

INTRODUZIONE

La nascita della mammografia tradizionale viene considerata una tappa fondamentale nella lotta ai tumori al seno, quella che ha avuto l'impatto più decisivo nel controllo della malattia. Il tumore della mammella colpisce ancora oggi circa 1 donna su 10. È il tumore più frequente nel sesso femminile e rappresenta il 25% di tutti i tumori che colpiscono le donne. È la prima causa di morte per tumore nel sesso femminile, con un tasso di mortalità del 17 per cento di tutti i decessi per causa oncologica. La mammografia è l'esame più importante per scoprire in anticipo i tumori mammari, ed è ormai dimostrato che grazie all'effetto combinato della diagnosi precoce e delle migliori terapie è possibile aumentare in modo consistente la sopravvivenza delle pazienti affette da questo tipo di neoplasia. E' consigliata con cadenza annuale a tutte le donne dopo i 50 anni: questa è pertanto l'età in cui sono maggiormente efficaci i programmi di screening del carcinoma della mammella che utilizzano la mammografia. La mammografia non è comunque esente da errori e bisogna avere una conoscenza sufficiente dei suoi limiti per evitare una falsa tranquillità. La mancata dimostrazione di un carcinoma può dipendere dall'uso di apparecchiature non idonee, da una non perfetta esecuzione metodologica, da un'interpretazione errata, ma anche dal fatto che il tumore può non lasciarsi riconoscere a causa della sua particolare struttura o a causa del contesto morfostrutturale in cui si sviluppa. La finalità generale della diagnosi mammografica è quella di rivelare le neoplasie della mammella quando sono piccole e in uno stadio iniziale e presentano altre caratteristiche favorevoli di prognosi.

1. La mammografia clinica

1.1 Cenni storici

La mammografia nacque grazie alla determinazione di pochi pionieri, che già negli anni cinquanta si cimentarono in questa difficile indagine, anche se impiegò quasi vent'anni per diventare una tecnica consolidata, accettata, ma soprattutto largamente affidabile. La mammografia dava infatti per la prima volta la possibilità di individuare focolai di carcinomi occulti non palpabili: rappresentò quindi una rivoluzione in ambito diagnostico e terapeutico ed alimentò la crescita delle terapie non mutilanti. La mammografia moderna nasce a Strasburgo verso la metà degli anni sessanta ad opera di Charles M. Gros. Grazie a lui infatti si tradusse in realtà il concetto fondamentale che per eseguire una corretta indagine radiologica del seno era indispensabile un apparecchio dedicato, cioè progettato e costruito per tale specifico impiego. Operando in stretta collaborazione con la General Electric, Gros realizzò il primo Senographe, di cui i criteri innovativi fondamentali erano:

- generatore a basse tensioni (25-30 kV), con fini regolazioni sia di questi che dei mAs
- tubo radiogeno con anodo fisso di molibdeno anziché di Tungsteno per sfruttare radiante di questo metallo
- finestre di uscita dei raggi X costituita da una sottilissima lamina di berillio anziché silicio
- diversi coni limitatori

- compressione energica della mammella per uniformare lo spessore delle diverse parti (ottenendo una riduzione della sfumatura geometrica e di movimento).

In Italia il primo Senographe venne acquistato nel 1967 dall'Istituto Nazionale dei Tumori e Istituto di Radiologia dell'universita' di Milano con risultati del tutto soddisfacenti in un elevato numero di soggetti . Questa apparecchiatura dedicata dimostro' tuttavia nei tempi successivi dei limiti tecnologici soprattutto nello studio dei seni densi. Negli anni a venire seguirono costanti miglioramenti della qualita' dell'immagine radiologica ottenuta soprattutto grazie all'utilizzo degli schermi di rinforzo alle terre rare (cap 2.3) o all'impiego di tubi ad anodo rotante raffreddati ad aria (provvisti di macchie focali di dimensioni variabili cosi' da rendere possibile la tecnica dell'ingrandimento diretto), e dalle griglie dapprima fisse ed in seguito mobili.

Per quanto riguarda la storia e l'evoluzione della mammografia va ricordato un momento particolarmente critico all' inizio degli anni ottanta, quando venne seriamente ipotizzato che l'effetto oncogeno delle radiazioni della mammografia potesse provocare piu' tumori e piu' mortalita' di quanto ne potesse ridurre l'anticipazione diagnostica. Questa pericolosa critica, destinata ad essere poi smentita, ebbe il merito tuttavia di forzare la tecnologia a creare apparecchiature e materiali sensibili in grado di fornire eccellenti immagini con dosi trascurabili di radiazioni. Un grande aiuto al miglioramento dell' interpretazione diagnostica e' giunto in anni recenti da altre tecniche d'immagine che si sono affiancate alla mammografia , quali l'uso degli ultrasuoni o la risonanza magnetica .

1.2 Definizione di mammografia

La mammografia è un esame effettuato con le radiazioni ionizzanti ed è l'unica tecnica che permette di studiare la mammella in maniera corretta. La mammografia si basa sull'acquisizione di un'immagine delle mammelle effettuata ai raggi X, un tipo di radiazione che nell'intero spettro delle radiazioni elettromagnetiche, si trova nella banda a più alta energia (da 100 a 100.000 elettronvolt - unità di misura dell'energia, corrispondente all'energia cinetica acquistata da un elettrone che si muove in un campo elettrico uniforme sotto l'azione della differenza di potenziale di 1 Volt – per fotone). L'affidabilità della mammografia è ormai riconosciuta e accertata e supera di regola il 90% di diagnosi esatte. L'Organizzazione mondiale della Sanità (World Health Organisation, WHO), afferma che l'efficacia della mammografia come strumento di diagnosi può essere ridotta da alcuni fattori, come l'età inferiore ai 50 anni, la presenza di un seno dal tessuto denso e il non avere mai allattato. Inoltre come tutti gli esami di indagine diagnostica , presenta una percentuale di falsi negativi e falsi positivi. Questa metodologia diagnostica non è comunque esente da errori e bisogna avere una conoscenza sufficiente dei suoi limiti per evitare una falsa tranquillità. La finalità generale della diagnosi mammografica è quella di identificare e diagnosticare neoplasie della mammella in fase precocissima , quando cioè sono di dimensioni di pochi mm, ancora non palpabili né documentabili con altri esami clinici.

1.3 Requisiti di una corretta mammografia

La mammografia deve ottemperare ad alcuni fondamentali requisiti che ne determinano una qualità tale da consentire al medico radiologo una corretta diagnosi. Tali requisiti sono:

- a) requisiti tecnici: per l'espletamento corretto della mammografia sono indispensabili macchine radiologiche dedicate (mammografi) in grado di produrre fasci radianti con lunghezze d'onda compatibili con le caratteristiche peculiari delle strutture mammarie (modestissime variazioni di densità delle componenti della mammella);
- b) documentazione iconografica: deve essere ineccepibile erogando la minore dose di esposizione radiante per la paziente;
- c) standard minimo: la mammografia deve sempre essere espletata bilateralmente. Sono richieste almeno due proiezioni (radiogrammi) ortogonali ed eventuali radiogrammi mirati;

L'esame mammografico è reputato uno degli esami più difficili sia per la parte diagnostica che per la parte tecnica. Se già in radiologia tradizionale l'immagine necessita di un'elevata qualità, in mammografia tale necessità diventa un imperativo categorico, poiché ad essa è legata parte della capacità diagnostica dell'esame.

I requisiti di una mammografia di elevata qualità sono:

- elevato contrasto
- buona risoluzione spaziale (misurata in paia di linee per mm)
- ottimale penetrazione del fascio radiante
- contenimento della dose
- corretto posizionamento

I primi quattro requisiti dipendono dalla qualità dell'apparecchiatura, mentre il corretto posizionamento della mammella dipende unicamente dalla capacità del tecnico.

1.4 Ruolo del tecnico di radiologia in mammografia

Il ruolo del tecnico di radiologia in mammografia è di fondamentale importanza, in quanto dalla sua capacità ed esperienza dipende la corretta riuscita dell'indagine mammografica. Deve infatti essere in grado di:

- posizionare la mammella in modo da riprodurla in tutte le sue porzioni;
- evidenziare aree sospette;
- allontanare la mammella dalla parete toracica;
- comprimerla vigorosamente;
- evitare la formazione di pieghe cutanee,
- evitare la sovrapposizione di strutture extra mammarie che possono mascherare quelle proprie della mammella;

Il personale tecnico deputato all'esecuzione dell'esame mammografico dovrebbe essere dedicato alla metodica in modo da acquisire un elevato livello professionale. Ciò dovrebbe anche consentire, da parte del tecnico, una buona capacità di osservazione riguardo a masse o calcificazioni sul mammogramma e pertanto un discreto grado di capacità critica verso il mammogramma eseguito, sia riguardo la tecnica utilizzata, sia riguardo il corretto posizionamento della paziente. Per eseguire una corretta mammografia è necessario che la paziente sia posizionata in piedi a seno nudo così da appoggiare la mammella su apposito sostegno in modo da poter essere compressa mediante un piatto in materiale plastico detto compressore. Solitamente si eseguono due radiografie, ossia una proiezione cranio-caudale e una proiezione obliqua mediolaterale per ogni mammella: in totale si ottengono quattro radiografie. In casi particolari si eseguono ulteriori proiezioni aggiuntive. L'acquisizione delle immagini dura, per ogni proiezione pochissimi secondi. Non vengono somministrati farmaci e non viene utilizzato mezzo di contrasto. L'esame è semplice e non doloroso

tant'è che non è necessaria alcuna preparazione prima di effettuarlo. Per una migliore precisione della diagnosi, la mammografia dovrebbe essere eseguita quando il contenuto d' acqua nella mammella è minore, cioè quando la tensione mammaria è minima, e quindi tra l' ottavo e il diciottesimo giorno dopo l' inizio delle mestruazioni. Questo logicamente vale per le pazienti che hanno ancora il ciclo mestruale o con terapia ormonale sostitutiva, mentre per le donne in menopausa non vi sono differenze.

2. La mammografia analogica

2.1 Definizione di mammografia analogica

La mammografia analogica o tradizionale (Screen Film Mammography) utilizza per la formazione dell' immagine una pellicola radiografica. Più precisamente nel sistema analogico uno schermo al fosforo all' interno della cassetta assorbe una frazione di raggi X incidente. Questa frazione (tipicamente dal 60% all' 80%) , è conosciuta come efficienza quantica. Il fosforo converte l' energia in luce; il segnale viene quindi registrato sotto forma di immagine latente su film. Quest' ultimo viene sviluppato mediante un procedimento chimico in modo da produrre una serie di densità ottiche visualizzabili mediante la transilluminazione.

Nella mammografia analogica acquisizione, visualizzazione, archiviazione e documentazione dell' immagine sono tutti racchiusi nella pellicola o film con un processo a catena difficilmente separabile.

I vari elementi del sistema mammografico, mammografo, sistema di rivelazione e sviluppo devono essere tra loro strettamente correlati, al fine di ottenere l' ottimizzazione dell' immagine con il massimo risparmio possibile della dose.

2.2 Elementi del sistema mammografico

Il mammografo (fig. I) è un apparecchiatura dedicata che consente di ottenere immagini dotate di alta risoluzione spaziale e massimo contrasto

possibile. Questo si ottiene con l' utilizzo di tensioni relativamente basse (25-30 kV monocromatiche) e macchie focali ultrafini. A differenza di un tubo radiogeno tradizionale che utilizza l'anodo di Tungsteno (W), in mammografia si utilizza il Molibdeno (Mo). Il motivo dell' uso del Mo nasce dalla necessità di avere a disposizione fotoni con opportuni spettri dell' energia caratteristica su valori non elevati essendo il tessuto mammario a bassa densità e la composizione atomica media a basso numero atomico (Z). Il Mo emette gran parte della radiazione X caratteristica a 17 kV. Tuttavia quanto sopra detto per le energie utilizzate con l' anodo in Mo , se vale per la stragrande maggioranza delle mammelle, non risulta altrettanto valido per le mammelle grandi o dense. Pertanto la maggior parte delle apparecchiature moderne utilizza una doppia pista anodica, una in Molibdeno e una in Rodio (Rh), in combinazione con diversi tipi di filtro in Mo , Rh o W , per produrre diverse distribuzioni di energia fotonica. Infatti diversamente al Mo , il Rh dimostra di avere nel proprio spettro livelli di intensità fotonica, percentualmente a banda stretta, (mai monocromatica) per livelli energetici più elevati rispetto a quelli del Mo con identica configurazione dello spettro del fascio (fig. II). I vantaggi sono quelli di avere un migliore risoluzione spaziale e di contrasto con riduzione della dose e del rumore per tensioni (kV) più elevate, indispensabili appunto quando lo studio debba essere volto a mammelle grandi e dense. Le moderne apparecchiature sono in grado di scegliere, attraverso il controllo automatico dell' esposizione (AEC - Automatic Exposure Control), la combinazione anodo-filtro più idonea allo studio di ogni mammella (spessore e densità), con un ragionevole compromesso tra dose e contrasto.

IL MAMMOGRAFO



GENERATORE
TUBO RADIOGENO
SISTEMA DI COLLIMAZIONE
E FILTRATURA
SISTEMA DI RILEVAMENTO

Figura I : esempio di Mammografo analogico marca Giotto

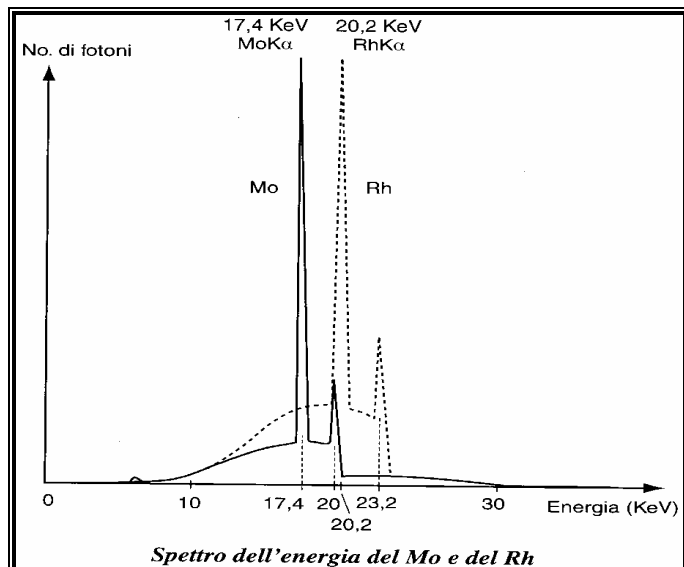


Figura II : spettro dell' energia del Molibdeno (linea continua) e del Rodio (linea tratteggiata)

2.3 Le griglie antidiffusione

L' utilizzo della griglia antidiffusione si rivela utile tanto in mammografia analogica quanto in digitale, in quanto lo scopo principale della griglia è quello di assorbire la radiazione diffusa, ossia la radiazione che emerge dalla struttura in esame senza però conservarne le informazioni. Queste radiazioni contribuiscono ad elevare la densità radiografica sovrapponendosi all' immagine utile, ma diminuendone il contrasto oltre che il potere di risoluzione. La griglia antidiffusione è di norma composta da lamelle di piombo alternate a fibre radiotrasparenti (alluminio o fibre di plastica). E' progettata in modo da lasciar passare solo quei raggi X la cui direzione è sulla linea perpendicolare che congiunge il bersaglio al sistema rivelatore: i raggi X diretti obliquamente vengono assorbiti dal materiale della griglia (figura III). Griglie di elevata qualità danno un' attenuazione del' 80-90% della radiazione diffusa incidente. La griglia o „bucky“ , dal nome del suo inventore , consiste di un portacassette , un piano di sostegno della mammella ed un meccanismo che consente il movimento della griglia stessa, appositamente studiato per evitare la visualizzazione delle lamelle di piombo sul radiogramma, cosa che si verifica in caso di cattivo funzionamento (figura IV). Le griglie possono essere classificate a seconda della disposizione delle lamelle di piombo, del loro numero, del loro spessore e della loro altezza. Le griglie in cui le lamelle sono disposte perpendicolarmente rispetto alla pellicola sono dette “parallele”, mentre quelle nelle quali le lamelle sono orientate in maniera tale da avere un angolo pari a quello dei raggi X del fascio radiogeno primario, sono dette “focalizzate” . La griglia parallela, oltre ai raggi X diffusi, attenua anche una certa quantità di radiazione primaria. La griglia focalizzata, invece, permette il passaggio dei raggi X primari a condizione, però, che la sua posizione rispetto alla macchia focale (cioè, al tubo radiogeno) sia corretta.

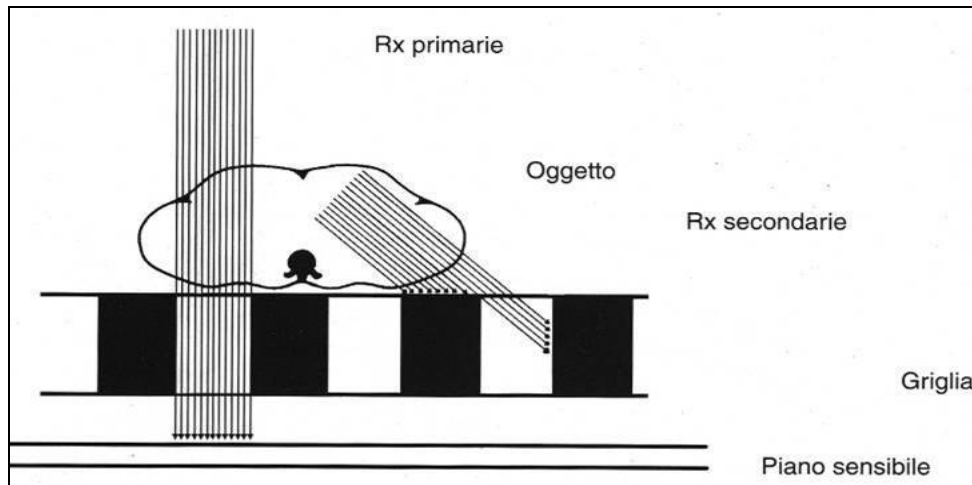


Figura III : particolare di griglia fortemente ingrandito e dimostrazione dell' azione delle lamelle di piombo sulle radiazioni a seconda della loro incidenza. Le radiazioni primarie devono essere considerate in pratica quasi sempre verticali mentre le radiazioni secondarie sono prevalentemente oblique e perciò vengono in gran parte assorbite dalle lamine della griglia.

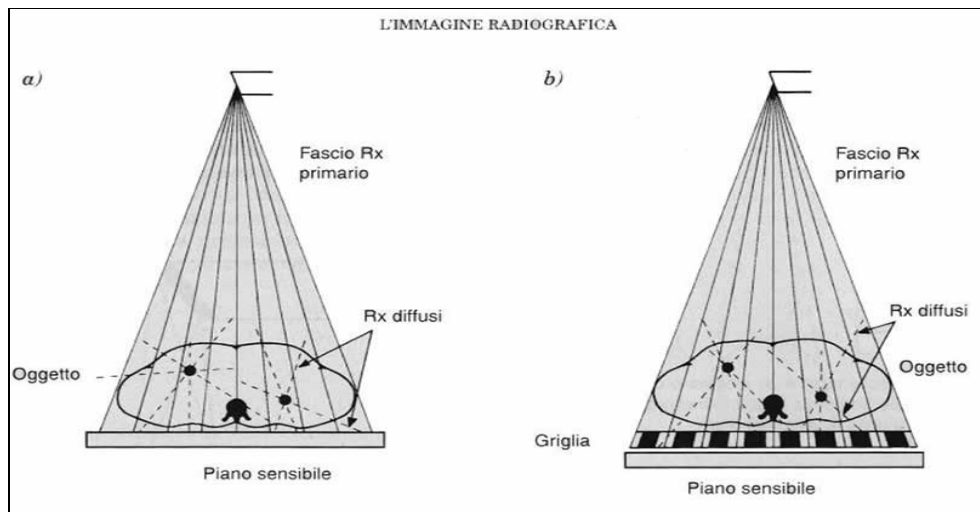


Figura IV : a) le radiazioni secondarie arrivano al piano sensibile con orientamenti mutipi, diversi da quelli delle radiazioni primarie; b) le stesse radiazioni secondarie intersecano le lamelle della griglia annullandosi e alla pellicola arrivano solo le radiazioni primarie parallele alle lamelle stesse.

2.4 Sistema di rivelazione

Nella mammografia analogica il sistema di rivelazione è costituito dalla combinazione pellicola- schermo di rinforzo, contenuto da una particolare cassetta. La caratteristica principale della cassetta o supporto deve essere la trasparenza. Questa qualità, infatti, è necessaria affinché su di un negativo non si introducano densità parassite e le parti bianche risultino tali. Altre caratteristiche del supporto importanti sono la robustezza, l'indeformabilità, l'ininfiammabilità e la conservabilità. Attualmente si impiegano combinazioni di pellicole monoemulsionate (figura V) con schermi di rinforzo singoli alle terre rare, onde ottenere la massima risoluzione spaziale possibile. Le pellicole radiografiche monoemulsionate devono ottimizzare due parametri fondamentali, velocità e contrasto, in modo da portare ad una sensibile diminuzione della dose.

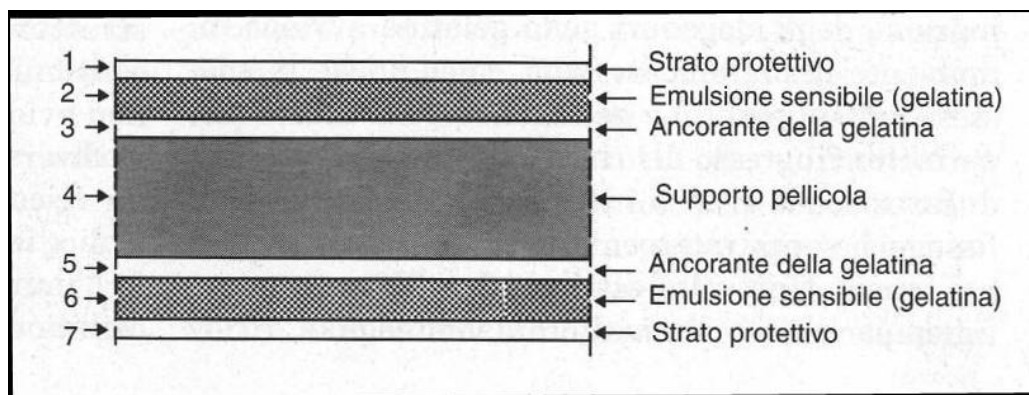


Figura V : schema che illustra i costituenti di una pellicola radiografica: 1 e 7 sono due strati molto sottili di gelatina indurita che servono da protezione per l' emulsione. 2 e 6 sono i due strati di gelatina all' interno dei quali sono presenti gli alogenuri d' argento (bromuro, cloruro, ioduro d' argento). 3 e 5 sono due piccoli strati che consentono una migliore adesione della gelatina al supporto e

funzionano anche da antialone. 4 è il supporto costituito da un polimero ininfiammabile, il poliestere.

2.5 Schermi di rinforzo

La funzione dello schermo di rinforzo è quella di intensificare l' esposizione della pellicola radiografica non sufficientemente illuminata dai fotoni X. Ciò è ottenuto mediante il fenomeno della luminescenza, ossia l' emissione di luce propria da parte di alcune sostanze, quando eccitate da molteplici tipi di fotoni fra i quali quelli luminosi e quelli X. La struttura degli schermi di rinforzo è costituita da un supporto di poliestere, da uno strato duro riflettente, da uno strato fluorescente ed infine da un sottilissimo strato protettivo (figura VI). A seguito dell' eccitazione da parte dei fotoni X, i granuli fluorescenti dello schermo di rinforzo emettono fotoni luminosi, parte dei quali diretti alla pellicola radiologica, parte invece indirizzati all' indietro: questi ultimi sono respinti verso la pellicola grazie all' azione dello strato riflettente (figura VII). La sostanza fluorescente è contenuta nello strato sotto forma di granuli. Per decenni i granuli sono stati costituiti dal Tungstato di Calcio, mentre in tempi più moderni si è notato un sensibile miglioramento della qualità grazie all' utilizzo dei Sali delle cosiddette terre rare o lantanidi (ossibromuro di lantanio o ossisolfuro di gadolinio). Gli schermi di rinforzo alle terre rare presentano infatti una maggiore efficienza di conversione, intendendosi come efficienza di conversione la capacità di trasformare i fotoni X in fotoni luminosi. Il vantaggio consentito da una più elevata efficienza di conversione è rappresentato da una maggiore illuminazione della pellicola radiografica a parità di fotoni X emergenti dalla struttura corporea in esame. Ciò porta di conseguenza ad una riduzione della dose somministrata al paziente, ad un minore carico al tubo radiogeno, e ad un più elevato potere di risoluzione.

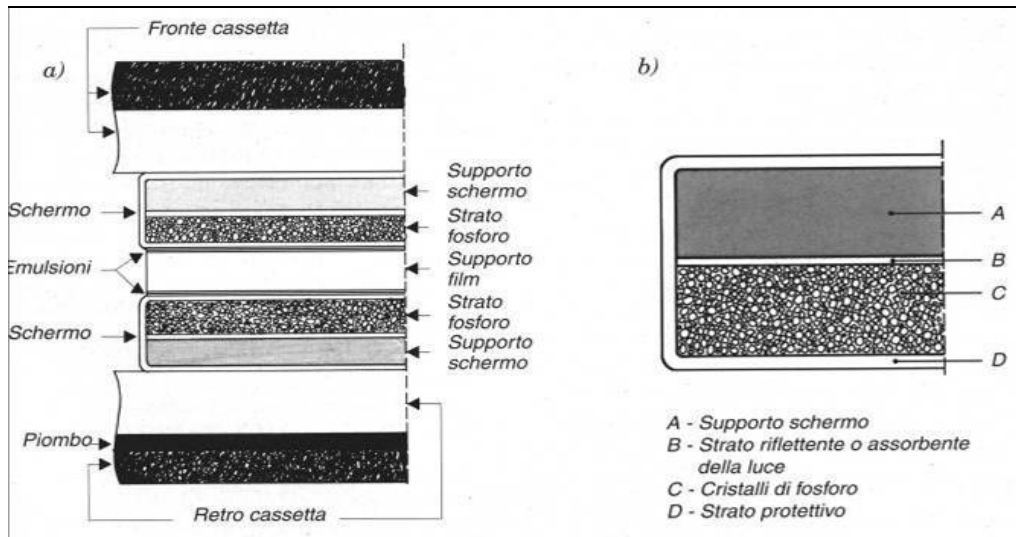


Figura VI : a) figura schematica di una cassetta portapellicola; b) sezione di uno schermo di rinforzo

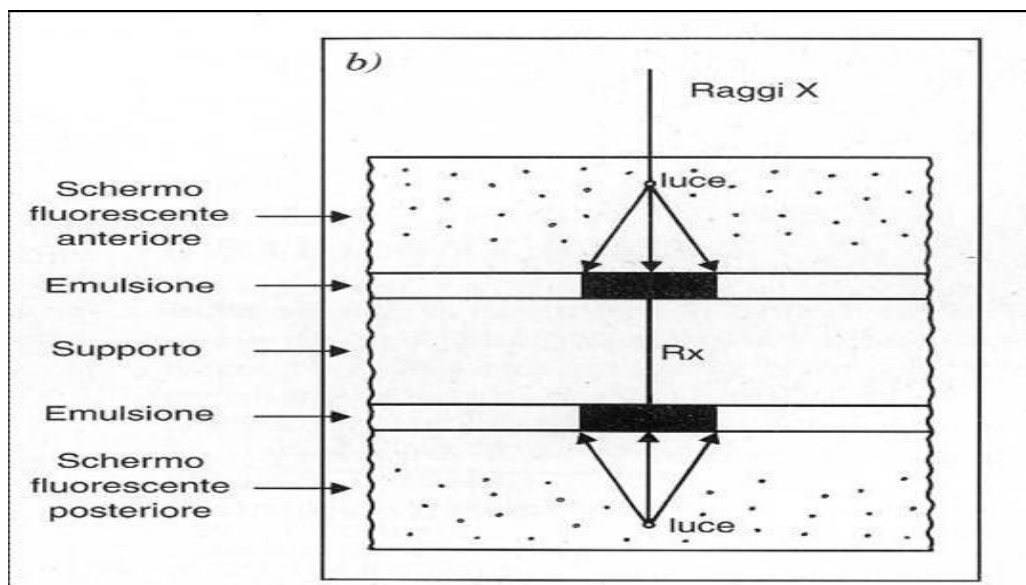


Figura VII : figura schematica che illustra il funzionamento di uno schermo di rinforzo

2.6 Sistema di sviluppo

Il trattamento delle pellicole avviene oggi come negli altri settori della radiologia diagnostica a mezzo di sviluppatrice automatica : le peculiari caratteristiche delle pellicole mammografiche (monoemulsione di elevato spessore), rendono necessari dei sistemi dedicati. Il trattamento chimico della pellicola avviene nelle quattro fasi classiche: sviluppo, fissaggio, lavaggio ed essiccamento. La pellicola monoemulsione, dato il suo spessore superiore a quello delle comuni pellicole radiografiche biemulsionate, comporta una maggiore difficoltà dei liquidi di sviluppo e fissaggio ad interagire con gli strati più profondi dell' emulsione stessa. Per ovviare a tale inconveniente viene aumentata la temperatura dei bagni del trattamento che agisce da catalizzatore delle reazioni chimiche; vengono soprattutto prolungati i tempi di trattamento per cui l'intero ciclo passa dai 90 secondi delle comuni sviluppatrici automatiche ai 3 minuti di quelle dedicate per mammografia. La pellicola monoemulsione è inoltre più sensibile ai traumi meccanici per l' assenza dell' effetto maschera dell'emulsione controlaterale. Alterazioni più o meno importanti dell' immagine possono essere prodotte da cause meccaniche, quali rigature da rulli di trascinamento con superfici alterate. Per questo nelle macchine dedicate, particolare attenzione è posta ai materiali e alle caratteristiche costruttive delle parti meccaniche deputate al trascinamento della pellicola. In questo modo si eliminano gran parte degli artefatti.

2.7 Limiti della mammografia analogica

La limitazione principale della mammografia analogica è costituita principalmente dall' inseparabilità dei processi di acquisizione, registrazione e visualizzazione dell' immagine. In particolare la dinamica di acquisizione è limitata dalla curva caratteristica del film che impone un compromesso tra la latitudine d'immagine, ossia l'intervallo di valori di esposizione che forniscono densità ottiche utili, ed il contrasto minimo che può essere visualizzato, espresso in differenze di densità ottiche. Ciò limita fortemente la visualizzazione di lesioni a basso contrasto in regioni del tessuto mammario a basse o alte densità.

Un' altra limitazione intrinseca del film è data dalla granularità dell' emulsione utilizzata e dalla struttura dello schermo fluorescente. Queste infatti rappresentano le principali forme di rumore sull' immagine e comportano una forte riduzione di visibilità di dettagli di piccole dimensioni come ad esempio le microcalcificazioni. Inoltre il processo di registrazione dell' immagine deve tenere conto del trattamento dei film durante la fase di sviluppo e dell' impossibilità di potere recuperare immagini mal trattate e sovra o sottoesposte.

3. La mammografia digitale

3.1 Definizione di mammografia digitale

La tecnologia digitale è già stata applicata in campo medico, in particolare nella diagnostica per immagini: basti pensare alle applicazioni in TC, RM, ecografia e radiologia digitale. In mammografia l' applicazione del sistema digitale si è dimostrato più complicato a causa della specificità tecnica, ossia dell' alta risoluzione spaziale richiesta.

Nella mammografia digitale l' acquisizione e la visualizzazione dell' immagine sono due operazioni separate: l' immagine è acquisita da un detettore che converte il segnale della radiazione X incidente in forma elettronica e digitalizzata (o quantizzata) in livelli di intensità di grigio. L' immagine digitale è costruita come una matrice di pixel (picture element), che misurano da 50 a 100 micron. Il numero in un pixel rappresenta il segnale medio acquisito in quel punto dal Del (Detector Element). Il numero massimo in un pixel rappresenta il numero totale di livelli di grigio: di solito sono utilizzati 12,14, o 16 bits di digitalizzazione con 4096, 16384 o 65536 livelli di intensità.

Nella mammografia digitale la pellicola è sostituita da un detettore. Sono attualmente allo studio diversi tipi di detettori digitali. Il sistema più utilizzato è costituito da un sottile pannello di Silicio amorfo ricoperto da uno strato di cristalli di Ioduro di Cesio. Quest' ultimo funge da scintillatore in quanto si tratta di un materiale che colpito dalla radiazione X emette radiazioni luminose. Il silicio amorfo ha la funzione di fotodiodo, cioè converte il segnale luminoso in segnale elettronico.

Risulta utile suddividere la mammografia digitale in indiretta e diretta.

3.2 La mammografia digitale indiretta

La mammografia a digitalizzazione indiretta o CR (Computer Radiography), utilizza degli image plate a fosfori fotostimolabili, contenuti in una cassetta simile a quella convenzionale. I fosfori a memoria una volta raggiunti dai raggi X rilasciano luce che si tramuta in segnale elettronico (figura VIII). A questo punto la cassetta viene inserita in un apposito apparato di lettura detto Image Reader. Le informazioni digitali così ottenute vengono raccolte ed elaborate tramite computer (Image Processor), con riconversione da digitale in analogica mediante impiego della scala dei grigi. I segnali digitali che compongono l' immagine possono a questo punto essere visualizzati su monitor e stampati su pellicola.

Con la mammografia a digitalizzazione indiretta quindi l' immagine non si ha in tempo reale.

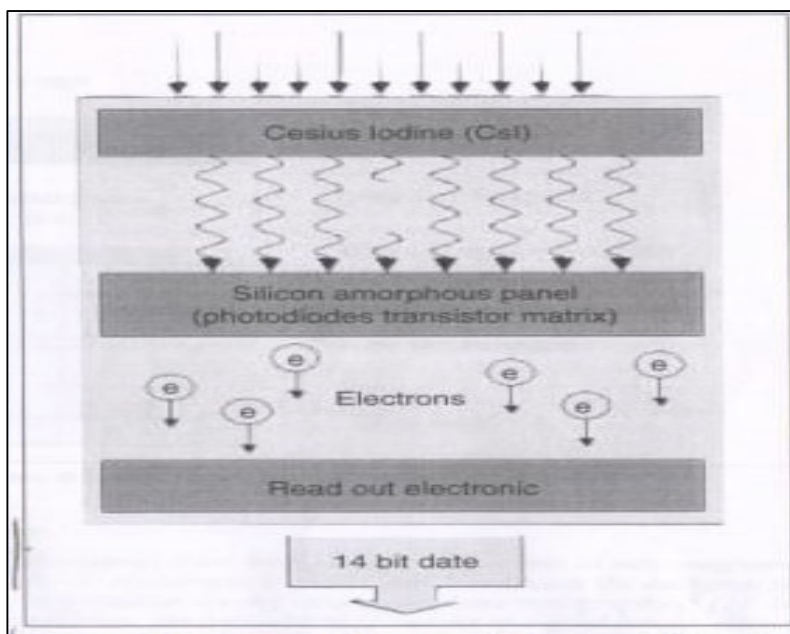


Figura VIII : schematizzazione del processo di formazione dell'immagine per un rivelatore a conversione indiretta

3.3 La mammografia digitale diretta

Con la mammografia digitale diretta si ha invece l'immagine in tempo reale. Può essere di due differenti tipologie a seconda della conversione d'energia:

a) **a conversione indiretta d'energia** (figura IX e X) : i rivelatori convertono i raggi X in segnale elettrico attraverso un passaggio intermedio . Sono essenzialmente costituiti da una matrice di diodi sensibili alla luce (fotodiodi) in cui ciascun elemento corrisponde ad un pixel sull' immagine, ricoperta da un sottile strato di materiale scintillatore. Prima lo scintillatore assorbe i raggi X e li converte in luce; a questo punto la matrice di fotodiodi converte la luce in carica elettrica. Ciascun fotodiodo è connesso ad una catena elettronica a basso rumore che legge e digitalizza il segnale così prodotto. L' utilizzo dello scintillatore influenza la qualità dell' immagine e impone un compromesso tra efficienza d' assorbimento e risoluzione spaziale. Infatti all'aumentare dello spessore dello strato scintillatore, aumenta l' efficienza di assorbimento dei raggi X , ossia la probabilità di interazione , ma contemporaneamente anche la dispersione della luce all'interno di esso: ciò porta ad una diminuzione della risoluzione spaziale. Lo scintillatore che date le sue proprietà incontra maggior successo è lo Ioduro di Cesio attivato al Tallio (CsI(Tl)). Un altro parametro importante da cui dipende la risoluzione spaziale del sistema è la dimensione del pixel.

b) **a conversione diretta d' energia**: i raggi X vengono assorbiti da uno strato di semiconduttore e direttamente convertiti in segnale elettrico, eliminando così il passaggio intermedio di conversione della luce. Con questi tipi di rivelatori è possibile raggiungere elevate risoluzioni spaziali senza perdere di efficienza. Il semiconduttore più utilizzato attualmente è il Selenio amorfo.



Acquisition station



Multi-modality review

Figura IX : esempio di mammografo digitale DR a conversione indiretta d' energia Senographe DS marca GE.



Figura X : esempio di monitor ad alta definizione associato al mammografo Senographe DS marca GE

3.4 Elaborazione delle immagini digitali

Uno dei principali vantaggi delle tecniche digitali in mammografia è dato dalla possibilità di elaborare le immagini acquisite tramite post-processing. In mammografia la sovra o sottoesposizione porta inevitabilmente alla ripetizione dell'esame; grazie alla tecnica digitale si può recuperare l'immagine e dopo un' adeguata elaborazione riportarla in condizioni di visualizzazione standard. Il passaggio tra l' acquisizione di un' immagine digitale e la sua visualizzazione non è immediato, ma passa attraverso un processo di ricostruzione ed elaborazione. Il rivelatore elabora inizialmente un' immagine raw che viene poi corretta e processata grazie ad ulteriori elaborazioni che consistono nel limitare la dinamica dell' immagine al massimo valore di grigio presente e nell' ottimizzare la luminosità e il contrasto. Ulteriori elaborazioni si possono ottenere manualmente per

adattare meglio l'immagine alla visibilità dell'utente e per evidenziare dettagli di interesse. (Figura XI)

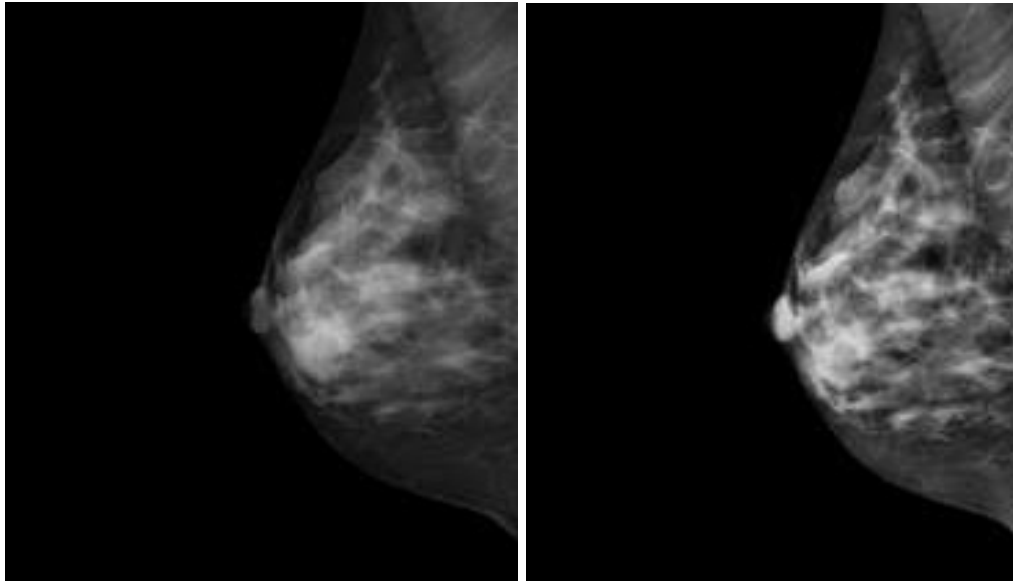


Figura XI : Immagine digitale ottenuta con mammografo GE con equalizzazione di tessuti comparata con la stessa immagine digitale elaborata con tecnica Premium View e Fine View.

3.5 Vantaggi della mammografia digitale

La mammografia digitale presenta numerosi vantaggi rispetto alla mammografia tradizionale:

- ampio range dinamico con possibilità di variare la finestra ottica in fase di rielaborazione dell'immagine ;
- la fase di documentazione delle immagini digitali consiste nel trasferimento elettronico di informazioni ad un mezzo fisico come il CD o la pellicola laser (mediante una sviluppatrice che non utilizza chimici di sviluppo ma registra l'immagine su un film tramite un raggio laser);

- possibilità di post- processing, ossia grazie all' ausilio del computer , mediante algoritmi di elaborazione, l' immagine può essere processata migliorando la possibilità di interpretazione dell' esame e incrementando quindi l' accuratezza diagnostica;
- facilità di archiviazione e richiamo delle immagini: la cattura, la trasmissione, l' archiviazione e la visualizzazione delle informazioni digitali è possibile se esiste a monte un sistema di gestione dei dati, ossia un PACS (Picture Archiving and Communication System);
- rapido accesso all' immagine: la capacità di visualizzazione in real time nell' acquisizione diretta consente una rapido acceso all' immagine sia nella fase di acquisizione , sia nella fase di interpretazione con un conseguente aumento della produttività;
- trasmissione di immagini (telemammografia): la connessione tra computer fa sì che l' informazione possa essere scambiata su network senza considerare la localizzazione fisica della risorsa e dell' utilizzatore (via Internet o via Intranet).

3.6 Limiti della mammografia digitale

La principale limitazione della mammografia digitale è data dai costi estremamente elevati. Per costi si intendono sia i costi di acquisto e di installazione, come pure i costi organizzativi e di manutenzione. Questa è la motivazione per cui ancora oggi la mammografia analogica viene preferita alla tecnica digitale. Un altro limite è costituito dal fatto che la risoluzione spaziale è legata alla dimensione del pixel, con differenze non trascurabili rispetto alla mammografia analogica: infatti la risoluzione spaziale della mammografia digitale è pari a circa 5-10 pl/mm contro le 15-20 pl/mm della mammografia analogica. E' prevedibile comunque supporre che in futur i limiti della mammografia digitale verranno superati grazie soprattutto alle

prevedibili evoluzioni tecnologiche che porteranno di conseguenza anche ad un abbattimento dei costi.

3.7 CAD

Il CAD (Computer Aided Diagnosis), può essere definito come una diagnosi assistita del computer . E' ormai ritenuto un valido ausilio nelle performance di lettura degli esami mammografici, soprattutto dello screening. Da alcuni anni il CAD è considerato un supporto del radiologo nella diagnosi come secondo lettore; la valutazione dell'impatto del CAD sulla sensibilità e specificità nella diagnosi mammografica è molto importante (vedi tabella 1).

<i>SENSIBILITA'</i>	<i>Assoluta</i>	<i>+ CAD</i>
Radiologo generale	72%	92%
Radiologo dedicato	82%	96%
CAD		78%

Tabella 1 (comparazione tra la sensibilità assoluta e sensibilità con ausilio del CAD)

I risultati attuali fanno sperare nel miglioramento delle prestazioni del Computer , che comunque attualmente può essere d' ausilio nell' indirizzare l' occhio di un radiologo esperto aiutandolo a sottolineare piccole defaillance diagnostiche su segni di patologie non percepiti da un occhio meno attento del solito. L' analisi del CAD necessita comunque di una dovuta critica che nasce dall' esperienza: solo con i dati clinici raccolti nei prossimi anni si potrà dimostrare l' effettiva utilità di questo sistema.

4. La dose in mammografia

Ogni esame radiologico, secondo le leggi della radioprotezionistica, deve essere giustificato ed ottimizzato: ciò significa che il beneficio che deriva al paziente dall'esecuzione dell'esame, deve superare il rischio correlato all'esposizione a radiazioni ionizzanti. Per quanto riguarda la mammografia, il goal è garantire una buona immagine radiografica in termini di informazione diagnostica, contenendo il più possibile la dose somministrata alla paziente.

Lo studio radiografico della mammella, dato il basso contrasto intrinseco dell'organo, richiede l' utilizzo di fasci X a bassa energia e sistemi di registrazione con alto potere di risoluzione. Ciò comporta inevitabilmente un aumento della dose poichè i fotoni a bassa energia sono più facilmente assorbiti dalla mammella. Tale aumento della dose è corretto però dall' introduzione di determinati parametri tecnici, tramite i quali si è cercato di raggiungere un equilibrio tra la qualità dell' immagine e la dose somministrata alla paziente. I fattori che influenzano la dose in mammografia possono essere distinti a seconda dell' area sulla quale agiscono, ossia a monte, a livello o a valle della mammografia:

- a) Area tecnologica (a monte): la qualità del fascio influisce sulla distribuzione della dose nell' organo. Il fascio ottimale deve essere il più possibile monocromatico e deve avere una bassa energia così da permettere di evidenziare le varie strutture dell' organo che hanno un basso contrasto naturale e particolari di piccole dimensioni come le microcalcificazioni;
- b) Area biologica (a livello): è fondamentale considerare lo spessore e la densità delle varie strutture. L' aumento di uno di questi parametri o di entrambi si traduce infatti in un aumento dell' esposizione. Per ovviare in parte a questo fenomeno viene impiegato il compressore, così da ridurre

o rendere quanto più possibile uniforme lo strato di tessuto che deve essere attraversato dalla radiazione;

- c) Area tecnologica a valle: ossia le problematiche relative la cassetta radiografica, la pellicola, il processo di sviluppo (in mammografia analogica), il detettore (in mammografi digitale), le condizioni di osservazione, e le griglie antidiffusione.

In mammografia data la delicatezza dell' organo interessato, il metodo di valutazione della dose deve consentire di confrontare il valore dell' esposizione con il rischio oncogeno. Particolare cura deve essere posta, nel corso di tutte le varie fasi dell' esame mammografico al fine di ridurre quanto più possibile la dose di radiazione assorbita dalla paziente.

5. Sviluppi futuri

5.1 La mammografia a doppia energia

Una delle maggiori limitazioni della mammografia convenzionale è data dalla presenza di strutture indesiderate che nascondono i dettagli d'interesse nell'immagine acquisita. Infatti il tessuto ghiandolare, i vasi sanguigni e i condotti linfatici creano nell'immagine mammografica una sorta di struttura disordinata, detta clutter, che sovrapponendosi alla patologia ne impedisce il riconoscimento. La tecnica a doppia energia può ridurre o addirittura rimuovere tale clutter. Le prime applicazioni di questa tecnica si sono sviluppate nei primi anni ottanta ad opera di Alvarez e Makowski ed erano finalizzate alla separazione tra tessuto molle ed osso.

La radiografia a doppia energia o dual-energy è una ben nota tecnica per la riduzione del contrasto associato alla struttura anatomica del tessuto sano che circonda la lesione. Per applicare questa tecnica vengono eseguite due radiografie aventi una diversa qualità del fascio, dette bassa ed alta energia, e attraverso una opportuna combinazione non lineare delle due immagini digitali, il contrasto fra coppie di materiali viene cancellato nell'immagine ibrida. In questi ultimi anni diversi studi hanno dimostrato che la mammografia a doppia energia è una tecnica promettente per la soppressione del contrasto tra tessuto adiposo e tessuto fibrogliandolare. Tuttavia la visibilità delle lesioni nell'immagine risultante è stata sinora insufficiente a causa delle limitazioni dei sistemi clinici impiegati. La recentissima introduzione di sistemi digitali ad alta efficienza quantica basati su tecnologia a Silicio/Selenio amorfo e la disponibilità di sorgenti radiogene a doppia traccia anodica (Molibdeno e Rodio) offre la possibilità di superare tali limitazioni e di migliorare il potenziale diagnostico della mammografia a doppia energia. In figura XII viene mostrata la qualità dell'immagine tra una radiografia standard ottenuta a 28 kV Mo/Mo, 80 mAs e l'immagine ibrida

ottenuta dalla combinazione 28/49 kV. Il contrasto tra plexiglas e acqua viene quasi totalmente rimosso nell'immagine a destra, migliorando significativamente la visibilità dei dettagli di polietilene .

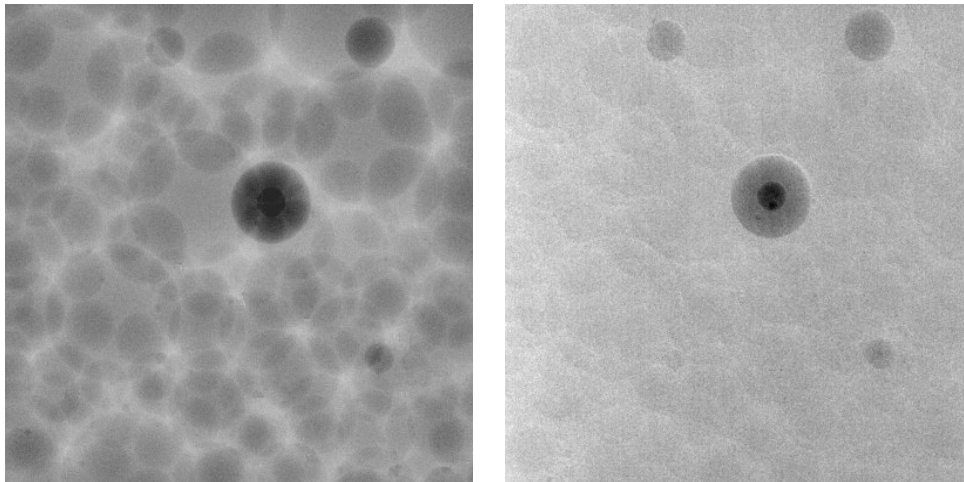


Figura XII : Radiografia del fantoccio ottenuta in condizioni standard Mo/Mo a 28 kV (a sinistra). Immagine digitale ottenuta attraverso la tecnica dual-energy (a destra).

5.2 La mammografia a doppia energia con luce di sincrotrone

L' utilizzo della luce di sincrotrone in applicazione alla mammografia digitale è il coronamento di un progetto che ha richiesto una lunga sperimentazione. Le macchine di luce di sincrotrone sono sorgenti più moderne di raggi X: rispetto ai generatori convenzionali, producono fasci di raggi X laminari, parecchi ordini di grandezza più intensi. È quindi abbastanza agevole usare monocromatori per selezionare l'energia più adatta allo specifico esame clinico, realizzando così il sogno dei radiologi di poter disporre di sorgenti

praticamente monocromatiche. L'energia dei raggi X viene scelta in funzione delle caratteristiche dell'organo esaminato (spessore, densità, ecc.) e di conseguenza si ottiene una riduzione della dose erogata, rispetto a quella dell'esame convenzionale. La radiologia diagnostica convenzionale si basa sul diverso assorbimento dei raggi X nei tessuti da radiografare. Con l'utilizzo di fasci di raggi X da sincrotrone è invece relativamente agevole rendere evidenti anche i cosiddetti effetti di fase, che aumentano in modo sostanziale la visibilità dei dettagli degli oggetti sottoposti all'esame radiografico (figura XIII) . Il successo dalla sperimentazione "in vitro" fu dovuto proprio a questa possibilità. Il punto essenziale, che è stato messo in luce proprio durante gli esperimenti preparatori "in vitro", è che si può ottenere tutto ciò anche a basse dosi, analoghe a quelle erogate in mammografia convenzionale.

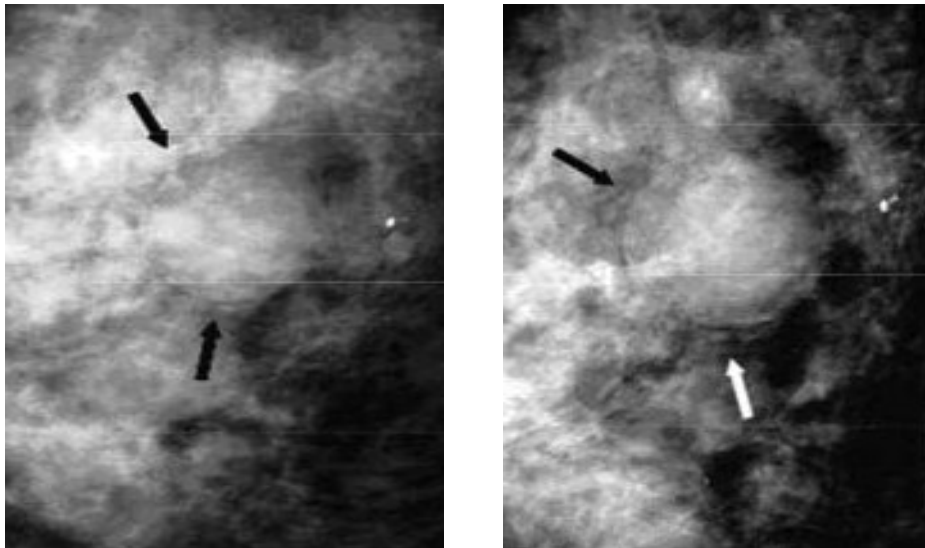


Figura XIII : mammografia convenzionale digitale (a sinistra) e con luce di sincrotrone (a destra). Le frecce indicano una massa rotondeggiante mal riconoscibile nel primo caso e ben riconoscibile nel secondo, dove è ben visibile un contorno netto che orienta verso la benignità della lesione

5.3 La tomosintesi digitale della mammella

La tomosintesi digitale della mammella (DBT, Digital Breast Tomosynthesis) è una tecnica di imaging tridimensionale che permette di ricostruire immagini volumetriche della mammella a partire da un numero finito di proiezioni bidimensionali a bassa dose, ottenute con angolazioni diverse del tubo radiogeno. Il principio radiogeometrico della tomosintesi è simile a quello applicato nella vecchia tecnica stratigrafica , con la differenza fondamentale che , mentre la stratigrafia richiedeva l' acquisizione di esposizioni multiple per ciascuno strato che si voleva " mettere a fuoco", la tomosintesi digitale permette di ricostruire un numero arbitrario di piani a partire dalla stessa sequenza di proiezioni bidimensionali. Ciò è reso possibile dalla separazione tra il processo di acquisizione e quello di visualizzazione consentita dall' impiego di rivelatori digitali diretti per cui le stesse proiezioni grezze possono essere processate per ricostruire piani diversi. La ricostruzione volumetrica, in linea di principio, consente di superare uno dei limiti principali dell' imaging bidimensionale, ovvero il mascheramento di lesioni (nel caso della mammella, masse, microcalcificazioni, ecc.), causato dalla sovrapposizione di strutture normali; quindi l' opportunità di dissociare piani diversi da parte della tomosintesi fa ritenere possibile una riduzione del numero di falsi negativi e di falsi positivi dovuti alla sovrapposizione.

Il sistema per tomosintesi si basa sulla piattaforma del mammografo digitale. La movimentazione del gantry è stata modificata in modo da permettere la rotazione del tubo radiogeno attorno all' asse perpendicolare al rivelatore; inoltre il sistema di compressione è stato reso separato dal gantry per far sì che il sistema "mammella compressa- rivelatore" rimanga fermo durante la rotazione del tubo. Le sequenze di tomosintesi prevedono di norma l' acquisizione di 15 proiezioni a bassa dose, comprese in un arco di $\pm 20^\circ$ rispetto alla perpendicolare al rivelatore. Le proiezioni bidimensionali sono processate tramite un algoritmo di tipo SART (Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique) per ricostruire il volume della mammella,

campionato secondo strati contigui di 1 millimetro (figura XIV). La dose erogata per una sequenza di tomosintesi è stata calcolata entro un valore limite che non superi la dose di due proiezioni mammografiche standard. Le prime esperienze cliniche sembrano indicare un impatto favorevole della DBT nel rilevamento delle lesioni mammarie. Il rilevamento tomografico consente di fatto di apprezzare isolatamente le lesioni che più soffrono della sovrapposizione e quindi della confusione dei piani alla mammografia standard. Se anche i primi risultati comparativi, per ora esigui saranno confermati la DBT potrà inserirsi a pieno titolo tra le tecniche idonee allo studio della mammella finalizzato al rilevamento di lesioni tanto nella diagnostica senologica quanto nello screening. Gli attesi sviluppi informatici, in particolare i dispositivi CAD dedicati, e le potenzialità connesse all'impiego dei mezzi di contrasto sono da considerare ulteriori promettenti innovazioni che la tomosintesi dovrebbe proporre ai radiologi in un futuro non lontano.

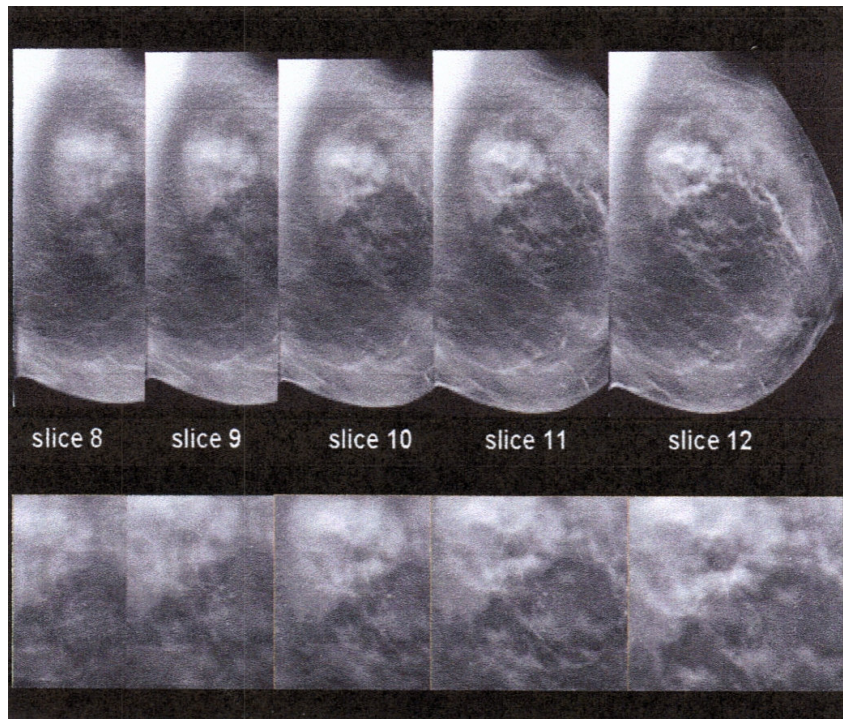


Figura XIV : esempio di immagini acquisite con tecnica di tomosintesi digitale

6. Conclusioni

La mammografia digitale si dimostra sempre più efficace nella diagnosi precoce del carcinoma mammario. Lo svantaggio principale di questa tecnica è senza ombra di dubbio il costo elevato. Infatti il costo medio di un apparecchiatura digitale si aggira tra i 400.000 e i 500.000 Euro contro gli 80.000 di un apparecchiatura analogica. Ma bisogna considerare che gli sviluppi tecnologici daranno forza al mercato digitale, non solo per quanto riguarda le immagini ma anche la loro visualizzazione ed archiviazione. Pertanto è naturale pensare che nel corso dei prossimi anni il prezzo dei mammografi digitali sia destinato a scendere come già succede per i comuni apparecchi digitali, quali i computer, i telefonini, le macchine fotografiche ecc.. La tecnica digitale, soprattutto DR, permette inoltre una sensibile riduzione dei tempi di esecuzione dell' esame, dato che consente di visualizzare le immagini in real time. Ciò porta di conseguenza ad un aumento della produttività, elemento da non trascurare dato il costante problema delle liste d'attesa. Dal punto di vista clinico la comparazione tra le due tecniche è ancora oggi difficoltosa data la recente comparsa della mammografia digitale. Il New England Journal of Medicine ha recentemente pubblicato uno studio che ha paragonato le due tecniche, concludendo con un verdetto di sostanziale parità, sia pure rilevando una maggiore precisione del digitale per le donne più giovani o con caratteristiche particolari. Lo studio ha analizzato i dati di quasi 50.000 donne apparentemente sane , sottoposte a mammografia di controllo in 33 centri degli Stati Uniti e del Canada. Ciascuna di queste donne ha accettato di farsi esaminare tramite la mammografia analogica e anche tramite la mammografia digitale. Considerando tutte queste mammografie, l' accuratezza diagnostica di quelle digitali è risultata simile alla precisione di quelle convenzionali, ma si è rivelata superiore nelle donne con meno di 50 anni, nelle donne con una struttura mammaria densa, e nelle donne in pre-menopausa oppure peri-menopausa. Per molti il numero di questo tipo di pazienti è troppo basso per

poter costituire un elemento realmente discriminante nelle pratica clinica. Dunque il verdetto resta ancora, per certi versi sospeso, anche se propende sempre più verso la mammografia digitale.

BIBLIOGRAFIA :

Coopsmans De Yold G., Veronesi U. 1997 : “ Senologia- diagnostica x immagini”. Edizioni medico scientifiche Pavia

Mazzucato F. 1997 : Anatomia radiologica – Tecnica e metodologia propedeutiche alla diagnosi mediante immagini”. Edizioni Piccin Nuova Libreria S.p.A. Padova

Baldelli P., Gambaccini M. 2003 : “ Mammografia digitale – principi fisici e sviluppi futuri”. La Radiologia medica n° 106, 454-466

Cossu E., Simonetti G. 2003 : “ Stato dell’ arte della mammografia digitale”. Supplemento de “ Il Radiologo“ 4/2003, 4-15

Gennaro G., Pescarini L. 2008 : “ Tomosintesi digitale della mammella” . Attualità in Senologia n° 55/2008, 25-31

<http://www.albanesi.it/Salute/mammografia.htm>

<http://www.prevenia.com/vantaggi.htm>