15; (b) corrispondenti pendenze.

Dalla Figura 4.11a emerge una parziale anomalia: l'inserto 12 presenta il CNR

più elevato e l'inserto 14 il più basso, anziché rispettivamente il numero 11 e 15, come atteso. Questa discrepanza potrebbe essere attribuita ad una parziale disomogeneità in alcune zone del detettore. Nonostante ciò, gli inserti 11–15 mostrano andamenti crescenti e sono stati quindi utilizzati per l'analisi. Per valori di mAs superiori a 10, le curve si appiattiscono notevolmente, come confermato dalla Figura 4.11b, dove tutte le pendenze risultano inferiori a 0.02. Anche in questo caso, 10 mAs rappresentano una dose minima ottimale, in grado di garantire la qualità dell'immagine senza eccessiva esposizione.

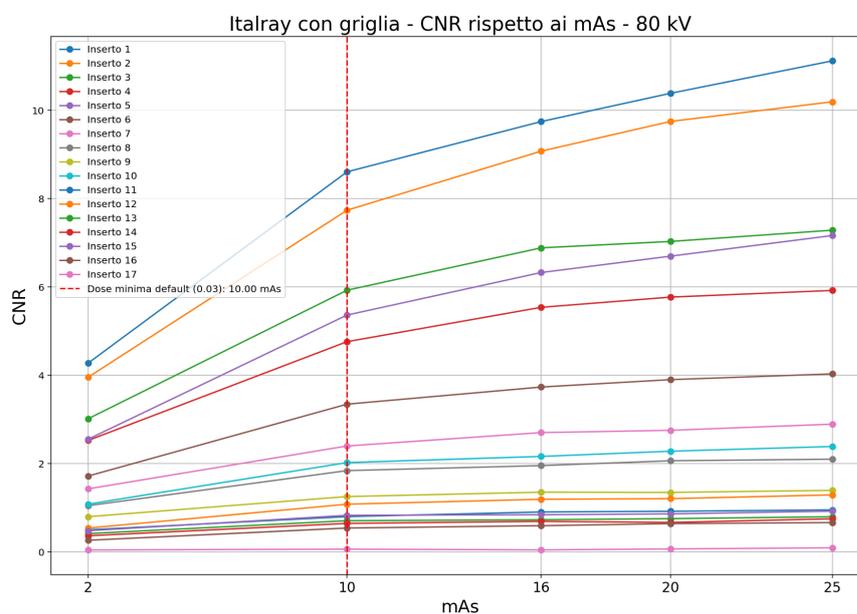
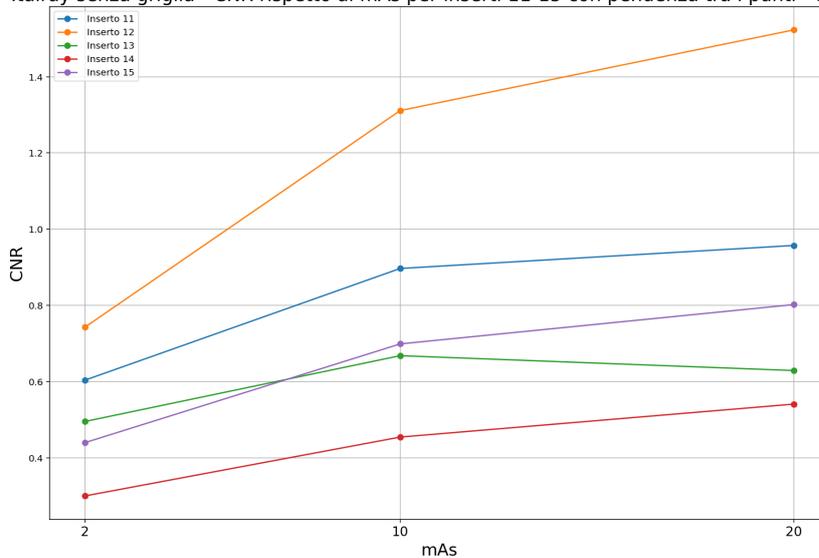


Figura 4.12: Curve CNR-mAs con indicazione di soglia minima per le immagini acquisite con il dispositivo Italray, con l'utilizzo della griglia antiscatter.

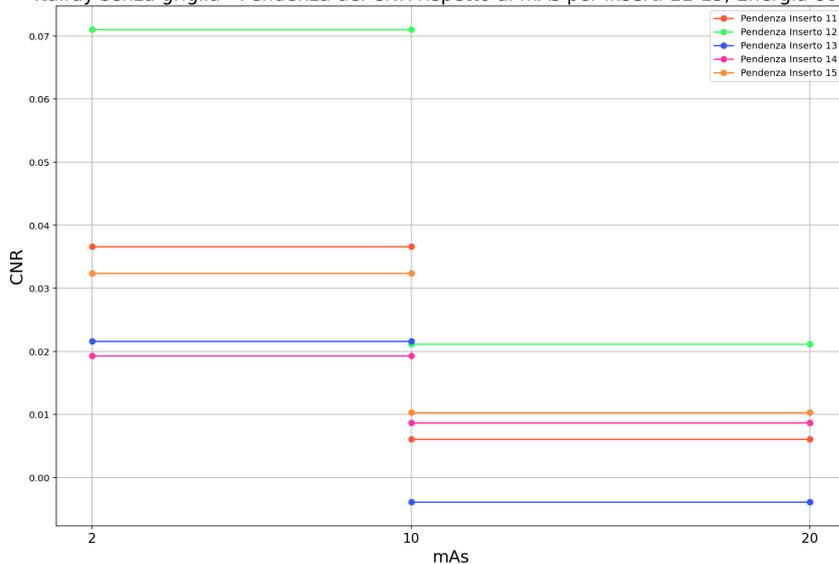
Per le acquisizioni senza griglia, le curve CNR e le pendenze degli inserti 11–15 sono mostrate nelle Figure 4.13a e 4.13b.

Italray senza griglia - CNR rispetto ai mAs per inserti 11-15 con pendenza tra i punti - 80 kV



(a)

Italray senza griglia - Pendenza del CNR rispetto ai mAs per inserti 11-15, Energia 80 kV



(b)

Figura 4.13: Risultati relativi ad immagini acquisite con il dispositivo Italray con l'utilizzo della griglia antiscatter. (a) Andamenti del CNR in funzione dei mAs per gli inserti 11-15; (b) corrispondenti pendenze.

In Figura 4.13a si osserva che, anche in assenza di griglia, l'inserto 12 continua

a presentare il CNR maggiore e il 14 il minore. Inoltre, i valori di CNR risultano globalmente superiori rispetto a quelli ottenuti con la griglia, come già evidenziato nelle Figure 4.4a-c.

Anche in questo caso, come dimostra la Fig. 4.13b, 10 mAs si confermano essere la dose soglia, poiché oltre tale valore le pendenze degli inserti sono inferiori a 0.03. La soglia trovata è riportata nel grafico CNR-mAs complessivo in Figura 4.14.

Tuttavia, confrontando la Figura 4.13b con la Figura 4.11b, si nota che, mentre in quest'ultima tutte le pendenze comprese tra 2 e 10 mAs superavano il valore di 0.03, nella Figura 4.13b due pendenze su cinque risultano già inferiori a tale soglia, e quella relativa all'inserto con contrasto nominale 0.015 si colloca appena al di sopra del limite. Per questo motivo, pur considerando corretta l'individuazione della soglia a 10 mAs da parte dell'algoritmo (in quanto, oltre tale valore, almeno tre pendenze su cinque risultano inferiori a 0.03), la rappresentazione grafica in Figura 4.13b suggerisce che, se il dataset avesse incluso immagini del fantoccio TOR CDR acquisite con valori di mAs leggermente superiori a 2, la soglia dose determinata sarebbe verosimilmente risultata inferiore a 10 mAs.

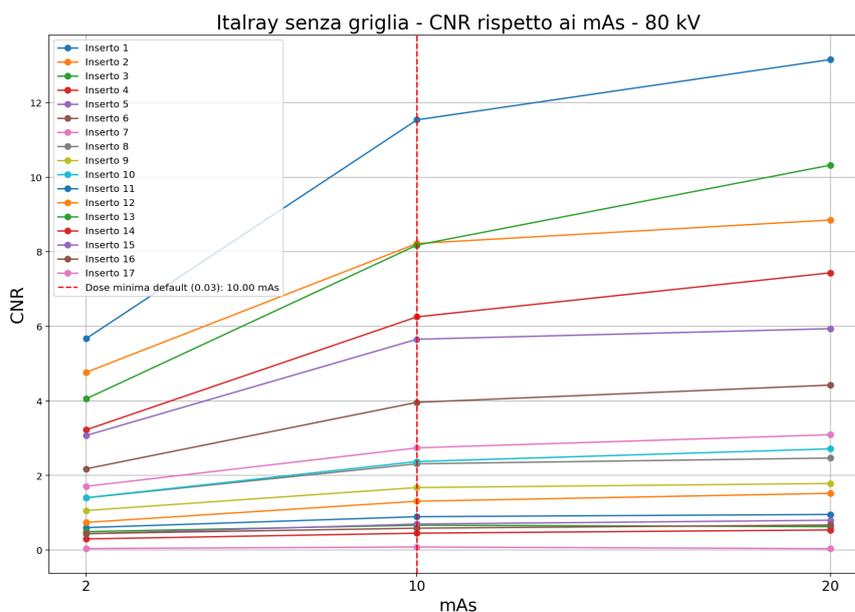


Figura 4.14: Risultati relativi ad immagini acquisite con il dispositivo Italray senza l'utilizzo della griglia antiscatter. (a) Andamenti del CNR in funzione dei mAs per gli inserti 11-15; (b) corrispondenti pendenze.

I risultati ottenuti nelle tre casistiche analizzate sono coerenti anche con una valutazione visiva, confermando l'efficacia del metodo proposto per la stima oggettiva di una dose minima, dimostrandosi un supporto per i fisici medici. Si evidenzia

tuttavia una limitazione: la soglia può essere determinata solo tra i valori di mAs con cui sono state effettivamente acquisite le immagini. Pertanto, una maggiore disponibilità di acquisizioni a mAs differenti permetterebbe una stima più accurata.

In sintesi, il valore di 10 mAs si è dimostrato essere la soglia ottimale da utilizzare, con un'energia di 80 kVp, per l'acquisizione delle immagini con entrambi i dispositivi Shimadzu e Italray (sia con che senza griglia). Tuttavia, ciò non implica un'equivalenza in termini di dose all'ingresso del fantoccio, in quanto, come verrà discusso nella Sezione 4.3, i diversi dispositivi utilizzati emettono quantità di radiazione differenti anche con identici parametri espositivi.

4.2 Curve CNR per il fantoccio DEXA

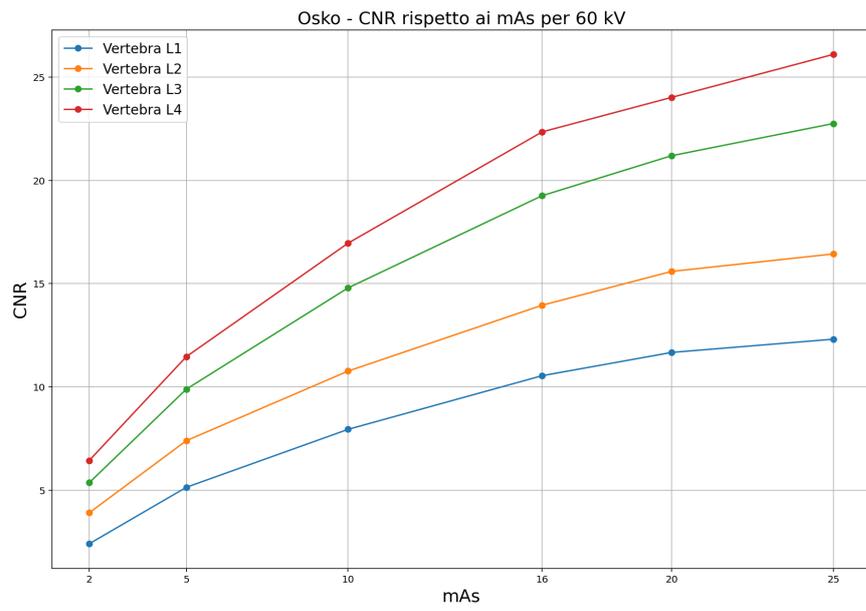
L'analisi eseguita sul fantoccio DEXA rappresenta una proposta innovativa del software sviluppato, poiché attualmente non esistono algoritmi in grado di calcolare il contrasto delle vertebre del fantoccio rispetto al background circostante. Non è stato quindi possibile confrontarne le performance con quelle di metodi attualmente disponibili in commercio. Questa valutazione non rientra strettamente nell'ambito dei controlli di qualità, ma risulta clinicamente utile per verificare la visibilità di dettagli anatomici del distretto lombare nelle immagini radiografiche.

4.2.1 Costruzione curve CNR-mAs per energia

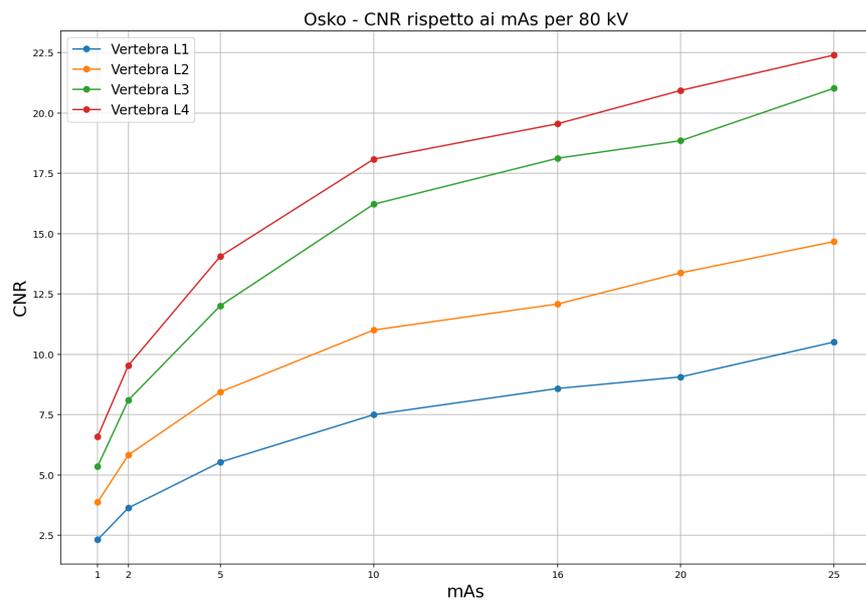
Nel caso specifico del fantoccio DEXA, sono state analizzate le quattro curve che rappresentano il CNR delle ROI posizionate al centro delle vertebre L1, L2, L3 e L4, in funzione dei mAs, come descritto nella sezione 3.7.2.

Di seguito vengono illustrati i risultati ottenuti sulle immagini del dataset relative al fantoccio colonna, rispettivamente per i dispositivi Osko e Italray. I risultati illustrati per macchina sono ottenuti come media delle immagini acquisite con gli stessi parametri espositivi e correttamente elaborate. Le curve risultanti sono state tracciate unendo i punti medi tramite segmenti spezzati, al fine di garantire una maggiore continuità e leggibilità degli andamenti.

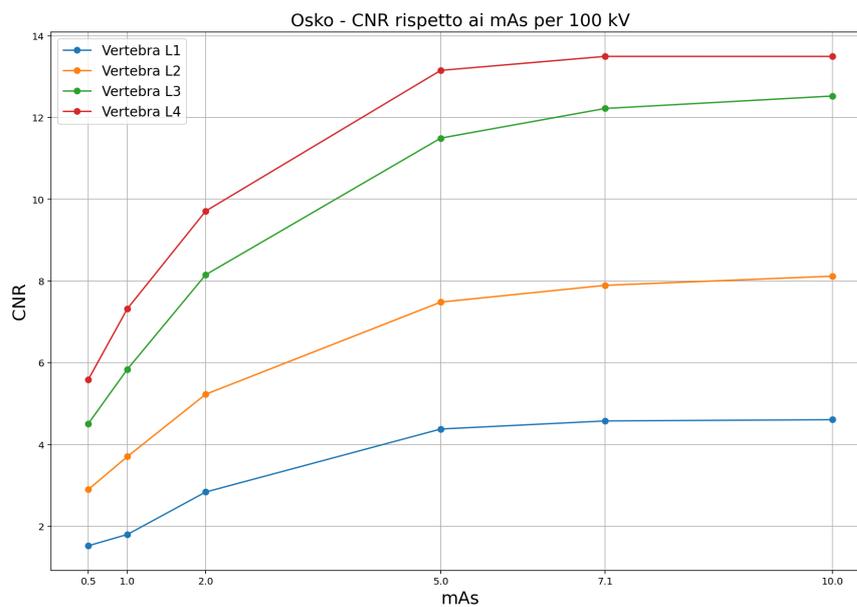
Gli andamenti del CNR in funzione dei mAs per il dispositivo Osko sono riportati in Figura 4.15: (a) per 60 kVp, (b) per 80 kVp e (c) per 100 kVp.



(a)



(b)



(c)

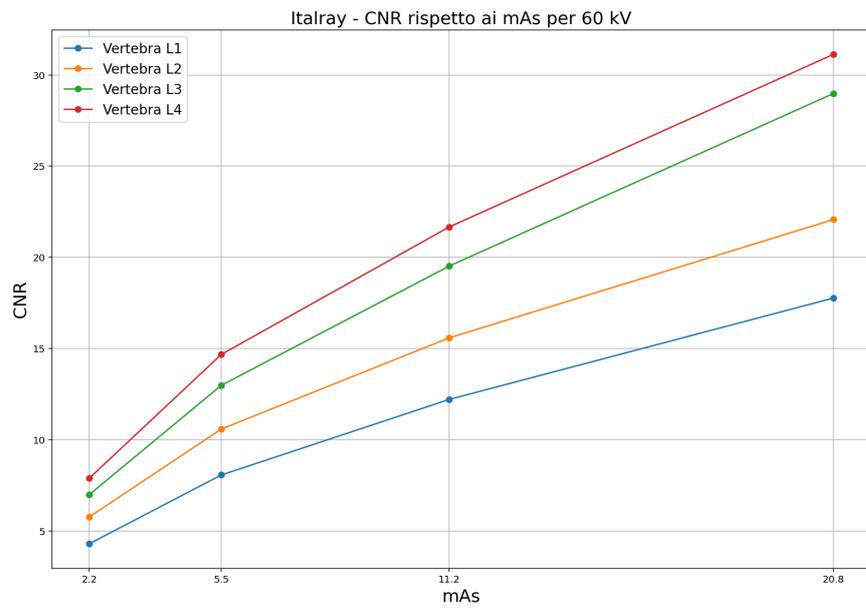
Figura 4.15: Risultati relativi ad immagini acquisite con il dispositivo Shimadzu. Andamenti del CNR in funzione dei mAs per (a) 60 kV, (b) 80 kV, (c) 100 kV.

Dall'osservazione delle Figure 4.15 a, b, c si riscontra che, come previsto, la densità delle vertebre influenza il valore del contrasto rispetto al background: la vertebra L4 risulta la più visibile, seguita dalla L3, dalla L2 e infine dalla L1, indipendentemente dal valore di energia impostato sul tubo RX.

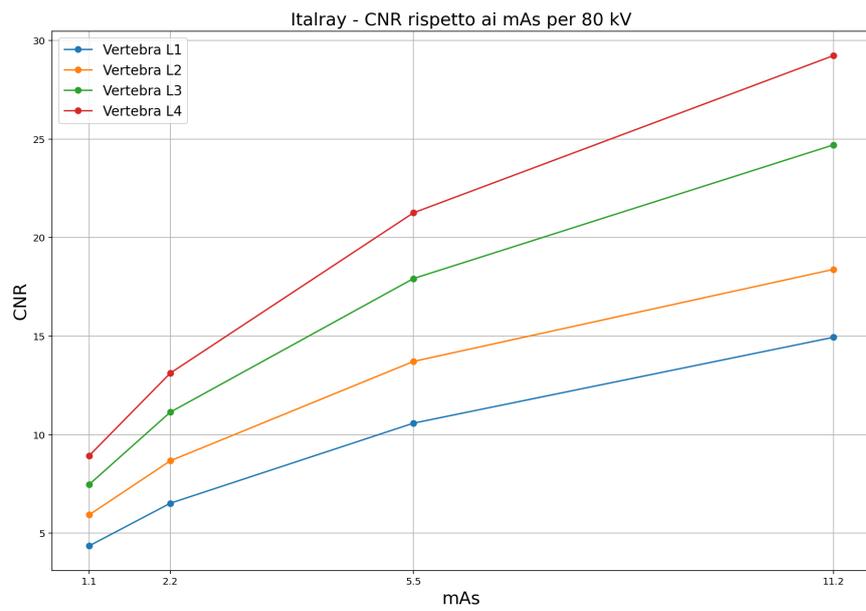
Gli andamenti del CNR risultano sempre crescenti all'aumentare dei mAs, tuttavia si nota come la pendenza delle curve sia maggiore a basse dosi, per poi diminuire progressivamente con l'aumento della dose. Va sottolineato che le pendenze variano in funzione dell'energia utilizzata: è quindi fondamentale contestualizzare l'analisi anche rispetto al valore di kVp e non limitarsi alla sola valutazione dei mAs.

In Figura 4.15a si osserva l'assenza dei valori di CNR relativi alle tre immagini acquisite a 60 kVp e 1.3 mAs (incluse nel dataset): queste immagini non sono state elaborate in quanto troppo rumorose e sono state quindi escluse dall'algoritmo nella generazione delle curve per tale energia.

Per quanto riguarda le acquisizioni del fantoccio DEXA con il dispositivo Italray, le curve CNR-mAs sono riportate nelle Figure 4.16: (a) per 60 kVp, (b) per 80 kVp e (c) per 100 kVp.



(a)



(b)

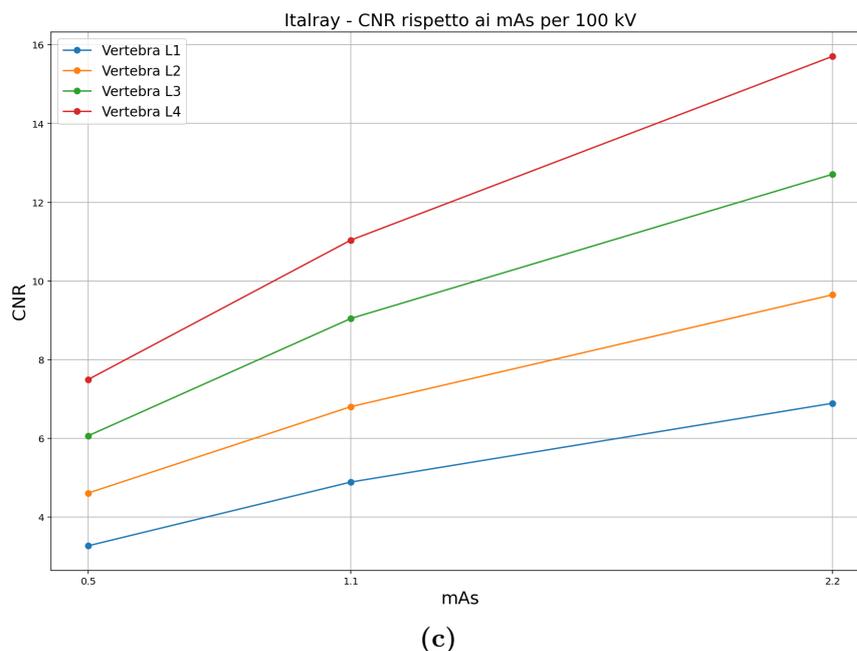


Figura 4.16: Risultati relativi ad immagini acquisite con il dispositivo Italray. Andamenti del CNR in funzione dei mAs per (a) 60 kV, (b) 80 kV, (c) 100 kV.

Anche per il dispositivo Italray, la vertebra con contrasto maggiore risulta essere sempre la L4, seguita da L3, L2 e infine L1, in linea con le aspettative. Si segnala che, nella Figura 4.16c, mancano i valori di CNR relativi alla dose di 7.5 mAs: infatti, sebbene le immagini di questa serie siano presenti nel dataset, non sono state correttamente elaborate dal software, motivo per cui sono state escluse dall'analisi.

Gli andamenti del CNR mostrano un incremento al crescere dei mAs; tuttavia, come prevedibile, tale incremento tende a ridursi per valori elevati di dose. Nonostante questa attenuazione nella crescita, le curve non mostrano un vero e proprio appiattimento, indicando che il miglioramento della qualità dell'immagine continua, seppur in misura minore, anche a dosi più alte.

4.2.2 Soglia minima per DEXA

L'obiettivo ultimo dell'applicazione sviluppata consiste nel fornire un'indicazione di dose ottimale anche relativamente alle immagini del fantoccio DEXA. In questo caso, questa stima di dose può aiutare il personale ospedaliero a definire l'esposizione del distretto lombare utilizzando una dose opportuna, non eccessivamente elevata, senza compromettere la qualità dell'immagine.

Il concetto alla base di questo sviluppo è lo stesso spiegato per il fantoccio TOR CDR: gli andamenti del CNR riguardanti le immagini di DEXA con i

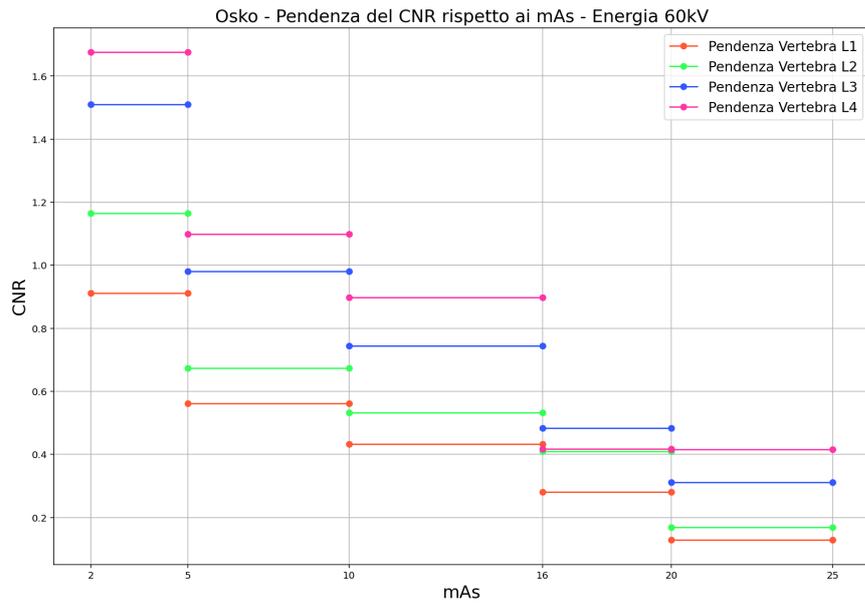
dispositivi Osko e Italray continuano e continueranno sempre a crescere per valori di mAs superiori. Si è visto però che ad determinato punto in poi le curve non incrementeranno così tanto da giustificare l'aumento della dose erogata: si vuole cercare proprio quel punto. È importante quindi fornire delle indicazioni in merito, poiché questa possa aiutare i tecnici radiologici in maniera oggettiva nell'esposizione di un distretto anatomico. È importante preservare i dettagli, per cui la scelta di una dose ottimale permetterebbe di osservare eventuali fratture o altre patologie in una radiografia su paziente.

Anche per il fantoccio colonna, l'applicazione prevede quindi un metodo in grado di indicare all'utente questa dose, senza che sia vincolante, poiché come verrà descritto nella guida al software sarà possibile inserire un valore soglia scelto dall'utente su cui poi verrà calcolata un'eventuale dose minima in mAs. La ricerca ottenuta rimane comunque vincolata al range di mAs utilizzato durante l'acquisizione su fantoccio.

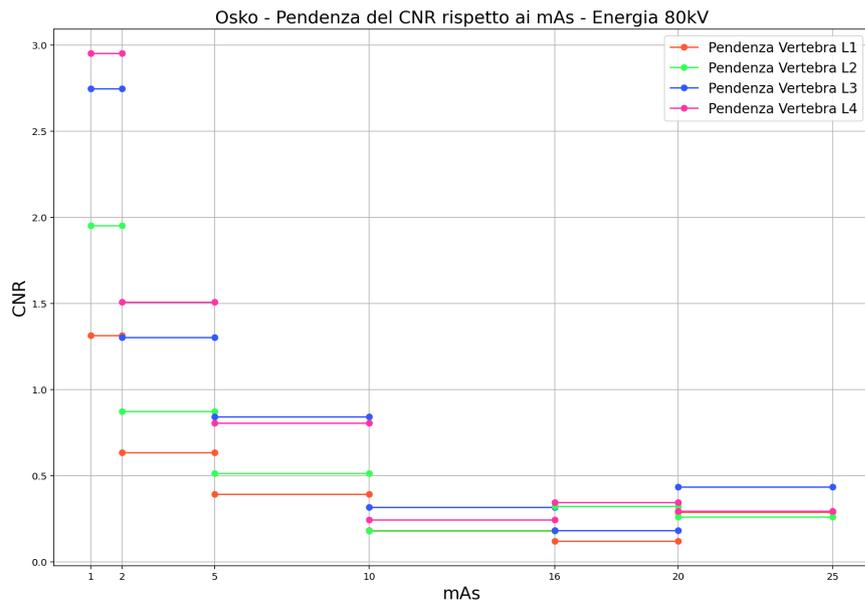
Il metodo utilizzato per trovare questo valore di dose soglia si basa sulla valutazione delle pendenze delle rette spezzate che uniscono i punti medi che rappresentano il CNR trovato per quella specifica energia e specifico mAs per quel dispositivo. Dalla visualizzazione delle Figure nella sezione 4.2.1 è ben intuibile che tutti i valori di CNR aumenteranno sempre, ma in particolare quello relativo alla vertebra L4. Si è scelto di valutare comunque tutte e quattro le pendenze e si scegliere come soglia dose il valore di mAs oltre il quale almeno tre rette spezzate su quattro hanno pendenza minore del 50 % (0.5). In questo modo si vuole identificare il punto in cui l'aumento della dose non produce più un incremento significativo del CNR, indicando un livello di esposizione ottimale per il distretto lombare secondo quell'energia scelta.

Di seguito verranno illustrati i risultati di soglia minima ottenuti sui grafici CNR-mAs per le immagini acquisite con i dispositivi Osko e Italray.

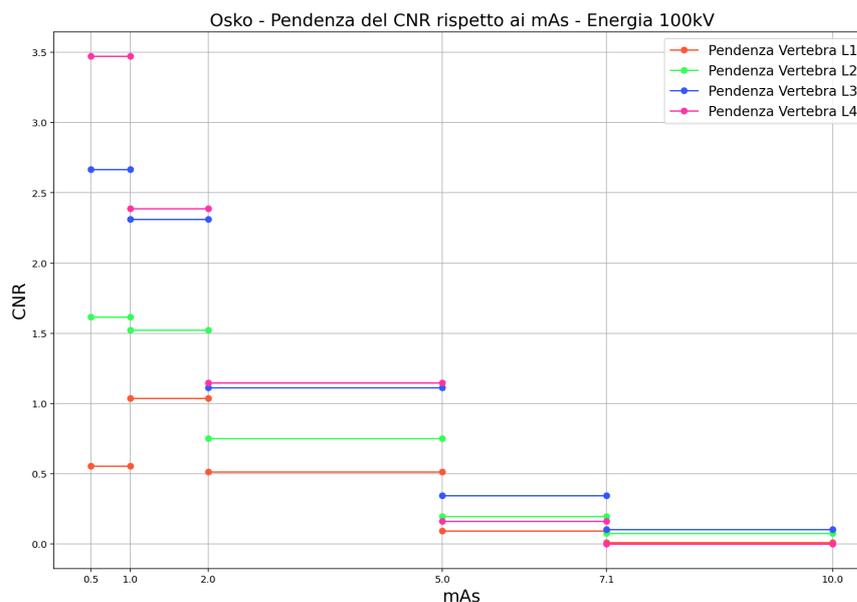
Relativamente al dispositivo Osko, le pendenze curve CNR delle quattro vertebre lombari riportate nelle Figure 4.15 (a) per 60 kVp, (b) per 80 kVp e (c) per 100 kVp vengono illustrate rispettivamente nelle Figure 4.17 (a), (b) e (c).



(a)



(b)



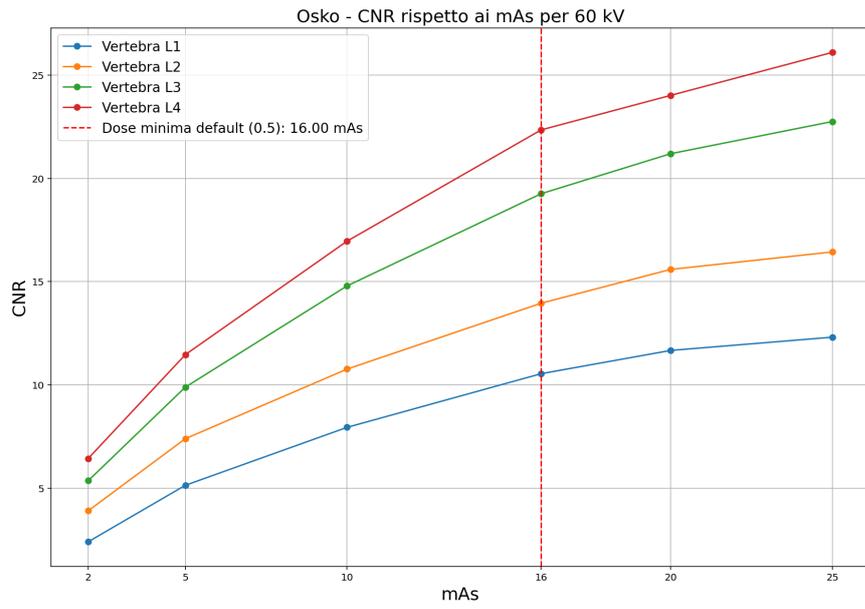
(c)

Figura 4.17: Pendence delle curve CNR delle immagini acquisite con il dispositivo Osco per (a) 60 kV, (b) 80 kV, (c) 100 kV.

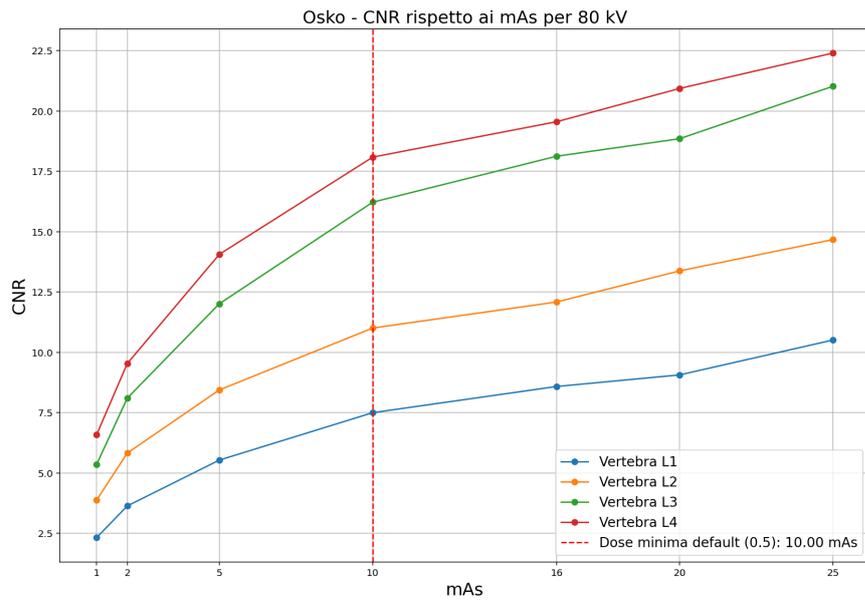
Analizzando la Figura 4.17a, si osserva che per 60 kV la soglia di pendenza pari a 0.5 viene superata a 16 mAs, identificando così la soglia minima di dose ricercata. Dalla Figura 4.17b, invece, tutte le curve presentano pendenza inferiore a 0.05 già a 10 mAs, mentre nella Figura 4.17c questa soglia viene raggiunta ancora prima, ovvero a 5 mAs.

Tali risultati si dimostrano coerenti con le aspettative, poiché la dose effettiva in mGy non dipende unicamente dai mAs, ma anche dal valore dei kVp impostati sul tubo radiogeno. L'utilizzo di energie più elevate (kV maggiori) comporta un incremento della dose, pertanto è ragionevole attendersi che, all'aumentare della tensione, diminuisca la soglia ottimale di mAs necessaria a ottenere un'immagine di qualità adeguata. Viceversa, con kVp più bassi, è necessario somministrare una dose maggiore affinché il fascio riesca a penetrare il segmento anatomico (o, in questo caso, il fantoccio), garantendo così una sufficiente qualità dell'immagine.

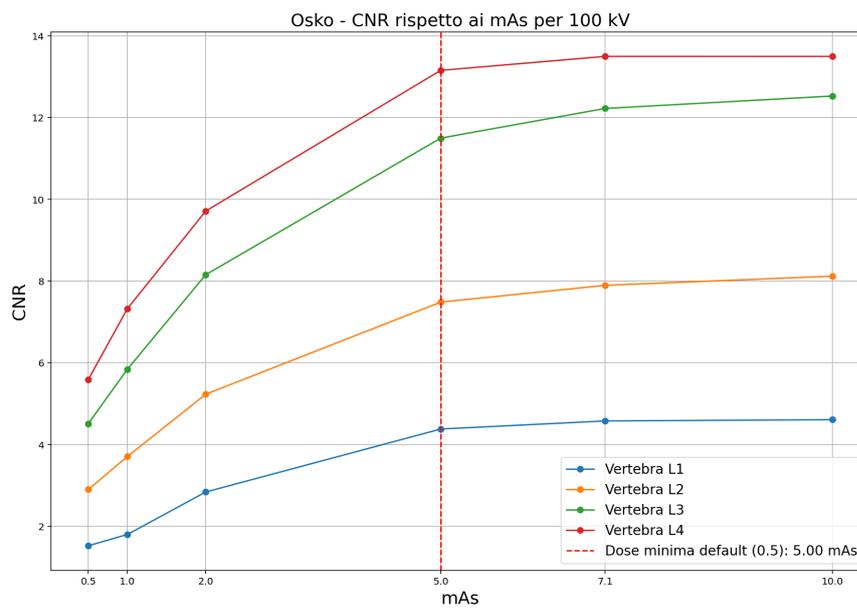
Per una maggiore completezza visiva, i valori di dose ottimale individuati sono stati riportati nei grafici CNR-mAs relativi ai tre livelli di energia delle immagini acquisite con Osco, mostrati nelle Figure 4.18 a, b, c.



(a)



(b)

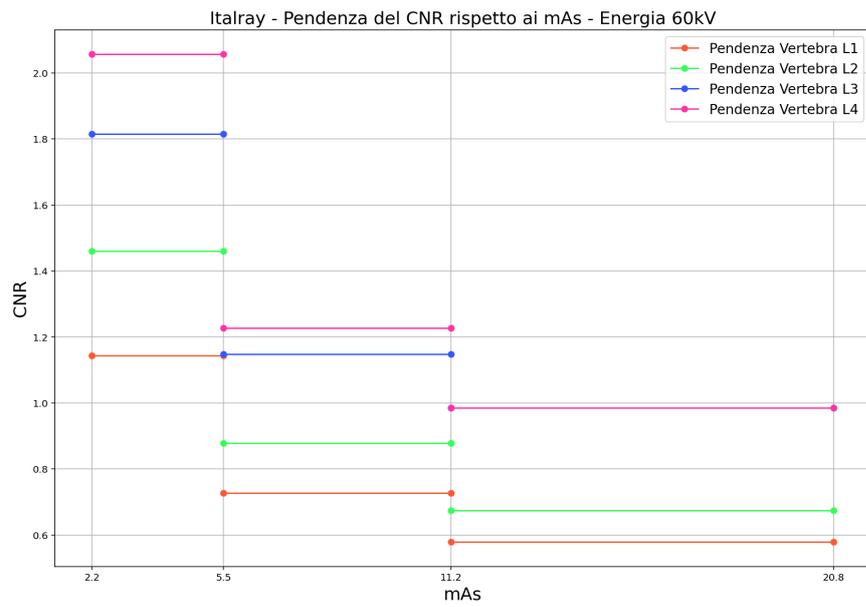


(c)

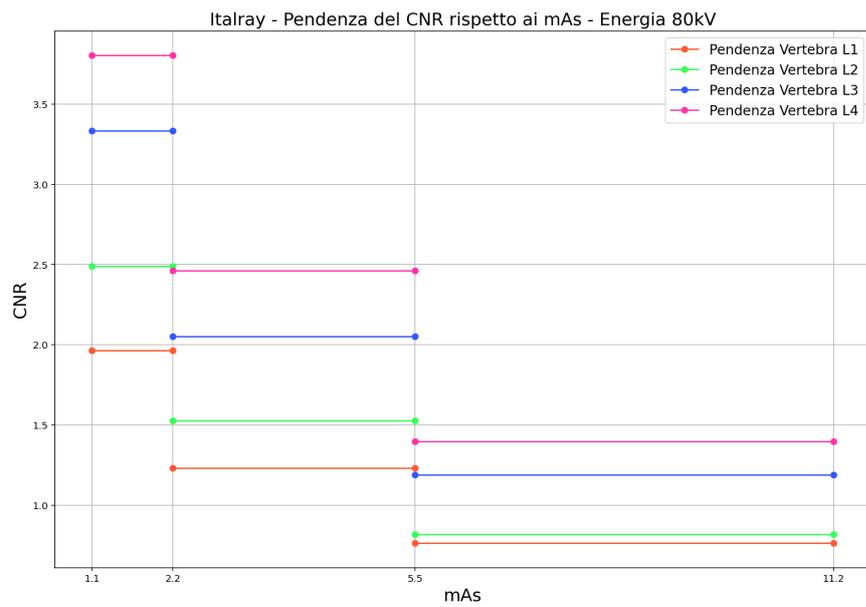
Figura 4.18: Curve CNR-mAs con valutazione della dose ottimale per immagini acquisite con il dispositivo Osko per (a) 60 kV, (b) 80 kV, (c) 100 kV.

Le soglie di dose minima così individuate e riportate nei grafici delle Figure 4.18 soddisfano il controllo visivo, risultando posizionate in corrispondenza di un evidente calo della pendenza per tutte e tre le energie analizzate.

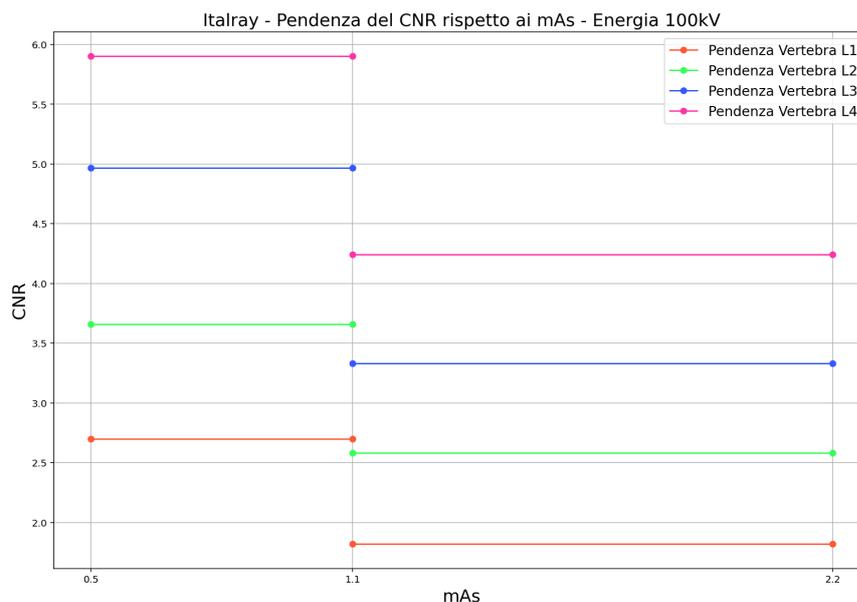
Per le acquisizioni del fantoccio DEXA effettuate su Italray, vengono riportate nelle Figure 4.19 a, b e c le pendenze delle curve CNR in funzione dei mAs rispettivamente a 60 kV, 80 kV e 100 kV.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.19: Pendenze delle curve CNR delle immagini acquisite con il dispositivo Italray per (a) 60 kV, (b) 80 kV, (c) 100 kV.

Le Figure 4.19 a, b e c mostrano che, per nessuna delle tre energie considerate, è stato possibile identificare una dose minima ottimale. Le curve CNR-mAs riportate nelle Figure 4.16 evidenziano infatti pendenze elevate anche per valori di mAs relativamente alti. L'assenza di una soglia, definita come un punto in cui almeno tre curve CNR su quattro presentano una pendenza inferiore a 0.5, suggerisce che la qualità dell'immagine continua a migliorare con l'aumentare della dose per il sistema Italray.

Da ciò non è possibile trarre una conclusione definitiva: da un lato, sarebbe necessario acquisire immagini con valori di mAs intermedi rispetto a quelli già utilizzati nel dataset DEXA per Italray, al fine di ottenere curve più dense e dettagliate. Dall'altro lato, se anche con una maggiore risoluzione nei punti di acquisizione non si riuscisse a individuare una soglia ottimale, si potrebbe ipotizzare un aumento dei mAs in acquisizioni future. Tuttavia, è importante ricordare che, secondo i Livelli Diagnostici di Riferimento (LDR) [37], la dose superficiale in ingresso al paziente per una radiografia del rachide lombare in proiezione antero-posteriore per un adulto è pari a 7 mGy. Un incremento dei mAs potrebbe quindi comportare un superamento di questa soglia, rendendo necessario un attento bilanciamento tra qualità dell'immagine e rispetto dei limiti dosimetrici.

Un'ulteriore considerazione riguarda la natura delle immagini elaborate: mentre per il dispositivo Osko sono state utilizzate esclusivamente immagini "For Processing"

(grezze), nel caso di Italray sono state analizzate immagini "For Presentation" con LUT lineare. Se fossero state disponibili immagini grezze anche per Italray, sarebbe stato possibile condurre un confronto diretto e più equo tra i due sistemi.

4.3 Misure quantitative: la dose

Per confrontare le soglie espresse in mAs ottenute nei vari casi è necessario ricavare la corrispondente dose in mGy all'ingresso del fantoccio per ciascuno dei tre dispositivi radiologici utilizzati. Infatti, ogni sistema può erogare una dose diversa anche con parametri espositivi identici, motivo per cui è fondamentale convertire i valori soglia in mAs in mGy , unità tipicamente utilizzata per quantificare la dose in ambito radiologico.

Segue quindi la descrizione dei calcoli eseguiti per ottenere la dose in ingresso al fantoccio, sia per il TOR CDR che per il DEXA. A partire da un valore di dose misurato tramite camera di ionizzazione o diodo, posizionati a una distanza nota dal detettore, è possibile calcolare la dose all'ingresso del fantoccio. In tutte le misurazioni, lo spessore dei fantocci è considerato costante: 1 cm per il TOR CDR e 14.5 cm per il DEXA.

Poiché la radiazione si propaga secondo la legge dell'inverso del quadrato della distanza, si può impostare la seguente proporzione (equazione 4.2):

$$\frac{Dose_{dosimetro}}{Dose_{fantoccio}} = \frac{Distanza_{fantoccio}^2}{Distanza_{dosimetro}^2} \quad (4.2)$$

4.3.1 Dose misurata per Shimadzu

Per il dispositivo Shimadzu, le immagini del TOR CDR sono state acquisite con le seguenti distanze:

- SID (distanza fuoco-detettore): 110 cm,
- Distanza sorgente-paziente: 92.44 cm,
- Distanza sorgente-TOR CDR: 81.94 cm,
- Distanza sorgente-TOR CDR (con correzione): 80.94 cm.

È importante considerare anche che il fantoccio TOR CDR è stato posizionato al di sopra di 9.5 cm di PMMA.

La dose misurata con la camera di ionizzazione, per i parametri espositivi 80 kVp e 10 mAs (soglia trovata), è pari a 1.694 mGy: questa rappresenta la dose ottimale in ingresso al fantoccio che consente l'individuazione di dettagli fino al 14° inserto in presenza di 9.5 cm di PMMA per il dispositivo Shimadzu.

4.3.2 Dose misurata per Osko

La dose erogata dal dispositivo Osko è stata misurata con camera di ionizzazione. Tuttavia, non è stato possibile determinare un valore soglia in mAs per il TOR CDR, a causa dell'andamento anomalo delle curve CNR- mAs . Di conseguenza, non è stato possibile calcolare la dose all'ingresso del fantoccio TOR CDR.

Al contrario, per il fantoccio DEXA sono state ricavate le seguenti soglie dose in mAs :

- 60 kVp: 16 mAs ,
- 80 kVp: 10 mAs ,
- 100 kVp: 5 mAs .

Le distanze considerate durante le misurazioni sul fantoccio DEXA sono:

- SID: 100 cm,
- Distanza sorgente-piano d'appoggio: 94 cm,
- Distanza sorgente-camera: 90.45 cm,
- Distanza sorgente-DEXA: 79.5 cm.

Si ricorda che il fantoccio DEXA (e anche il TOR CDR) per le acquisizioni con il dispositivo Osko è stato posizionato direttamente sopra la superficie del detettore, dunque non al di sopra del lettino paziente.

Le dosi misurate con la camera di ionizzazione, in corrispondenza dei kVp utilizzati e dei valori soglia in mAs trovati, al livello del piano d'appoggio, sono state:

- Per 60 kVp e 16 mAs : 0.453 mGy,
- Per 80 kVp e 10 mAs : 0.4521 mGy,
- Per 100 kVp e 5 mAs : 0.395 mGy.

Sostituendo i dati nella proporzione 4.2 si sono ottenute le seguenti rispettive dosi all'ingresso del fantoccio:

- Per 60 kVp: 0.586 mGy,
- Per 80 kVp: 0.585 mGy,
- Per 100 kVp: 0.511 mGy.

I risultati ottenuti dimostrano una forte coerenza tra le soglie dose, con valori molto simili per 60 e 80 kVp. Anche il valore per 100 kVp, sebbene leggermente inferiore, si mantiene coerente. Tuttavia, non è possibile escludere che un valore soglia più basso di 5 mAs avrebbe condotto a una dose soglia inferiore per i 100 kVp.

In ogni caso, la dose soglia compresa tra 0.511 mGy e 0.585 mGy si dimostra una dose ottimale, confermata da analisi indipendenti. Si può pertanto affermare che, per le acquisizioni lombari con il dispositivo Osko, le tre combinazioni di kVp e mAs considerate sono equivalenti in termini di dose erogata al fantoccio.

4.3.3 Dose misurata per Italray

Con il dispositivo Italray è stata ottenuta una soglia di 10 mAs per il fantoccio TOR CDR, sia con griglia che senza, come spiegato nella Sezione 4.1.4. Tuttavia, per il fantoccio DEXA (Sezione 4.2.2), non è stato possibile determinare alcuna soglia dose. Le considerazioni fatte d'ora in poi per il dispositivo Italray riguardano quindi esclusivamente le acquisizioni eseguite con il fantoccio TOR CDR.

Durante le misurazioni di dose sia con l'utilizzo della griglia che senza griglia, sono state adottate le seguenti distanze:

- SID: 100 cm,
- Distanza sorgente-paziente: 93 cm,
- Distanza sorgente-TOR CDR: 92 cm.

Le misure di dose effettuate con diodo a 80 kVp e 10 mAs hanno restituito 0.638 mGy all'ingresso del fantoccio.

4.4 Guida al software

Al primo avvio, l'interfaccia dell'applicazione si presenta in modo intuitivo, come mostrato in Figura 4.20. L'utente ha la possibilità di scegliere tra l'analisi del fantoccio TOR CDR o FANTOCCIO COLONNA, selezionando l'icona corrispondente. La schermata iniziale richiede quindi questa scelta prima di poter proseguire.

Sul lato sinistro è presente un *navigation frame*, che consente di:

- tornare alla schermata principale (*"HOME"*),
- passare da un tipo di analisi all'altro (da *TOR CDR* a *FANTOCCIO COLONNA* e viceversa).

L'applicazione non supporta la visualizzazione dei risultati in tempo reale, ma solo mediante esportazione del report finale in formato PDF.

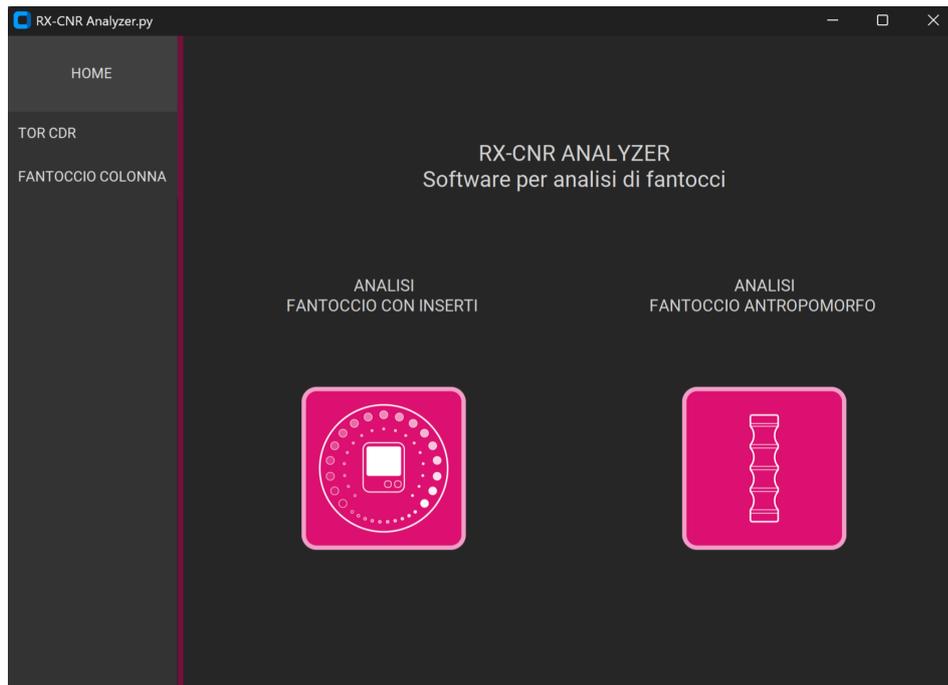


Figura 4.20: Interfaccia utente all'avvio del software.

Procedura di analisi per il fantoccio TOR CDR

Una volta selezionato il fantoccio TOR CDR, l'interfaccia si aggiorna come illustrato in Figura 4.21.

Nel *navigation frame*, il bottone associato al TOR CDR assume un colore differente rispetto agli altri, per indicare visivamente la schermata attiva.

Nel frame principale, all'avvio di una nuova analisi, l'unica funzionalità attiva è quella per la selezione di una cartella contenente le immagini da analizzare. In particolare, l'utente può cliccare su "Seleziona Cartella" per esplorare il file system e selezionare il percorso, oppure inserire manualmente il path della cartella.

Una volta selezionata la cartella, il software verifica la presenza di immagini DICOM. Se non sono rilevate immagini compatibili, viene mostrato un messaggio di errore. In caso contrario, il bottone per avviare l'analisi viene abilitato.

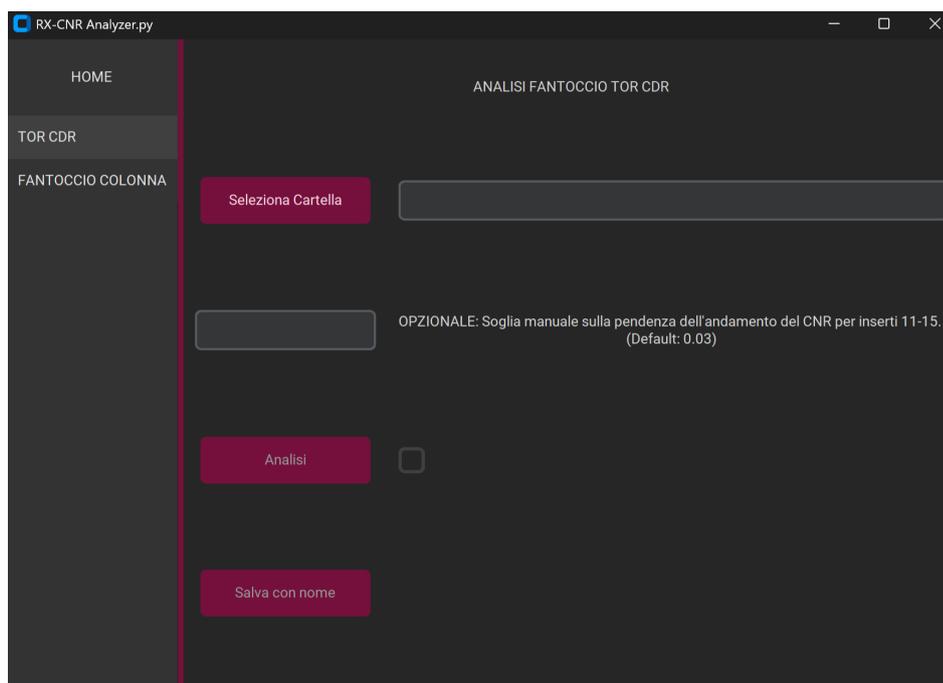


Figura 4.21: Interfaccia utente per l'analisi del fantoccio TOR CDR.

Prima di avviare l'analisi, l'utente può inserire manualmente una soglia per la pendenza delle curve CNR-mAs relative agli inserti 11-15. Questa soglia consente al software di fornire, oltre alla soglia dose calcolata automaticamente su un valore di 0.03 (si rimanda al paragrafo 4.1.4 per la definizione della soglia di default), anche una soglia personalizzata (se valida). Se il campo è lasciato vuoto o compilato in modo non corretto (es. con lettere o simboli), il software ignora automaticamente il valore inserito.

Supponendo, ad esempio, di selezionare una cartella con immagini DICOM del TOR CDR acquisite con un dispositivo Shimadzu e di inserire manualmente la soglia 0.06, al click su "Analisi" viene mostrata una barra di avanzamento come indicatore visivo dello stato dell'elaborazione. Al termine, compare un segno di spunta che segnala la conclusione dell'analisi (Figura 4.22).

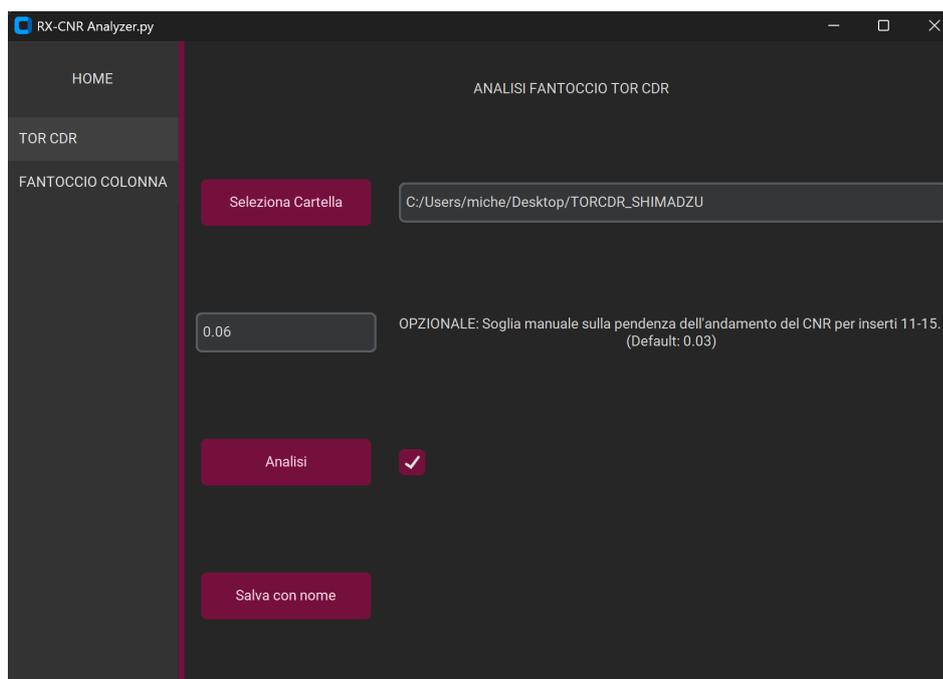


Figura 4.22: Interfaccia utente al completamento dell'analisi di immagini TOR CDR.

Durante l'analisi vengono scartate eventuali immagini DICOM presenti nella cartella ma non riconducibili al fantoccio TOR CDR e immagini che non sono state correttamente elaborate a causa di un'elevata componente di scatter.

Una volta completata l'analisi, l'utente può esportare i risultati in formato PDF, salvando il report in una cartella a scelta. Il report PDF generato include:

- Visualizzazione degli inserti analizzati,
- Elenco delle immagini correttamente elaborate,
- Tabelle con valori medi di CNR e semidispersione per ogni inserto (raggruppati per energia e mAs),
- Grafico CNR vs contrasto nominale per ciascun valore di energia e mAs,
- Grafico finale dell'andamento del CNR-mAs per energia con l'indicazione della soglia dose determinata automaticamente e indicazione della soglia manuale, se fornita (es. 0.06)

In Figura 4.23 si riporta un esempio di grafico finale con entrambe le soglie evidenziate.

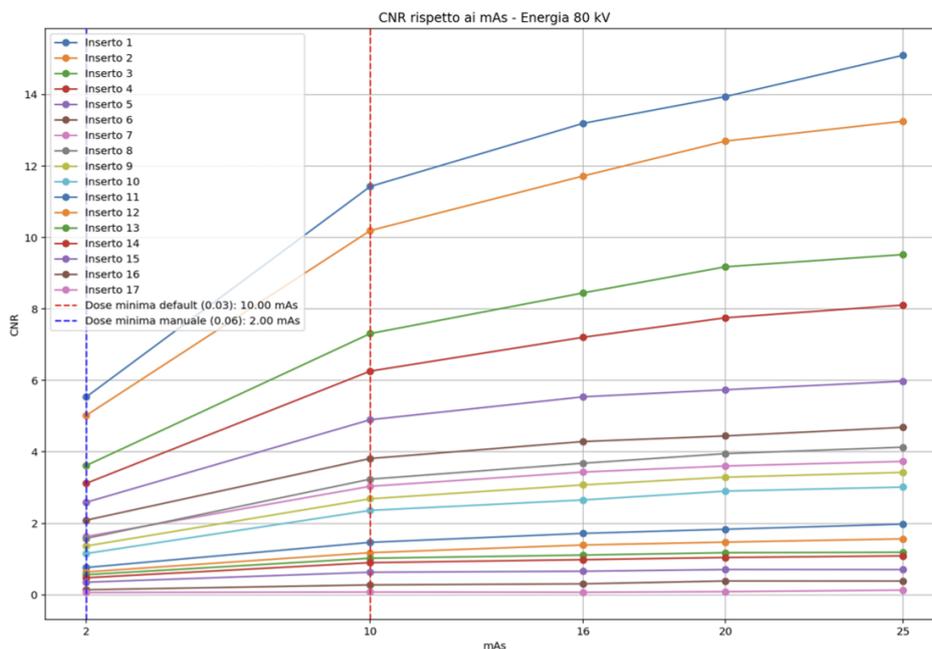


Figura 4.23: Screenshot del grafico CNR-mAs estratto dal report in PDF generato dal software, con indicazione della soglia automatica e della soglia manuale inserita dall'utente.

L'inserimento manuale della soglia di 0.06 ha permesso di individuare una dose soglia pari a 2 mAs, evidenziata in blu nella Figura 4.23. Qualora non fosse stato possibile determinare una soglia secondo il criterio standard o manuale, il report ne avrebbe dato esplicita indicazione.

Procedura di analisi per il fantoccio DEXA

Partendo dalla schermata "HOME" mostrata in Fig. 4.20 selezionando l'icona del fantoccio colonna, oppure utilizzando il *navigation frame*, si accede alla schermata dedicata all'analisi del fantoccio DEXA, riportata in Figura 4.24. La struttura della schermata è analoga a quella utilizzata per il fantoccio TOR CDR.

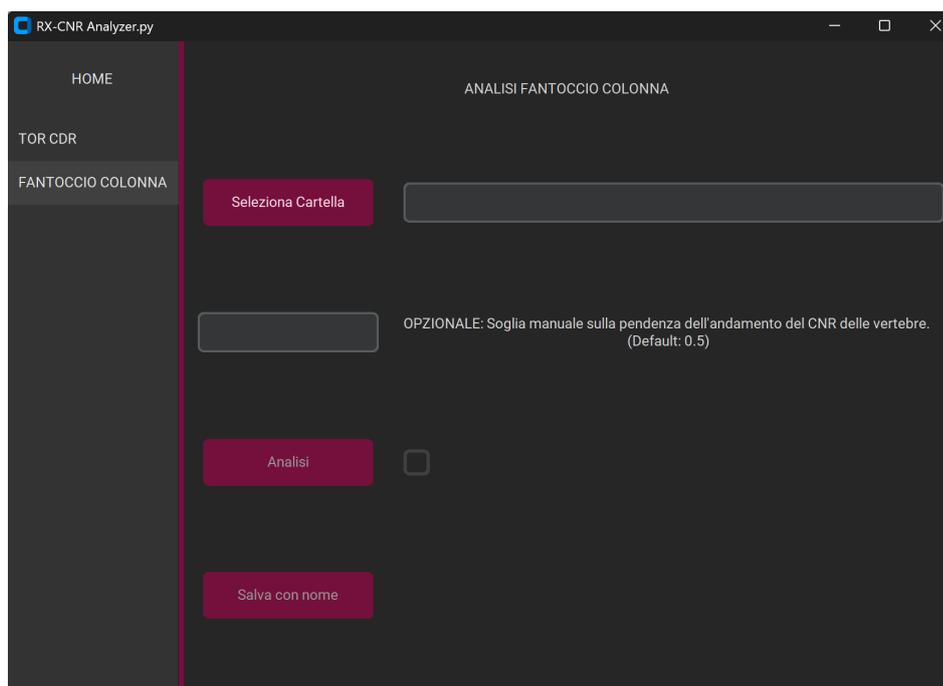


Figura 4.24: Interfaccia utente per l’analisi del fantoccio DEXA.

fantoccio, oppure di inserirne manualmente il percorso. Il software verifica la presenza di immagini in formato DICOM: se la cartella non contiene immagini DICOM, viene visualizzato un messaggio di errore; in caso contrario, viene abilitato il pulsante “Analisi”.

L’inserimento di una soglia manuale sulle pendenze degli andamenti è opzionale, analogamente a quanto previsto per l’analisi del fantoccio TOR CDR. Una volta avviata l’analisi cliccando sul pulsante “Analisi”, viene mostrata una barra di avanzamento, al termine della quale appare una spunta di conferma. Durante l’analisi, il software è in grado di determinare se il fantoccio è stato posizionato in orientamento verticale o orizzontale.

L’elaborazione avviene regolarmente se il fantoccio è stato posizionato verticalmente. In caso contrario, viene generato un messaggio di avviso per le immagini rilevate come acquisite con orientamento orizzontale. L’utente può scegliere se proseguire comunque con l’analisi di tali immagini (pur trattandosi di un posizionamento teoricamente non corretto) oppure escluderle. In ogni caso, le immagini non correttamente analizzate – indipendentemente dall’orientamento – vengono segnalate con un messaggio specifico.

Ad esempio, si consideri l’analisi delle immagini contenute in una cartella relativa alle acquisizioni del fantoccio DEXA su supporto Osko a 60 kV, con soglia manuale impostata a 0.8, come mostrato in Figura 4.25. È consentita anche l’analisi di

cartelle contenenti acquisizioni per più valori di tensione.

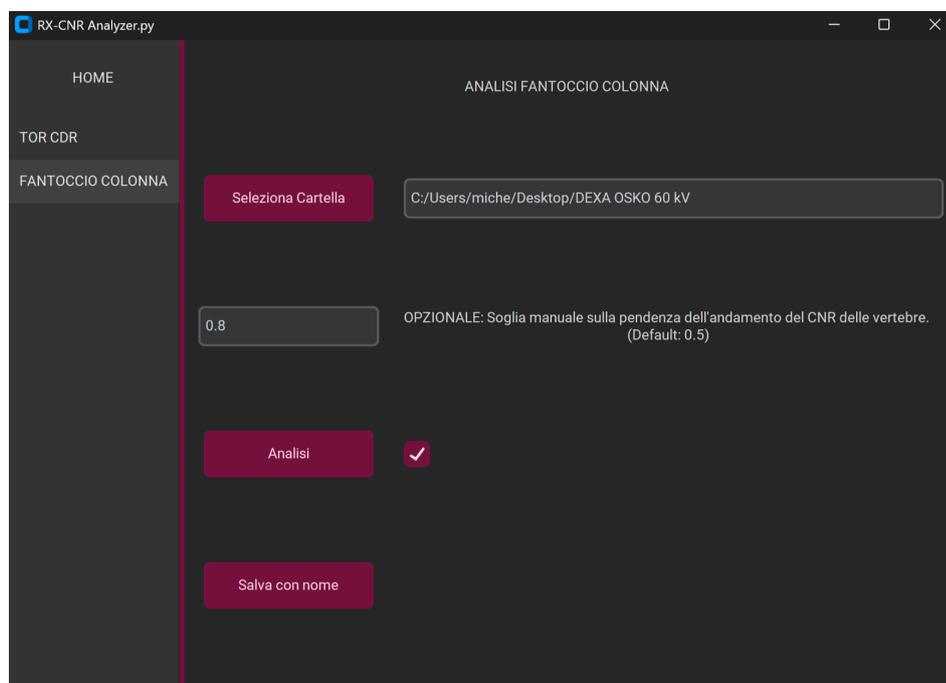


Figura 4.25: Interfaccia utente al completamento dell'analisi di immagini DEXA.

Al termine, l'utente ha la possibilità di salvare i risultati in un report in formato PDF, che può essere scaricato e archiviato in una cartella a scelta. Il report finale include:

- Visualizzazione delle ROI di dettaglio e background analizzate,
- Elenco delle immagini correttamente elaborate,
- Tabelle con valori medi di CNR e semidispersione per ogni vertebra (raggruppati per energia e mAs),
- Grafico CNR vs vertebre per ciascun valore di energia e mAs,
- Grafico finale dell'andamento del CNR-mAs per energia con l'indicazione della soglia dose determinata automaticamente e indicazione della soglia manuale, se fornita (es. 0.8)

In Figura 4.26 è riportato il grafico finale CNR-mAs estratto dal report, con l'indicazione delle due soglie dose determinate: una secondo il metodo automatico e l'altra tramite inserimento manuale.

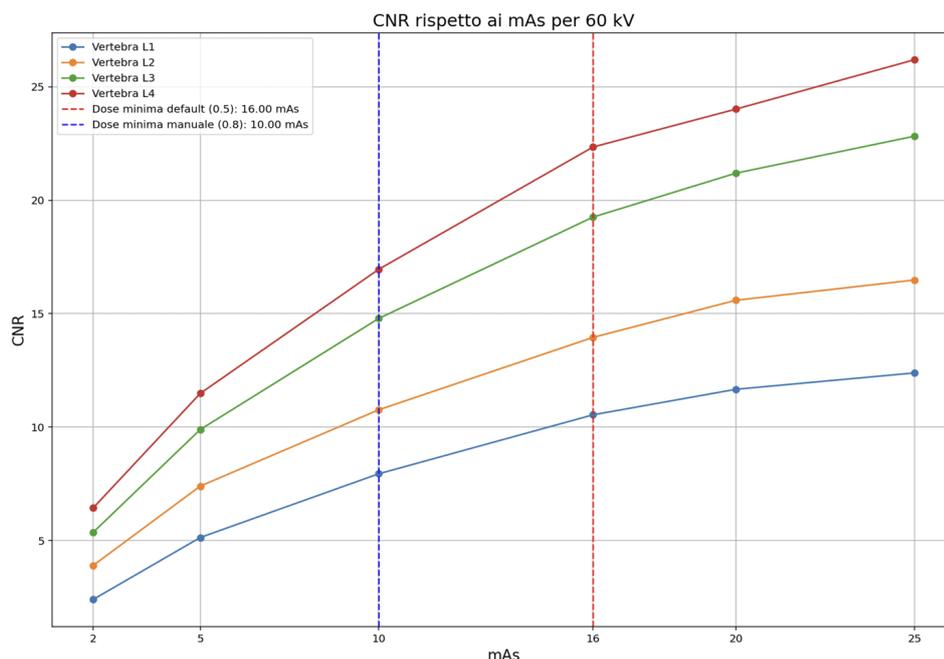


Figura 4.26: Screenshot del grafico CNR-mAs estratto dal report in PDF generato dal software, con indicazione della soglia automatica e della soglia manuale inserita dall'utente.

Dall'esempio in Figura 4.26, l'inserimento manuale di una soglia pari a 0.8 sulla pendenza ha condotto all'individuazione di una dose soglia corrispondente a 10 mAs, evidenziata in blu. Anche in questo caso, qualora non fosse stato possibile determinare la soglia dose con uno o entrambi i metodi (automatico e manuale), il report avrebbe riportato esplicitamente tale condizione.

4.5 Discussioni

Attraverso l'utilizzo dell'applicazione sviluppata, è stato possibile calcolare in modo automatico il CNR degli inserti a basso contrasto del fantoccio TOR CDR e delle vertebre del fantoccio DEXA in modo automatico su immagini acquisite con tre diversi dispositivi RX, rispondendo così all'obiettivo primario dello studio.

Nel caso del TOR CDR, il software ha esteso le funzionalità dell'applicazione esistente AutoPIA; per il fantoccio DEXA, invece, rappresenta un'innovazione senza precedenti, in quanto si tratta di un primo tentativo di automatizzare questo tipo di analisi.

Per il TOR CDR, il confronto con un software già esistente e utilizzato commercialmente ha permesso di valutare l'affidabilità del nuovo algoritmo, pur riconoscendo che i diversi approcci metodologici impediscono un confronto numerico diretto dei risultati. Nonostante ciò, i valori di CNR ottenuti per gli inserti a basso contrasto sono risultati ben sovrapponibili. Come atteso, le maggiori discrepanze sono emerse per gli inserti a contrasto molto basso, data la maggiore difficoltà di riconoscimento da parte di entrambi i software.

L'integrazione nel report finale di un grafico automatico che riporta l'andamento del CNR in funzione dei mAs rappresenta un vantaggio concreto per i fisici medici, che attualmente eseguono manualmente queste elaborazioni. Inoltre, il supporto alla determinazione della dose soglia, con la possibilità di selezionare manualmente un criterio personalizzato, riduce la soggettività della valutazione, semplificando e standardizzando il processo.

Nel caso del fantoccio DEXA, l'approccio proposto rappresenta un significativo passo avanti. Valutare la visibilità delle vertebre rispetto al background in relazione alla dose erogata può supportare i tecnici radiologi nella scelta dei parametri espositivi per esami clinici reali. In questo senso, l'indicazione automatica della dose soglia da parte del software può essere uno strumento utile nella pratica clinica quotidiana, pur restando un parametro non vincolante, integrabile con soglie definite manualmente.

Il metodo per la valutazione della dose, applicato a entrambi i fantocci, è stato pensato sulla base di una verifica visiva durante lo sviluppo dell'applicazione. Tuttavia, si sottolinea che non esiste attualmente un criterio assoluto e universalmente accettato per definire la qualità di un'immagine radiologica.

Per quanto riguarda i risultati ottenuti con i tre dispositivi RX, come atteso, si sono osservate alcune differenze. Questo è coerente con il fatto che non sempre è possibile confrontare in modo diretto apparecchiature radiologiche diverse.

Per il dispositivo Shimadzu, le analisi condotte su immagini TOR CDR con spessore di PMMA da 9.5 cm e griglia hanno dimostrato che la macchina risponde correttamente al test di sensibilità al basso contrasto. L'utilizzo del PMMA ha contribuito a ridurre lo scatter, simulando l'effetto paziente. La dose soglia all'ingresso per 80 kV è risultata di 1.694 mGy, un valore superiore rispetto a quello rilevato per il dispositivo Italray. Tale differenza deve tener conto della minore distanza fuoco-fantoccio impiegata con Shimadzu.

Le analisi condotte sul TOR CDR con il dispositivo Osko, con l'utilizzo di griglia, hanno evidenziato anomalie significative: gli andamenti del CNR per i vari inserti risultano irregolari e incoerenti con l'aumento della dose. Questo comportamento potrebbe essere dovuto a disomogeneità del detettore, con alcune zone più sensibili alla radiazione. Di conseguenza, è auspicabile che vengano effettuati controlli approfonditi sul rivelatore.

Nonostante le difficoltà riscontrate nell'analisi con il TOR CDR, l'analisi con

fantoccio DEXA sullo stesso dispositivo ha restituito risultati validi: con tre livelli energetici e griglia antiscatter, la dose soglia è risultata compresa tra 0.511 e 0.586 mGy, dimostrando coerenza interna e validità del metodo. Questo risultato ottenuto è da attribuire, in larga parte, al fatto che le ROI selezionate per il DEXA sono più estese e meglio definite rispetto a quelle degli inserti a basso contrasto del TOR CDR, migliorando la stabilità delle misurazioni del CNR.

Passando al dispositivo Italray, l'analisi di immagini *For Presentation* con LUT lineare, anziché *For Processing* come per gli altri dispositivi, ha permesso di fare altre considerazioni. Con il TOR CDR, si è ottenuto un andamento coerente delle curve CNR-mAs, anche se alcune discrepanze sono emerse per gli inserti a contrasto molto basso, suggerendo possibili non uniformità del detettore anche su questo dispositivo. È stato comunque possibile stimare la dose soglia a 10 mAs per acquisizioni a 80 kV, sia con griglia che senza. Tuttavia, in assenza della griglia, è evidente che la soglia reale sarebbe potuta essere inferiore ai 10 mAs, se fossero state acquisite immagini a dosi minori. In entrambi i casi, la dose all'ingresso del fantoccio è risultata 0.638 mGy.

Nel caso del DEXA, le cui immagini sono state acquisite con griglia antiscatter, non è stato possibile determinare un valore di soglia. Sebbene gli andamenti del CNR delle vertebre in funzione dei mAs risultino crescenti, con una pendenza che tende a ridursi alle alte dosi, i valori continuano comunque ad aumentare in modo significativo, non rispettando il criterio stabilito per l'individuazione della dose ottimale. Questo risultato potrebbe essere attribuito all'utilizzo di immagini con tag *For Presentation*, oppure a un range di mAs troppo ristretto durante le acquisizioni.

In generale, per ottenere una valutazione più accurata della dose ottimale, è preferibile acquisire immagini a un numero maggiore di livelli di mAs, così da descrivere in modo più dettagliato l'andamento delle curve CNR-mAs e migliorare la precisione nell'individuazione del punto soglia.

4.6 Sviluppi futuri

Questo studio ha rappresentato un punto di partenza per lo sviluppo, da parte di Tecnologie Avanzate, di un software dedicato all'analisi automatica di fantocci con inserti e antropomorfi, con finalità commerciali. L'analisi dei primi sarà finalizzata all'automazione delle procedure di controllo qualità (QC) in radiologia convenzionale secondo il protocollo AIFM, mentre l'analisi dei secondi sarà volta a fornire supporto nella pratica clinica.

Attualmente in fase di sviluppo nella sua prima versione, il software rimarrà un'applicazione in Python e permetterà all'utente di analizzare immagini provenienti

da ulteriori tipologie di fantocci, man mano che verranno integrati, oltre ad ampliare l'insieme dei test disponibili.

L'applicazione integrerà gli script Python realizzati in questa tesi, ampliandone le funzionalità per offrire un'automazione completa delle procedure QC, l'analisi di fantocci antropomorfi e l'elaborazione automatica dei risultati. A tal fine, la valutazione dei sistemi Shimadzu, Osko e Italray, tramite l'impiego dei due differenti fantocci, ha permesso di identificare fattori di variabilità legati sia al sistema RX che al fantoccio utilizzato, portando alla definizione di requisiti specifici per il software.

Nelle versioni successive del software, l'analisi degli inserti a basso contrasto del TOR CDR sarà affiancata da ulteriori test quali: l'analisi di inserti ad alto contrasto nominale, la valutazione della risoluzione spaziale (MTF) e il calcolo del contrasto relativo, con la generazione automatica dei relativi grafici in funzione della dose.

Parallelamente, lo studio svolto per il fantoccio DEXA potrà essere esteso anche alla valutazione del Bone Index (BI), parametro qualitativo utile per valutare la qualità e la densità dell'osso, in particolare in contesti legati all'osteoporosi e al rischio di fratture. Il calcolo del BI a partire da immagini radiografiche, combinando parametri morfologici con metriche di densità, potrebbe rappresentare un valido supporto ai medici durante l'analisi delle immagini radiografiche nella valutazione della qualità ossea, inizialmente in studi su colonna vertebrale, ma adattabile anche ad altri distretti corporei come femore o mano.

La struttura con cui è stata progettata questa prima versione del software, infatti, permette agevolmente l'integrazione di analisi di nuovi fantocci e nuovi test.

Un ulteriore sviluppo, che esula parzialmente dall'analisi dei fantocci, riguarderà l'introduzione di un tool per il controllo della non uniformità del detettore, in quanto rappresenta un problema emerso dalle analisi condotte in questo studio. Tale controllo sarà realizzato tramite l'acquisizione di immagini con lastre di PMMA di vari spessori.

Infine, sebbene al momento la visualizzazione dei risultati sia disponibile esclusivamente tramite report in formato PDF, sarà prevista l'implementazione dell'export dei dati anche in formato XLS, per agevolare ulteriori analisi e archiviazione.

Conclusioni

L'obiettivo di questo progetto è stato lo sviluppo di un software per l'analisi automatica di immagini acquisite con i fantocci TOR CDR di Leeds Test Objects e DEXA di Sun Nuclear su tre diverse macchine RX: Elian di Osko, Sonialvision G4 di Shimadzu e X-Frame di Italray. L'analisi del fantoccio TOR CDR, in particolare per quanto riguarda gli inserti a basso contrasto, soddisfa le procedure di controllo qualità previste dal protocollo AIFM, permettendo una valutazione efficace della sensibilità a basso contrasto, utile anche per l'identificazione di eventuali disomogeneità del detettore. L'analisi del fantoccio DEXA, invece, si configura come strumento di supporto per i clinici, in particolare durante l'esposizione del distretto lombare.

Nella prima parte dell'analisi, il metodo sviluppato per calcolare il CNR sul fantoccio TOR CDR è stato confrontato con i risultati forniti da AutoPIA, software attualmente disponibile in commercio. La sovrapposizione delle performance ottenute ha permesso di confermare la correttezza dell'approccio proposto, validandone l'utilizzo anche per altre immagini di TOR CDR non direttamente confrontabili con quelle analizzate tramite il software di riferimento. L'analisi delle immagini di TOR CDR ha inoltre evidenziato che il sistema Osko presenta problematiche significative, verosimilmente riconducibili a una non uniformità del fascio e a disomogeneità del detettore. Tali criticità non sono state riscontrate nel dispositivo Shimadzu mentre sono state osservate in forma lieve anche su Italray. Le analisi condotte sul sistema Italray, confrontando immagini acquisite con e senza griglia antiscatter, hanno mostrato che la dose ricevuta dal detettore risulta sempre più elevata nelle acquisizioni senza griglia, evidenziando l'impatto diretto dell'utilizzo della griglia sulla gestione della dose. I risultati delle analisi, condotte con energia pari a 80 kV, hanno portato ad un valore di soglia all'ingresso del fantoccio corrispondente a 1.694 mGy con acquisizioni su Shimadzu (TOR CDR posto su 9.5 cm di PMMA), mentre 0.638 mGy per Italray.

Per il fantoccio DEXA, invece, non è stato possibile confrontare le performance con altri software poiché al momento non disponibili. Tuttavia, grazie alla disponibilità di ROI di dimensioni maggiori, il calcolo automatico del CNR ha restituito risultati coerenti con l'andamento atteso, supportati da valutazioni visive delle

ROI individuate. Le differenze nei valori di CNR ottenuti tra le varie vertebre sono giustificate dalla loro differente densità, confermando l'affidabilità del metodo proposto. I valori soglia ricavati all'ingresso del fantoccio DEXA con il dispositivo Osko sono compresi tra 0.511 e 0.586 mGy per i tre valori di energia utilizzati (60, 80, 100 kV). Nessuna considerazione è invece stata fatta per il dispositivo Italray in quanto non è stata identificata alcuna soglia dose. Per entrambi i fantocci, la generazione automatica dei grafici del CNR in funzione dei mAs per ogni livello energetico utilizzato rappresenta uno strumento visivo immediato per monitorare l'andamento del CNR e identificare l'eventuale dose soglia prima del raggiungimento di un plateau.

Appendice

Dalle analisi effettuate sugli andamenti del CNR ottenuti con il fantoccio TOR CDR sul dispositivo Osko è emerso che l'apparecchiatura presenta evidenti non uniformità del detettore, con una maggiore sensibilità alla radiazione in alcune zone rispetto ad altre.

Per questo motivo è stato condotto uno studio di approfondimento, che esula dal lavoro principale presentato in questa tesi, per valutare la non uniformità del segnale sul dispositivo Osko.

Sono state effettuate diverse acquisizioni a questo scopo:

- 40 kV, 1 mAs;
- 40 kV, 8 mAs;
- 40 kV, 20 mAs.

Le tre acquisizioni sono state condotte utilizzando un fantoccio omogeneo in PMMA di dimensioni 28x31 cm, per uno spessore totale di 7.5 cm, posizionato all'uscita del tubo per coprire interamente la dimensione del detettore.

L'obiettivo dello studio è stato quello di ottenere mappe di omogeneità del detettore per diversi valori di dose, senza l'utilizzo di filtri, al fine di valutare eventuali differenze e poter selezionare la soluzione che ottimizza la qualità d'immagine.

Per ottenere delle mappe di omogeneità sono stati calcolati i valori di uniformità locale (LU) e uniformità globale (GU) secondo il protocollo EFOMP per la mammografia [38].

In particolare, ogni immagine acquisita è stata suddivisa in diverse ROI da 1 cm \times 1 cm, ciascuna delle quali viene utilizzata per calcolare il valore medio dei pixel MPV_{ij} , dove i e j sono le coordinate x e y della ROI analizzata. Il tool sviluppato calcola, per ciascuna ROI, il valor medio del pixel contenuti all'interno (MPV_{image}) e la media dei valori MPV degli otto vicini adiacenti ($MPV_{neighbour}$).

La mappa di uniformità locale (LU) viene determinata con la seguente equazione (1):

$$LU = \frac{|MPV_{ij} - MPV_{neighbour}|}{MPV_{neighbour}} \quad (1)$$

La mappa di uniformità globale (GU) segue l'equazione (2):

$$GU = \frac{|MPV_{ij} - MPV_{image}|}{MPV_{image}} \quad (2)$$

Le immagini originali “For Processing” relative alle tre acquisizioni sono mostrate nelle Figure 1 a, b, c rispettivamente per le acquisizioni a 40 kV con 1 mAs, 8 mAs e 20 mAs.

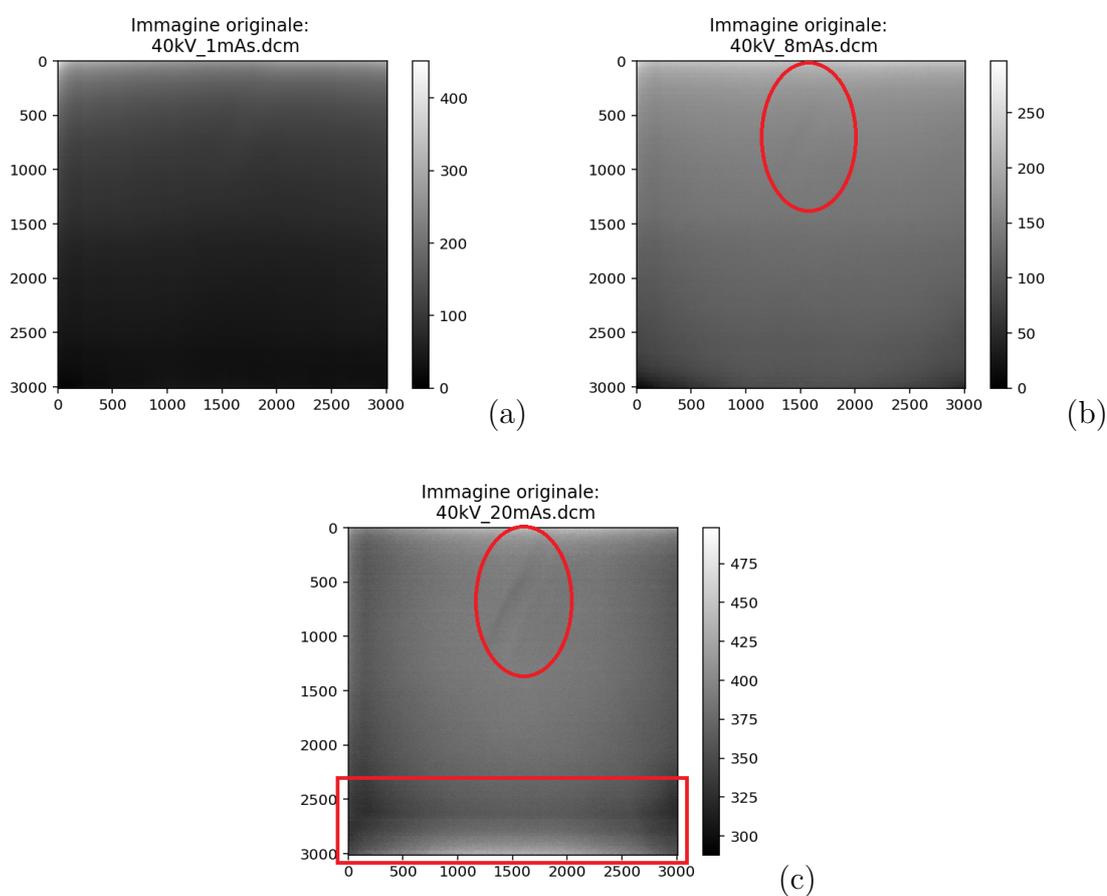


Figura 1: Immagini originali acquisite su PMMA (7.5 cm) sul dispositivo Osko per: (a) 40 kV, 1 mAs; (b) 40 kV, 8 mAs; (c) 40 kV, 20 mAs.

Le relative mappe di uniformità locale (LU) sono illustrate nelle Figure 2 a, b, c.

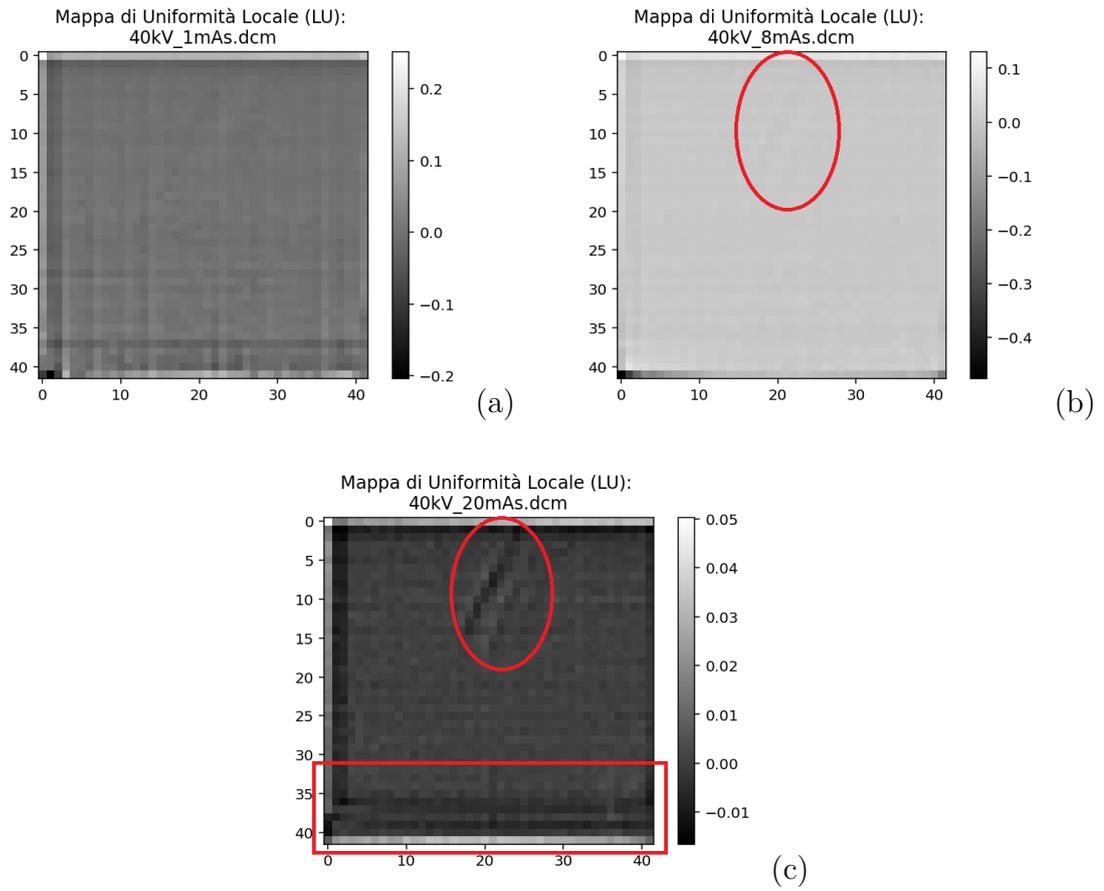


Figura 2: Mappa di uniformità locale (LU) per: (a) 40 kV, 1 mAs; (b) 40 kV, 8 mAs; (c) 40 kV, 20 mAs.

Le relative mappe di uniformità globale (GU) sono illustrate nelle Figure 3 a, b, c.

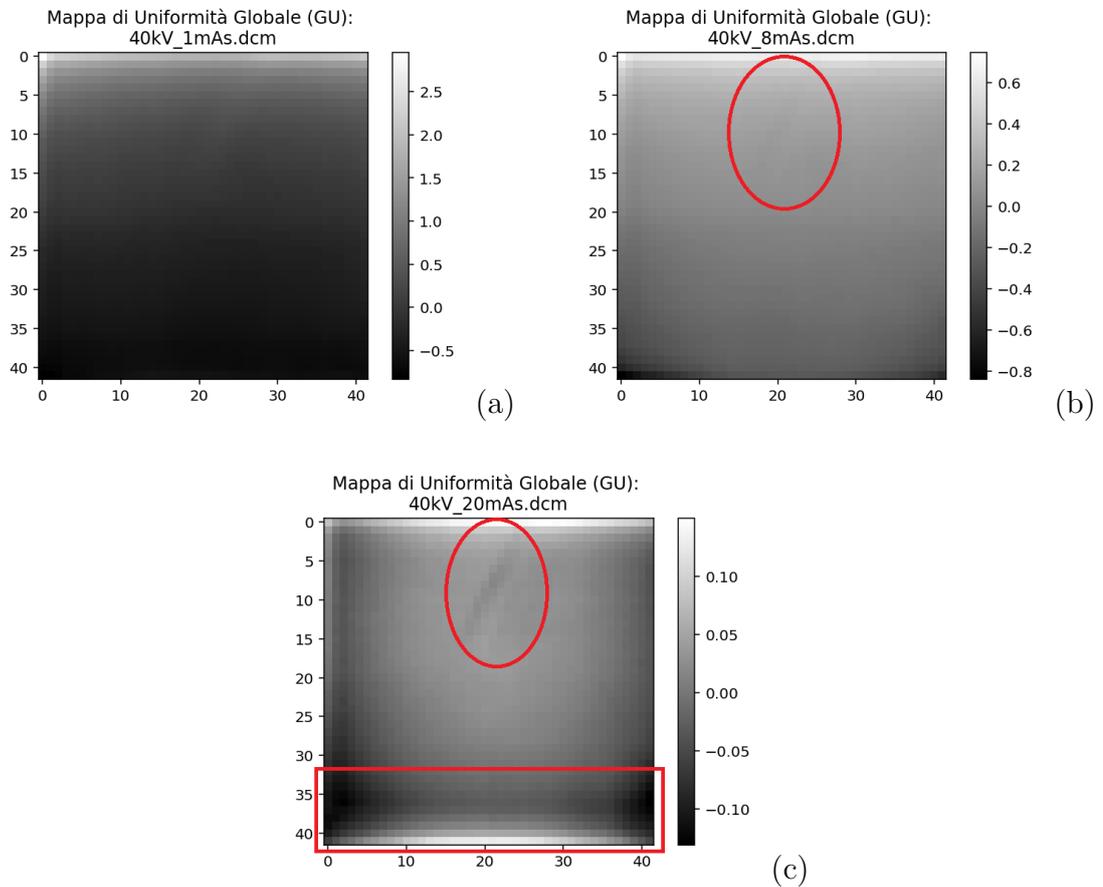


Figura 3: Mappa di uniformità globale (GU) per: (a) 40 kV, 1 mAs; (b) 40 kV, 8 mAs; (c) 40 kV, 20 mAs.

Come si può notare già osservando le immagini originali, con l'aumento dei mAs compaiono zone di disomogeneità, in particolare nella zona evidenziata in alto e al fondo. Questo comportamento è confermato dalle mappe LU e GU, che enfatizzano le zone menzionate. Tali analisi suggeriscono la necessità di un intervento di calibrazione e di correzione del software per rimuovere o attenuare gli effetti della non uniformità.

Bibliografia

- [1] Martin Berger, Qiao Yang e Andreas Maier. *Medical Imaging Systems*, Chapter 7X-ray Imaging, 2018 (cit. alle pp. 2, 3).
- [2] J.A. Seibert e J.M. Boone. «X-ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation.» In: *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 33(1) (2005) (cit. alle pp. 3, 4, 7–9).
- [3] Thomas G Mayerhöfer, Susanne Pahlow e Jürgen Popp. «The Bouguer-Ber-Lambert Law: Shining Light on the Obscure». In: 21 (18) (2020), pp. 2029–2046 (cit. a p. 4).
- [4] Francesc Salvat e José M. Fernández-Varea. *Overview of physical interaction models for photon and electron transport used in Monte Carlo codes*. Mar. 2009 (cit. a p. 5).
- [5] N. B. Smith e A. Webb. *Introduction to Medical Imaging*. Cambridge University Press, 2011 (cit. alle pp. 5, 7, 10–14, 16, 20, 22, 33–35, 37, 38).
- [6] A. L. Manninen. *Clinical applications of radiophotoluminescence (RPL) dosimetry in evaluation of patient radiation exposure in radiology. Determination of absorbed and effective dose*. https://www.researchgate.net/figure/Schematic-representation-of-the-photoelectric-effect-and-forming-of-an-Auger-electron_fig1_298709741. [Online; accessed 1-February-2023]. 2023 (cit. a p. 6).
- [7] Guang-Hong Chen, Joseph Zambelli, Nicholas Bevins, Zhihua Qi e Ke Li. «X-ray phase sensitive imaging methods: basic physical principles and potential medical applications». In: *Physics in Medicine & Biology* 58.15 (2013). [Online; accessed 8-June-2025], R1–R36. DOI: 10.1088/0031-9155/58/15/R1. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3747977/> (cit. a p. 7).
- [8] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB). *X-Rays*. <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/x-rays>. [Online; accessed 8-June-2025]. 2022 (cit. a p. 8).

- [9] Olympic Health Physics. *Understanding The Difference Between kVp and mAs*. <https://www.olympichp.com/understanding-differences-between-kvp-and-mas/>. Gen. 2023 (cit. a p. 15).
- [10] Goel A., Wilczek M., Mellam Y. et al. *Filters. Reference article, Radiopaedia.org*. <https://radiopaedia.org/articles/filters>. Gen. 2025 (cit. a p. 15).
- [11] S. Sterling. *Automatic exposure control: a primer*. 1988 (cit. a p. 16).
- [12] P. Goaz e M. Pharoah. *Production of X-rays and Interactions of X-rays with Matter*, pp. 11–20 (cit. a p. 17).
- [13] *Scatter Grid*. <https://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/radiography/scattergrid.php>. Accessed 2025 (cit. a p. 18).
- [14] A. Goel, H. Tavakoli, B. Chan et al. *Grids*. <https://radiopaedia.org/articles/30312>. Reference article, Radiopaedia.org. 2025 (cit. a p. 18).
- [15] J. B. Bassingthwaighte, A. W. Edwards e E. H. Wood. «Use of an optical density ruler in measurements of dye-dilution curves». In: *J Appl Physiol* 19 (mar. 1964), pp. 347–353. DOI: 10.1152/jappl.1964.19.2.347 (cit. a p. 19).
- [16] M. J. Yaffe. «Mammographic density. Measurement of mammographic density». In: *Breast Cancer Research* 10.209 (gen. 2008) (cit. a p. 19).
- [17] J. Anthony Seibert e Richard L. Morin. *The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population*. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3076558/>. Apr. 2011 (cit. a p. 20).
- [18] Romano Zannoli, David Bianchini e Maria Celeste Maschio. *Performance evaluation of detector for digital radiography*. 2014 (cit. a p. 20).
- [19] Luc M. Bidaut, John L. Humm, Gikas S. Mageras e Lawrence N. Rothenberg. *Computed Radiography*. Estratto da *Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology (Third Edition)*. <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/computed-radiography>. 2007 (cit. a p. 21).
- [20] Paola Bregant e Michele Signoriello. *Le grandezze dosimetriche e gli indicatori di dose in radiologia convenzionale e TC*. S.C. Fisica Sanitaria. Dott.ssa Paola Bregant - Dott. Michele Signoriello. Apr. 2021 (cit. alle pp. 23–27).
- [21] Istituto Superiore di Sanità. *Livelli diagnostici di riferimento per la pratica nazionale di radiologia diagnostica e interventistica e di medicina nucleare diagnostica. Aggiornamento del Rapporto ISTISAN 17/33*. Rapporti ISTISAN 22/1. Aggiornamento del Rapporto ISTISAN 17/33. Istituto Superiore di Sanità, 2022 (cit. a p. 26).

- [22] G. Dietze et al. *Basis for Dosimetric Quantities used in Radiological Protection*. https://www.icrp.org/docs/Physics_ICRP_Found_Doc_for_web_consult.pdf. Accessed: 17 February 2023. 2023 (cit. a p. 27).
- [23] AIRC. *Radiazioni ionizzanti e cancro*. <https://www.airc.it/cancro/informazioni-tumori/cose-il-cancro/radiazioni-ionizzanti-cancro>. Accesso il 9 giugno 2025. 2024 (cit. a p. 28).
- [24] Ordine dei Medici Chirurghi e degli Odontoiatri della Provincia di Catania. *Qualche concetto sulle radiazioni ionizzanti*. <https://www.ordinemedct.it/wp-content/uploads/2016/04/Qualche-concetto-sulle-radiazioni-ionizzanti.pdf>. Accesso il 9 giugno 2025. 2016 (cit. a p. 28).
- [25] International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. ICRP, 2007 (cit. a p. 28).
- [26] Gruppo di lavoro SIRM - AIFM. *IL MANUALE DI QUALITÀ AI SENSI DEL D.LGS.101/2020 ART. 164 E ALLEGATO XXVIII*. 2022 (cit. a p. 29).
- [27] Istituto Superiore di Sanità. *Linee guida per la garanzia di qualità in radiologia diagnostica e interventistica*. Rapp. tecn. 2007 (cit. alle pp. 29, 30).
- [28] Report AIFM. *APPARECCHI DI RADIOGRAFIA DIGITALE DIRETTA, LINEE GUIDA PER I CONTROLLI DI QUALITÀ*. Rapp. tecn. AIFM, 2009 (cit. alle pp. 31, 49).
- [29] *TOR CDR User Manual*. Leeds Test Objects (cit. alle pp. 41, 42).
- [30] Sun Nuclear Corporation. *Datasheet: Model 026*. <https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/026-DS-062421.pdf>. 2021 (cit. a p. 43).
- [31] Sun Nuclear Corporation. *DEXA Phantom User Guide, Model 026*. Disponibile online (cit. a p. 44).
- [32] Shimadzu Corporation. *SONIALVISION G4 Multi-purpose Digital R/F System*. https://www.shimadzu.com/med/sites/shimadzu.com/med/files/products/brochure-download/c506-e081b_sonialvision_g4_lx_edition.pdf. 2025 (cit. a p. 45).
- [33] Medical Sys. *ELIAN U-Arm Type Digital Radiography*. <https://www.medical-sys.net/PDF/ELIAN.pdf>. 2025 (cit. a p. 45).
- [34] Italray. *X-FRAME DR SYSTEMS: Una gamma completa per ogni esigenza in Digital Radiography (DR)*. <https://www.unimedpn.it/wp-content/uploads/2016/02/X-FRAME-DR-SYSTEMS-brochure-1.pdf>. 2025 (cit. a p. 46).

- [35] Innolitics. *DICOM Tag 0008,0068 Presentation Intent Type*. <http://dicom.innolitics.com/ciods/digital-x-ray-image/dx-series/00080068>. Accesso il 9 giugno 2025 (cit. a p. 50).
- [36] PMMA. <https://www.medicaexpo.it/prod/pure-imaging-phantoms/product-115169-769016.html>. Disponibile su Medical Expo. (cit. a p. 51).
- [37] Istituto Superiore di Sanità. *Livelli diagnostici di riferimento per la pratica nazionale di radiologia diagnostica e interventistica e di medicina nucleare diagnostica. Aggiornamento del Rapporto ISTISAN 17/33*. Rapporti ISTISAN 20/22, ISSN: 1123-3117 (cit. a p. 106).
- [38] European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP). *Mammo Working Group Protocol*. <https://www.efomp.org/uploads/MAMMO-WG-PROTOCOL-FINAL.pdf>. 2015 (cit. a p. 122).