

Scuola di Scienze
Corso di Laurea Magistrale in Fisica

**Mammografia digitale:
confronto tra qualità immagine
in relazione alle curve di
acquisizione dosimetriche**

Relatore:
Prof. Maria Pia Morigi

Presentata da:
Michele Galuppi

Correlatrici:
Dott. Nicoletta Scrittori
Dott. Simona Farnedi

Sessione II
Anno Accademico 2013/2014

A Ellie cara e ad Arturo bello,
per l'amore che mettono
nella mia vita.

Abstract

Il presente lavoro è stato svolto presso il Servizio di Fisica Sanitaria dell'Azienda USL della Romagna, Presidio Ospedaliero di Ravenna e consiste nella validazione del dato dosimetrico visualizzato su due apparecchiature per mammografia digitale e nel confronto tra qualità immagine di diverse curve di acquisizione in funzione della dose e della post-elaborazione.

Presupposto per l'acquisizione delle immagini è stata la *validazione del dato dosimetrico* visualizzato sui mammografi, tramite misura diretta della *dose in ingresso* con strumentazione idonea, secondo protocolli standard e linee guida europee.

A seguire, sono state effettuate prove di acquisizione delle immagini radiografiche su due diversi fantocci, contenenti inserti a diverso contrasto e risoluzione, ottenute in corrispondenza di *tre curve dosimetriche* e in funzione dei *due livelli di post-elaborazione* delle immagini grezze.

Una volta verificati i vari passaggi si è proceduto con l'analisi qualitativa e quantitativa sulle immagini prodotte: la prima valutazione è stata eseguita su monitor di refertazione mammografica, mentre la seconda è stata effettuata calcolando il *contrasto* in relazione alla *dose ghiandola media*. In particolare è stato studiato l'andamento del contrasto cambiando le modalità del software *Premium View* e lo spessore interposto tra la sorgente di raggi X ed il fantoccio, in modo da simulare mammelle con grandezze differenti.

Indice

Introduzione	5
1 INTERAZIONE RADIAZIONE – MATERIA	6
1.1 Introduzione	6
1.1.1 Caratteristiche delle radiazioni	7
1.2 Interazione elettroni – materia	9
1.2.1 Energia termica	9
1.2.2 Radiazione caratteristica	10
1.2.3 Radiazione di frenamento (Bremsstrahlung)	14
1.3 Interazione raggi X – materia	16
1.3.1 Diffusione classica	17
1.3.2 Effetto fotoelettrico	18
1.3.3 Effetto Compton	21
2 MAMMOGRAFIA E MAMMOGRAFI	23
2.1 Esame mammografico	23
2.2 Studi mammografici	23
2.3 Mammografia con pellicola	24
2.4 Componenti principali di un mammografo	25
2.4.1 Tubi a raggi X	25
2.4.2 Generatore	28
2.4.3 Compressione della mammella	29
2.4.4 Griglia antidiffusione Potter-Bucky	29
2.4.5 Esposimetro automatico (AEC)	30
2.5 Mammografia digitale	31
2.5.1 Introduzione	31
2.5.2 Rivelatori digitali	32
2.5.3 Rivelatori ad alto campo	33
3 GRIGLIE ANTIDIFFUSIONE	35
3.1 Radiazione secondaria: la radiazione diffusa	35
3.2 Caratteristiche delle griglie	36
3.2.1 Introduzione	36
3.2.2 Composizione della griglia	37
3.2.3 Copertura della griglia	38
3.2.4 Ratio o rapporto di griglia	38
3.2.5 Numero lamelle: frequenza della griglia	39
3.2.6 Fattore di trasmissione della radiazione diffusa	40
3.2.7 Fattore di trasmissione della radiazione primaria	40
3.2.8 Focalizzazione della griglia	41
3.3 Fattore di Esposizione o Fattore di Bucky	42

4 MATERIALE E METODI	43
4.1 Materiali utilizzati	43
4.2 Validazione del dato dosimetrico	46
4.3 Acquisizione delle immagini	50
4.4 Elaborazione delle immagini	52
4.4.1 Analisi qualitativa	52
4.4.2 Analisi quantitativa	56
5 RISULTATI E DISCUSSIONE	68
CONCLUSIONI	82
APPENDICE	83
A.1 Calcolo di Bohr	83
A.2 Determinazione dose ghiandola media	86
A.3 Caratteristiche mammografo Essential	88
BIBLIOGRAFIA	90

Introduzione

Gli scopi che si propone questa tesi in mammografia digitale sono molteplici.

Il primo, propedeutico per gli altri, è quello di *validare il dato dosimetrico* visualizzato sui due mammografi, tramite la misura diretta della *dose in ingresso* con un multimetro multifunzionale, seguendo i protocolli standard e linee guida europee.

Il secondo obiettivo è analizzare la qualità immagine di acquisizioni radiografiche di due fantocci (*ACR* e *CIRS*) contenenti inserti a diverso contrasto e risoluzione, ottenute in corrispondenza di *tre curve dosimetriche*, in relazione alla calibrazione dell'esposimetro automatico, e in funzione di *tre livelli di post-elaborazione* delle immagini grezze con il software *Premium View*.

Questi obiettivi sono finalizzati a capire la variazione ed il comportamento della *dose ghiandolare media* e del *contrasto* in funzione dei parametri suddetti al variare dello spessore delle mammelle, per poterli utilizzare al meglio dal punto di vista clinico.

Nel *capitolo 1* viene presentata un'introduzione teorica delle interazioni radiazioni - materia, considerando sia gli elettroni che i raggi X.

Nel *capitolo 2* si introduce la mammografia e gli esami mammografici.

Nel *capitolo 3* sono approfondite le griglie anti diffusione Potter-Bucky.

Nel *capitolo 4* ci si riferisce alla parte dei materiali e dei metodi utilizzati nel corso di questa esperienza al fine di ottenere i dati previsti da questa analisi.

Nel *capitolo 5* sono presentati i risultati del nostro lavoro, in cui abbiamo espresso i risultati ottenuti nel corso di molteplici studi compiuti durante l'esperienza e le considerazioni che ne abbiamo tratto.

Nelle *conclusioni* sono presentati i risultati di questo lavoro di tesi ed i possibili futuri sviluppi inerenti al problema analizzato.

1 Interazione radiazione - materia

1.1 Introduzione

La conoscenza delle radiazioni X e delle loro interazioni con la materia è essenziale per una scelta corretta delle condizioni di esposizione da usare in ogni particolare situazione clinica. Inoltre, la conoscenza del processo di produzione dei raggi X consente di avere un'idea delle caratteristiche delle macchine per raggi X per saperle impiegare in modo appropriato.

Le radiazioni possono essere definite come un fenomeno che trasporta energia da un punto a un altro dello spazio. Il percorso della radiazione sarà poi condizionato dalle interazioni con la materia eventualmente incontrata durante il percorso.

Le radiazioni si possono distinguere in due tipi: radiazioni costituite da particelle che trasportano energia sotto forma di energia cinetica (elettroni, protoni, neutroni, particelle alfa, ioni pesanti, ecc.) e radiazioni elettromagnetiche che trasportano energia senza la presenza di particelle aventi massa (onde radio, luce visibile, raggi X, ecc.).

Il nostro ambiente è sempre esposto a radiazioni naturali, la più evidente delle quali è la luce visibile del sole e delle stelle. Inoltre, le sorgenti extraterrestri fanno cadere su di noi anche raggi X, onde radio e particelle come protoni, neutroni e nuclei atomici. Nello stesso tempo, ci sono sorgenti terrestri di radiazioni prodotte dal decadimento radioattivo dei radioisotopi naturali come l'uranio (U), il torio (Th), il radio (Ra), il potassio 40 (^{40}K) ed il carbonio 14 (^{14}C).

Anche l'uomo, con i suoi progressi tecnologici, ha contribuito ad immettere nuove sorgenti di radiazioni nell'ambiente, tra cui le più comuni sono le onde radio, la luce visibile e i raggi infrarossi; senza dimenticare le ricadute radioattive dovute alle esplosioni nucleari, la produzione di neutroni e rifiuti radioattivi prodotti dai reattori nucleari, il crescente numero di sorgenti di raggi X sia a scopo medico che industriale.

1.1.1 Caratteristiche delle radiazioni

Con il termine radiazione indichiamo sia *particelle cariche* (elettroni, protoni, ecc.) che *neutre* (neutroni, fotoni, ecc.) con energie superiori al keV.

I fasci di particelle sono costituiti da particelle in movimento, aventi una certa massa, cioè con una determinata energia cinetica. Quando interagiscono con un oggetto, l'energia è trasferita all'oggetto stesso. Una volta che la particella è ferma e quindi ha perso tutta la sua energia cinetica, non è più considerabile come radiazione.

Il concetto di radiazione elettromagnetica è più difficile da comprendere, poiché consiste nel trasporto di energia in quantità discrete chiamate *fotoni*. I differenti tipi di radiazione elettromagnetica sono le onde radio, le microonde, l'infrarosso, la luce visibile, l'ultravioletto, i raggi X e i raggi γ . L'unica differenza tra questi tipi di radiazione è la quantità di energia del fotone.

Le proprietà fisiche della radiazione elettromagnetica possono essere spiegate, in certi casi, in base all'*ipotesi quantistica*, in altri casi in base all'*ipotesi ondulatoria*. La natura ondulatoria della radiazione elettromagnetica è l'ipotesi usata per spiegare i fenomeni dell'interferenza e della diffrazione. Questi fenomeni sono ben noti per quanto riguarda la luce visibile, ma si manifestano anche nel caso dei raggi X (sulla diffrazione dei raggi X è basato un metodo di studio delle sostanze cristalline). Dal momento che tutte le radiazioni elettromagnetiche possono essere descritte in termini di onde sinusoidali, ogni radiazione ha una lunghezza d'onda, indicata con λ , e una frequenza, indicata con ν . La frequenza è definita come il numero di cicli che attraversano la sezione dell'onda in un secondo. Ogni tipo di radiazione elettromagnetica ha uno specifico intervallo di lunghezza d'onda e di frequenza anche se i suoi limiti non sono esattamente definiti (**Figura 1.1**).

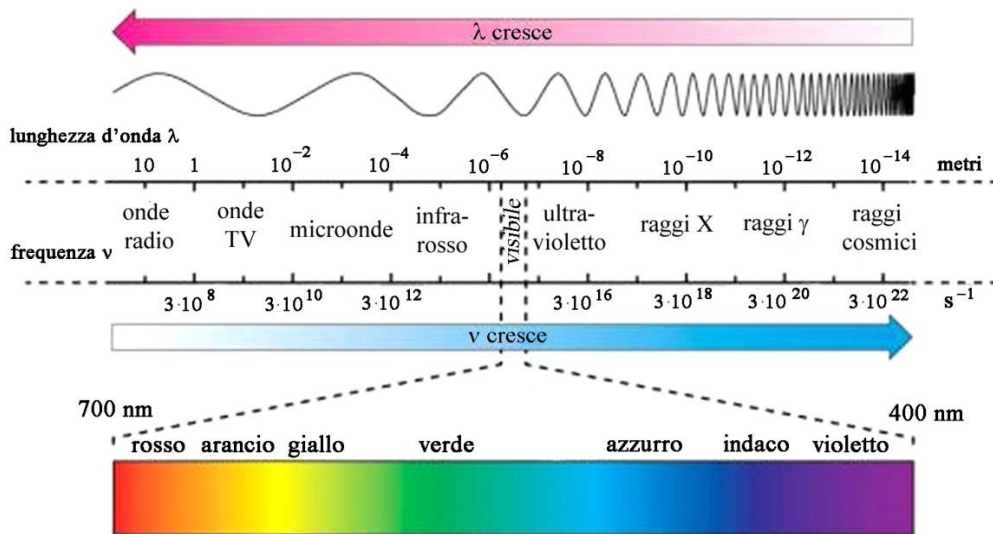


Figura 1.1: Spettro delle onde elettromagnetiche.

La natura quantistica della radiazione elettromagnetica è generalmente impiegata per descrivere l'interazione e i processi di trasferimento dell'energia tra le radiazioni elettromagnetiche ad alta frequenza e la materia. L'ipotesi quantistica è ben confermata dall'assorbimento della luce o dei raggi X nei fenomeni in cui ci sia una soglia di energia. Se l'energia dei fotoni incidenti è minore della soglia, non ci sarà nessuna interazione, anche se ci fossero miliardi di questi fotoni disponibili, con un'energia totale notevolmente superiore alla soglia. La natura ondulatoria e quantistica delle radiazioni elettromagnetiche sono teoricamente compatibili. Le radiazioni a bassa energia, o lunghezza d'onda lunga, sono generalmente trattate in termini ondulatori, mentre le radiazioni ad alta energia, o corta lunghezza d'onda, sono generalmente trattate in termini di fotoni.

Due altre importanti caratteristiche delle radiazioni elettromagnetiche sono la *traiettoria rettilinea* e la capacità di *attraversare gli oggetti*. La quantità di materiale che la radiazione può attraversare dipende dalla composizione del materiale e dall'energia della radiazione. Le radiazioni di bassa energia (come la luce visibile) non penetrano molto profondamente, ma i raggi X a più alta energia e i raggi γ possono attraversare notevoli spessori. Queste due caratteristiche (traiettoria rettilinea e penetrazione) sono particolarmente evidenti nel processo radiografico. Quando i raggi X penetrano un oggetto, alcuni interagiscono con gli elementi dell'oggetto, ma i rimanenti, sempre viaggiando in linea retta, possono produrre un'immagine che dà un'indicazione sulla dimensione, sulla struttura e sulla composizione interna dell'oggetto.

1.2 Interazioni elettroni - materia

Consideriamo gli elettroni che vanno dal catodo all'anodo e che sono accelerati dalla differenza di potenziale V esistente tra questi due elettrodi. È questa differenza di potenziale che accelera gli elettroni che andranno ad interagire con gli atomi bersaglio dell'anodo con un'alta energia cinetica. Se gli elettroni escono dal catodo con energia cinetica trascurabile, l'energia cinetica con cui raggiungeranno l'anodo sarà data da:

$$\frac{1}{2}mV^2 = eV$$

Naturalmente l'energia cinetica sarà tanto maggiore quanto più grande è la differenza di potenziale applicata al tubo. La differenza di potenziale applicata al tubo a raggi X è spesso misurata in chilovolt picco (kVp); ad esempio, 100 kVp significa che la tensione massima applicata al tubo è di 10^4 volt. È necessario che sia chiara la distinzione tra kVp e keV. L'espressione keV indica l'energia media di tutti gli elettroni di un dato fascio. Invece, quando un tubo a raggi X opera a 100 kVp, soltanto una frazione molto piccola degli elettroni avrà un'energia di 100 keV, poiché il valore della tensione applicata varierà tra il valore più basso ed il valore massimo in kVp prescelto. Questo ha come conseguenza che gli elettroni che raggiungono l'anodo non avranno tutti la stessa energia, ma coprono un largo intervallo possibile. Quando gli elettroni proiettili interagiscono con gli atomi che costituisce l'anodo, trasferiranno al bersaglio la propria energia cinetica. Queste interazioni avvengono nel bersaglio entro una piccolissima profondità di penetrazione, alla fine della quale si arrestano.

L'effetto di questa interazione è la conversione dell'energia cinetica degli elettroni incidenti in energia termica e in energia elettromagnetica, cioè radiazione sotto forma di raggi X.

1.2.1 Energia termica

La quasi totalità dell'energia cinetica posseduta dagli elettroni proiettili che arrivano all'anodo è trasformata in *calore*. Questo avviene perché gli elettroni proiettili interagiscono con gli elettroni più esterni degli atomi bersaglio, dando luogo ad

eccitazione e ionizzazione di questi elettroni. Gli elettroni eccitati ritornano al loro stato fondamentale emettendo energia che riscalda l'anodo del tubo a raggi X.

A tensioni di 100 kVp, più del 95% dell'energia cinetica degli elettroni è trasformata in calore e, di conseguenza, soltanto il 5% è utilizzata per la produzione dei raggi X. Per questa ragione il tubo a raggi X è un sistema che ha un'efficienza molto bassa per la produzione della radiazione utile ai fini diagnostici.

1.2.2 Radiazione caratteristica

Ci sono due meccanismi di produzione dei raggi X, basati sul tipo d'interazione tra gli elettroni e il bersaglio. Il primo implica una collisione tra gli elettroni incidenti ed un elettrone orbitale legato ad un atomo bersaglio. Il secondo meccanismo di produzione si ha quando un elettrone passa vicino ad un nucleo del bersaglio.

Nel primo caso si parla di *radiazione caratteristica*. L'elettrone incidente trasferisce un'energia sufficiente ad un elettrone orbitale interno cosicché esso è espulso dalla sua orbita, lasciando un posto vuoto. Questa condizione instabile è corretta da un elettrone che si muove da un'orbita più esterna al posto vacante.

Questo passaggio di un elettrone ad un'orbita più interna provoca una riduzione della sua energia potenziale, che viene emessa come fotone X. Questo processo di riempimento può aver luogo con una sola transizione, producendo quindi un solo fotone, o con più transizioni, producendo molti fotoni a più bassa energia.

Siccome i livelli di energia degli orbitali elettrici sono tipici di ogni elemento, i raggi X così prodotti sono appunto chiamati radiazione caratteristica.

In base a questi processi, l'elettrone incidente va incontro ad una serie di interazioni con gli atomi del bersaglio, finché perde tutta la sua energia e diventa semplicemente un elettrone libero.

Per comprendere meglio la produzione della radiazione caratteristica è meglio ricordare in dettaglio la distribuzione degli elettroni in livelli energetici all'interno dell'atomo.

Gli elettroni intorno ad un atomo sono disposti in *shell* denominate con K, L, M, N, O, ecc. in cui possono essere contenuti rispettivamente 2, 8, 18, 32, 50 elettroni al massimo. Poiché si tratta di particelle negative che sono legate al nucleo attraverso la forza elettrostatica d'interazione, gli elettroni possiedono un'*energia potenziale negativa*. Questa energia di legame degli elettroni nella shell è quella che deve essere

trasmessa agli elettroni affinché possano lasciare l'atomo. Questa energia per gli strati più interni può avere un valore che è dell'ordine delle decine di keV.

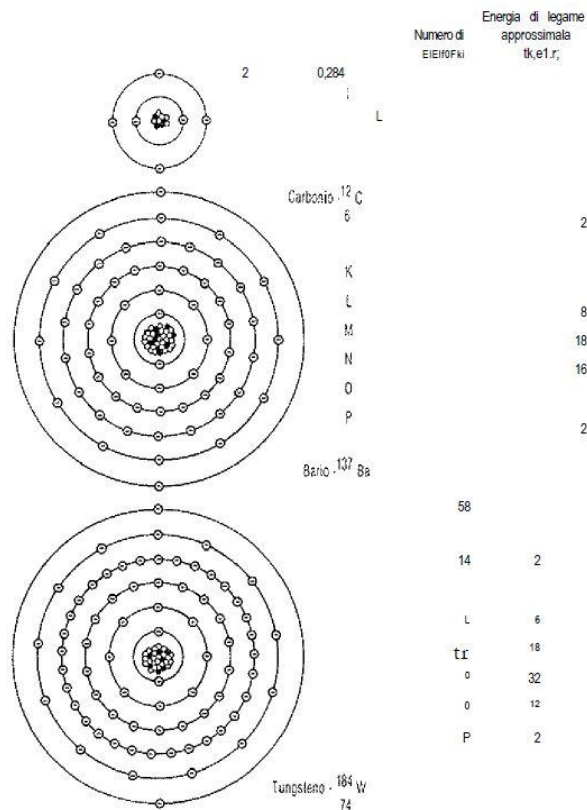


Figura 1.2: Configurazioni elettroniche ed energie di legame approssimate per tre atomi di interesse in radiologia: il bario, il carbonio e il tungsteno.

Nella **Figura 1.2** sono riportate le distribuzioni degli elettroni nelle varie orbite del *carbonio* (C), componente essenziale del corpo umano, del *tungsteno* (W), principale costituente dell'anodo in un tubo a raggi X, e del *bario* (Ba), usato come mezzo di contrasto. Nell'ultima colonna della figura sono riportati gli ordini di grandezza dell'energia di legame degli elettroni presenti nelle shell.

Se si vanno a misurare in dettaglio le energie di legame per gli elettroni nelle singole shell si trova che, eccetto che per la shell K, ciascuna shell permette dei livelli energetici leggermente diversi tra loro. In **Tabella 1.1** sono presentate le *energie di legame* per gli elettroni del *tungsteno* e del *molibdeno*. Il molibdeno è un metallo pesante usato come anodo in mammografia.

Tabella 1.1: Energie di legame per gli elettroni del tungsteno e del molibdeno (keV).

Shell	Molibdeno (Z=42)	Tungsteno (Z=74)
K	20,000	69,525
L _I	2,867	12,098
L _{II}	2,625	11,541
L _{III}	2,521	10,204
M _I	0,505	2,820
M _{II}	0,410	2,575
M _{III}	0,392	2,281
M _{IV}	0,230	1,871
M _V	0,228	1,809

Come si ricava da questa tabella, la shell L presenta tre diversi valori di energia di legame, indicati con le lettere romane I, II e III. Gli otto elettroni che occupano la shell L saranno distribuiti due in quella di energia più bassa, tre in quella intermedia e, infine, tre in quella più alta.

Come si è detto, le energie di legame sono misurate in keV e questo ci permette di stabilire qual è la differenza di potenziale in volt che dobbiamo applicare per eccitare un particolare livello. Per esempio, nel caso del tungsteno bisogna applicare una tensione di almeno 69,525 kVp per estrarre l'elettrone K dell'atomo.

Quando un elettrone K è estratto, il suo posto può essere occupato da un altro elettrone proveniente dalla shell L, M, N in quanto l'atomo tenderà naturalmente al valore di energia più basso. Per esempio, quando un elettrone passa dal livello L al livello K, è irradiata un'energia uguale alla differenza tra i livelli energetici corrispondenti della **Tabella 1.1**.

La radiazione emessa ha un'energia uguale a $69,525 - 10,204 = 59,321$ keV. Questa transizione, in base alle notazioni proprie della spettroscopia, determina l'emissione di un fotone denominato $K\alpha_1$.

Uno può attendersi linee K da tutte le transizioni che comportano il passaggio di elettroni dagli stati L, M e N allo stato K. Queste radiazioni emesse costituiscono le righe dette caratteristiche, perché sono proprie della natura chimica dell'anodo. Precise regole di transizione della meccanica quantistica vietano alcune delle transizioni che collegano L, M, N a K. Nella **Tabella 1.2** sono presentate le transizioni più importanti

per il tungsteno e per il molibdeno, le quali giustificano pienamente la presenza di righe nello spettro a raggi X presentato in **Figura 1.3**.

Tabella 1.2: Principali righe caratteristiche per il tungsteno e per il molibdeno.

Tungsteno – Righe K			Tungsteno – Righe L		
Transizione	Simbolo	Energia (keV)	Transizione	Simbolo	Energia (keV)
K-N _{II} N _{III}	K β_2	69,081	L _I -N _{III}	L γ_5	11,674
K-M _{III}	K β_1	67,244	L _{II} -N _{IV}	L γ_1	11,285
K-M _{II}	K β_3	66,950	L _{III} -N _V	L β_2	9,962
K-L _{III}	K α_1	59,321	L _I -M _{III}	L β_3	9,817
K-L _{II}	K α_2	57,984	L _{II} -M _{IV}	L β_1	9,670
Molibdeno – Righe K			L _I -M _{II}	L β_4	9,523
K-M _{II} M _{III}	K β_{31}	19,602	L _{II} -M _V	L α_1	8,395
K-L _{III}	K α_1	17,479	L _{III} -M _{IV}	L α_2	8,333
K-L _{II}	K α_2	17,375			

Nel caso del tungsteno, nella serie K vi sono quattro righe caratteristiche più rilevanti che si presentano come una coppia di doppietti vicini. Le righe K α_1 e K α_2 hanno quasi la stessa energia e sono separate di circa 10 keV da un doppietto di energia più alta costituito dalle righe K β_1 e K β_2 . Le righe L non sono importanti ai fini della radiazione in uscita, poiché sono assorbite dal contenitore.

In genere, le righe caratteristiche dello spettro di raggi X non sono di grande utilità, né ai fini diagnostici né ai fini terapeutici, in quanto costituiscono soltanto una piccola frazione energetica dello spettro totale.

Un'eccezione è costituita dai tubi utilizzati in mammografia che producono radiazione K tra 17 e 19 keV. Inoltre, l'aggiunta al sistema di opportuni filtri in molibdeno permette l'eliminazione della radiazione di frenamento e questo consente di ottenere una buona efficacia diagnostica in mammografia.

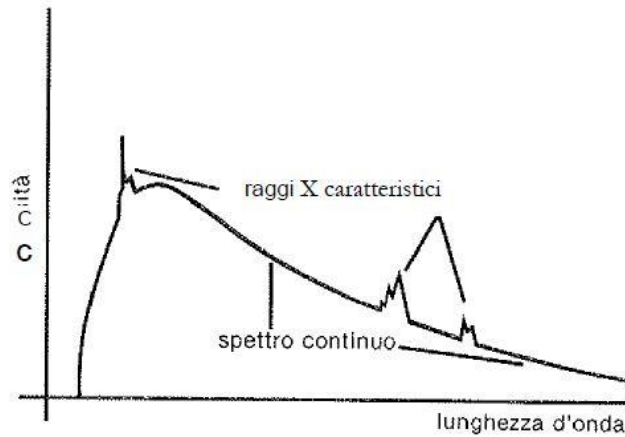


Figura 1.3: Spettro dei raggi X al variare della lunghezza d'onda.

1.2.3 Radiazione di frenamento o bremsstrahlung

Il secondo meccanismo di produzione di raggi X è dovuto al fatto che l'attrazione tra l'elettrone ed il nucleo provoca una deviazione dell'elettrone dalla sua traiettoria con perdita di una parte della sua energia. Questa energia cinetica perduta dall'elettrone è emessa come fotone X. La radiazione risultante è conosciuta come *bremsstrahlung* o *radiazione di frenamento*. L'elettrone può cedere solo una parte della sua energia o tutta e ciò dipende dalla distanza tra la traiettoria dell'elettrone ed il nucleo. Perciò, l'energia dei fotoni di bremsstrahlung emessi sarà compresa fra un valore molto basso e l'energia totale dell'elettrone incidente.

Gli elettroni proiettili, attraversando gli atomi del bersaglio, possono evitare gli elettroni orbitali e giungere vicino al nucleo con cui possono interagire, com'è mostrato nella **Figura 1.4**. L'elettrone è attratto dal nucleo ed è deviato dalla sua direzione iniziale a seconda dell'entità della forza attrattiva fra elettrone e nucleo ed in dipendenza della energia cinetica con cui arrivano gli elettroni. Nell'interazione l'elettrone cambia direzione e perde energia cinetica. L'energia cinetica perduta dall'elettrone è emessa sotto forma di fotoni. La radiazione di frenamento dà luogo alla *componente continua* dello spettro a raggi X presentata nella **Figura 1.3**, e questa componente è dovuta ad almeno due cause concomitanti. La prima è da attribuire al fatto che gli elettroni colpiscono l'anodo cedendo la loro energia interagendo con un certo numero di atomi. L'elettrone, ogni volta che interagisce con un atomo, è frenato in modo diverso emettendo fotoni di energia diversa.

Per esempio, un elettrone con energia cinetica di 70 keV nell'interazione può non perdere energia cinetica, la può perdere tutta se collide frontalmente con un nucleo, o può perdere una qualsiasi energia intermedia tra 0 e 70 keV. Inoltre, questa energia può essere perduta in una serie d'interazioni con più atomi penetrando in più strati atomici rispetto alla superficie prima di cedere tutta l'energia. Nella **Figura 1.4** è mostrato come un elettrone proiettile, interagendo con un nucleo bersaglio, possa dar luogo a fotoni di frenamento di diversa energia. Quanto sopra detto mostra con chiarezza che, nell'interazione tra un fascio di elettroni ed un bersaglio, possono essere ottenuti fotoni di energia che varia con continuità tra un valore minimo ed un valore massimo, in pieno accordo con la componente continua dello spettro rivelabile nella **Figura 1.3**.

L'altra causa che contribuisce alla distribuzione energetica del fenomeno di frenamento è da attribuire al fatto che gli elettroni proiettili del fascio che colpiscono l'anodo hanno differenti valori di energia e questo è causato dalla tensione di alimentazione che non è costante. Sono queste le due cause concomitanti dello spettro continuo di bremsstrahlung.

Mentre i raggi X di frenamento, al di sopra di una certa energia minima a cui corrisponde una lunghezza λ_{\min} , possono essere prodotti per una qualsiasi energia degli elettroni proiettili, i raggi X caratteristici richiedono invece una tensione minima al tubo.

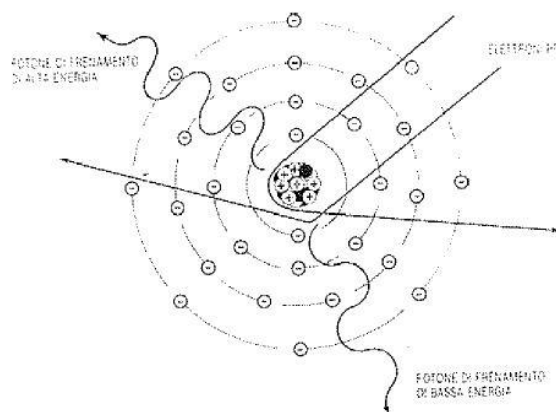


Figura 1.4: I raggi X di frenamento sono il risultato dell'interazione degli atomi proiettili con il nucleo degli atomi bersaglio dell'anodo.

Nell'intervallo di energia d'interesse per la radiodiagnostica, la maggior parte dei raggi X sono prodotti per frenamento. Per esempio, a 100 kVp con un anodo di tungsteno soltanto il 15% del fascio di raggi X è formato dalla radiazione caratteristica.

1.3 Interazione raggi X – materia

Dopo aver chiarito in dettaglio qual è l'origine microscopica dello spettro di emissione a raggi X, è necessario discutere i meccanismi di interazione dei raggi X con la materia.

In precedenza abbiamo visto che la radiazione possiede proprietà ondulatorie e corpuscolari e che l'interazione avviene con strutture di dimensioni paragonabili alla lunghezza d'onda. Sono stati individuati *cinque meccanismi fondamentali* d'interazione dei raggi X con la materia:

- Diffusione classica
- Effetto fotoelettrico
- Effetto Compton
- Produzione di coppie
- Fotodisintegrazione

I due meccanismi di maggior rilevanza per la diagnosi radiologica sono l'*effetto Compton* e l'*effetto fotoelettrico*, che saranno, quindi, trattati più approfonditamente.

Al contrario, la produzione di coppie e la fotodisintegrazione non saranno trattate, poiché entrambe non rientrano tra le interazioni possibili in mammografia, in quanto vincolate da un'energia soglia mai superata nella pratica radiologica.

Un'importante premessa da fare prima di continuare, è la precisazione tra il concetto di *assorbimento* e quello di *diffusione* dei raggi X. Quando i fotoni sono assorbiti, vengono completamente rimossi dal fascio a raggi X; mentre quando sono diffusi essi sono deflessi dalla direzione originaria in modo casuale e non trasportano informazione utile ai fini diagnostici, producendo soltanto rumore di fondo nell'immagine che si andrà a formare.

1.3.1 Diffusione classica

La *diffusione classica*, detta anche *diffusione coerente*, è quel meccanismo d'interazione della materia con raggi X di bassa energia, cioè energia inferiore a 10 keV, in cui i fotoni incidenti subiscono una variazione di direzione senza alcuna variazione di lunghezza d'onda. Vi sono due tipi di diffusione coerente, *diffusione Thomson* e *diffusione Rayleigh*. Nella diffusione Thomson un solo elettrone dell'atomo è interessato all'interazione con il fotone incidente. Nella diffusione Rayleigh vi è invece un'interazione cooperativa tra il singolo fotone incidente e tutti gli elettroni di un atomo.

Il meccanismo proprio della diffusione classica è illustrato nella **Figura 1.5**. Durante il processo di diffusione, la radiazione di bassa energia interagisce con gli elettroni di un atomo mettendolo in uno stato eccitato. L'energia di eccitazione è immediatamente ceduta con l'emissione di un fotone della stessa frequenza del fotone incidente, ma che si propaga lungo una direzione diversa. Durante questo processo non si ha trasferimento di energia e quindi non vi è ionizzazione nell'atomo bersaglio.

La percentuale di radiazione che subisce diffusione classica è piccola rispetto agli altri tipi d'interazione: in generale, è inferiore al 5%. Il fenomeno della diffusione classica avviene, comunque, in tutto l'intervallo della diagnostica radiologica e, anche se non ha un ruolo molto rilevante, contribuisce alla formazione del rumore di fondo dell'immagine.

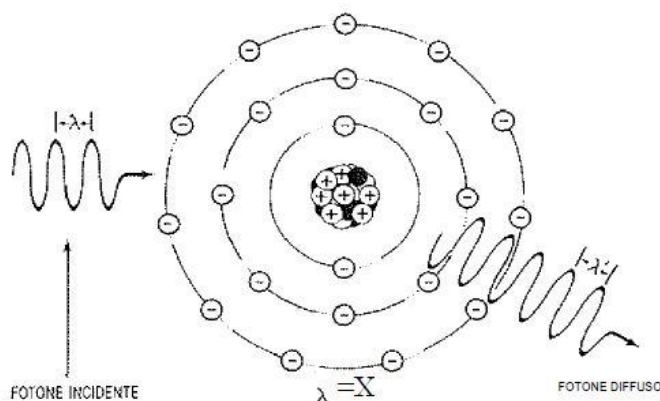


Figura 1.5: La diffusione classica è un'interazione tra un fotone di bassa energia e un atomo.

1.3.2 Effetto fotoelettrico

I raggi X con energia dell'ordine delle decine di keV possono estrarre gli elettroni degli orbitali interni, come ad esempio gli orbitali K dell'atomo bersaglio. I fotoni sono totalmente assorbiti e viene emesso un fotoelettrone (**Figura 1.6**).

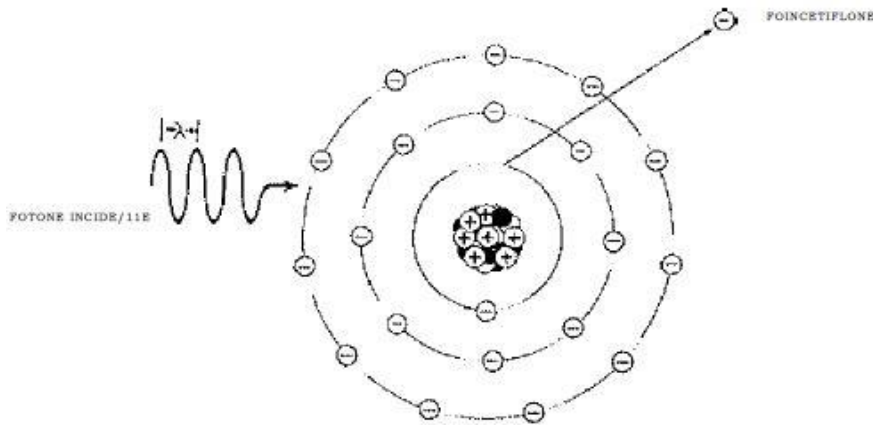


Figura 1.6: Nell'effetto fotoelettrico il fotone incidente è assorbito provocando la ionizzazione di un atomo per espulsione di un elettrone.

L'elettrone è emesso con un'energia cinetica T pari alla differenza tra l'energia del fotone $h\nu$ e l'energia di legame E_b dell'elettrone nella shell di appartenenza in accordo alla relazione

$$T = \frac{1}{2}mV^2 = h\nu - E_b$$

Il fotoelettrone prodotto viene assorbito quasi immediatamente dal mezzo circostante, dato che le particelle cariche hanno un piccolo potere penetrante. Dopo l'espulsione di un elettrone, l'atomo rimane carico positivamente con una vacanza elettronica, che supponiamo essere, ad esempio, in una shell K. Questa vacanza sarà riempita da un elettrone proveniente da una shell M o da una shell L, con conseguente emissione della radiazione caratteristica.

Questi raggi X caratteristici vengono anche denominati *radiazione secondaria* e presentano lo stesso comportamento della radiazione diffusa, in quanto non danno nessun contributo di valore diagnostico, si manifestano a bassa intensità e, se

raggiungono il rivelatore, contribuiscono alla formazione del rumore. In ultima analisi, durante l'effetto fotoelettrico sono evidenziabili tre tipi di prodotti: i fotoelettroni, la radiazione caratteristica e gli ioni positivi (atomi che hanno perduto un elettrone nelle shell più interne).

La probabilità che avvenga l'effetto fotoelettrico è governata da tre semplici regole:

1) il fotone incidente deve avere un'energia superiore all'energia di legame degli elettroni nelle singole shell. Ad esempio, gli elettroni della shell K dello iodio hanno un'energia di legame dell'ordine di 33,2 keV. Un fotone a raggi X con un'energia dell'ordine di 33 keV non può in nessun modo estrarre elettroni da questa shell. Un fotone di questa energia può interagire soltanto con gli elettroni delle shell L ed M che sono caratterizzati da energie di legame inferiore;

2) l'effetto fotoelettrico ha un massimo di probabilità quando l'energia dei fotoni a raggi X e l'energia di legame degli elettroni nelle singole shell hanno quasi lo stesso valore. Per esempio, un fotone di 34 keV è molto più efficiente rispetto ad un fotone di 100 keV per produrre l'effetto fotoelettrico degli elettroni della shell K dello iodio (energia di legame 33,2 keV). Infatti, la probabilità che si verifichi l'effetto fotoelettrico è proporzionale all'inverso della terza potenza della energia del fotone incidente:

$$\text{Probabilità effetto fotoelettrico} \propto 1/(h\nu)^{3.5}$$

3) gli elettroni maggiormente legati nelle orbite contribuiscono di più all'effetto fotoelettrico. Come si vede dalla **Tabella 1.3**, gli elettroni presentano una più elevata energia di legame nella shell K negli atomi con maggior numero atomico rispetto agli atomi con basso numero atomico. Dato che gli elementi con alto numero atomico hanno gli elettroni della shell K con la più elevata energia di legame, essi danno luogo ad un più efficiente effetto fotoelettrico.

Tabella 1.3: Energie di legame elettroni delle shell K (keV) per una serie di elementi rilevanti in diagnostica radiologica.

Numero atomico	Atomo	Energia di legame elettroni shell K (keV)
6	Carbonio	0,284
7	Azoto	0,400
8	Ossigeno	0,532
13	Alluminio	1,56
20	Calcio	4,04
50	Stagno	29,2
53	Iodio	33,2
56	Bario	37,4
74	Tungsteno	69,5
82	Piombo	88,0

La probabilità che si verifichi l'effetto fotoelettrico cresce rapidamente al crescere del numero atomico Z del bersaglio:

$$\text{Probabilità effetto fotoelettrico} \propto Z^4$$

È bene soffermarsi su alcuni aspetti positivi e su alcuni negativi associati all'effetto fotoelettrico in diagnostica radiologica. Gli *aspetti positivi* sono connessi al fatto che la qualità dell'immagine radiologica è buona per due ragioni: la prima perché l'effetto fotoelettrico non produce radiazione diffusa e non contribuisce, quindi, al rumore di fondo; la seconda ragione è legata alla caratteristica che ha l'effetto fotoelettrico di accentuare il contrasto naturale del tessuto. Il contrasto è più grande quando la differenza di assorbimento tra tessuti adiacenti è grande. Dato che, come si è detto, la probabilità che avvenga l'effetto fotoelettrico, per una data energia, è proporzionale alla terza potenza del numero atomico, l'effetto fotoelettrico dà luogo a differenze significative di assorbimento di tessuti composti da elementi diversi, come, ad esempio, il tessuto molle ed il tessuto osseo. Gli *aspetti negativi* dell'effetto fotoelettrico sono connessi all'esposizione del paziente. Infatti, il paziente riceve più radiazioni dall'effetto fotoelettrico rispetto a tutti gli altri meccanismi di interazione della radiazione con la materia. Questo è attribuibile al fatto che nell'effetto fotoelettrico tutta l'energia dei fotoni incidenti è assorbita dal paziente. Dato che accanto alla qualità

dell'immagine noi siamo anche interessati a minimizzare l'esposizione del paziente, spesso gli esami radiologici sono effettuati utilizzando tecniche che si avvalgono di alti valori di kVp. Spesso questa scelta permette di avere un corretto compromesso tra qualità dell'immagine ed esposizione del paziente.

1.3.3 Effetto Compton

Quasi tutta la radiazione diffusa che interessa la diagnostica radiologica proviene dall'*effetto Compton*. I raggi X incidenti possono subire un'interazione con gli elettroni degli orbitali più esterni. Questa interazione, che è una diffusione Compton, provoca la liberazione dell'elettrone e la deviazione del fotone incidente dalla direzione iniziale come è schematizzato nella **Figura 1.7**. Dal punto di vista matematico, il bilancio energetico del processo può essere espresso dalla seguente relazione:

$$h\nu_d = h\nu_i - E_b - \frac{1}{2}mV^2$$

dove $(h\nu)_d$ è l'energia del fotone diffuso, $(h\nu)_i$ è l'energia del fotone incidente, E_b l'energia di legame dell'elettrone nell'orbitale e $\frac{1}{2}mV^2$ l'energia cinetica dell'elettrone espulso.

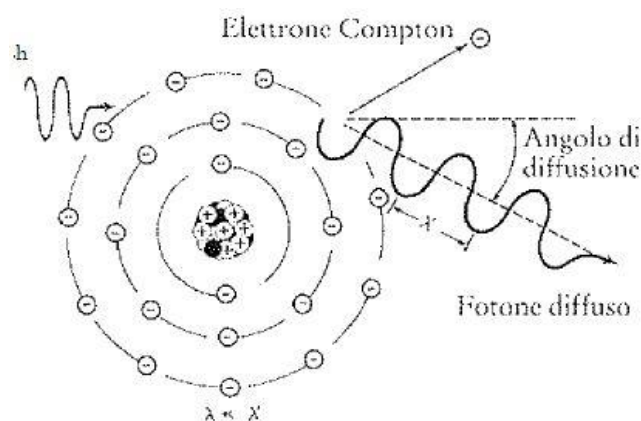


Figura 1.7: Interazione tra il fotone incidente e l'elettrone di un orbitale esterno.

Nel corso della diffusione Compton la maggior parte dell'energia è divisa tra il fotone diffuso e l'elettrone secondario, detto *elettrone Compton*. Sia l'elettrone Compton sia il

fotone diffuso possono avere energia sufficiente per dar luogo a numerose ionizzazioni secondarie prima di perdere tutta la loro energia. Infine, il fotone diffuso sarà assorbito per effetto fotoelettrico e l'elettrone secondario potrà essere catturato in una lacuna presente in qualche orbitale atomico a seguito di qualche altro evento ionizzante.

Nell'effetto Compton la variazione di lunghezza d'onda al variare dell'angolo di diffusione può essere calcolata per mezzo dell'espressione $\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \lambda_0 (1 - \cos\theta)$.

La variazione di lunghezza d'onda può essere trasformata in variazioni di energia al variare dell'angolo di diffusione avvalendosi dell'espressione $E = hc/\lambda$.

Secondo la $\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \lambda_0 (1 - \cos\theta)$ il fotone può essere diffuso in qualunque direzione, anche all'indietro (radiazione retro diffusa $\theta = 180^\circ$); in questo caso si ha il massimo di energia trasferita all'elettrone.

Nella **Tabella 1.4** è calcolata, per vari valori dell'angolo di diffusione, la quantità di energia associata ai fotoni diffusi. Come si vede nella **Tabella 1.4**, nell'intervallo di energia radiologiche fino a 150 keV, il fotone perde poco della sua energia iniziale e l'energia trasferita all'elettrone secondario è piccola. Questo costituisce un serio problema in diagnostica radiologica, poiché i fotoni che vengono diffusi ad angoli molto piccoli possono raggiungere il rivelatore contribuendo alla rumore di fondo. Poiché, allo stato attuale, non esistono accorgimenti tecnici per eliminare la radiazione diffusa a piccoli angoli, è necessario accettare che essa contribuisca a peggiorare la qualità dell'immagine.

Tabella 1.4: Energia dei fotoni Compton al variare dell'angolo di diffusione.

Energia del fotone incidente (keV)	Energia di fotoni diffusi (keV)			
	Angolo di deflessione del fotone			
	30°	60°	90°	180°
25	24,9	24,4	24	23
50	49,6	47,8	46	42
75	74,3	70	66	58
100	98,5	91	84	72
150	146	131	116	95

La probabilità che si verifichi l'effetto Compton è proporzionale a Z.

2 Mammografia e mammografi

2.1 Esame mammografico

La mammografia è un esame del seno effettuato con una bassa dose di raggi X (di solito circa 0,7 mSv). È utilizzato come strumento diagnostico per identificare tumori e cisti ad uno stadio precoce. Generalmente il tumore diagnosticato alla mammella effettuando la sola palpazione ha un diametro di circa 1 cm e contiene parecchi miliardi di cellule cancerogene. Il rischio maggiore è che una parte di queste cellule possa circolare nel sangue e penetrare negli altri organi sviluppando metastasi. Fortunatamente la maggior parte delle anomalie risulta essere di natura benigna.

Con l'esame mammografico il tumore è spesso individuato ad uno stadio iniziale, così che esso può essere più facilmente curato. La mammografia è capace di rivelare dall'85% al 90% dei tumori esistenti e la diagnosi precoce è stata confermata essere la migliore protezione in questo campo.

2.2 Studi mammografici

Molti studi sono stati fatti per individuare se lo screening mediante mammografia ed esame fisico potesse condurre una diminuzione della mortalità. Il primo fu lo studio HIP (*Health Insurance Plan* di New York City) del 1963-69. I gruppi di controllo e studio esaminarono 31.000 donne tra i 40 e i 64 anni.

Un altro importante studio di screening fu lo studio Svedese WE, iniziato nel 1977. Furono esaminate circa 70.000 donne tra i 40 e i 70 anni, sia nello studio che nel gruppo di controllo. Alla fine del 1984 fu registrata una riduzione del 31% nella mortalità da cancro alla mammella nel gruppo di studio.

In una visione ideale, lo screening mammografico dovrebbe essere ripetuto ad intervalli regolari, in quanto il risultato di un singolo passaggio non garantisce comunque che la donna sia protetta a vita dal rischio se un esame dovesse essere negativo. Inoltre, la frequenza dello screening va individuata considerando che durante l'intervallo di screening la crescita più veloce del tumore non dia la possibilità di sviluppo eccessivo.

È evidente che più a lungo è l'intervallo, maggiore è la probabilità che più tumori possano svilupparsi e accrescersi. Se qualcosa di sospetto è rilevato nel processo di screening, alla paziente è richiesto di tornare per un altro esame e per una valutazione. Eventualmente, la visita ingrandita del particolare può essere eseguita per delineare meglio i confini della massa sospetta.

Sebbene lo screening mammografico consenta un'elevata sensibilità per la rivelazione e la valutazione dei tessuti, un test successivo per confermare la diagnosi fatta con la radiografia è la biopsia.

2.3 Mammografia con pellicola

Fino a poco tempo fa, la mammografia con pellicola è stato il miglior metodo per la diagnosi precoce del cancro alla mammella, grazie alla notevole risoluzione raggiunta che determinava un'ottima qualità delle immagini.

L'esame mammografico può essere diviso in due grandi categorie: lo screening e la diagnosi. Lo screening è l'esame preventivo e asintomatico delle donne per individuare il tumore alla mammella prima che la lesione sia palpabile; al contrario, la mammografia diagnostica è fatta su donne che potrebbero avere o che hanno un tumore alla mammella. L'esame di screening richiede normalmente una o due esposizioni per ognuna delle due mammelle. Questi cosiddetti studi mammografici ordinariamente consistono di una visita cranio-caudale (CC) ed una vista medio-laterale obliqua (MLO). L'angolazione del braccio a C del mammografo è specificata rispetto allo zero individuato dall'asse verticale usato per la proiezione cranio-caudale. Nella vista cranio-caudale il fascio di raggi X viene da un angolo prefissato (normalmente compreso tra $\pm 40^\circ$ e $\pm 60^\circ$) fino alla mammella. Lo stesso angolo deve essere usato per le due mammelle. La terza proiezione possibile è la vista latero-mediale (LM), dove il fascio di raggi X viene da un lato della mammella ($\pm 90^\circ$). Quest'ultima proiezione non è normalmente usata nello screening, ma eventualmente come vista supplementare se le viste CC e MLO sono insufficienti.

2.4 Componenti principali di un mammografo

L'obiettivo della mammografia è quello di ottenere immagini di un organo costituito da tessuti molli che hanno densità e numeri atomici molto vicini tra loro; questo si traduce in piccole differenze nel coefficiente di attenuazione e, di conseguenza, in piccole differenze nel contrasto dell'immagine della mammella.

Attraverso l'uso di bassi valori di kV (ad esempio non superiori a 30 kV) e alti valori di mA è possibile ottenere immagini diagnostiche di buona qualità.

Negli ultimi decenni lo sviluppo tecnologico delle unità mammografiche è stato assai intenso, potendo utilizzare soluzioni costruttive sempre più sofisticate ed affidabili.

Al giorno d'oggi, un moderno mammografo risulta costituito dai seguenti principali componenti fondamentali:

- tubo per raggi X
- generatore
- dispositivo per la compressione della mammella
- griglia antidiffusione Potter-Bucky
- esposimetro automatico

2.4.1 Tubo a raggi X

Un moderno tubo a raggi X è concettualmente un dispositivo relativamente semplice, ma è complicata la tecnologia per costruirlo. In pratica, è costituito da un involucro di vetro, in cui è stato fatto il vuoto, contenente un catodo ed un anodo. Elettroni liberi sono emessi dal catodo e sono accelerati verso l'anodo da una differenza di potenziale.

Gli elettroni ad alta velocità colpiscono l'anodo (che costituisce il bersaglio) e producono bremsstrahlung e fotoni X caratteristici. I fotoni che escono dal tubo costituiscono il fascio a raggi X.

Descriviamo ora il tubo più dettagliatamente. Elettroni liberi sono prodotti tramite emissione termoionica riscaldando elettricamente a circa 2000°C il filamento che fa parte della struttura del catodo. Gli elettroni liberati dal filamento sono accelerati dalla differenza di potenziale applicata tra il catodo e l'anodo. Un elettrone accelerato da 80 kVp raggiungerà un'energia cinetica di 80 keV. Per convenzione, il voltaggio è descritto

in termini del valore di picco kVp. Gli elettroni che raggiungono l'anodo avranno diverse energie, misurate in keV, dipendenti dal valore del voltaggio nel momento in cui essi passano attraverso il tubo. Questo, più il fatto che i fotoni di bremsstrahlung possono avere un'energia che varia da zero ad un massimo, implica che nel fascio ci saranno anche fotoni X a bassa energia.

In generale, ci sono tre comandi fondamentali su un apparecchio a raggi X:

- il “comando del kilovoltaggio” che determina il voltaggio massimo applicato al tubo e quindi l'energia dei fotoni X prodotti;
- il “comando della corrente del tubo” che determina l'intensità della corrente che attraversa il tubo e come risultato il numero di fotoni X prodotti;
- il “timer” che determina il tempo totale in cui i raggi X sono prodotti.

Come detto in precedenza, l'efficienza di produzione di raggi X è molto bassa in un tubo da diagnostica; infatti, circa il 99% dell'energia degli elettroni è trasformata in calore, che deve essere eliminato per non danneggiare l'anodo.

Quindi, l'anodo deve avere le seguenti caratteristiche:

- un alto numero atomico;
- un alto punto di fusione;
- un'alta capacità di dispersione del calore.

La prima è necessaria perché l'efficienza della produzione dei raggi X è approssimativamente proporzionale al numero atomico del bersaglio. Nella scelta del materiale dell'anodo, però, si deve venire ad un compromesso, in quanto i materiali con più alto numero atomico (come il piombo) fondono facilmente e quindi non resistono al calore generato dalla produzione di raggi X. Il materiale più adatto per il bersaglio è il tungsteno. Esso ha un numero atomico ragionevolmente alto ed un alto punto di fusione. Poiché, però, il rame è un buon conduttore di calore e quindi può dissipare il calore meglio del tungsteno, l'anodo è spesso fatto di rame sul quale viene fissata una pastiglia di tungsteno che funge da bersaglio. I tubi così fatti sono indicati come tubi ad “anodo fisso”.

La zona del bersaglio che è colpita dagli elettroni provenienti dal catodo, produce raggi X, ed è chiamata “macchia focale”. Dando al catodo una forma opportuna, gli elettroni possono essere inviati sul bersaglio in modo che la macchia focale possa avere la forma e la grandezza desiderate. La macchia focale dovrebbe essere la più piccola possibile in modo da ottenere una buona risoluzione dei dettagli dell’oggetto.

I fotoni X sono emessi dal fuoco circa in ugual numero in tutte le direzioni e ciò può essere sfruttato per risolvere ulteriormente il problema dello smaltimento del calore. Se il bersaglio è inclinato di un certo angolo (generalmente 20°) rispetto al catodo, la proiezione a 90° della macchia rappresenta l’area focale effettiva, che definisce le caratteristiche di risoluzione del fascio di raggi X; questa è più piccola dell’area focale reale, che determina la dissipazione del calore. Con un’inclinazione di 20° , l’area reale è tre volte più grande di quella effettiva. Tuttavia, esposizioni ad alta intensità di raggi X richiedono una regione focale più ampia per distribuire il bombardamento elettronico su un’area maggiore. Quasi tutti i tubi per la diagnostica radiologica sono ora del tipo ad anodo rotante. L’anodo rotante aumenta l’area bombardata, perché consiste di un disco di tungsteno rotante. Durante l’esposizione il disco ruota esponendo agli elettroni regioni dell’anodo più fredde.

Come detto sopra, i raggi X sono emessi approssimativamente in tutte le direzioni. Soltanto una piccola parte di questi fotoni X può essere effettivamente utilizzata per eseguire una radiografia; i rimanenti devono essere eliminati. Questo è realizzato racchiudendo il tubo con un involucro rivestito di piombo eccetto che per una finestra dalla quale esce il fascio di raggi X che viene utilizzato. Oltre alla funzione di schermo l’involucro del tubo contiene le bobine elettriche per far ruotare l’anodo, l’olio per il raffreddamento e le connessioni tra i cavi ad alto voltaggio e il catodo e l’anodo.

La finestra dell’involucro del tubo è collocata vicino alla parete di vetro del tubo stesso. Quindi, il fascio di raggi X passa attraverso la finestra, la parete di vetro e uno spessore d’olio. I raggi X assorbiti dal vetro, sono quelli ad energia estremamente bassa, che in genere non sono molto utili per l’esame radiologico. La finestra del tubo per raggi X deve essere realizzata in berillio e non in vetro, in modo da non tagliare le caratteristiche di radiazione morbida, che è proprio quella usata in mammografia.

I tubi utilizzati in questo esame possono essere dotati delle seguenti caratteristiche tecnologiche:

- un materiale bersaglio (anodo) del tubo che può essere in molibdeno (Mo) , in rodio (Rh) o in tungsteno (W);
- una finestra in berillio ed almeno un filtro che può essere in molibdeno (Mo) , in rodio (Rh) o in argento (Ag);
- due fuochi, uno fine per mammografia di contatto (0,3 mm) ed uno ultrafine per mammografia di ingrandimento (0,1 mm) per esami diagnostici successivi.

I materiali per l'anodo e per la filtrazione del tubo influenzano sia il contrasto dell'immagine sia la quantità della dose somministrata alla mammella. L'anodo di molibdeno è usato con un filtro di 30 μm di molibdeno. In questo caso si riesce ad avere una radiazione la quale è composta, per la maggior parte, dalle radiazioni caratteristiche (fotoni con contenuto energetico pari a 17,4 keV e 19,6 keV).

Il filtro di molibdeno è normalmente usato sotto i 31-33 kV; soltanto per valori superiori e in alcune procedure speciali si utilizza un filtro in alluminio per evitare che la radiazione diventi troppo dura. Nel caso di mammelle particolarmente dense e spesse è utilizzato un filtro in rodio, ad esempio da 25 μm , al fine di poter utilizzare contenuti energetici maggiori (22 keV o superiori).

Nei moderni mammografi è prevista la possibilità di poter selezionare il filtro più idoneo una volta note le caratteristiche dell'esame da effettuare e del soggetto da esaminare; l'opzione prescelta verrà considerata al momento dell'esposizione di campionamento, per la corretta selezione dei parametri di esposizione (kV, mA e tempo).

Il tubo radiogeno è infine corredato dal collimatore, che limita il fascio radiogeno alle dimensioni del formato utilizzato.

2.4.2 Generatore

Il generatore con le migliori prestazioni è sicuramente il tipo ad alta frequenza ed a potenziale costante, dove i mA ed i kV sono costanti nel tempo. Confrontati con i generatori a tre fasi, questi generatori consentiranno tempi di esposizione più brevi con minor probabilità di forme in movimento. L'output del generatore non limita l'output del sistema, ma è il tubo che definisce l'output ottenibile, definito in mAs, anche se ciò rappresenta una misura approssimata di tale limite.

2.4.3 Compressione della mammella

Un mammografo richiede un dispositivo ben progettato e affidabile per il posizionamento della mammella, in quanto la sua compressione è utile per le seguenti ragioni:

- ridurre l'indefinitezza geometrica, avvicinando il più possibile la mammella al film;
- aumentare il contrasto riducendo la radiazione diffusa, rendendo possibile l'utilizzo di fasci con kV più bassi.

Per ottenere questi obiettivi la compressione deve essere importante. Il dispositivo di compressione deve avere una superficie piatta ed un profilo rettilineo dalla parte della parete toracica, piuttosto che curva.

Il dispositivo di compressione può realizzare compressioni fino a 20 daN, anche se normalmente si arriva a compressioni di 5 daN per i fantocci rigidi, mentre per le mammelle sarebbe ottimale arrivare anche a 13-14 daN; i mammografi riportano il valore prescelto per la compressione e lo spessore raggiunto dall'organo compresso sul display digitale.

In considerazione dell'importanza di tale operazione in relazione alla qualità dell'immagine da ottenere, i mammografi risultano inoltre corredati da piastre di compressione specificatamente progettate in funzione:

- delle dimensioni dell'organo;
- dal tipo di compressione da realizzare (ad es. ascellare, di zone limitate dalla mammella);
- dell'esame da eseguire (perforate nel caso di biopsia).

2.4.4 Griglia antidiffusione Potter-Bucky

La compressione della mammella ne riduce lo spessore e quindi anche la radiazione diffusa. L'influenza della radiazione diffusa può essere ulteriormente ridotta. A tale scopo sono impiegate le *griglie*, per evitare che la radiazione diffusa pervenga al film. L'intensità della radiazione diffusa in mammografia è usualmente uguale dall'40% all'85% della radiazione primaria e può quindi determinare un corrispondente decremento nel contrasto dell'immagine.

Inoltre, i valori di radiazione diffusa sono maggiori per mammelle spesse e/o dense e per i campi di radiazione più grandi.

Ci sono due tipi di griglie: stazionarie e mobili. Lo svantaggio maggiore delle griglie stazionarie è rappresentato dalle righe sull'immagine, che disturbano la diagnosi. Le griglie mobili, cosiddette *griglie Potter-Bucky*, sono dispositivi appositi e distinti che includono un meccanismo oscillante per la griglia e sono posizionate dove la cassetta è inserita. Le griglie sono realizzate con strisce di piombo che impediscono alla radiazione diffusa di raggiungere il film. Il loro svantaggio principale è che incrementano la dose imposta dalla radiazione di un fattore di circa 2. Per questo motivo è normalmente necessario un incremento di 2 kVp nella regolazione dell'esposizione quando è utilizzata la griglia.

2.4.5 Esposimetro automatico (AEC)

Il *controllo dell'esposizione automatico AEC (Automatic Exposure Control)* regola automaticamente la durata di un'esposizione per controllare la densità del film al variare dello spessore e della struttura della mammella. Il fototimer registra la quantità della radiazione in corrispondenza del recettore dell'immagine e conclude l'esposizione al valore impostato. Usualmente il fototimer è una camera a ionizzazione. L'AEC assicura che la paziente non subisca una radiazione superiore al necessario, ottenendo al contempo la densità corretta sulla radiografia.

Le unità mammografiche più evolute hanno un AEC che agisce con due modalità, quella *semiautomatica* e quella *automatica*.

Anche se l'AEC è generalmente presente in ogni mammografo, la maggior parte delle unità hanno soltanto un AEC semiautomatico, dove il processore regola i mA ed il tempo di esposizione, ma non i kV.

L'AEC automatico regola i mA, il tempo di esposizione e i kV. La scelta iniziale dei kV è basata sullo spessore della mammella. Il valore finale dei kV è infine scelto durante l'esposizione basata sulla densità reale del tessuto. In questo modo si riduce il tempo di esame, è eliminata la necessità di ripetizione dell'esame e rende la procedura più semplice. Ovviamente, l'utilizzatore può sempre scegliere la modalità manuale con la selezione dei mA, kV e del tempo di esposizione.

2.5 Mammografia digitale

2.5.1 Introduzione

Un moderno sistema per l'acquisizione d'immagini mammografiche deve possedere:

- a) un'elevata *efficienza di assorbimento* dei raggi X, allo scopo di rendere minima la dose impartita alla paziente, consentendo di raggiungere buone qualità d'immagine ai fini diagnostici;
- b) una *risposta lineare* in un intervallo di esposizione il più alto possibile;
- c) un basso *rumore di fondo*, che pertanto non disturbi il livello di rivelabilità del rivelatore delle immagini;
- d) un'elevata *risoluzione spaziale*;
- e) un *tempo di esposizione* non eccessivamente elevato; in pratica è preferibile avere tempi di esposizione non superiori ad 1 secondo, allo scopo di non surriscaldare eccessivamente il tubo radiogeno.

Già da alcuni anni si sono diffusi sul mercato mammografi con rivelatori digitali, i quali, oltre ad aver ormai raggiunto le prestazioni di risoluzione spaziale comparabili con quella ottenibile con la soluzione analogica, consentono evidenti vantaggi in termini di acquisizione, visualizzazione, trasmissione ed archiviazione delle immagini che sovrastano sostanzialmente le possibilità di un sistema analogico in virtù dell'elevato livello tecnologico raggiunto dalle scienze informatiche ed elettroniche.

I maggiori vantaggi risiedono nell'estrema facilità di elaborazione dell'immagine al computer, di archiviazione e successiva consultazione con risparmi di spazi per archivi, di trasmissione per lo scambio d'informazioni e pareri tra centri senologici diversi, oltre al miglioramento della qualità dell'immagine ed alla riduzione della dose impartita alla paziente.

2.5.2 Rivelatori digitali

L'immagine digitale è una rappresentazione discreta della realtà siccome formata da una matrice bidimensionale di elementi-immagine (i *pixels*) in corrispondenza della quale è associato il valor medio dell'intensità all'interno della regione individuata dalle proprie dimensioni (*livello di grigio*).

Mentre la risoluzione della combinazione film-schermo è sostanzialmente definita dal rumore introdotto dalla granularità del film, numerosi studi hanno dimostrato che con *pixel* aventi dimensioni fino a $50 \mu m$, è possibile raggiungere prestazioni in termini di risoluzione spaziale dello stesso ordine di grandezza dell'analogico.

Per quanto riguarda il numero dei *bits* usati per la digitalizzazione, considerando che la lesione da rivelare abbia, ad esempio, un contrasto dell'1%, può essere dimostrato che nella conversione analogico-digitale sono necessari almeno 4096 livelli di grigio per rendere definibile differenze di contrasto così leggere.

I prodotti mammografici oggi disponibili sul mercato consentono di raggiungere e superare i limiti appena definiti, poiché le dimensioni minime del *pixel* sono ormai prossime ai $50 \mu m$ ed entrambe le apparecchiature usate in questo lavoro di tesi hanno *pixel* di dimensioni di $100 \mu m$.

Allo stato attuale può pertanto essere stabilito come i rivelatori digitali abbiano raggiunto e superato le prestazioni delle unità analogiche; ciò che li rende preferibili rispetto ad esse sono i numerosi vantaggi, già brevemente descritti, e le superiori potenzialità consentite dall'utilizzo dei computer.

2.5.3 Rivelatori ad ampio campo

- Selenio amorfo (digitale diretto)

Uno strato di *selenio amorfo* (a-Se) viene depositato su una matrice di TFT (*Thin Transistor Film*). Lo strato di selenio è ricoperto superiormente da uno strato di materiale dielettrico contenente cromo. Il condensatore e l'elettrodo collettore sono configurati in modo che l'elettrodo formi una sorta di "cappello di fungo" sopra la superficie del *pixel*. Questa configurazione è tale da schermare il TFT sia dal campo elettrico elevato generato dall'alto voltaggio dell'elettrodo superiore che dalle cariche che potrebbero raggiungere lo strato isolante posto sopra il TFT. Durante il funzionamento del rivelatore, i raggi X attraversano l'elettrodo superiore e lo strato di dielettrico per interagire nel selenio. Lo strato di selenio assorbe i raggi X generando coppie elettrone-lacuna in modo proporzionale all'intensità del raggio incidente. Il campo elettrico applicato separa le cariche che sono raccolte da ogni elemento rivelatore, impedendone la ricombinazione.

- Silicio amorfo (digitale indiretto)

Il sistema rivelatore a conversione indiretta prevede l'utilizzo di un fosforo fotoemittente e di una matrice attiva di fotodiodi TFT al *silicio amorfo* (a-Si), rispettivamente per la conversione dei fotoni X in luce e per la generazione del segnale elettrico. Uno scintillatore e una serie di fotodiodi di silicio amorfo sono sovrapposti ad una matrice di TFT. Quando la radiazione X incide sullo scintillatore viene emessa una radiazione luminosa la cui intensità è proporzionale all'energia incidente.

I fotoni che costituiscono la radiazione visibile vengono quindi convertiti in una carica elettrica dai fotodiodi. La carica generata da ciascun fotodiodo viene poi trasferita per essere convertita in segnale digitale mediante il TFT.

Lo scintillatore utilizzato nei rivelatori a conversione indiretta è strutturato per ridurre l'effetto di distorsione causato dalla diffusione luminosa all'interno dello scintillatore: nei rivelatori diretti vengono utilizzati scintillatori che sono costituiti da cristalli di *Ioduro di Cesio* (CsI) depositati direttamente sul rivelatore. La struttura cristallina, che assomiglia ad una serie di "aghi" affiancati e paralleli, produce l'effetto di un fascio di guide di luce o canali attraverso cui la radiazione luminosa raggiunge lo strato di fotodiodi. In questo modo la dispersione della luce è estremamente ridotta.

- Sistema di memorizzazione ai fosfori

In questo caso il sistema di rivelatore di raggi X è costituito da uno schermo a *fosfori fotostimolabili*. La radiazione assorbita è temporaneamente immagazzinata nel fosforo sotto forma di elettroni eccitati e catturati dalle impurità del reticolo cristallino. Il principio alla base è la luminescenza fotostimolata. Quando un fotone X deposita energia nel materiale che compone la piastra ai fosfori, possono avere luogo tre diversi processi di conversione dell'energia. I materiali componenti la piastra rilasciano immediatamente energia sotto forma di radiazione luminosa, ovvero per fluorescenza. Non tutta l'energia incidente viene però riemessa per fluorescenza: il materiale di cui sono composti i rivelatori al fosforo immagazzina una frazione significativa dell'energia in difetti strutturali del cristallo. Questa energia intrappolata costituisce l'immagine latente. Nel tempo, l'immagine latente svanisce spontaneamente poiché ha luogo un processo di fosforescenza. Stimolando il fosforo con luce di lunghezza d'onda appropriata invece, parte dell'energia intrappolata può essere rilasciata immediatamente per luminescenza stimolata. La luce emessa costituisce il segnale per la creazione dell'immagine digitale.

- Sensori CCD accoppiati a schermi fluorescenti

I sensori CCD (*Charge Coupled Device*) sono dispositivi ad accoppiamento di carica, e consistono in un circuito integrato formato da una griglia, di elementi semiconduttori in grado di accumulare una carica elettrica proporzionale all'intensità della radiazione elettromagnetica che li colpisce. Questi elementi sono accoppiati in modo che ognuno di essi, sollecitato da un impulso elettrico, possa trasferire la propria carica ad un altro elemento adiacente. Inviando al dispositivo una sequenza temporizzata d'impulsi, si ottiene in uscita un segnale elettrico grazie al quale è possibile ricostruire la matrice dei *pixel* che compongono l'immagine proiettata sulla superficie del CCD stesso. Normalmente sono utilizzati congiuntamente ad un accoppiamento per via ottica con uno schermo fluorescente.

3 Griglie antidiffusione

3.1 Radiazione secondaria: radiazione diffusa

La radiazione che emerge da un oggetto investito da un fascio di raggi X consiste di due componenti: la *radiazione primaria* e la *radiazione secondaria*. La radiazione primaria è la parte che resta del fascio incidente che attraversa l'oggetto senza interagire con questo. Il numero di fotoni dipende dallo spessore e dalla composizione dei tessuti incontrati lungo il percorso. Le variazioni d'intensità del fascio primario emergente portano le informazioni della struttura interna.

La radiazione secondaria comprende ogni tipo di radiazione prodotta dall'interazione del fascio incidente con l'oggetto. Più precisamente possiamo avere i fotoni caratteristici, i fotoelettroni prodotti per effetto fotoelettrico, gli elettroni Compton e i fotoni prodotti per effetto Compton. Siccome il percorso è molto breve, i fotoelettroni e gli elettroni Compton sono assorbiti localmente. Anche i fotoni X caratteristici, emessi dagli atomi costituenti la maggior parte dei tessuti viventi, non hanno energia sufficiente per raggiungere il sistema di registrazione. Mentre i raggi X caratteristici dello iodio e del bario, presenti nei mezzi di contrasto, avendo un'energia compresa tra 33 e 37 keV, possono raggiungere il sistema di registrazione in numero sufficiente per produrre un effetto radiografico apprezzabile.

Nella maggior parte dei casi l'unica radiazione secondaria sono i fotoni prodotti per effetto Compton, pertanto è meglio parlare di radiazione diffusa per effetto Compton piuttosto che di radiazione secondaria. La radiazione diffusa è emessa in tutte le direzioni e determina un campo radiante attorno al paziente; perciò è necessario prendere delle misure sia per ridurre gli effetti sul radiogramma sia per proteggere il personale la cui presenza può essere richiesta in sala raggi.

L'energia del fotone Compton è inferiore a quella del fotone incidente, tuttavia la radiazione diffusa emergente ha uno spettro abbastanza simile al fascio. In particolare i fotoni incidenti di più bassa energia hanno uno scarto percentuale è ancora più piccolo. L'effetto della radiazione diffusa sul radiogramma è quello di diminuire in maniera significativa il contrasto.

Per ridurre la radiazione diffusa originata dal paziente si può agire in due modi: riducendo il campo del fascio o usando delle griglie anti diffusione.

3.2 Caratteristiche delle griglie

3.2.1 Introduzione

Il sistema più efficace per rimuovere la radiazione diffusa è l'utilizzo di una *griglia anti diffusione*. Si tratta di un dispositivo che viene interposto sopra il rivelatore durante l'esposizione. Le griglie sono costruite con sottili lamelle di piombo alternate a strati più grossi di materiale radiotrasparente, come plastica o alluminio. Le lamelle sono orientate in modo tale che i fotoni primari possano passare tra di esse, mentre i fotoni diffusi, che hanno una direzione obliqua, sono intercettate dalle stesse **Figura 3.1**.

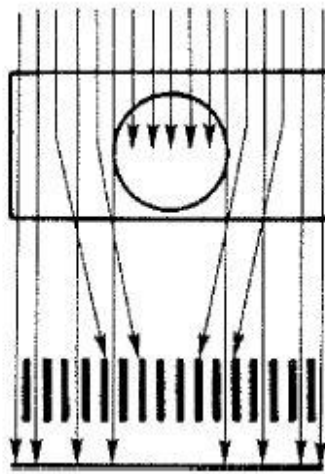


Figura 3.1: Schema di griglia anti-diffondente.

La necessità di ridurre drasticamente la radiazione diffusa emergente dai volumi corporei più cospicui, onde ottenere immagini radiologiche informative, si è palesata fin dall'inizio dell'attività radiodiagnostica.

L'originaria griglia di Bucky (comparsa per la prima volta nel 1913) era a conformazione reticolare "cross-grid", le cui lamelle X-opache di 1 mm di spessore e di 50 mm di altezza, erano interspaziate da 19 mm di aria.

Risale al 1920 la proposta di H. E. Potter, pensata per superare il disturbo della reticolazione lamellata sul radiogramma, ricorrendo al rapido spostamento del sistema anti diffondente durante l'erogazione del fascio di fotoni X. Per consentire la cancellazione fotografica delle lamelle, queste dovevano essere disposte in serie lineare, con direzione di spostamento perpendicolare al loro asse.

In linea generale le griglie mobili si sono dimostrate idonee ad espletare azione anti diffondente nell'apparecchiatura radiologica in cui tale accessorio poteva essere stabilmente applicato. Purtroppo la diminuzione della radiazione diffusa mediante la griglia è pagata con un aumento dell'esposizione. Infatti, le lamelle di piombo assorbono una parte dei fotoni primari, cioè quelli che colpiscono il bordo delle lamelle, e un'altra parte è assorbita dal materiale radiotrasparente posto tra le lamelle. La perdita di parte della radiazione primaria più una diminuzione di quella diffusa, richiede un significativo aumento dell'esposizione per ottenere sulla pellicola una densità ottica simile a quella di quando non si usa la griglia.

3.2.2 Composizione della griglia

Il materiale più idoneo per la realizzazione delle lamelle radio opache è stato, sin dall'inizio, il *piombo*; i motivi di questa scelta si spiegano nell'elevato potere assorbente di questo materiale nei confronti dei fotoni dotati di energia compresa nel range dell'utilizzazione radio-diagnostica, nel suo basso costo e nella relativamente agevole plasmabilità.

Una maggior variabilità compositiva si riscontra nella realizzazione degli interspazi, poiché possono essere utilizzati, a seconda dei casi, materiali metallici od organici; in generale, le griglie con interspazi a composizione organica consentono migliore trasmissione della radiazione primaria, mentre gli interspazi a composizione metallica sono più favorevoli per l'effetto anti-diffondente. Nel complesso, l'incremento garantito sul contrasto d'immagine da parte della griglia è simile, quale che sia il materiale utilizzato per la realizzazione degli interspazi.

3.2.3 Copertura della griglia

La copertura della griglia rappresenta un importante parametro da considerare nella struttura di tale accessorio ed è in pratica rappresentata dall'involucro contenitore del sistema lamellare e di quello interspaziale. L'importanza del tipo e dello spessore del materiale utilizzato per la copertura della griglia deriva dalla necessità di contenere l'incremento dell'assorbimento di fotoni X incidenti sulla griglia, poiché ciò si riflette nell'aumento della dose radiante da somministrare al volume corporeo in esame per ottenere la corrispondente immagine radiografica. La copertura delle griglie per mammografia utilizza la fibra di carbonio: questa scelta dipende dalla maggior trasparenza nei confronti dei fotoni X.

D'altra parte, la copertura deve garantire alla griglia bastevole resistenza e una necessaria impermeabilità per evitare l'ingresso di liquidi (come mezzi di contrasto, disinfettanti, liquidi biologici, sangue, urine, ecc.) con possibile danno sul sistema d'interspazio lamelle.

3.2.4 Ratio o rapporto di griglia

La quantificazione dell'effetto anti diffondente è espressa dal rapporto fra l'altezza della lamella (h) e l'entità dello spazio interlamellare (d). Il *rapporto di griglia*, comunemente definito *ratio* (R), è, quindi, così espresso:

$$R = h/d$$

L'azione anti diffondente è tanto più marcata quanto maggiore sia la quantità di fotoni X diffusi che, venendo ad incidere con varie obliquità sulle pareti delle lamelle, ne vengono assorbiti. È ovvio pertanto che quella parte della componente fotonica diffusa la cui traiettoria sia poco deviata rispetto a quella della radiazione primaria, ha maggiore probabilità di superare gli spazi interlamellari, quanto più ampie siano le distanze interlamellari. In questo caso, è evidente che la correzione dello scarso effetto anti diffusione non possa che essere ottenuta aumentando l'altezza delle singole lamelle. In tale maniera, anche le radiazioni diffuse dotate di scarsa deviazione di traiettoria, hanno maggior probabilità di impattare sulle pareti delle lamelle (**Figura 3.2**).

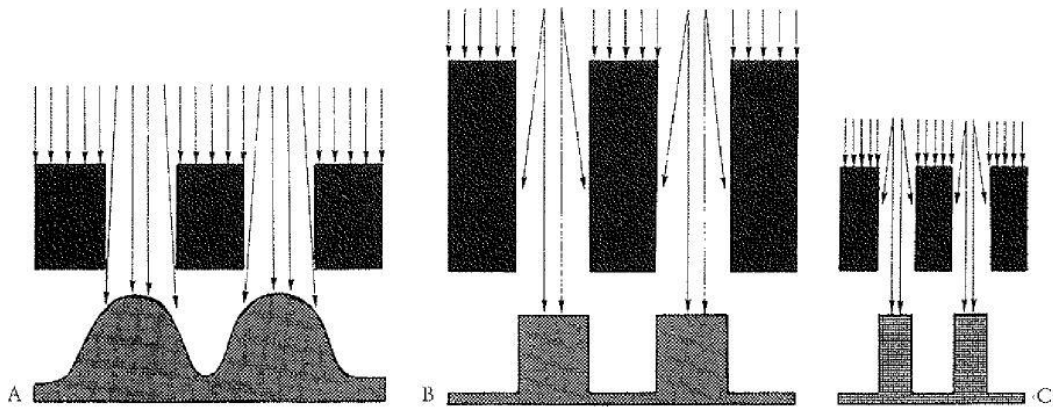


Figura 3.2: *Influenza dell'altezza delle lamelle sull'assorbimento della radiazione diffusa.*

Per garantire l'assorbimento delle radiazioni diffuse conseguenti alle immagini radiodiagnostiche utilizzando le più elevate energie fotoniche (100-120 kVp ed oltre) sono utilizzati valori di ratio intorno a 12. Tale rapporto può essere ottenuto agendo sull'una o sull'altra delle componenti in gioco e cioè:

- se tale valore di ratio deve essere raggiunto utilizzando soprattutto l'altezza delle lamelle (dovuto ad eventuali difficoltà costruttive) è necessario ricorrere alla cancellazione fotografica delle lamelle stesse sull'immagine mediante il rapido movimento della griglia durante il tempo di esposizione al flusso radiante: è il sistema della griglia mobile.

- nei sistemi di anti-diffusione a griglia fissa, il valore di ratio desiderato deve essere conseguito intervenendo sull'entità dello spazio inter-lamellare. Riducendo quest'ultimo, la probabilità che un fotone X diffuso, pur scarsamente deviato, sia in grado di superare lo spazio inter-lamellare, diviene progressivamente più esigua, quanto più sottile sia tale spazio, considerando però che l'impatto con le pareti delle lamelle avverrà anche con i fotoni X assai scarsamente deviati.

3.2.5 Numero lamelle: frequenza della griglia

La riduzione dello spessore delle lamelle ha costituito la sfida tecnologica più impegnativa nella costruzione delle griglie. Tanto più le lamelle sono assottigliate, tanto più facilmente il valore desiderato di ratio può essere ottenuto intervenendo sulla

distanza interlamellare.

Con la riduzione dello spessore lamellare e della distanza interlamellare della griglia si accresce la frequenza della griglia, cioè il numero delle lamelle contenuto in ciascun cm. Le griglie fisse, abitualmente utilizzate nella pratica radiodiagnostica generale, hanno frequenze di oltre 40 lamelle/cm, mentre quelle per la mammografia raggiungono le 80 lamelle/cm.

La riduzione dello spessore delle lamelle permette di utilizzare una griglia fissa in quanto rispetta due requisiti essenziali:

- 1) il valore di ratio può essere ottenuto enfatizzando il ruolo di “d” a scapito di “h”;
- 2) la visibilità delle lamelle nel radiogramma diviene sempre meno evidente quanto più si riducono lo spessore e l’altezza delle lamelle.

3.2.6 Fattore di trasmissione della radiazione diffusa

L’efficacia della griglia dipende dal grado di riduzione dei fotoni X secondari ed è pertanto direttamente proporzionale all’assorbimento della radiazione diffusa T’ alla quale è legata da rapporto di proporzionalità inversa. Il fattore di trasmissione della radiazione diffusa T’ si ricava con la seguente formula:

$$T' = I_2' / I_1'$$

dove I_1' indica l’intensità dei fotoni X diffusi che incidono sulla griglia e rispettivamente I_2' quella dei fotoni X diffusi da questa emergenti.

3.2.7 Fattore di trasmissione della radiazione primaria

Bisogna considerare che anche la radiazione primaria è attenuata dall’attraversamento della griglia, pur se in misura notevolmente inferiore. Infatti, i fotoni X primari che incidono sullo spessore delle lamelle sono destinati ad essere assorbiti. A questo proposito, la riduzione dello spessore lamellare è senz’altro vantaggiosa, poiché limita l’estensione dell’area d’impatto tra fotoni X primari e superficie lamellare; tuttavia questo vantaggio decresce con l’aumento del numero delle lamelle contenute nell’unità

di superficie della griglia, poiché ciò implica l'incremento del "coperto" rispetto allo "scoperto". Anche per quanto concerne i fotoni X primari vale la relazione espressa per quelli secondari e cioè il fattore di trasmissione della radiazione si ricava dalla seguente espressione:

$$T = I_2 / I_1$$

indicando con I_1 l'intensità dei fotoni X primari incidenti, mentre con I_2 l'intensità dei fotoni X primari emergenti.

È chiaro che l'assorbimento della radiazione diffusa costituisce il fondamentale limite al grado di efficienza della griglia, poiché tale assorbimento riduce la radiazione primaria disponibile per il detettore e quindi determina un aumento della dose da somministrarsi al volume corporeo in esame.

3.2.8 Focalizzazione della griglia

Finora abbiamo considerato sempre e solo un fascio radiante centrale, cioè considerato sulla verticale "fuoco-rivelatore"; nella pratica radiodiagnostica, invece, si opera con un fascio radiante divergente, conformato a "cono", che impatta con una determinata estensione di superficie corporea e in seguito con il rivelatore. Ne consegue la necessità che le coppie interspazio-lamellari siano disposte in maniera da consentire l'attraversamento dei fotoni X primari; in altre parole, il sistema deve essere "focalizzato" ad un determinato "range" di distanze "fuoco-rivelatore".

Le griglie focalizzate sono costruite in modo che, se sono montate correttamente, l'immagine della lamella è dovunque larga quanto lo spessore della lamella stessa.

Esiste pertanto, per ciascuna griglia focalizzata, una "distanza di focalizzazione" ottimale al di fuori della quale l'obliquità delle lamelle non risulta coincidente con quella dei fotoni X primari, determinando un assorbimento esagerato di questi ultimi. La presenza di tale effetto indesiderato è indicata dall'alone d'insufficiente annerimento che in tali occasioni si riscontra sui bordi del radiogramma. È quindi necessario operare entro il "*range di focalizzazione*", caratteristico per ciascuna griglia, che è condizionato dal "ratio" e dalle dimensioni areali della superficie della griglia.

A parità di dimensioni areali, l'estensione del "range di focalizzazione" di una griglia è inversamente proporzionale al valore del "ratio". Stabilita la distanza focale ottimale (f_0), i limiti inferiore (f_1) e superiore (f_2) del "range" di possibile utilizzo sono indicati dai valori oltre i quali la perdita di fotoni X primari raggiunge il 50% a 15 cm dall'asse centrale del raggio.

Il limite inferiore è espresso da:

$$f_1 = \frac{f_0}{1 + f_0/30R}$$

mentre il limite superiore è espresso da:

$$f_2 = \frac{f_0}{1 - f_0/30R}$$

3.3 Fattore di esposizione o fattore di Bucky

Come abbiamo visto, l'interposizione di una griglia sul percorso del fascio radiante determina un'attenuazione dell'intensità di quest'ultimo; ciò richiede che l'esposizione radiante del volume corporeo in esame sia incrementata fino a garantire l'adeguato irraggiamento del rivelatore; tale incremento di esposizione è quantificato dal fattore di Bucky, espresso dal rapporto tra l'intensità della radiazione incidente e quello della radiazione trasmessa emergente dalla griglia; il *fattore di Bucky* (B) è espresso dalla formula:

$$B = \frac{(I_1 + I_1')}{(I_2 + I_2')} = \frac{1}{T_t}$$

dove I_1 è la radiazione primaria e I_1' la radiazione diffusa incidenti, I_2 è la radiazione primaria e I_2' è la radiazione diffusa emergenti e T_t è il fattore di trasmissione della radiazione totale.

4 Materiali e metodi

4.1 Materiali utilizzati

Le due apparecchiature mammografiche su cui abbiamo operato e compiuto l'acquisizione delle immagini sono quelli in uso nell'azienda ospedaliera di Ravenna ed entrambi sono il modello *Essential*, prodotto dalla *GE Healthcare* (**Figura 4.1**).



Figura 4.1: Il mammografo Essential della GE.

Il tubo radiogeno di questo modello di mammografo è dotato di anodo rotante a doppia pista Mo/Ro con tre combinazioni possibili di *anodo/filtro*: Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. Maggiori dettagli sull'intera apparecchiatura sono riportati in *Appendice*.

Come multimetro multifunzionale per il controllo delle apparecchiature è stato utilizzato il modello *Piranha* della *RTI*, dotato al suo interno di un rivelatore a stato solido (**Figura 4.2**). L'area sensibile è il rettangolo bianco sotto il quale è posizionato il rivelatore a 10 mm dalla superficie.



Figura 4.2: Multimetro multifunzionale, modello Piranha della RTI.

Come oggetti bersaglio abbiamo utilizzato due tipi di *fantocci* entrambi di 45 mm di spessore. Quello principalmente utilizzato è stato il fantoccio *ACR*, a forma di parallelepipedo e con al suo interno riprodotti vari inserti che corrispondono a diversi tipi di segni radiologici. In particolare, sono simulati in numero, grandezza e posizioni precisi dei gruppi di microcalcificazioni sottocutanee, delle fibre e delle masse (**Figura 4.3**).

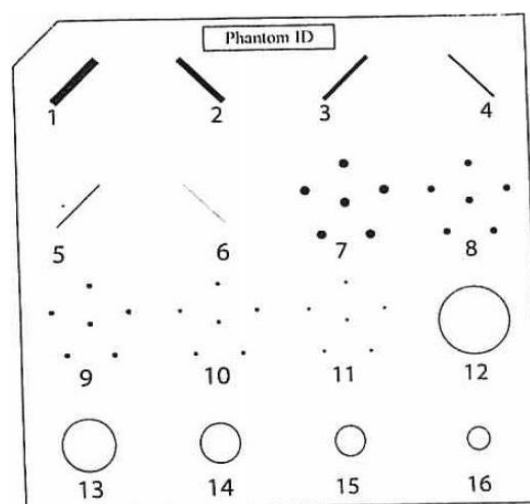


Figura 4.3: Fantoccio ACR.

L'altro tipo di fantoccio che abbiamo utilizzato è stato il *CIRS*, di forma più simile ad una mammella, ma con gli stessi inserti del fantoccio precedente anche se in quantità differenti (**Figura 4.4**).

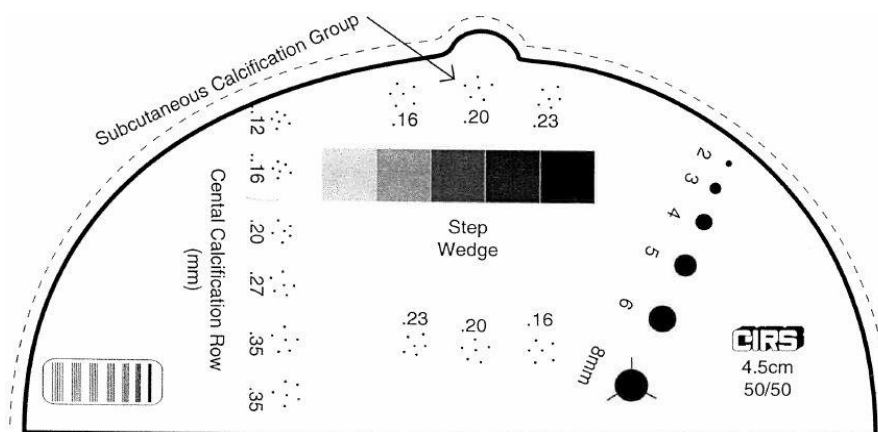


Figura 4.4: Fantoccio CIRS.

Per aumentare lo spessore attraversato dai raggi X abbiamo utilizzato dei *blocchi di PMMA* (polimetilmetacrilato) di 0.5 cm e 1 cm di altezza, poiché risulta un materiale che simula con buona approssimazione la densità della mammella, interponendoli a strati tra il fascio ed il fantoccio per ottenere simulazioni di mammelle più o meno spesse (**Figura 4.5**).



Figura 4.5: Spessori di PMMA.

4.2 Validazione del dato dosimetrico

Come operazione preliminare, abbiamo innanzitutto eseguito il controllo di entrambe le apparecchiature mammografiche da noi utilizzate, seguendo le linee guida e gli standard europei per poter validare i dati dosimetrici. I mammografi sono collocati nell'*ambulatorio 10* e nell'*ambulatorio 9* ed a ora in avanti indicheremo il numero dell'ambulatorio per riferirci all'uno o all'altro in quanto sono identici.

Per analizzare la radiazione e la dose del tubo radiogeno dei mammografi, abbiamo proceduto ad esaminare tutti i parametri da sottoporre a controllo seguendo le linee guida europee. Di particolare interesse per il nostro lavoro sono state tre procedure di controllo relative alla dose, che riportiamo:

- Output (rendimento) e rateo della radiazione emessa

Strumentazione: Multimetro per impiego mammografico (*Piranha*).

Modalità operativa:

Intensità di dose e rendimento del tubo devono essere entrambi misurati su di un asse passante per il fuoco ed il punto di riferimento ed in assenza di mezzi diffusori. Posizionare il rivelatore, in aria, in corrispondenza del punto di riferimento (altezza 45 mm, 60 mm dal bordo lato torace e centrato lateralmente), senza piastra di compressione. Eseguire quattro misure di rateo di kerma in aria, impostando i parametri di riferimento (28 kV, Mo/Mo, mAs vicini al valore dell'esposizione di 45 mm PMMA). Calcolarne il valore medio, correggere per la distanza fuoco-dosimetro per determinare il valore (Rd) del rateo di dose alla distanza fuoco-rivelatore e registrare il valore.

Valore di riferimento: Intensità di dose > 7,5 mGy/s alla DFF. (D.Lgs187/00)

Rendimento > 40 µGy/mAs a 1 m dal fuoco

Periodicità: Semestrale.

Riferimento Bibliografico: Linee Guida Euref IV Ediz.; D. Lgs 187/00 (Allegato V).

- Dosimetria: Variazione Dose Ghiandolare media al variare degli spessori

Scopo di questo controllo è quello di calcolare la *Dose Ghiandolare Media (ADG)* partendo da misure di *Dose in ingresso* (mGy), escludendo la retrodiffusione del plexiglass, secondo le indicazioni riportate nelle Linee Guida Europee IV Edizione.

Strumentazione: spessori di PMMA da 20 a 70 mm.

Modalità operative:

I parametri di esposizione al variare degli spessori sono quelli clinici, utilizzati per la valutazione dell'SNR e del CNR.

I valori di ADG accettabili, derivati dalla tecnica mammografia screen-film, sono riportati in **Tabella 4.1**.

Valore di riferimento: ADG calcolata < ai valori indicati in **Tabella 4.1**.

Tabella 4.1: Limiti valori ADG (Dose Ghiandolare Media) in funzione dello spessore.

Spessore PMMA (mm)	Spessore equivalente Seno (mm)	ADG (mGy) accettabile	ADG (mGy) desiderabile
20	21	< 1.0	< 0.6
30	32	< 1.5	< 1.0
40	45	< 2.0	< 1.6
45	53	< 2.5	< 2.0
50	60	< 3.0	< 2.4
60	75	< 4.5	< 3.6
70	90	< 6.5	< 5.1

Periodicità: Semestrale.

Riferimento Bibliografico: Linee Guida Euref IV Ediz.

- Dose in ingresso su PMMA 45mm

Scopo di questo controllo è la verifica su PMMA del valore di Dose in Ingresso per un seno medio corrispondente a 45 mm di plexiglas.

Strumentazione: spessore di PMMA da 45 mm.

Modalità operative:

Effettuare il calcolo della dose in ingresso utilizzando le misure del rendimento e annotare il valore di ESE (*Entrance Skin Exposure*) registrato dall'apparecchiatura. Verificare il rispetto delle tolleranze e calcolare lo scarto % tra valore indicato e misurato, non esistono per questo parametro valori di riferimento assoluti, considerare come scarto massimo accettabile un 25% per la mammella standard. Registrare il valore

di dose in ingresso calcolato a 45 mm PMMA e lo scarto % per tale valore rispetto al valore indicato.

Valore di riferimento: Dose in Ingresso < 10 mGy.

Periodicità: Annuale

Riferimento Bibliografico: D. Lgs 187/00

Alla fine di tutte le procedure, i dati ottenuti sono stati elaborati in un foglio Excel e sintetizzati in tabelle di controllo (un esempio in **Tabella 4.2**).

Tabella 4.2: Controllo della dose in ingresso e della dose ghiandolare media. Lo spessore 45 mm è preso come riferimento.

Spessore (mm)	Anodo/filtro	kV	mAs	dose in ing (ESE) (mGy)	Spessore indicato	Dose ghiand. indicata (mGy)	ESAK (mGy)	AGD	scarto ESAK	scarto AGD
20	Mo/Mo	25	32,6	2,54	23	0,88	2,51	0,86	1,0%	2%
30	Mo/Rh	26	38,9	2,84	32	0,93	2,72	0,81	4,4%	15%
40	Mo/Rh	27	56,5	4,59	42	1,23	4,67	1,11	-1,7%	11%
45	Mo/Rh	28	75,8	6,95	47	1,71	7,21	1,59	-3,6%	8%
50	Rh/Rh	29	56,9	5,42	52	1,29	5,67	1,19	-4,4%	9%
60	Rh/Rh	29	97,2	9,45	62	1,84	10,03	1,78	-5,8%	3%
70	Rh/Rh	31	117,9	14,33	71	2,56	15,45	2,42	-7,2%	6%

Definiamo i parametri che troviamo in tabella:

- *ESAK (Entrance Surface Air Kerma)*: è la dose in ingresso calcolata da noi con i dati acquisiti con il multimetro piranha utilizzando la seguente formula:

$$ESAK = (mGy / mAs) * mAs * \left(\frac{DFDos}{DFSpo - SpessorePMMA} \right)^2$$

dove *DFDos* è la Distanza Fuoco Dosimetro (625 mm) e *DFSpo* è la Distanza Fuoco Superficie Potter (633 mm).

- *Spessore equivalente*: è lo spessore della mammella equivalente allo spessore di PMMA interposto tra la sorgente del fascio e il fantoccio. I valori sono tabulati sulla linea guida europea (*Equivalent Breast Thickness*).
- *AGD (Average Glandular Dose)*: è la Dose Ghiandolare Media calcolata da noi (vedi *Appendice*).
- *Dose ghiandolare indicata*: è la Dose Ghiandolare Media calcolata dal mammografo.
- *ESE (Entrance Skin Exposure)*: è la dose in ingresso calcolata dal mammografo.
- *Scarto ESAK*: $(ESE - ESAK) / ESAK$
- *Scarto AGD*: $(Dose_ghiand_indicata - AGD) / AGD$

Per quanto riguarda gli errori da considerare su queste misure, in virtù del fatto che nel Servizio di Fisica Sanitaria questi controlli sono di routine e già da tempo sono testati e controllati, ci siamo affidati alle loro precedenti valutazioni. In particolare, per l'errore sulla *dose ghiandolare media* e sulla *dose in ingresso* che abbiamo calcolato, l'errore percentuale è del 20%.

4.3 Acquisizione delle immagini

Nostro interesse è stato quello di acquisire un campione d'immagini del fantoccio *ACR* e del fantoccio *CIRS* a diversi spessori, per simulare mammelle di grandezze diverse, variando due parametri: le *curve dosimetriche* e il *Premium View*.

I mammografi *Essential* possono essere impostati per lavorare su tre diverse curve dosimetriche: *Dose*, *Standard*, *Contrast*, ognuna delle quali varia i mAs, i kV e la dose in ingresso ottenendo prestazioni diverse. La modalità *Dose* imposta questi tre parametri per avere la minima dose assorbita dal paziente a discapito del contrasto dell'immagine. La modalità *Standard*, imposta i parametri per avere un equilibrio tra dose assorbita e contrasto. La modalità *Contrast* enfatizza il contrasto dell'immagine aumentando la dose a discapito del paziente. In particolare, in questo lavoro, per il mammografo nell'ambulatorio 9 abbiamo acquisito le immagini in tutti e tre i modi possibili, mentre per il mammografo nell'ambulatorio 10 abbiamo acquisito le immagini solo in *Standard Mode*. Questo perché era ridondante effettuare le stesse misure per tutte e tre le modalità, in quanto i mammografi sono della stessa ditta e dello stesso modello e i dati ottenuti con la modalità *Standard* certificavano lo stesso andamento.

Il *Premium View* è un software di post-elaborazione sviluppato dalla GE Medical System per aumentare l'affidabilità diagnostica radiologica ottimizzando la risoluzione del contrasto dell'immagine mammografica. Il *Premium View* funziona nel seguente modo: le variazioni di densità su larga scala nell'immagine (ad esempio, variazioni di densità tra il tessuto ghiandolare e tessuto adiposo) sono isolate utilizzando un filtro di bassa frequenza spaziale; l'immagine risultante viene impostato come maschera. Variazioni di contrasto su piccola scala nell'immagine (ad esempio, la struttura all'interno del tessuto ghiandolare) sono isolati sottraendo la maschera dall'immagine originale; in questo modo si ottiene un'immagine a frequenza maggiore. La maschera è ulteriormente elaborata e l'immagine di frequenza maggiore viene ulteriormente elaborata e ponderata. Le immagini risultanti sono poi sommate. L'immagine finale mostra un ridotto contrasto tra i diversi tipi di tessuto, ma arricchisce il contrasto della piccola architettura anatomica. Il *Premium View* può essere attivato o disattivato. Se è impostato come attivo è possibile scegliere tre modalità differenti: *basso*, *medio* e *alto*. In particolare, nel nostro studio abbiamo acquisito tre

immagini per ogni diverso spessore sul *fantoccio ACR*, una a *Premium View* disattivato, una con *Premium View* medio e l'ultima con un *Premium View* alto, per un totale di 9 immagini per ogni ambulatorio (**Tabella 4.3**). Lo stesso procedimento è stato effettuato per tutte e tre le curve di acquisizione.

Tabella 4.3: *Variazione del Premium View in funzione della variazione dello spessore a) ambulatorio 10 e b) ambulatorio 9, fantoccio ACR.*

Immagine	Premium View	Spessore (cm)
ACR10_1	-	4,4
ACR10_2	medio	4,4
ACR10_3	alto	4,4
ACR10_4	-	5,5
ACR10_5	medio	5,5
ACR10_6	alto	5,5
ACR10_7	-	6,5
ACR10_8	medio	6,5
ACR10_9	alto	6,5

Immagine	Premium View	Spessore (cm)
ACR9_1	-	4,5
ACR9_2	medio	4,5
ACR9_3	alto	4,5
ACR9_4	-	5,5
ACR9_5	medio	5,5
ACR9_6	alto	5,5
ACR9_7	-	6,5
ACR9_8	medio	6,5
ACR9_9	alto	6,5

Per il *fantoccio CIRS*, invece, abbiamo mantenuto sempre lo stesso spessore variando soltanto la modalità *Premium View*, ottenendo in totale 3 immagini per ambulatorio (**Tabella 4.4**). Inoltre, per questo fantoccio abbiamo mantenuto per tutte le acquisizioni la curva dosimetrica *Standard*, interessandoci unicamente alla variazione del *Premium View* in base allo spessore fissato.

Tabella 4.4: *Variazione del Premium View in funzione dello spessore a) ambulatorio 10 e b) ambulatorio 9, fantoccio CIRS.*

Immagine	Premium View	Spessore (cm)
CIRS10_1	-	4,6
CIRS10_2	medio	4,6
CIRS10_3	alto	4,6

Immagine	Premium View	Spessore (cm)
CIRS9_1	-	4,5
CIRS9_2	medio	4,5
CIRS9_3	alto	4,5

4.4 Elaborazione delle immagini

4.4.1 Analisi qualitativa

Una volta acquisite le immagini dei fantocci nei due ambulatori, come prima operazione ho utilizzato il sistema di archiviazione e refertazione immagini *PACS* (*Picture Archive and Communication System*) in dotazione all'azienda per impostare dei livelli ottimali di luminosità e contrasto (esempio in **Figura 4.6** e **Figura 4.7**) per individuare il maggior numero di oggetti interni ai fantocci e fare una prima valutazione del contrasto. Per ottenere la migliore visione possibile, quest'elaborazione è stata effettuata su di un monitor di refertazione mammografico.

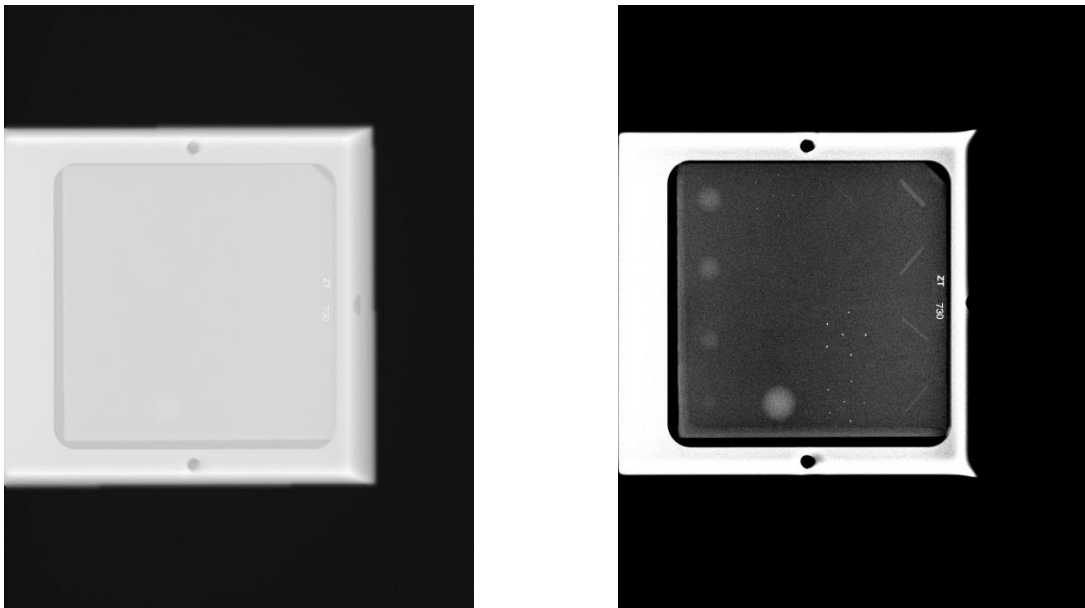


Figura 4.6: a) immagine ACR 10_1 non elaborata b) immagine ACR10_1 elaborata in contrasto e luminosità con il PACS. Fantoccio ACR con spessore di 4,4 cm di PMMA con Premium View disattivato.

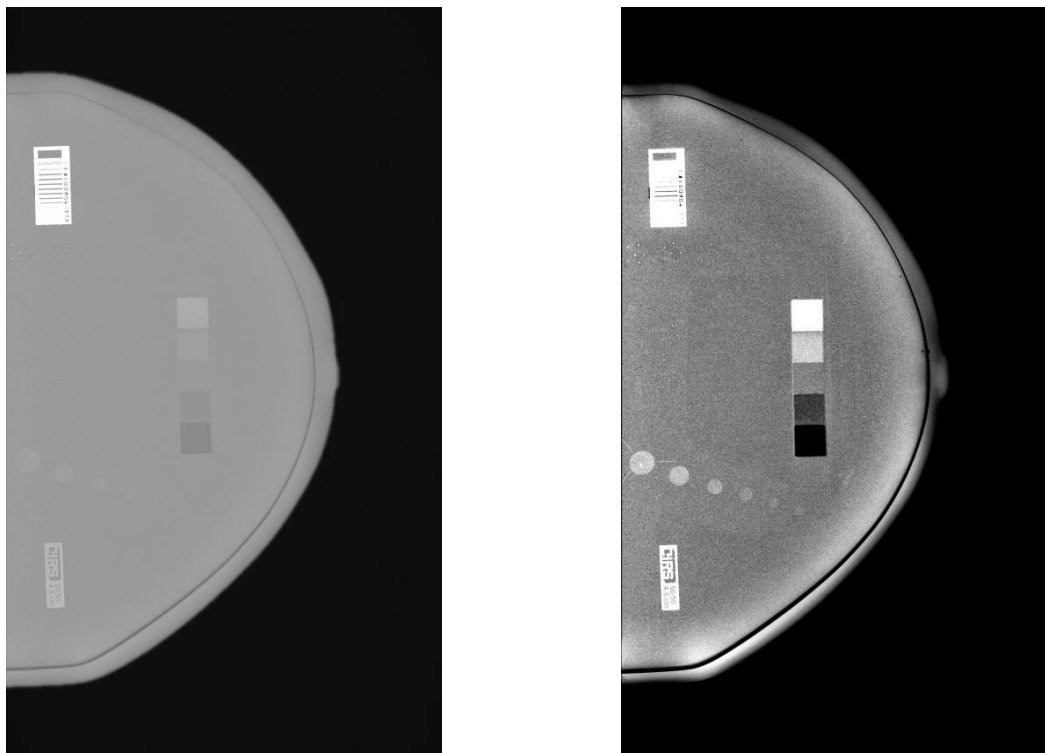


Figura 4.7: a) immagine CIRS10_1 non elaborata b) immagine CIRS10_1 elaborata in contrasto e luminosità con il PACS. Fantoccio CIRS con spessore di 4,6 cm di PMMA con Premium View disattivato.

Dalla **Tabella 4.5** alla **Tabella 4.8** sono riportate le *valutazioni qualitative* fatte su tutte le immagini di entrambi i mammografi per i due ambulatori e per ogni curva dosimetrica: *Dose*, *Standard* e *Contrast*. Come già anticipato, il fantoccio CIRS è stato utilizzato solo nella modalità *Standard*.

Il totale degli inserti presenti nei fantocci è indicato tra parentesi e nelle colonne è indicato il numero degli inserti rilevati dall'osservazione.

Tabella 4.5: Analisi qualitativa in Standard Mode, fantocci ACR e CIRS, Ambulatorio 10.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Masse (6)	Calcific. (30)	Fibre (6)	Totale (M+C+F) (42)
ACR10_1	St	-	4,4	4,5	23	4,5	32
ACR10_2	St	medio	4,4	4,5	24	4	32,5
ACR10_3	St	alto	4,4	4,5	24	4,5	33
ACR10_4	St	-	5,5	4	24	4,5	33
ACR10_5	St	medio	5,5	4,5	24	4,5	32,5
ACR10_6	St	alto	5,5	4	24	4	33
ACR10_7	St	-	6,5	4	24	4	32
ACR10_8	St	medio	6,5	4	24	4	32
ACR10_9	St	alto	6,5	4	24	4	32
				Masse (6)	Calcific. (72)	-	Totale (M+C) (78)
CIRS10_1	St	-	4,6	5,5	66	-	71,5
CIRS10_2	St	medio	4,6	5	63	-	68
CIRS10_3	St	alto	4,6	6	67	-	73

Tabella 4.6: Analisi qualitativa in Standard Mode, fantocci ACR e CIRS, Ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Masse (6)	Calcific. (30)	Fibre (6)	Totale (M+C+F) (42)
ACR9_1	St	-	4,5	4,5	23	4,5	32
ACR9_2	St	medio	4,5	4,5	23	4,5	32
ACR9_3	St	alto	4,5	4,5	24	4,5	33
ACR9_4	St	-	5,5	4,5	23	4,5	32
ACR9_5	St	medio	5,5	4,5	21	4,5	30
ACR9_6	St	alto	5,5	4,5	24	4,5	33
ACR9_7	St	-	6,5	4	19	4	27
ACR9_8	St	medio	6,5	4	21	4	29
ACR9_9	St	alto	6,5	4,5	23	4	31,5
				Masse (6)	Calcific. (72)	-	Totale (M+C) (78)
CIRS9_1	St	-	4,5	6	66	-	72
CIRS9_2	St	medio	4,5	6	66	-	72
CIRS9_3	St	alto	4,5	6	66	-	72

Tabella 4.7: Analisi qualitativa in Dose Mode, fantoccio ACR, Ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Masse (6)	Calcific. (30)	Fibre (6)	Totale (M+C+F) (42)
ACR10_1	Do	-	4,5	4	21	4	29
ACR10_2	Do	medio	4,5	4	22	4,5	30,5
ACR10_3	Do	alto	4,5	4,5	22	4,5	31
ACR10_4	Do	-	5,5	4	22	4	30
ACR10_5	Do	medio	5,5	4,5	21	4	29,5
ACR10_6	Do	alto	5,5	4	23	4,5	31,5
ACR10_7	Do	-	6,5	4	18	4	26
ACR10_8	Do	medio	6,5	4	20	4	28
ACR10_9	Do	alto	6,5	4	21	4	29

Tabella 4.8: Analisi qualitativa in Contrast Mode, fantoccio ACR, Ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Masse (6)	Calcific. (30)	Fibre (6)	Totale (M+C+F) (42)
ACR10_1	Ct	-	4,5	4,5	24	4,5	33
ACR10_2	Ct	medio	4,5	4,5	23	4,5	32
ACR10_3	Ct	alto	4,5	5	24	4,5	33,5
ACR10_4	Ct	-	5,5	4,5	23	4,5	32
ACR10_5	Ct	medio	5,5	4,5	22	4,5	31
ACR10_6	Ct	alto	5,5	4,5	24	4,5	33
ACR10_7	Ct	-	6,5	4	20	4,5	28,5
ACR10_8	Ct	medio	6,5	4,5	22	4	30,5
ACR10_9	Ct	alto	6,5	4,5	23	4	31,5

4.4.2 Analisi quantitativa

Al fine di compiere un'analisi quantitativa del contrasto abbiamo utilizzato il software per immagini *ImageJ* costruendo e selezionando due *ROI* circolari di uguale area in modo da confrontarle tra loro. La prima *ROI* è stata posizionata sopra la massa più grande visibile nel fantoccio, mentre la seconda è stata posizionata in una regione priva di oggetti (esempio nelle **Figure 4.8 e 4.10**). *ImageJ* calcola e restituisce la media dei livelli di grigio per ciascuna *ROI* (esempio nelle **Figure 4.9 e 4.11**).

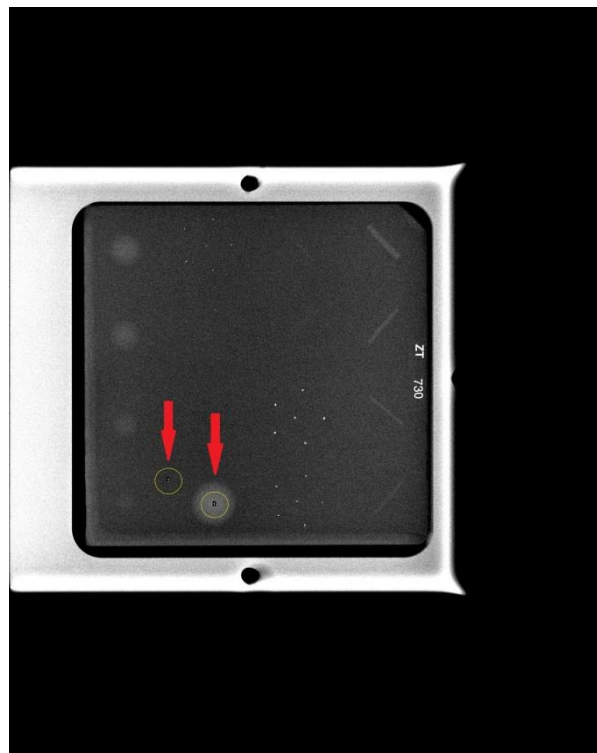
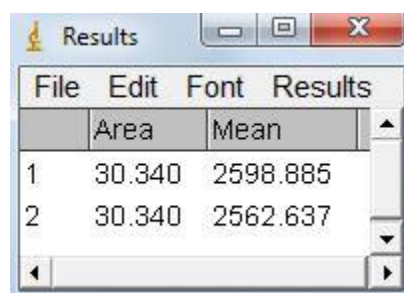


Figura 4.8: Immagine ACR 10_1 con le due ROI in posizione, ambulatorio 10.



	Area	Mean
1	30.340	2598.885
2	30.340	2562.637

Figura 4.9: *ImageJ* calcola la media dei livelli di grigio delle due aree dell'immagine ACR10_1.

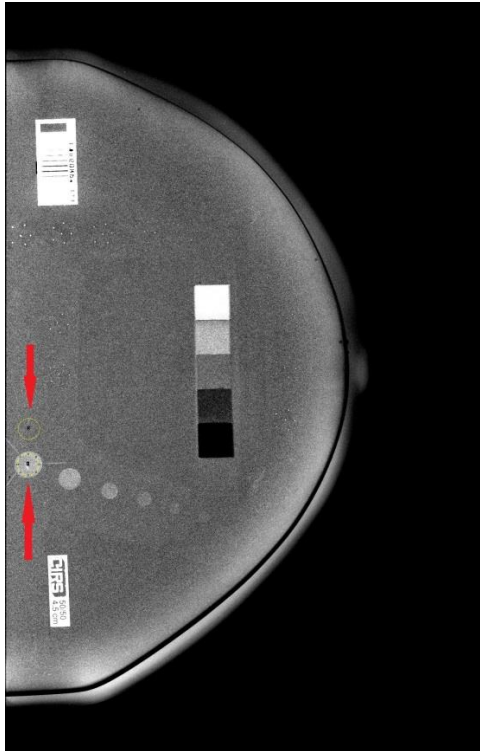


Figura 4.10: Immagine CIRS10_1 con le due ROI in posizione, ambulatorio 10.

	Area	Mean
1	30.340	2550.898
2	30.340	2518.048

Figura 4.11: ImageJ calcola la media dei livelli di grigio delle due aree dell'immagine CIRS10_1.

Per il calcolo del contrasto partendo dalle medie dei livelli di grigio delle due ROI, abbiamo utilizzato la seguente formula:

$$\text{Contrasto} = \frac{M_1 - M_2}{M_2}$$

Questo procedimento è stato ripetuto per tutte le immagini acquisite in tutte le *modalità Dose, Standard e Contrast* per entrambi i mammografi e dalla **Tabella 4.9** alla **Tabella 4.12** si possono vedere i risultati: la media dei livelli di grigio nella *ROI 1*, la media dei livelli di grigio nella *ROI 2* e il *contrasto percentuale* calcolato tra le due *ROI*.

Tabella 4.9: *Contrasto percentuale in Standard Mode, fantocci ACR e CIRS, ambulatorio 10.*

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Contrasto		
				Media 1	Media 2	(M1-M2/M2)%
ACR10_1	St	-	4,4	2.599	2.563	1,41%
ACR10_2	St	medio	4,4	2.668	2.574	3,66%
ACR10_3	St	alto	4,4	2.708	2.575	5,13%
ACR10_4	St	-	5,5	2.739	2.706	1,23%
ACR10_5	St	medio	5,5	2.585	2.509	3,01%
ACR10_6	St	alto	5,5	2.585	2.477	4,36%
ACR10_7	St	-	6,5	2.514	2.486	1,16%
ACR10_8	St	medio	6,5	2.569	2.499	2,80%
ACR10_9	St	alto	6,5	2.585	2.486	3,97%
CIRS10_1	St	-	4,6	2.551	2.518	1,305%
CIRS10_2	St	medio	4,6	2.597	2.532	2,538%
CIRS10_3	St	alto	4,6	2.609	2.526	3,319%

Tabella 4.10: *Contrasto percentuale in Standard Mode, fantocci ACR e CIRS, ambulatorio 9.*

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Contrasto		
				Media 1	Media 2	(M1-M2/M2)%
ACR9_1	St	-	4,5	2593	2559	1.35%
ACR9_2	St	medio	4,5	2521	2438	3.40%
ACR9_3	St	alto	4,5	2646	2533	4.43%
ACR9_4	St	-	5,5	2539	2508	1.22%
ACR9_5	St	medio	5,5	2817	2742	2.77%
ACR9_6	St	alto	5,5	2582	2478	4.21%
ACR9_7	St	-	6,5	2657	2630	1.03%
ACR9_8	St	medio	6,5	2694	2627	2.54%
ACR9_9	St	alto	6,5	2706	2611	3.67%
CIRS9_1	St	-	4,5	2728	2696	1.2%
CIRS9_2	St	medio	4,5	2754	2690	2.4%
CIRS9_3	St	alto	4,5	2602	2525	3.0%

Tabella 4.11: Contrasto percentuale in Dose Mode, fantoccio ACR, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Contrasto		
				Media 1	Media 2	(M1-M2/M2)%
ACR9_1	Do	-	4.5	2789	2753	1.32%
ACR9_2	Do	medio	4.5	2825	2741	3.08%
ACR9_3	Do	alto	4.5	2900	2781	4.27%
ACR9_4	Do	-	5.5	2738	2707	1.17%
ACR9_5	Do	medio	5.5	2986	2910	2.61%
ACR9_6	Do	alto	5.5	2976	2867	3.81%
ACR9_7	Do	-	6.5	2845	2817	1.01%
ACR9_8	Do	medio	6.5	2959	2891	2.37%
ACR9_9	Do	alto	6.5	2911	2811	3.57%

Tabella 4.12: Contrasto percentuale in Contrast Mode, fantoccio ACR, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Contrasto		
				Media 1	Media 2	(M1-M2/M2)%
ACR9_1	Ct	-	4.5	2408	2368	1.70%
ACR9_2	Ct	medio	4.5	2432	2351	3.45%
ACR9_3	Ct	alto	4.5	2505	2369	5.73%
ACR9_4	Ct	-	5.5	2584	2552	1.27%
ACR9_5	Ct	medio	5.5	2627	2551	2.99%
ACR9_6	Ct	alto	5.5	2660	2550	4.30%
ACR9_7	Ct	-	6.5	2514	2487	1.10%
ACR9_8	Ct	medio	6.5	2556	2488	2.75%
ACR9_9	Ct	alto	6.5	2584	2486	3.94%

Consideriamo l'errore sul calcolo del contrasto. Quest'errore è presente in quanto il posizionamento delle *ROI* circolari nelle immagini è manuale e quindi non si ha una precisione sofisticata. Soprattutto per la *ROI 1* che deve centrare la massa circolare, i cui bordi possono essere più sfumati. Per valutare questo errore abbiamo proceduto con la seguente modalità. Abbiamo misurato i livelli di grigio per le prime due immagini di ogni fantoccio (ACR10_1 e CIRS10_1) per 30 volte. In questo modo, la *deviazione standard* σ di queste 30 misure ci fornisce una stima dell'incertezza nel nostro metodo per la misura dei livelli di grigio. Ammesso che il programma ImageJ agisca nello stesso modo nel calcolare i livelli di grigio per le *ROI* e che usiamo lo stesso metodo per misurare le altre immagini, possiamo aspettarci la stessa incertezza su ogni misura.

Così, per ogni immagine successiva possiamo fare soltanto una misura e possiamo affermare che l'incertezza è la *deviazione standard* misurata dalle prime due immagini, con il 68% di confidenza che il risultato cada entro σ dal valore corretto.

Abbiamo quindi calcolato la media delle misure dei livelli di grigio; abbiamo trovato ed elevato al quadrato lo scarto tra le misure e il valor medio; infine, abbiamo calcolato σ sommando gli scarti quadratici, dividendoli per $N-1$ ed estraendo la radice quadrata.

Nelle **Tablelle 4.13** e **4.14** riportiamo i risultati di questi calcoli.

Tabella 4.13: Deviazione standard contrasto, *ACR10_1*; σ_1 riferito alla ROI 1 e σ_2 riferito alla ROI 2.

ACR10_1	
σ_1	σ_2
0,172	0,208

Tabella 4.14: Deviazione standard contrasto, *CIRS10_1*; σ_1 riferito alla ROI 1 e σ_2 riferito alla ROI 2.

CIRS10_1	
σ_1	σ_2
0,131	0,141

Come successiva ed ultima operazione, abbiamo calcolato la *dose ghiandolare media* e la *dose in ingresso* seguendo gli standard dell'azienda e le linee guida europee (vedi *Appendice*) per poterle confrontare con quelle misurate ed elaborate dai mammografi.

Dalle immagini abbiamo ricavato tutti i parametri necessari, quali i *mAs*, i *kV* e la *dose ghiandolare media*, attraverso il software *ImageJ*, che permette di visualizzare tutte le informazioni per ogni singola immagine. Con questi dati ho calcolato la *dose ghiandolare media* e la *dose in ingresso* utilizzando gli standard dell'azienda. Nella **Tabella 4.15** è mostrato *un esempio* di calcolo delle due dosi che abbiamo effettuato partendo dai valori ricavati da *ImageJ* per i diversi spessori con il *Premium View* disattivato. Questa tabella è stata necessaria costruirla per ogni modalità di *Premium View* e per ogni *curva dosimetrica*.

Tabella 4.15: Esempio di calcolo della dose in ingresso e della dose ghiandolare media settando tutti i parametri necessari, Premium View disattivato, fantocci ACR e CIRS, ambulatorio 10.

Spessore PMMA (mm)	Anodo/filtro	kV	mAs	mGy/mAs	ESAK (mGy)	SEV (mm Al)	g	Dg media (mGy)	s	c
ACR										
44	Rh/Rh	31	108,8	0,1048	13,807	0,4205	0,129	2,378	1,061	1,256
55	Rh/Rh	29	74,2	0,0861	7,472	0,398	0,153	1,457	1,061	1,193
65	Rh/Rh	29	48,0	0,0861	4,655	0,398	0,197	1,073	1,061	1,102
CIRS										
46	Rh/Rh	29	52,1	0,0861	5,087	0,398	0,197	1,173	1,061	1,102

Definiamo i parametri in tabella:

- *mGy/mAs*: è il rendimento a diversi valori di *kV* ed è definito come il rapporto tra l'ESAK, misurato variando i *kV* e tre diverse combinazioni di anodo/filtro (Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh), e 50 *mAs*.
- *SEV (spessore emivalente)*: è lo spessore di materiale assorbente necessario a ridurre l'intensità dei raggi X della metà del suo valore iniziale ed è valutato misurando l'attenuazione del fascio X prodotta da sottili filtri di alluminio.
- *g, c, s*: sono fattori di correzione della Dose Ghiandolare Media (vedi *Appendice*).

I risultati associati anche alle immagini sono mostrati nelle **Tabelle** dalla **4.16** alla **4.19**.

Tabella 4.16: Dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Standard Mode, fantocci ACR e CIRS, ambulatorio 10.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)		Dose in ingresso (mGy)	
				Misurata	Calcolata	Misurata	Calcolata
ACR10_1	St	-	4,4	1,237	1,073	4,477	4,655
ACR10_2	St	medio	4,4	1,586	1,469	6,260	6,678
ACR10_3	St	alto	4,4	1,527	1,467	6,251	6,668
ACR10_4	St	-	5,5	1,515	1,451	7,061	7,472
ACR10_5	St	medio	5,5	1,864	1,720	8,074	8,631
ACR10_6	St	alto	5,5	1,849	1,780	8,344	8,932
ACR10_7	St	-	6,5	2,589	2,378	12,866	13,807
ACR10_8	St	medio	6,5	2,444	2,335	12,680	13,553
ACR10_9	St	alto	6,5	2,484	2,370	12,864	13,756
CIRS10_1	St	-	4,6	1,300	1,173	4,862	5,087
CIRS10_2	St	medio	4,6	1,301	1,153	4,788	4,999
CIRS10_3	St	alto	4,6	1,295	1,168	4,849	5,068

Tabella 4.17: Dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Standard Mode, fantocci ACR e CIRS, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)		Dose in ingresso (mGy)	
				Misurata	Calcolata	Misurata	Calcolata
ACR9_1	St	-	4,5	1.266	1.055	4.617	4.576
ACR9_2	St	medio	4,5	1.407	1.217	5.284	5.280
ACR9_3	St	alto	4,5	1.306	1.085	4.746	4.706
ACR9_4	St	-	5,5	1.945	1.680	8.336	8.432
ACR9_5	St	medio	5,5	1.575	1.357	6.930	6.686
ACR9_6	St	alto	5,5	2.013	1.739	8.610	8.728
ACR9_7	St	-	6,5	2.297	1.963	11.384	11.398
ACR9_8	St	medio	6,5	2.328	1.966	11.362	11.410
ACR9_9	St	alto	6,5	2.361	7.000	11.497	11.650
CIRS9_1	St	-	4,5	1.612	1.321	6.200	6.136
CIRS9_2	St	medio	4,5	1.614	1.328	6.232	6.168
CIRS9_3	St	alto	4,5	1.429	1.111	4.847	4.817

Tabella 4.18: Dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Dose Mode, fantoccio ACR, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)		Dose in ingresso (mGy)	
				Misurata	Calcolata	Misurata	Calcolata
ACR10_1	Do	-	4.4	1.237	1.073	4.477	4.655
ACR10_2	Do	medio	4.4	1.586	1.469	6.260	6.678
ACR10_3	Do	alto	4.4	1.527	1.467	6.251	6.668
ACR10_4	Do	-	5.5	1.515	1.451	7.061	7.472
ACR10_5	Do	medio	5.5	1.864	1.720	8.074	8.631
ACR10_6	Do	alto	5.5	1.849	1.780	8.344	8.932
ACR10_7	Do	-	6.5	2.589	2.378	12.866	13.807
ACR10_8	Do	medio	6.5	2.444	2.335	12.680	13.553
ACR10_9	Do	alto	6.5	2.484	2.370	12.864	13.756

Tabella 4.19: Dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Contrast Mode, fantoccio ACR, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)		Dose in ingresso (mGy)	
				Misurata	Calcolata	Misurata	Calcolata
ACR9_1	Ct	-	4.5	1.266	1.055	4.617	4.576
ACR9_2	Ct	medio	4.5	1.407	1.217	5.284	5.280
ACR9_3	Ct	alto	4.5	1.306	1.085	4.746	4.706
ACR9_4	Ct	-	5.5	1.945	1.680	8.336	8.432
ACR9_5	Ct	medio	5.5	1.575	1.357	6.930	6.686
ACR9_6	Ct	alto	5.5	2.013	1.739	8.610	8.728
ACR9_7	Ct	-	6.5	2.297	1.963	11.384	11.398
ACR9_8	Ct	medio	6.5	2.328	1.966	11.362	11.410
ACR9_9	Ct	alto	6.5	2.361	7.000	11.497	11.650

Per valutare quantitativamente la differenza esistente tra i due valori (misurato e calcolato) abbiamo calcolato lo scarto in percentuale di entrambe le dosi (dalla **Tabella 4.20** alla **Tabella 4.23**).

Tabella 4.20: Scarto tra dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Standard Mode, fantoccio ACR e CIRS, ambulatorio 10.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)	Dose in ingresso (mGy)
				(M-C)/C (%)	(M-C)/C (%)
ACR10_1	St	-	4.4	15.26	-3.82
ACR10_2	St	medio	4.4	7.99	-6.26
ACR10_3	St	alto	4.4	4.12	-6.26
ACR10_4	St	-	5.5	4.43	-5.51
ACR10_5	St	medio	5.5	8.40	-6.46
ACR10_6	St	alto	5.5	3.90	-6.59
ACR10_7	St	-	6.5	8.86	-6.81
ACR10_8	St	medio	6.5	4.69	-6.44
ACR10_9	St	alto	6.5	4.83	-6.48
CIRS10_1	St	-	4.6	10.84	-4.43
CIRS10_2	St	medio	4.6	12.88	-4.23
CIRS10_3	St	alto	4.6	10.84	-4.31

Tabella 4.21: Scarto tra dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Standard Mode, fantoccio ACR e CIRS, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)	Dose in ingresso (mGy)
				(M-C)/C (%)	(M-C)/C (%)
AMB9_1	St	-	4.5	19.40	0.89
AMB9_2	St	medio	4.5	15.57	0.07
AMB9_3	St	alto	4.5	20.37	0.85
AMB9_4	St	-	5.5	15.78	-1.14
AMB9_5	St	medio	5.5	16.07	-0.85
AMB9_6	St	alto	5.5	15.77	-1.35
AMB9_7	St	-	6.5	16.99	-0.13
AMB9_8	St	medio	6.5	18.44	-0.42
AMB9_9	St	alto	6.5	17.65	-1.31
CIRS9_1	St	-	4.5	22.03	1.05
CIRS9_2	St	medio	4.5	21.54	1.04
CIRS9_3	St	alto	4.5	28.67	0.62

Tabella 4.22: Scarto tra dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Dose Mode, fantoccio ACR, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)	Dose in ingresso (mGy)
				(M-C)/C (%)	(M-C)/C (%)
ACR10_1	Do	-	4.4	16.01	-1.25
ACR10_2	Do	medio	4.4	10.77	-1.58
ACR10_3	Do	alto	4.4	14.11	-1.09
ACR10_4	Do	-	5.5	5.64	-4.60
ACR10_5	Do	medio	5.5	12.49	-3.34
ACR10_6	Do	alto	5.5	11.62	-3.67
ACR10_7	Do	-	6.5	12.15	-4.19
ACR10_8	Do	medio	6.5	11.67	-3.72
ACR10_9	Do	alto	6.5	9.73	-4.17

Tabella 4.23: Scarto tra dose ghiandolare e dose in ingresso misurate e calcolate in Contrast Mode, fantoccio ACR, ambulatorio 9.

Immagine	Mode	Premium View	Spessore (cm)	Dose Ghiandolare (mGy)	Dose in ingresso (mGy)
				(M-C)/C (%)	(M-C)/C (%)
ACR9_1	Ct	-	4.5	10.71	-6.54
ACR9_2	Ct	medio	4.5	10.93	-4.28
ACR9_3	Ct	alto	4.5	4.99	-6.54
ACR9_4	Ct	-	5.5	11.50	-5.41
ACR9_5	Ct	medio	5.5	11.01	-5.39
ACR9_6	Ct	alto	5.5	10.88	-5.39
ACR9_7	Ct	-	6.5	9.08	-5.71
ACR9_8	Ct	medio	6.5	9.28	-5.69
ACR9_9	Ct	alto	6.5	9.08	-5.71

Per maggior chiarezza visiva, riportiamo i grafici con le dosi misurate e le dosi calcolate dalla **Tabella 4.16** alla **4.19** (dalla **Figura 4.12** alla **4.15**):

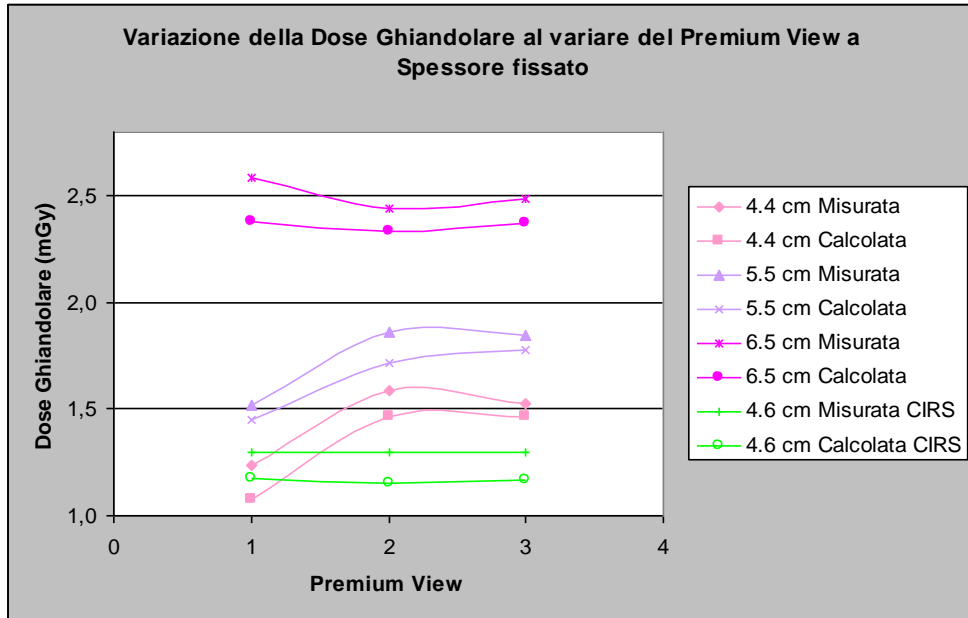


Figura 4.12: Standard Mode, ambulatorio 10.

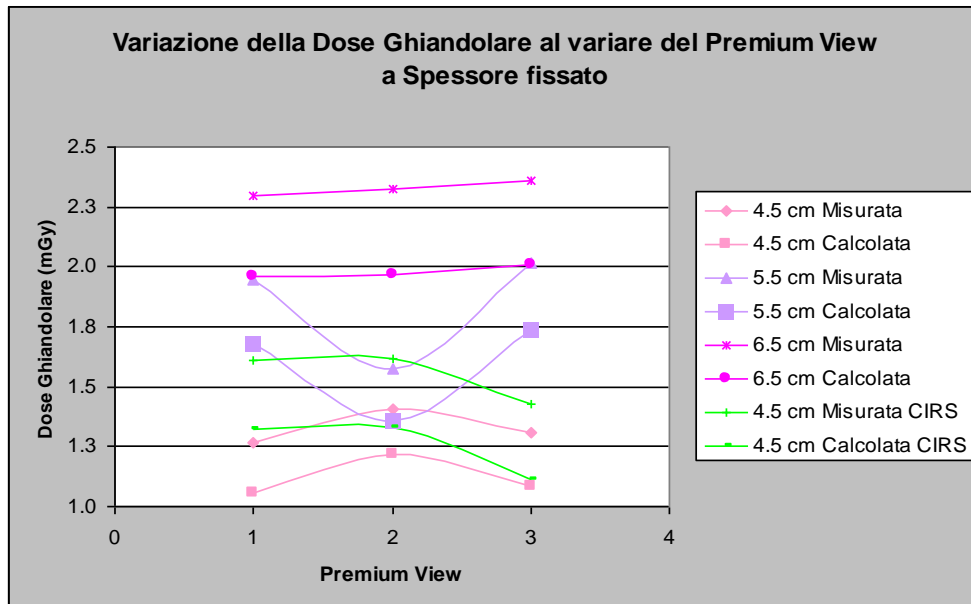


Figura 4.13: Standard Mode, ambulatorio 9.

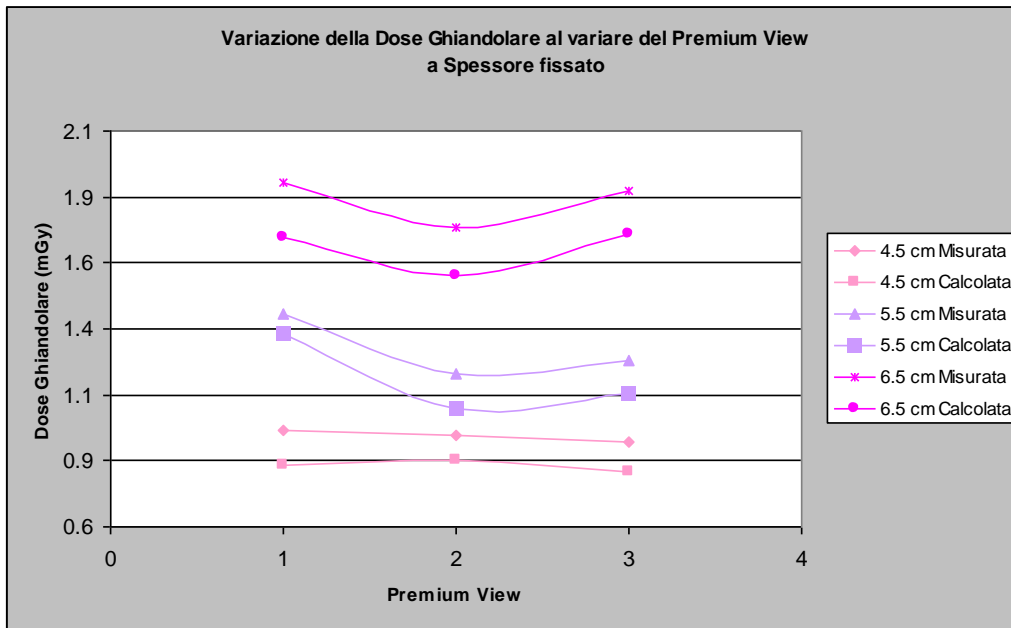


Figura 4.14: Dose Mode, ambulatorio 9.

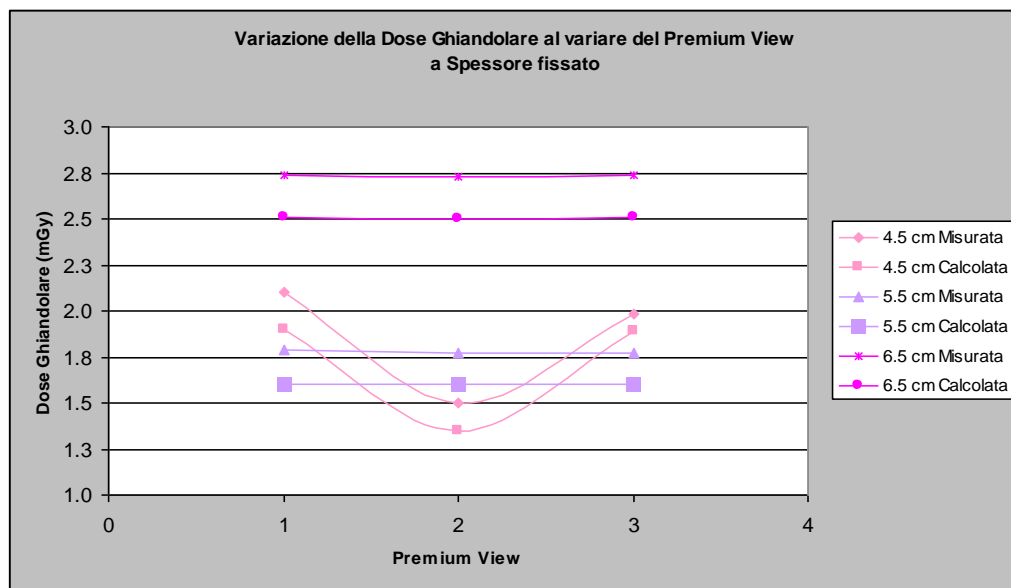


Figura 4.15: Contrast Mode, ambulatorio 9.

Si può notare che dalle tabelle e dai grafici lo scarto della *dose in ingresso misurata* ed *elaborata* dalle apparecchiature confrontate con quelle *calcolate* da noi è piccolo. Lo scarto della *dose ghiandolare media*, invece, rientra nei limiti abituali. Per questi motivi, d'ora in avanti considereremo solo i valori *misurati* ed *elaborati* dai mammografi.

5 Risultati e discussione

Per quanto riguarda l'analisi quantitativa, i dati che abbiamo raccolto ed elaborato nelle **Tabelle** dalla **4.9** alla **4.12** ci hanno permesso di valutare la variazione del *contrasto* in funzione della variazione del *Premium View* e di seguito riportiamo i grafici che abbiamo ricavato (dalla **Figura 5.1** alla **Figura 5.4**).

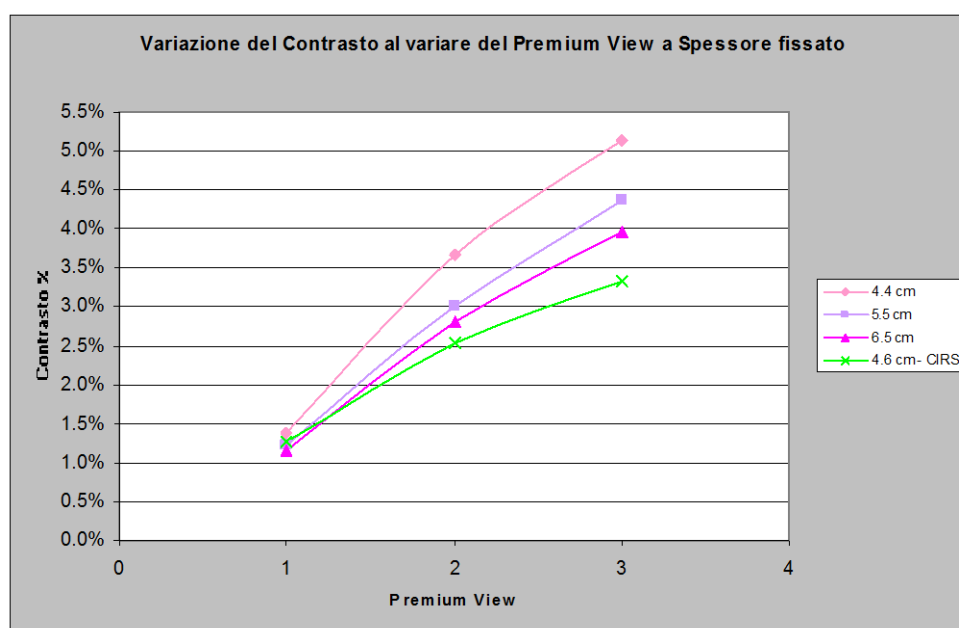


Figura 5.1: *Contrasto percentuale in funzione del Premium View, Standard Mode, ambulatorio 10.*

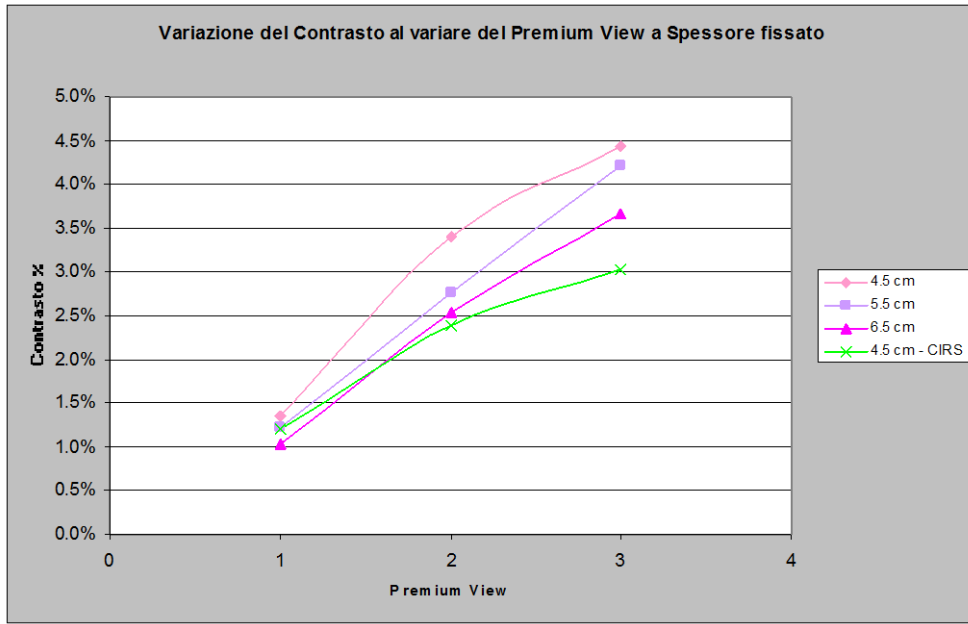


Figura 5.2: Contrasto percentuale in funzione del Premium View, Standard Mode, ambulatorio 9.

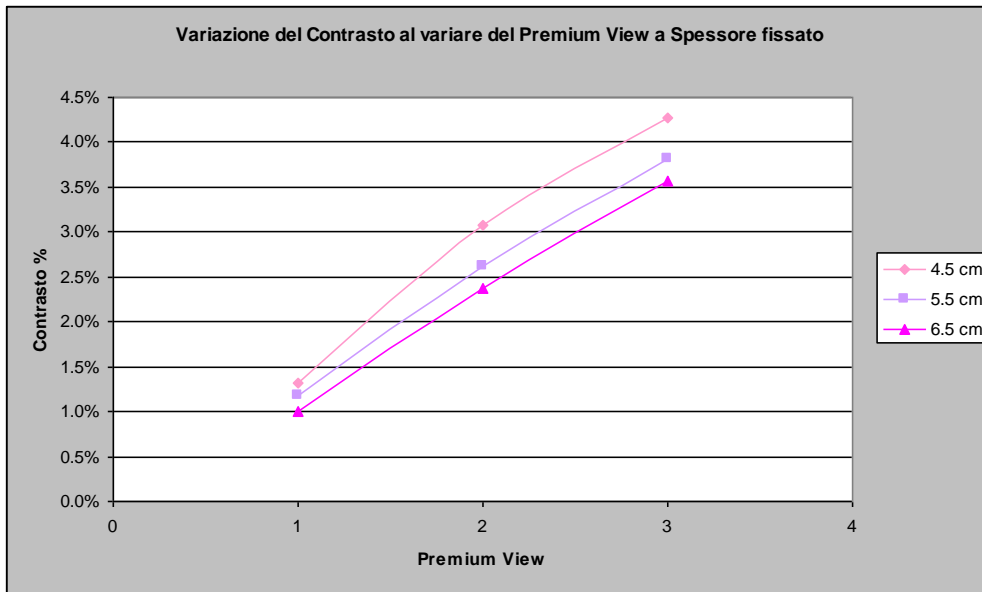


Figura 5.4: Contrasto percentuale in funzione del Premium View, Contrast Mode, ambulatorio 9.

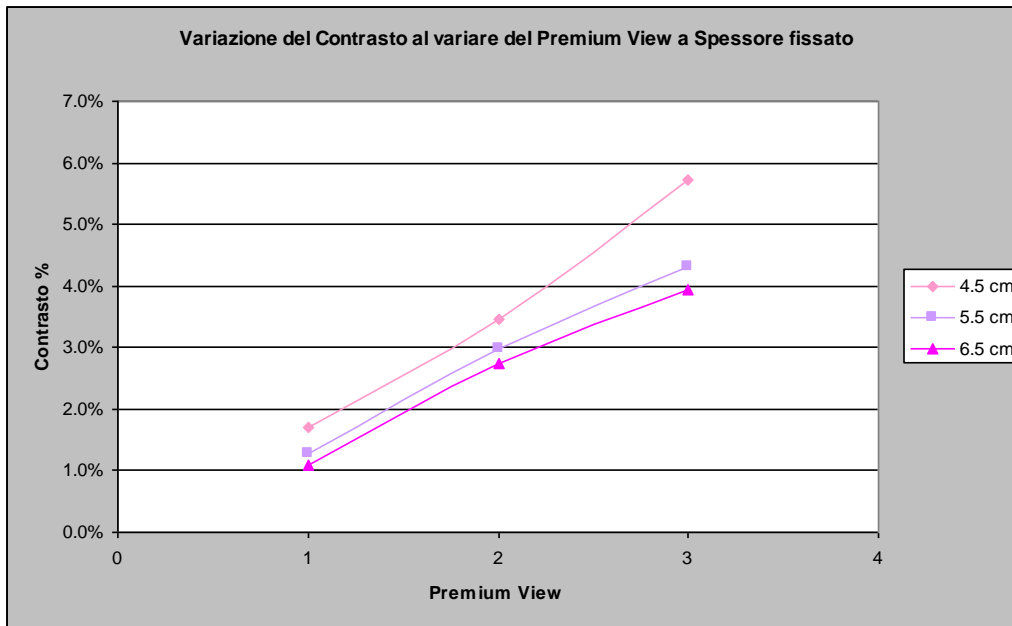


Figura 5.4: Contrasto percentuale in funzione del Premium View, Contrast Mode, ambulatorio 9.

Per svincolare il *contrasto* dalla *dose ghiandola*, abbiamo effettuato una normalizzazione, ottenendo i seguenti grafici (dalla **Figura 5.5** alla **Figura 5.8**):

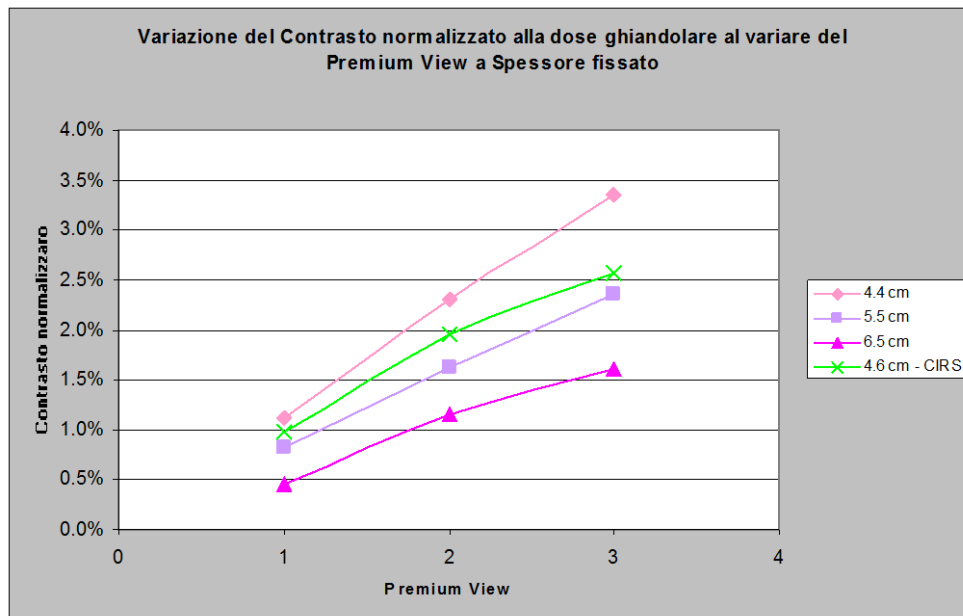


Figura 5.5: Contrasto normalizzato in funzione del Premium View, Standard Mode, ambulatorio 10.

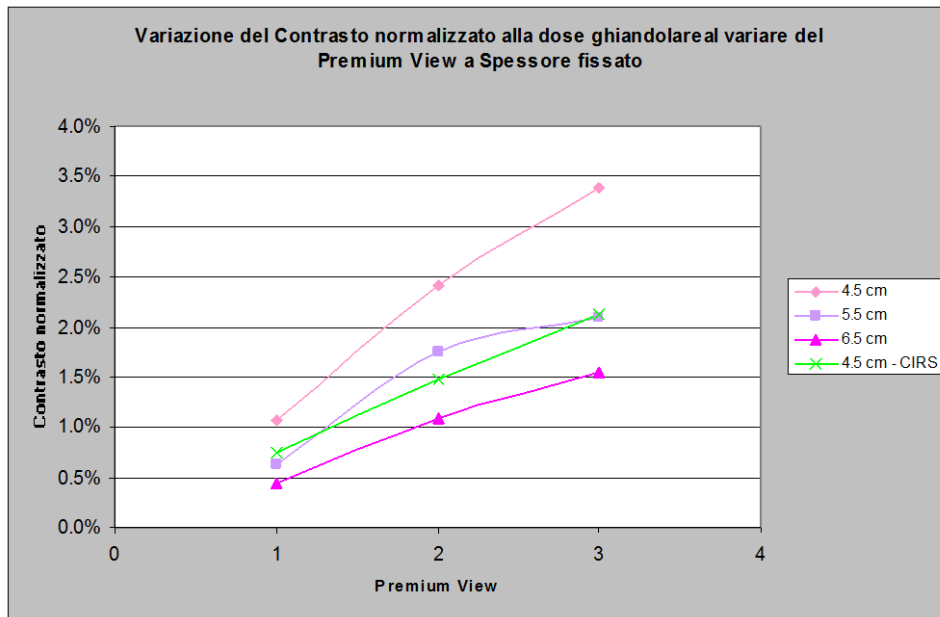


Figura 5.6: Contrasto normalizzato in funzione del Premium View, Standard Mode, ambulatorio 9.

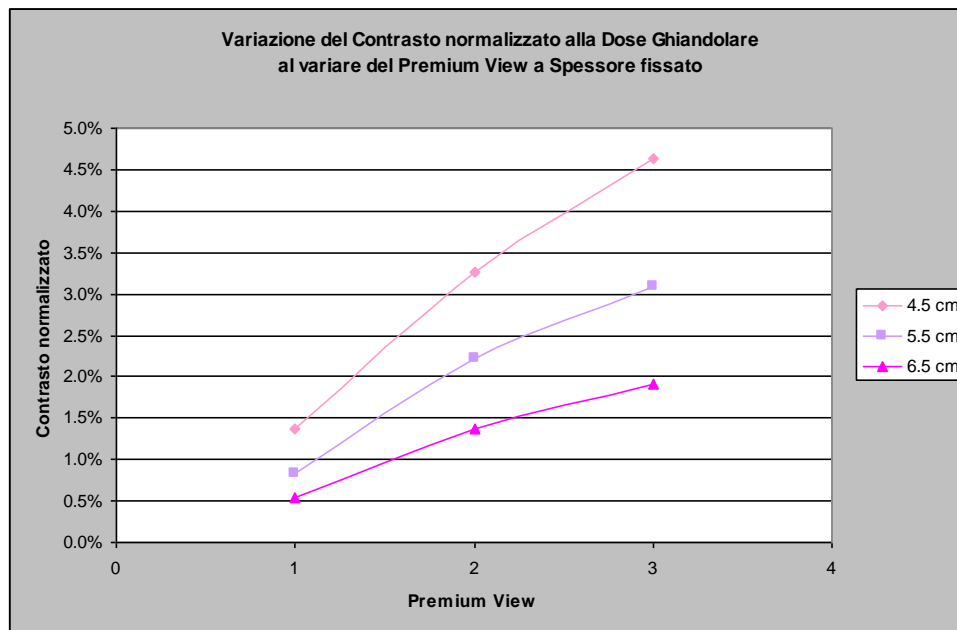


Figura 5.7: Contrasto normalizzato in funzione del Premium View, Dose Mode, ambulatorio 9.

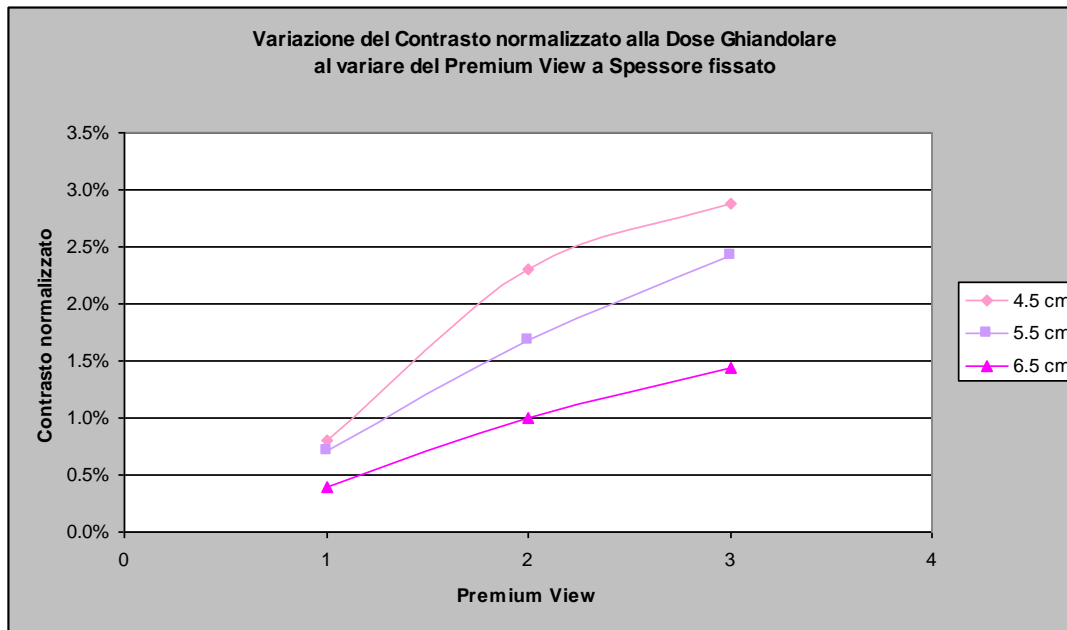


Figura 5.8: Contrasto normalizzato in funzione del Premium View, Contrast Mode, ambulatorio 9.

Si può notare in tutti e quattro i grafici come il contrasto aumenti al variare del *Premium View* (nell'asse delle ascisse, i numeri 1, 2 e 3 stanno ad indicare rispettivamente *Premium View* disattivato, *Premium View* medio, *Premium View* alto). Questo tipo di andamento era atteso, poiché le varie modalità del *Premium View* sono funzionali proprio all'aumento del contrasto nelle immagini.

Di notevole interesse è che il contrasto normalizzato, cioè indipendente dalla dose ghiandolare media, aumenta all'aumentare del *Premium View* e dello *spessore*. Questo fatto è importante perché potrebbe permettere di scegliere la modalità di *Premium View alta* come modalità di impostazione standard.

Un'ulteriore analisi che abbiamo effettuato è stata quella di valutare il *contrasto* rispetto alla variazione dello *spessore* della mammella mantenendo fissato il *Premium View*. Graficando in maniera diversa i dati dalle stesse **Tabelle 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12**, abbiamo ottenuto i seguenti risultati (dalla **Figura 5.9** alla **Figura 5.12**):

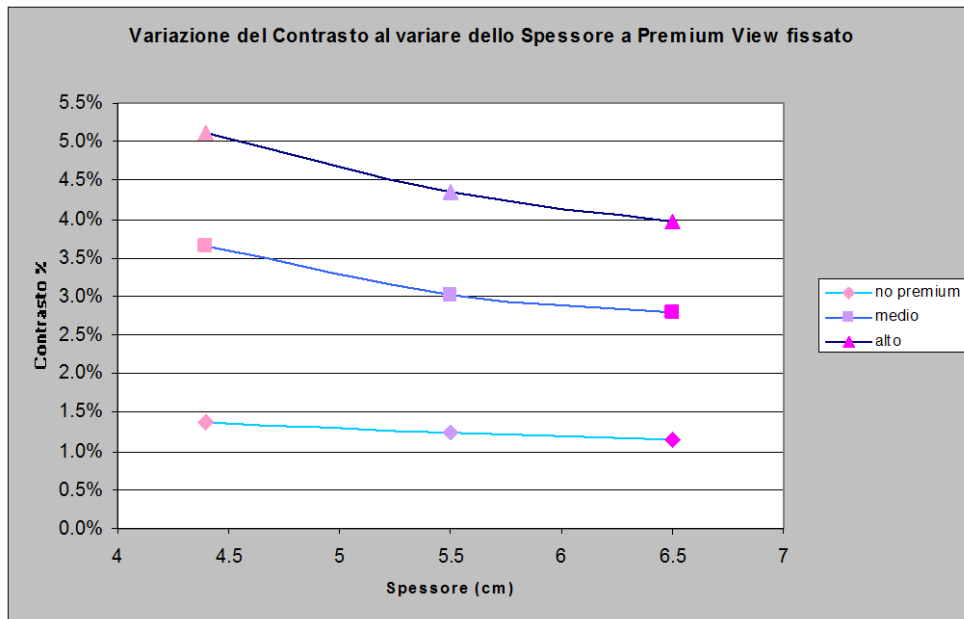


Figura 5.9: Contrasto percentuale in funzione dello spessore, Standard Mode, ambulatorio 10.

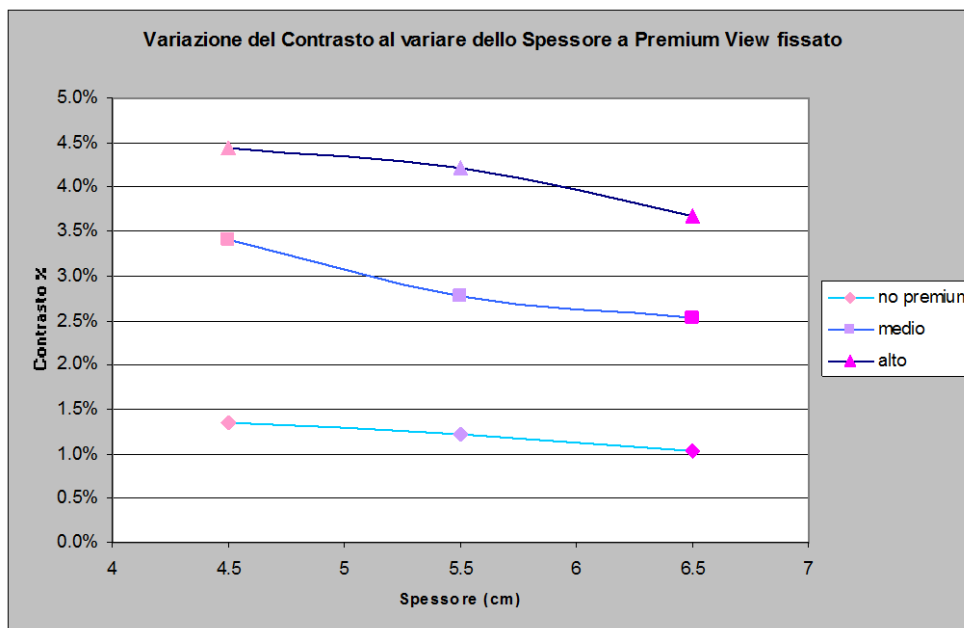


Figura 5.10: Contrasto percentuale in funzione dello spessore, Standard Mode, ambulatorio 9.

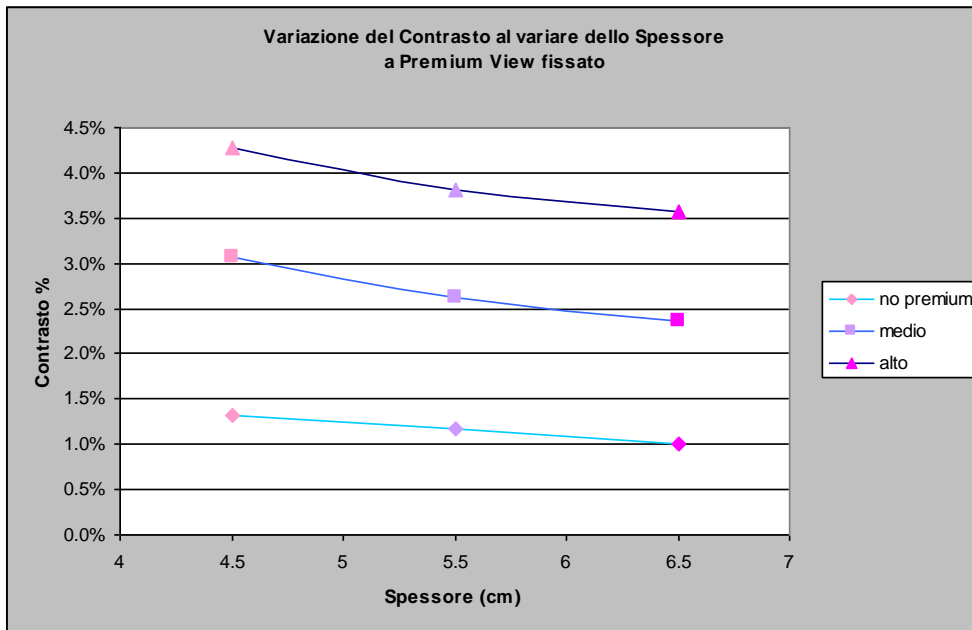


Figura 5.11: Contrasto percentuale in funzione dello spessore, Dose Mode, ambulatorio 9.

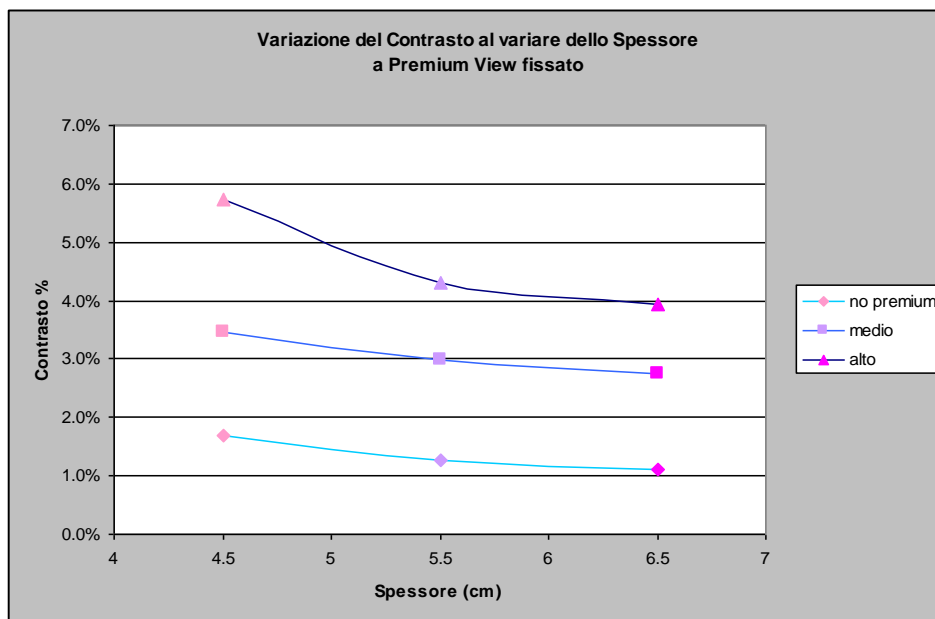


Figura 5.12: Contrasto percentuale in funzione dello spessore, Contrast Mode, ambulatorio 9.

Anche in quest'analisi abbiamo analizzato il *contrasto normalizzato* alla dose ghiandolare (dalla **Figura 5.13** alla **Figura 5.16**).

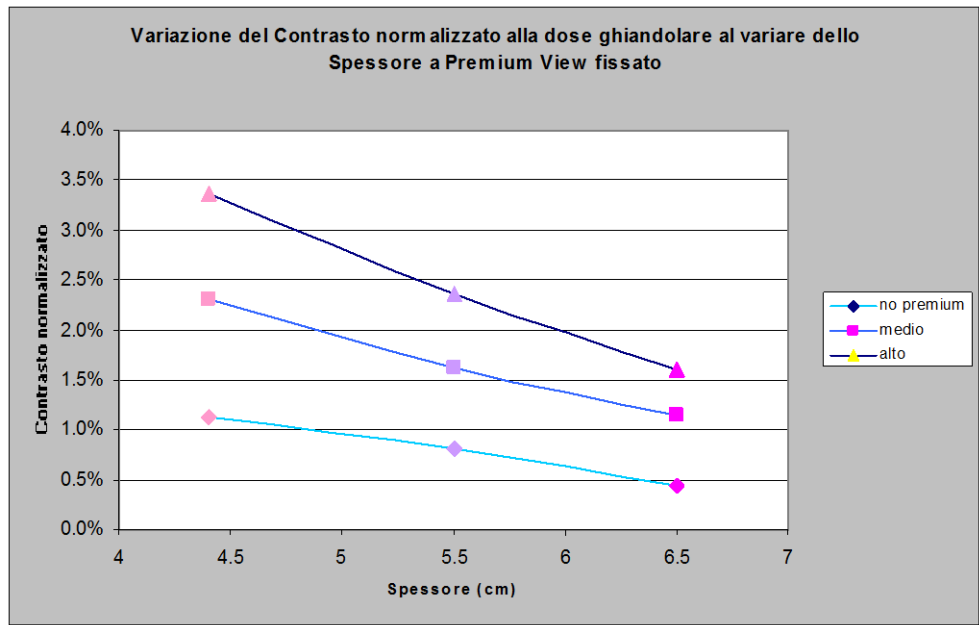


Figura 5.13: Contrasto normalizzato in funzione dello spessore, Standard Mode, ambulatorio 10.

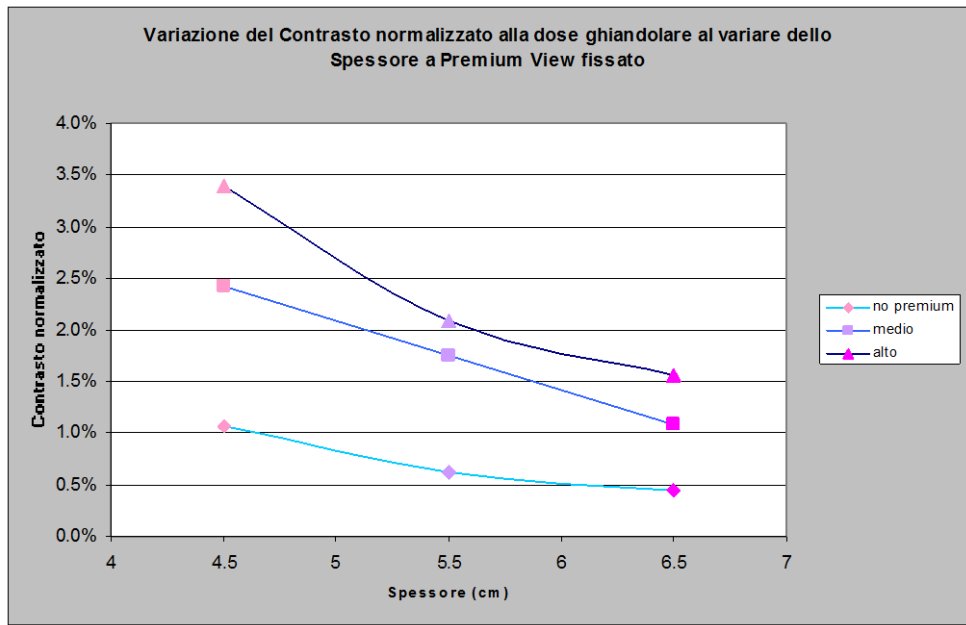


Figura 5.14: Contrasto normalizzato in funzione dello spessore, Standard Mode, ambulatorio 9.

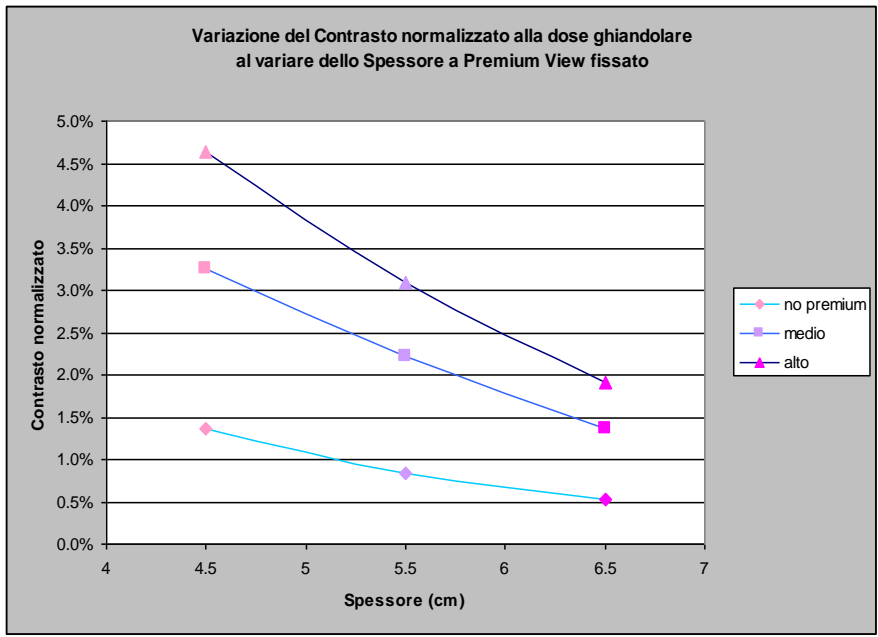


Figura 5.15: Contrasto normalizzato in funzione dello spessore, Dose Mode, ambulatorio 9.

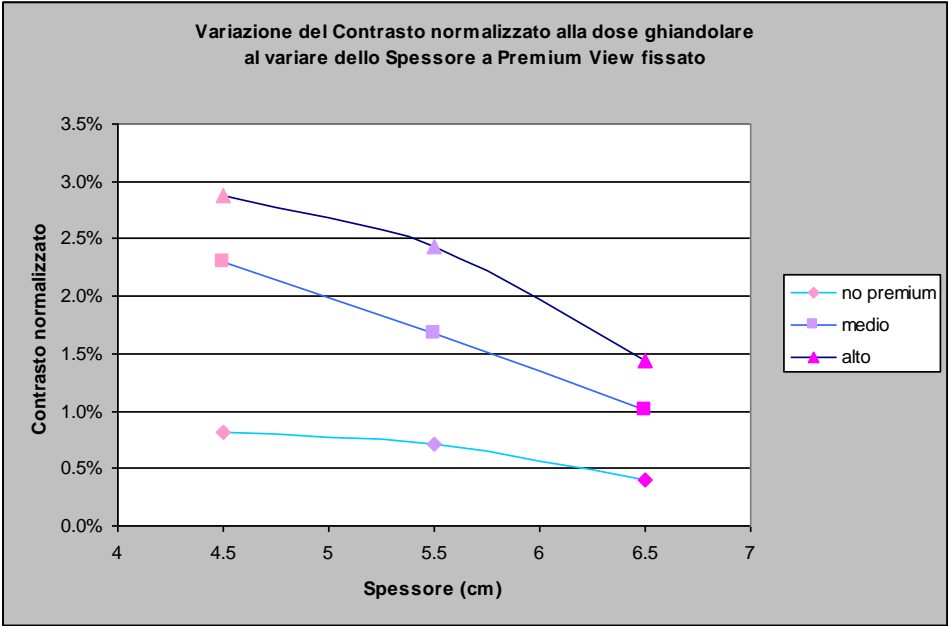


Figura 5.16: Contrasto normalizzato in funzione dello spessore, Contrast Mode, ambulatorio 9.

Analizzando questi grafici, possiamo notare che in questi quattro grafici il contrasto diminuisce sempre all'aumentare dello spessore. Anche quest'andamento era atteso, poiché la radiazione subisce un attenuamento maggiore.

Un'altra analisi è stata quella valutare la *dose ghiandolare media* in funzione del *Premium View* dalla **Tabelle 4.16** alla **Tabelle 4.19**, ottenendo i seguenti grafici (dalla **Figura 5.17** alla **Figura 5.20**):

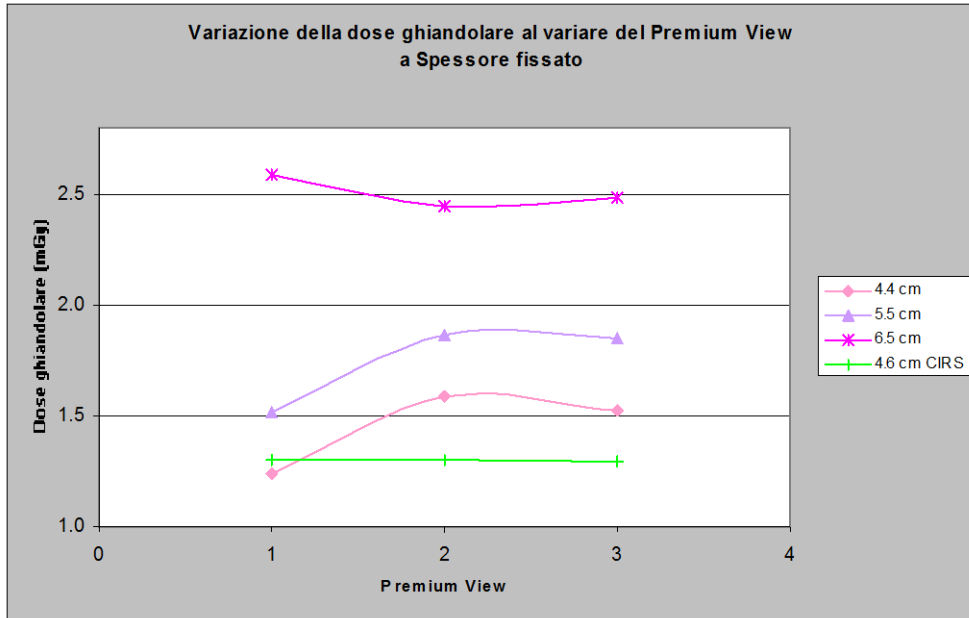


Figura 5.17: Dose ghiandolare in funzione del Premium View, Standard Mode, ambulatorio 10.

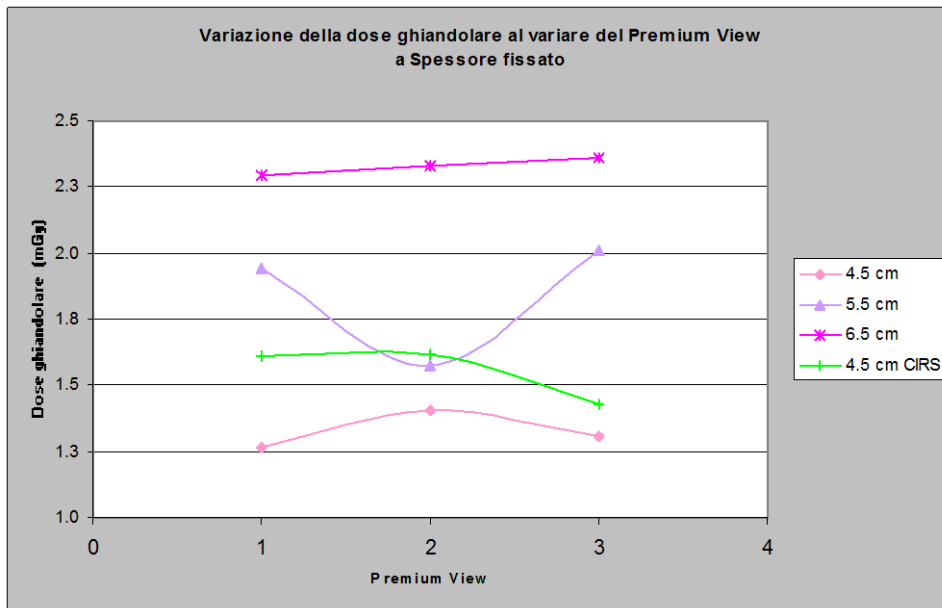


Figura 5.18: Dose ghiandolare in funzione del Premium View, Standard Mode, ambulatorio 9.

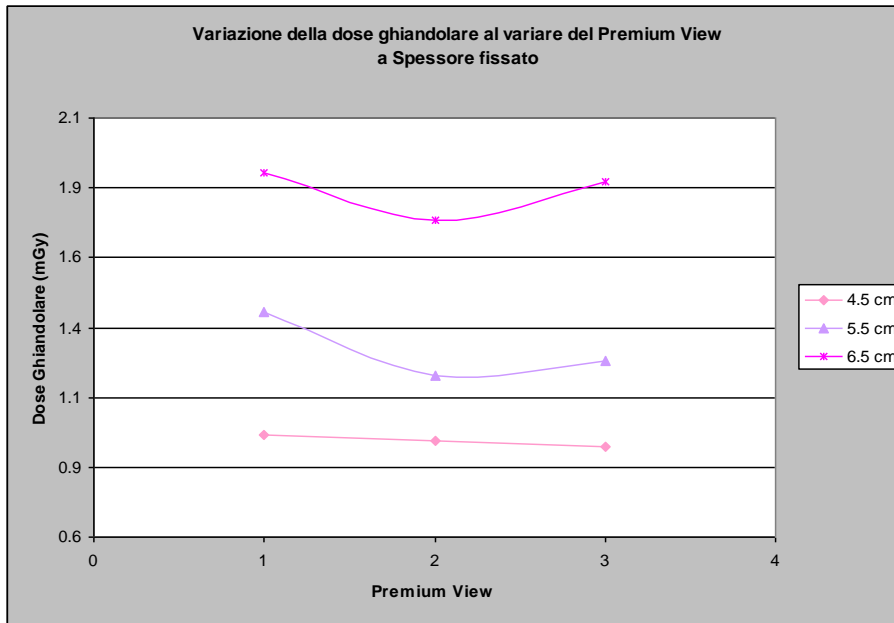


Figura 5.19: Dose ghiandolare in funzione del Premium View, Dose Mode, ambulatorio 9.

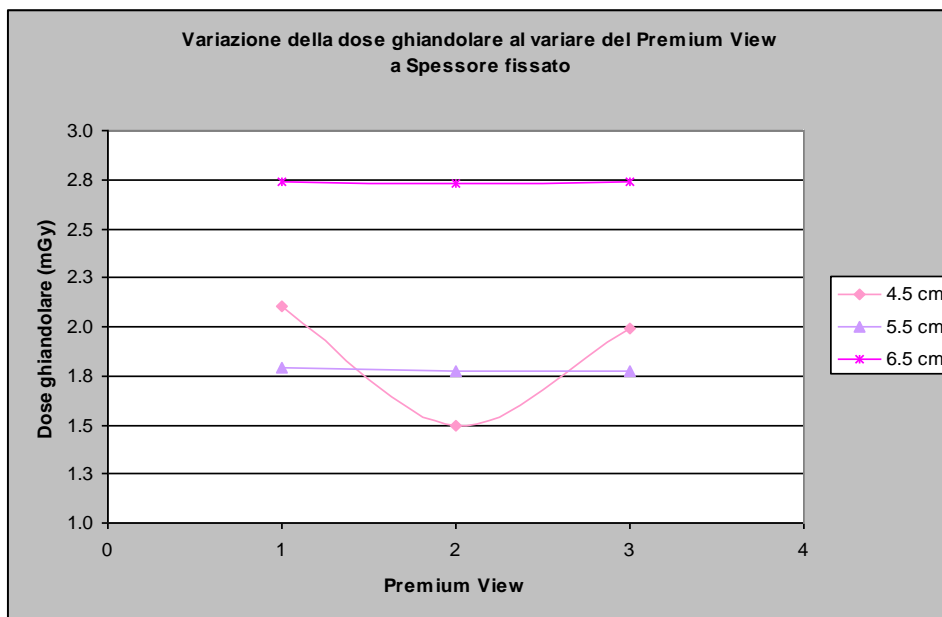


Figura 5.20: Dose ghiandolare in funzione del Premium View, Contrast Mode, ambulatorio 9.

Si notano subito tre deviazioni curiose; la prima nella **Figura 5.17** dell'ambulatorio 10, rispetto alla dose ghiandolare a *Premium View* disattivato con lo spessore 4,5 e 5,5 cm; la seconda nella **Figura 5.18** dell'ambulatorio 9 nella modalità *Standard*, rispetto alla dose ghiandolare a *Premium View* medio con lo spessore 5,5 cm; la terza e ultima nella **Figura 5.20** dell'ambulatorio 9 nella modalità *Contrast*, rispetto alla dose ghiandolare a *Premium View* medio con lo spessore 4,5 cm. Ciò è dovuto all'impostazione automatica del mammografo per quanto riguarda il *filtro* e l'*anodo bersaglio*. Un cambio di questi ultimi determina una variazione importante dei mAs e dei kV che vanno poi ad incidere sulla *dose in ingresso* e quindi sulla *dose ghiandolare media*. Infatti, per tutte le altre misurazioni troviamo impostato un filtro/anodo Rh/Rh, mentre per quei tre valori è impostato a Mo/Rh.

L'ultima analisi che abbiamo effettuato è stata valutare la *dose ghiandolare media* al variare dello *spessore* a *Premium View* fissato (dalla **Figura 5.21** alla **Figura 5.24**).

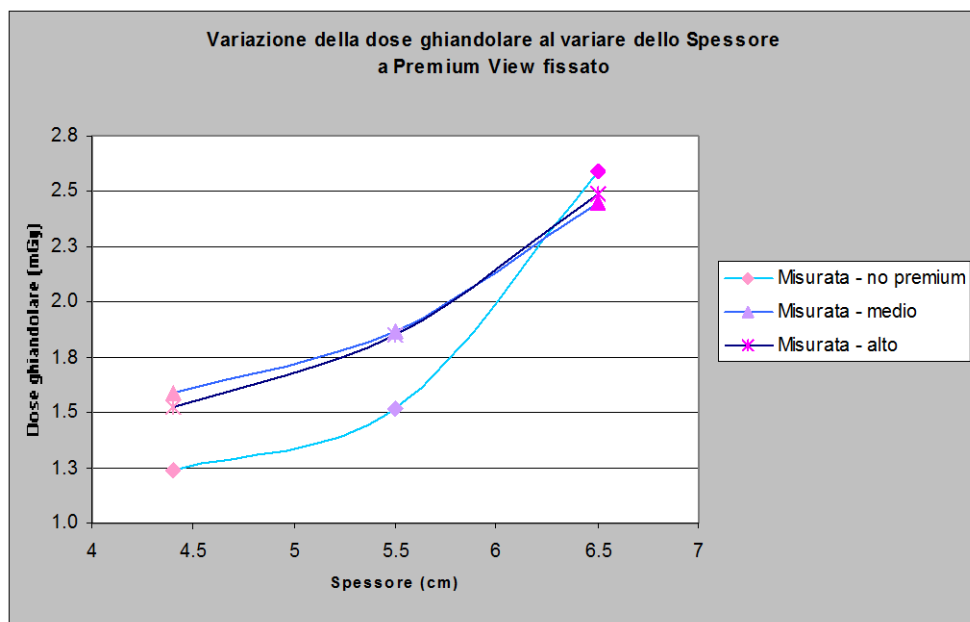


Figura 5.21: Dose ghiandolare in funzione dello spessore, *Standard Mode*, ambulatorio 10.

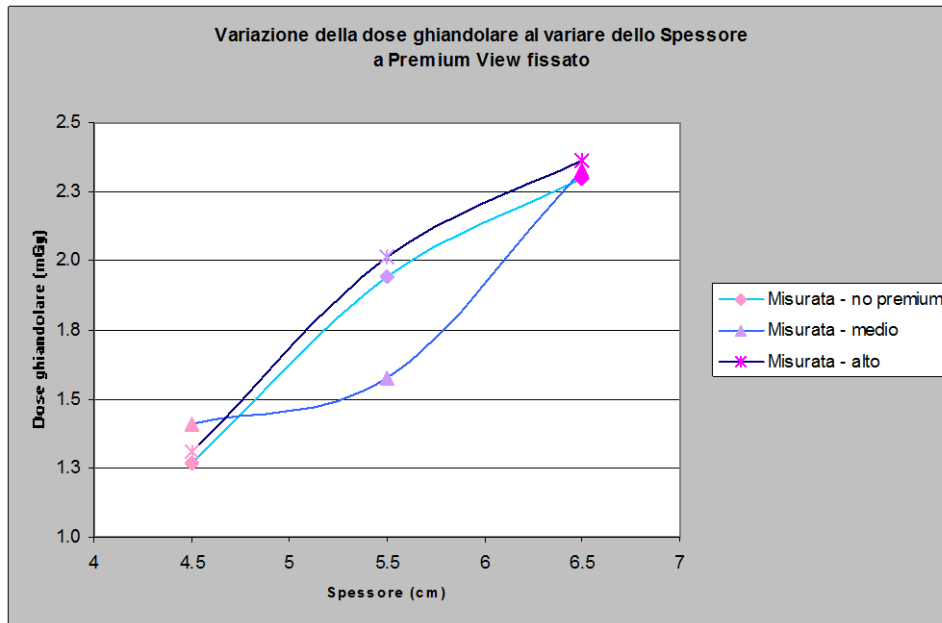


Figura 5.22: Dose ghiandolare in funzione dello spessore, Standard Mode, ambulatorio 9.

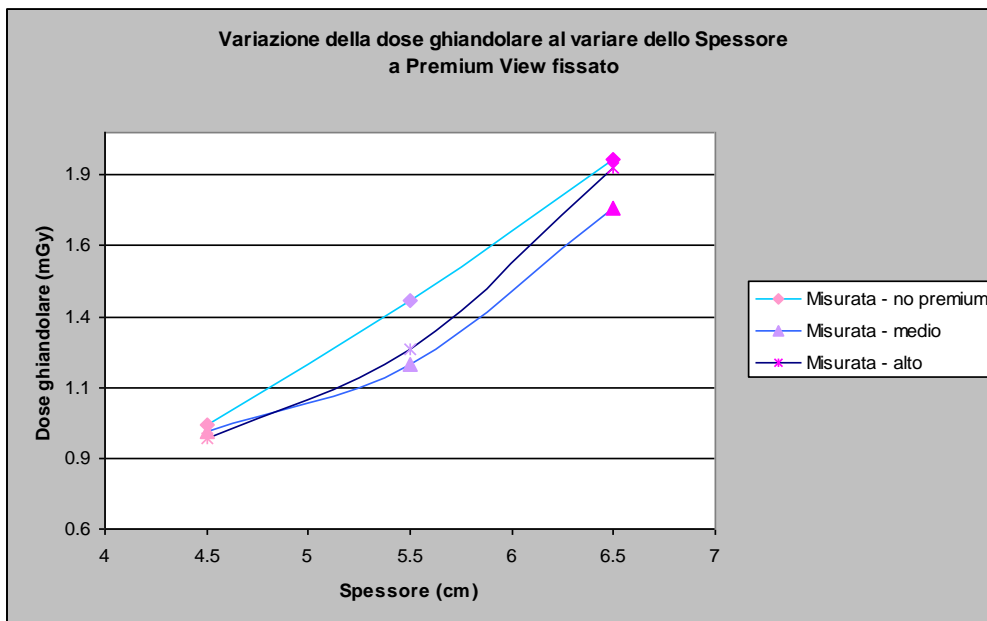


Figura 5.23: Dose ghiandolare in funzione dello spessore, Dose Mode, ambulatorio 9.

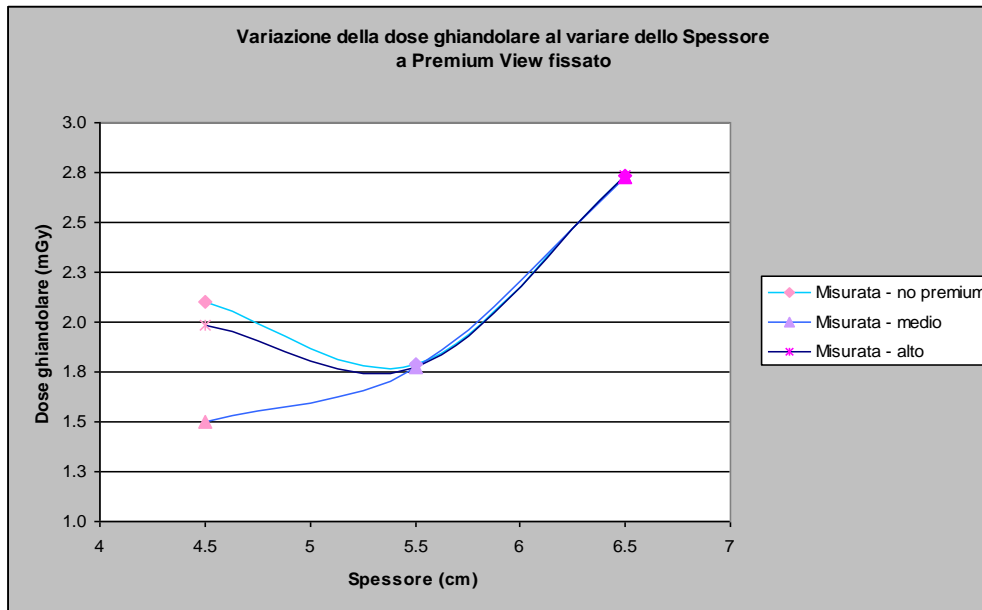


Figura 5.24: Dose ghiandolare in funzione dello spessore, Contrast Mode, ambulatorio 9.

Anche in questo caso, l'andamento delle curve era aspettato, poiché evidenziano che la *dose ghiandolare media* aumenta all'aumentare dello spessore. Anomala sembrerebbe la curva senza *Premium View* nella **Figura 5.21**, come anche la curva a *Premium View* medio nella **Figura 5.23** e le due curve di cui una senza *Premium View* e l'altra con alto nella **Figura 5.24**, ma è sempre dovuta alla scelta automatica della combinazione anodo/filtro che imposta il mammografo. I valori anomali hanno una combinazione Mo/Rh.

Conclusioni

In questo lavoro abbiamo analizzato in modo qualitativo e quantitativo il rapporto che esiste tra due parametri impostabili nelle apparecchiature mammografiche, il software di post-elaborazione *Premium View* e le tre *curve dosimetriche* pre-impostabili, e due parametri risultanti, il *contrasto* dell'immagine e la *dose ghiandolare media*.

Considerando l'*aspetto qualitativo*, abbiamo potuto notare come non ci sia stata una sostanziale differenza con l'utilizzo del *Premium View* nell'individuare più oggetti all'interno del fantoccio. Piuttosto si è riscontrato che la presenza di questi inserti fosse tendenzialmente meglio evidenziata quando la modalità del *Premium View* era impostata su *alto* rispetto a quando questo era disattivato o impostato sul *medio*.

È altresì vero che, in questo lavoro, le immagini sono state analizzate da me e non da un occhio esperto come può essere quello di un radiologo-senologo che per studi e per esperienza avrebbe potuto notare meglio le diversità tra le immagini con differenti modalità di *Premium View*. Per questo motivo, la continuazione, già in programma, di questa analisi sarà proprio quella di avere un riscontro dal punto di vista clinico da un esperto.

Dal punto di vista quantitativo ci sono vari aspetti da sottolineare. Innanzitutto, abbiamo *validato con successo* il dato dosimetrico misurato ed elaborato dalle due apparecchiature mammografiche in dotazione con i nostri controlli, effettuati seguendo gli standard e le linee guida europee.

Per quanto riguarda la qualità immagine, abbiamo dimostrato che il *contrasto* diminuisce all'aumentare dello *spessore* della mammella e che, invece, la *dose ghiandolare media* aumenta, come ci aspettavamo.

Di notevole interesse, dal punto di vista clinico, l'evidenza che il *contrasto normalizzato* alla *dose ghiandolare* diminuisce all'aumentare dello spessore, mentre aumenta all'aumentare del *Premium View*. Questo fatto è importante perché potrebbe permettere di scegliere la modalità di *Premium View alta* come modalità di impostazione standard.

Appendice

A.1 Calcolo classico di Bohr

Sviluppiamo il calcolo classico della perdita di energia per ionizzazione.

Consideriamo una particella pesante con carica ze , massa M e velocità v che passa in un mezzo materiale avente numero atomico Z e densità ρ . Consideriamo le collisioni con gli elettroni atomici. La **Figura A.1** schematizza la collisione della particella incidente con un elettrone che si trova a distanza b (chiamato parametro d'urto).

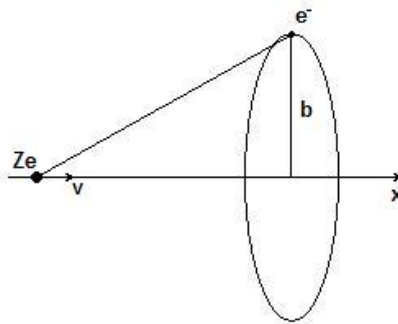


Figura A.1: Rappresentazione dell'interazione tra una particella incidente e l'elettrone di un atomo bersaglio

Se la particella incidente ha massa $M \gg m_e$ non viene praticamente deflessa e si può considerare in moto su una traiettoria rettilinea. La velocità dell'elettrone atomico è molto inferiore alla velocità della particella, per cui l'elettrone può essere considerato fermo per la durata della collisione. Questa ipotesi è facilmente dimostrabile dalla teoria atomica: la velocità degli elettroni atomici è dell'ordine di $(c\alpha_{EM}/n)$, dove $\alpha_{EM} = 1/137$ è la costante di struttura fine e n è il numero quantico principale. Nella collisione l'elettrone riceve un impulso:

$$I = \int F dt = e \int E_{\perp} dt = e \int E_{\perp} \frac{dt}{dx} dx = e \int E_{\perp} \frac{dx}{v}$$

È stata considerata la sola componente del campo elettromagnetico E_{\perp} , perpendicolare alla traiettoria della particella veloce, a causa della simmetria del problema. Usando il teorema di Gauss su un cilindro di raggio b e lunghezza infinita, si ha:

$$\int E_{\perp} 2\pi b dx = 4\pi Z e \Rightarrow \int E_{\perp} dx = \frac{2Ze}{b}$$

e quindi (se $v = \text{costante}$):

$$I = e \int E_{\perp} \frac{dx}{v} = \frac{2Ze^2}{vb}$$

L'energia δE ricevuta dall'elettrone posto a distanza b è:

$$\delta E(b) = \frac{I^2}{2m_e} = \frac{2Z^2 e^4}{m_e v^2 b^2}$$

Quando la particella si muove di un tratto dx nel mezzo che ha una densità di elettroni N_e , l'energia ceduta agli elettroni che si trovano ad una distanza tra b e $b+db$ dalla traiettoria è:

$$-dE(b) = \delta E(b) N_e dV = \frac{4\pi Z^2 e^4}{m_e v^2} N_e \frac{db}{b} dx$$

dove dV indica il volume. Integrando, si ottiene l'energia persa totale:

$$-\frac{dE(b)}{dx} = \int_{b_{\min}}^{b_{\max}} \frac{4\pi Z^2 e^4}{m_e v^2} N_e \frac{db}{b} = \frac{4\pi Z^2 e^4}{m_e v^2} N_e \lg \frac{b_{\max}}{b_{\min}}$$

Ora non resta che definire b_{max} e b_{min} , che sono la massima e la minima distanza di interazione:

se $b_{max} \rightarrow \infty$, il tempo di collisione troppo lungo, contrario all'ipotesi fatta;

se $b_{min} \rightarrow 0$, si ha che $E \rightarrow \infty$.

Quando consideriamo b_{min} , si ha la massima energia trasferita. Quindi consideriamo l'atomo pesante in quiete e l'elettrone in moto:

$$\delta E_{e^-} = \frac{1}{2} m(2v)^2 \xrightarrow{\text{relativisticamente}} 2\gamma^2 m_e v^2$$

$$\delta E(b) = \frac{2Z^2 e^4}{m_e v^2 b_{min}^2} = 2\gamma^2 m_e v^2 \Rightarrow b_{min} = \frac{Ze^2}{\gamma m_e v^2}$$

Per definire b_{max} , consideriamo che l'elettrone orbita attorno all'atomo con una certa frequenza ν e che $\tau = 1/\nu$. Perché ci sia perdita di energia dobbiamo supporre che durante tutto il passaggio della particella, l'elettrone si muova in una regione molto limitata della sua orbita, in modo che il nucleo non ne schermi mai l'interazione con la particella.

$$t_{int} \leq \tau = \frac{1}{\nu}$$

Essendo $t_{int} \approx b_{max}/v$ e per gli effetti relativistici $t_{int} \rightarrow t_{int}/\gamma = b_{max}/\gamma v$.

Quindi $b_{max} = \gamma v / \bar{\nu}$, dove $\bar{\nu}$ è la frequenza media di tutti gli elettroni atomici.

Sostituendo tutti i coefficienti, la *formula di Bohr* è:

$$-\frac{dE(b)}{dx} = \frac{4\pi Z^2 e^4}{m_e v^2} N_e \lg \frac{\gamma m_e v^3}{Ze^2 \bar{\nu}}$$

A.2 Determinazione della dose ghiandolare media

Le dosi per una serie di seni tipici possono essere valutate utilizzando blocchi di PMMA come sostituti del seno. Questo metodo si basa sull'equivalenza in attenuazione tra diversi spessori di PMMA e di seni tipici (Danza et al. 2000) elencati nelle **Tabella A.1** e **A.2**. Va notato che, poiché il PMMA è generalmente più denso del tessuto mammario, qualsiasi selezione automatica dei kV, del materiale bersaglio o del filtro potrebbe essere leggermente diversa dai seni reali. La *dose ghiandolare media* (D) per un seno tipico di spessore e composizione equivalente allo spessore del PMMA testato è calcolato applicando la seguente formula:

$$D = Kgcs$$

dove K è il *kerma in aria* (senza retrodiffusione) incidente sulla superficie di un oggetto specificato, come il seno di una paziente o un fantoccio standard in PMMA. Il *fattore g* corregge la dose ghiandolare media considerando una mammella composta al 50% da tessuto ghiandolare e dal restante 50% da tessuto adiposo e deriva dai valori calcolati da Dance et al. 2000 riportati nella **Tabella A.1**. Il *fattore c* corregge la diversa ghiandolarità rispetto al 50%, perché una composizione del seno standard (50% ghiandolare - 50% adiposo) non è reale e varia in funzione dell'età e dello spessore del seno (Dance et al. 2000). Nella **Tabella A.2** è dato per seni tipici nella fascia di età 50-64 anni. Il *fattore s* indicato nella **Tabella A.3** corregge le differenze dovute alla scelta dello spettro dei raggi X (Dance et al. 2000), dovute al materiale da cui sono composti anodo e filtro.

Tabella A.1: Fattore g.

Fattore g (mGy/mGy) per HVL da 0.30 a 0.60 mm Al simulato con PMMA riportati dalle Linee Guida Europee IV Ed. 2006							
Spessore PMMA (mm)	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6
20	0,378	0,421	0,46	0,496	0,529	0,559	0,585
30	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448
40	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
45	0,155	0,177	0,198	0,22	0,245	0,272	0,295
50	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
60	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,21
70	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172

Tabella A.2: Fattore c.

Fattore c (mGy/mGy) per HVL da 0.30 a 0.60 mm Al simulato con PMMA riportati dalle Linee Guida Europee IV Ed. 2006							
Spessore PMMA (mm)	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6
20	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921
30	0,94	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953
40	1,043	1,041	1,04	1,039	1,037	1,035	1,034
45	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088
50	1,164	1,16	1,151	1,15	1,144	1,139	1,134
60	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207
70	1,299	1,292	1,282	1,275	1,27	1,26	1,249

Tabella A.3: Fattore s.

Fattore s	
Mo/Mo	1
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061

A.3 Caratteristiche mammografo Essential

Riportiamo le caratteristiche tecniche del *mammografo Essential* della *GE Healthcare*.

Tabella A.4: Caratteristiche mammografo.

Mammografo	
Marca	G.E.
Modello	Senographe Essential
Generatore	monofase HF
Intervallo di Tensione	22-49 kV
Intervallo di mAs	4-500 mAs
Programma manuale	kV-mAs-comb.anodo/filtro
Programma automatico AOP	
n°programmi	3
tipologia	Contrasto
	Dose
	Standard

Tabella A.5: Caratteristiche del complesso tubo-guaina.

Dati complesso Tubo-Guaina	
Anodo	Molibdeno arricchito al Vanadio,Rodio
Materiale finestra d'uscita	Berillio 0,03 mm
Filtro Aggiuntivo	Molibdeno 0,03 mm Rodio 0,025 mm
Filtro Inerente	Berillio 0,69 mm
Tipo anodo (fisso/rotante)	rotante doppia pista (Mo-Rh)
Inclinazione anodo f.0,1	6°
Inclinazione anodo f.0,3	22°
Fuoco piccolo dichiarato	0,1 pista Mo 0,1 pista Rh
Fuoco grande dichiarato	0,3 pista Mo 0,3 pista Rh
Alimentazione (alta freq., ...)	monofase HF

Tabella A.6: Caratteristiche griglia Potter-Bucky.

Dati Potter	
Tipo di griglia	mobile-estraibile inserita in supporto bucky
Formati	19 X 23 cm
Ratio	5:1
N° lamelle x cm	35 1/cm
Distanza fuoco-film (cm)	660 mm

Tabella A.7: Caratteristiche del rivelatore.

Dati Rivelatore	
Tipo di rivelatore	Revolution Essential al silicio amorfo
Tipo di scintillatore	Ioduro di cesio CsI
Dimensione flat panel	campo intero 24 x 31 cm
	campo standard 19,2 x 23 cm
Dimensione del pixel	100 micron
Fattore di riempimento fill factor %	85%
Contrasto in HR (lp/mm)	30% frequenza pari a 5lp/mm
Range dinamico elettronico	14 bits -16 bits intrinseci

Bibliografia

- D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment, I.D. McLean, K.H. Ng, *Diagnostic Radiology Physics*, Vienna, IAEA, 2014
- Roberto Passariello, *Radiologia. Elementi di tecnologia*, Napoli, IDELSON-GNOCCHI, 2005
- David A. Lamel, Reynold F. Brown, John W. Shaver, Eleanor E. Sirafinejad, Peter E. Weinberg, Joseph S. Arcarese, *Corso di lezioni ed esercitazioni pratiche sugli aspetti fisici della radiologia diagnostica*, Roma, ENEA, 1988
- Sylvie Braibant, Giorgio Giacomelli, Maurizio Spurio, *Particelle e interazioni fondamentali*, Milano, Springer, 2010
- European Commission, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, Lussemburgo, 2006
- C.J. Strudley, K.C. Young, J.M. Odunko, *Technical evaluation of the IMS Giotto 3DL Digital Breast Imaging System*, Kiera Chapman, 2013
- E.J. Goldstraw, I. Castellano, S. Ashley, S. Allen, *The effect of Premium View post-processing software on digital mammographic reporting*, The British Journal of Radiology (83), 2010
- Jerry A. Thomas, Kish Chakrabarti and Richard Kaczmarek, Alexander Romanyukha, *Contrast-detail phantom scoring methodology*, Medical Physics (32), 2005
- John J. Tomon, Thomas E. Johnsona, Kristin N. Swenson, David A. Schauer, *Applicability of ACR breast dosimetry methodology to a digital mammography system*, Medical Physics(33), 2006

- Caterina Ghetti, Adriano Borrini, Ornella Ortenzia and Raffaella Rossi, Pedro L. Ordóñez, *Physical characteristics of GE Senographe Essential and DS digital mammography detectors*, Medical Physics (35), 2008

- Lucy M. Warren and Alistair Mackenzie, Julie Cooke, Rosalind M. Given-Wilson, Matthew G. Wallis, Dev P. Chakraborty, David R. Dance, Hilde Bosmans, Kenneth C. Young, *Effect of image quality on calcification detection in digital mammography*, Medical Physics (39), 2012

- E. J. Goldstraw, I. Castellano, S. Ashley and S. Allen, *The effect of Premium View post-processing software on digital mammographic reporting*, BJR (83), 2010

- John R. Taylor, *Introduzione all'analisi degli errori*, Bologna, Zanichelli, 2006

